

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2004-527325
(P2004-527325A)

(43) 公表日 平成16年9月9日(2004.9.9)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/00

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 49 頁)

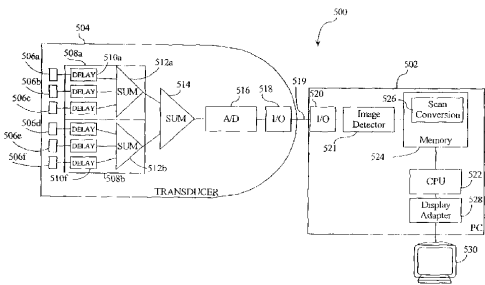
(21) 出願番号	特願2002-590141 (P2002-590141)	(71) 出願人	399050231
(86) (22) 出願日	平成14年4月3日 (2002.4.3)		フィリップス エレクトロニクス ノース
(85) 翻訳文提出日	平成15年10月1日 (2003.10.1)		アメリカ コーポレーション
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/010469		アメリカ合衆国 ニューヨーク州 100
(87) 国際公開番号	W02002/093548		20 ニューヨーク アヴェニュー オブ
(87) 国際公開日	平成14年11月21日 (2002.11.21)		ザ アメリカズ 1251
(31) 優先権主張番号	09/825,720	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成13年4月4日 (2001.4.4)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), CN, JP		弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 静的焦点超音波装置及び方法

(57) 【要約】

データのセットのようなc走査を形成するビームを形成するために利用される各々の素子のために選択されたプリセット遅延値に基づいて各々の利用素子の出力を、形成された各々のビームに対してサンプリングするビームフォーマに関連して、二次元に分布した素子を有するトランスデューサアセンブリを利用する超音波システム。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

二次元に分布された複数の素子を有するトランスデューサアセンブリ；並びに
各々のフレームのために形成される各々のビームについて、各々のビームのために選択されたポイントに関して集められるスラブ内にデータを生成するように各々の利用素子の出力をサンプリングするビームフォーマであって、スラブの厚さはトランスデューサの有効深さより実質的に小さい、ビームフォーマ；
から構成されることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波システムであって、ビームフォーマは各々のビームについて選択されたポイントのためにデータを生成するように、各々の利用素子の出力をサンプリングする、ことを特徴とする超音波システム。 10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波システムであって、ビームフォーマは各々のフレームにおける任意の幾何学的形状において、各々のビームについての複数のポイント又は 1 つのポイントのためにデータを生成する、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波システムであって：
ビームフォーマからデータを受信し且つ表示装置のために適切なデータを生成するプロセッサ；
から更に構成される、ことを特徴とする超音波システム。 20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波システムであって：
トランスデューサとビームフォーマとを統合する第 1 ハウジング；並びに
プロセッサを支える第 2 ハウジング；
から構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波システムであって、プロセッサはビームフォーマに遅延値を提供するようになっている、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 7】

請求項 4 に記載の超音波システムであって、プロセッサはビームフォーマからのデータに関して走査変換プロセスを実行するようになっている、ことを特徴とする超音波システム。 30

【請求項 8】

請求項 4 に記載の超音波システムであって、プロセッサはパーソナルコンピュータの一部である、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 9】

請求項 4 に記載の超音波システムであって：
プロセッサをもつビームフォーマに接続するシリアルインタフェース；
から更に構成される、ことを特徴とする超音波システム。 40

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波システムであって、シリアルインタフェースは USB インタフェースである、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波システムであって、USB インタフェースは USB 1.0、1.1 又は 2.0 の仕様を満足する、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 12】

請求項 10 に記載の超音波システムであって、トランスデューサアセンブリとビームフォーマは USB インタフェースにより電力供給される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 13】

請求項 10 に記載の超音波システムであって、トランスデューサアセンブリとビームフォーマは USB インタフェースにより供給されるクロック信号を利用する、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 14】

請求項 9 に記載の超音波システムであって、シリアルインタフェースは IEEE 1394 インタフェースである、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 15】

素子のマトリクスを有するトランスデューサアセンブリ；
フレームにおける各々の焦点について各々の素子のための静的遅延を用いてビームを形成するビームフォーマ；並びに
ビームフォーマからデータを受信し且つ遅延について適切なデータを生成するプロセッサ；
から構成されることを特徴とする超音波システム。

10

【請求項 16】

請求項 15 に記載の超音波システムであって、ビームフォーマは、各々のグループが複数の素子から構成される複数のグループと各々のグループの出力を合計する総和回路と、プロセッサからの情報により導かれた値に基づいて各々の素子の出力を遅延させる遅延回路と、グループの各々の遅延回路の出力を合計する和回路と、を有する、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 17】

20

請求項 15 に記載の超音波システムであって：
トランスデューサとビームフォーマとを統合する第 1ハウジング；並びに
プロセッサを支える第 2ハウジング；
から構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 18】

素子のマトリクスを有するトランスデューサアセンブリ；
スラブを表すエコーを生成するためにデータを受信する間に静的遅延を用いるビームフォーマ手段；
から構成されることを特徴とする超音波システム。

【請求項 19】

30

超音波データを得る方法であって：
少なくとも二次元に分布された複数の素子を用いて範囲を isonifyingする段階；
静的焦点を用いてエコーを受信する段階；並びに
受信されたエコーに基づく画像を表示する段階；
から構成される方法。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の方法であって：
受信されたエコーに基づくデータのスラブを形成する段階；
から更に構成され、
表示する段階はデータのスラブの一部の表示を表示する手順を含む；
ことを特徴とする方法。

40

【請求項 21】

請求項 19 に記載の方法であって、受信する段階は：
各々の素子について固定された遅延を伴う信号を合計することにより素子のマトリクスからの信号をビームフォーミングする手順；
を含む、ことを特徴とする方法。

【請求項 22】

請求項 19 に記載の方法であって：
範囲を isonifyし且つエコーを受信するために用いられるトランスデューサから処理ユニットにシリアルインタフェースによりデータを送信する段階、から更に構成される、こと

50

を特徴とする方法。

【請求項 23】

受信されたエコーを代表する信号を出力する複数次元の分布の状態にある複数の素子；並びに

複数のサンプラであって、少なくとも 1 つのサンプラは各々の素子に関連しており、各々のサンプラは、複数の音波イベントの各々のために、任意の幾何学的形状における信号の位置を表す関連する素子からの信号を獲得するために時間を決める、複数のサンプラ；から構成されることを特徴とする超音波システム。

【請求項 24】

請求項 23 に記載の超音波システムであって、各々の素子は少なくとも 2 つのサンプルに接続される、ことを特徴とする超音波システム。 10

【請求項 25】

請求項 23 に記載の超音波システムであって、各々のサンプラは所定の遅延の後の所定時間の間に制御信号に応じて閉じるスイッチから構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 26】

請求項 23 に記載の超音波システムであって、各々のサンプラは所定の遅延の後の所定時間の間に所定回数、制御信号に応じて、連続的に開いて閉じるスイッチから構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 27】

請求項 23 に記載の超音波システムであって： 20
複数のサンプラからデータを受信し且つ遅延のために適切なデータを生成するプロセッサ；
から更に構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 28】

請求項 27 に記載の超音波システムであって：
サンプラとサンプラからデータを受信するプロセッサとに接続されたアダプタカードであって、受信されたエコーを表すデジタルデータを生成するための前記データを処理し且つプロセッサに関連するメモリにデジタルデータを供給する、アダプタカード；
から更に構成される、ことを特徴とする超音波システム。 30

【請求項 29】

請求項 27 に記載の超音波システムであって、アダプタカードは P C カードである、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 30】

請求項 27 に記載の超音波システムであって、サンプラは任意の幾何学的形状として複数の素子の反対側における仮想頂点を用いて任意の幾何学的形状からのデータをサンプリングする、ことを特徴とする超音波システム。

【請求項 31】

請求項 27 に記載の超音波システムであって、サンプラは任意の幾何学的形状として複数の素子と同じ側における仮想頂点を用いて任意の幾何学的形状からのデータをサンプリングする、ことを特徴とする超音波システム。 40

【請求項 32】

請求項 27 に記載の超音波システムであって：
何れかの 1 つのフレームにより表される範囲より大きい範囲を表すデータのスーパーセットを作り出すために複数のフレームからのデータを結びつける画像処理ユニット；
から更に構成される、ことを特徴とする超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

超音波トランスデューサアセンブリは超音波パルスを放出し、エコーを受信する。一般に 50

、断面像又は体積像を生成するために、超音波アセンブリは複数の経路によりパルスを放出し、複数の経路から受信されたエコーを用いる。そのような操作は、一般に、ビームの“走査”、“掃引”又は“ステアリング”と表現する。殆どの超音波システムにおいては、わずかな時間の間に多くの画像（“フレーム”）が得られるように、走査が速く繰り返される。

【0002】

リアルタイムの超音波診断は、走査が実行されるとき、速いシーケンシャルフォーマットにおける超音波画像の表示を参照する。走査は、機械的（1つ又はそれ以上のトランスデューサを物理的に信号させることにより）又は電子的に実行される。今日の超音波システムにおける走査の最も一般的なタイプは電子的なものであり、トランスデューサ素子のグループ（“アレイ”と呼ばれる）はライン状に配列され、掃引動作を構成するように調整された一連の電気パルスであって素子当たり1パルスにより励振される。

10

【0003】

直線的に順序付けられたアレイにおいて、アパチャはトランスデューサ素子のサブグループをシーケンシャルに励振（及び重ね合わせ）することによりアレイに亘って掃引される。直線的に順序付けられたアレイにおいて、全ての（又は殆んど全ての）素子は、単一パルスにより且つ隣接する素子間の小さい（典型的には1ミリ秒未満の）時間（“位相”）差を用いて励振され、それ故、結果的に得られる音波パルスは特定の方向（“ステアリング”と呼ばれる）沿って累積される。ビームのステアリングに加えて、フェーズドアレイは、位相遅延パターンに曲率を設けることにより、深さ方向にビームの焦点合わせを行うことが可能である。より大きい曲率はトランスデューサアレイのより近くに焦点を定める一方、曲率がより小さいと焦点はより深い方向に移動する。又、焦点合わせを提供するために線形シーケンスアレイと共に遅延を用いることができる。

20

【0004】

アレイがエコーを受信しているとき、素子の電子出力を遅延することができ、それ故、アレイは、特定の深さにおいて焦点を合わせることによって、特定の方向にセンシティブである。送信パルスが画像形成されている対象物の組織を通して移動するにつれ、この受信焦点深さを連続的に増加することが可能である。このように連続的に変化する受信焦点は動的焦点と呼ばれる。送信焦点と動的受信焦点は、画像形成における大きい深さ範囲に亘る細部の解像度を改善する。

30

【0005】

種々の遅延を生成するアパチャはビームフォーマと呼ばれる。従来、既知のビームフォーマは、毎ナノ秒毎に（動的に遅延された）新しいポイントのデータを伝えることが可能である高価なビームフォーミング回路を用いるアナログドメインにおいて機能していた。ごく最近、デジタルメモリから離れて読み取り時間を変化させることにより遅延を提供するデジタルビームフォーマが開発されてきた。デジタルビームフォーマは、拡張メモリ、正確なクロック装置及び大きいタイミングテーブルを必要とする一方、これらの構成要素は、それらのアナログ対応物より安価であり且つ小さい。そのようなデジタルビームフォーマは、それらの据え置き型対応物と略同様に強力な、コストパフォーマンスの高い可搬型の超音波装置についての要望に応えられない。

40

【0006】

既知の可搬型超音波装置は、プローブの面から伸びる平面において得られる画像を生成するためのプローブにおいて一次元トランスデューサアセンブリを用いている（既知の利用可能な装置は線形シーケンスアレイを用いている）。現在、可搬型超音波装置には、超音波特定装置とPCアドオン装置の2つの種類がある。

【0007】

超音波特定装置は、単に小型の超音波装置であり、一般に、大きいスタンドアロン装置を模写しており、デジタルビームフォーマを用いている。そのような装置の一例としては、SONOSITE社により市場に出されているSONOSITE装置がある。最高級の超音波システムにおける回路及びソフトウェアの多くは、ラップトップコンピュータと違っ

50

て小型化には適さない。ビームフォーマのような大きい従来型の構成要素は、小型化されるとき、機能性を失う。PCアドオン装置においては、トランスデューサアセンブリとビームフォーマをプローブハウジングに一体化することが試みられている。このとき、プローブはPCであって、代表的にはよく装備されたラップトップPCに接続され、ビームフォームされたデータからの画像生成を実行する。そのような装置の一例としては、TERASON社のTERASON 2000がある。

【0008】

大きな関心が寄せられている超音波技術の他の分野には、素子のマトリクスから構成されるトランスデューサアセンブリを有するプローブ、即ち、ときどき二次元又はマトリクスプローブと呼ばれるプローブがある。マトリクスプローブは、前述の深さ方向における焦点と共に二次元におけるビームステアリングを可能にするので、今日の努力は、三次元画像をレンダリングするために用いられる超音波データ容量の捕捉のためにマトリクストランスデューサアセンブリを用いることに関連している。残念ながら、リアルタイムのマトリクストランスデューサにより生成されるデータ容量において機能することが可能である低価格の画像処理資源がないことにより、大きいリアルタイムの全帯域幅に亘る三次元画像の商品化は恐らく2、3年後になる。従来の動的焦点ビームフォーマの導入に伴って含まれるコストはサンプリングに用いられるマトリクスプローブにおける素子の数により増加することにより、今日まで、既知の可搬型超音波装置でマトリクストランスデューサアセンブリを利用できるものはない。

【0009】

超音波画像形成は、ユーザにより所望される結果を得るために、トランスデューサからのデータを処理するために必要とされる画像処理資源と画像品質との間のトレードオフを常に含んでいる。データが得られる速度は物理（音波は人間の体の中においてのみ非常に速く移動する）により制限される一方、データに関して実行されることができ画像処理の種類は、データに影響を与えることとなる画像処理資源の量と品質により制限される。大抵そうであるように、リアルタイムの画像形成が所望される場合、他の制限因子は処理システムのデータ捕捉速度である。

【0010】

超音波データは、一般に、フレーム単位で捕捉され、各々のフレームはトランスデューサの面から放射される超音波ビームの掃引を表す。一次元トランスデューサは二次元の矩形又は扇形掃引を生成する。二次元トランスデューサは、所定の三次元形状又はボリュームを形成する掃引を生成することが可能である。リアルタイムで超音波データの比較的大きなボリューム（ $60^\circ \times 60^\circ$ ）を十分に処理するためには、平行度 $16 \times$ が可能であるビームフォーマが必要とされる。そのようなビームフォーマは、超音波システムの受け入れられるコストが急激に減少している市場において、特に、非常に高価である。今日の努力は、全体の処理を手取り早く実行する方法に焦点が当てられている一方、現在の二次元のシステムと競合可能な価格帯において許容可能な画像を生成することが可能である三次元超音波システムを市場に出すことに向けられている。現在利用可能な可搬型の三次元の解決方法は知られていない。

【0011】

図1は、本発明の譲受人に譲受された同時係属の米国特許出願公開第09/633,480号明細書に説明されている既存の三次元超音波画像形成システムのブロック図である。米国特許出願公開第09/633,480号明細書に説明されている装置は、マトリクストランスデューサアセンブリにより生成されるデータからリアルタイムの画像のアップランスを伴う三次元画像をレンダリングするためのインターリーピングを用いている。このことは、コストを最少化するために比較的標準的な構成要素を使用することを可能にする一方、芸術的表示状態を提供することを可能にする。図1に示すシステムは、今日、可搬型パッケージとして利用可能ではない。

【0012】

超音波システム100は、三次元画像プロセッサとして機能させるために、標準的なパー

10

20

30

40

50

ソナルコンピュータ（“PC”）を利用し、好適には補間データを用いて画像を生成する。超音波システム100はマトリクストランスデューサアセンブリ104を有し、サブグループビームフォーミングの概念を利用している。図1に示す例においては、素子は106a乃至106fのみが示されているが、任意の数の素子を用いることが可能であることを当業者は認識するであろう。トランスデューサ104は、好適には、一連のASIC108nを用いるサブグループビームフォーミングのために構成される。ビームフォーミングにおけるサブグループの使用については、本発明の譲受人に譲受された米国特許第5,997,479号明細書及び米国特許第6,126,602号明細書の両方に説明されており、各々の主題をここで参照として示す。

【0013】

2つのASIC108a及び108bを示しており、素子106a乃至106fに対応している。各々のASIC108nは3つの素子に接続されているが、例えば、5個、15個又は25個の素子が各々のASIC108nに接続されるような他のデザインも又可能である。各々のASIC108nは、音波ビームを焦点合わせし且つステアリングするために既知の方法でプログラム可能な量だけ接続された素子106nの出力を遅延させる複数の遅延回路110n（ASIC108nに接続された素子各々に1つ）を備えている。和回路112nは各々のASIC108nにおいて遅延回路110nの出力を結合する。

【0014】

ビームフォーミングを完了するために、各々のASIC108nの出力はスキャナ114に供給され、好適には、超音波システム100の主ハウジング内に設けられる。各々のASIC108nからの各々の和回路112nの出力は、先ず、対応するA/D変換器116nによりA/D変換される。次いで、各々の和回路112nの変換された出力は対応する遅延回路118nにより遅延され、その後、和回路120により、他の遅延され変換された出力と合計される。合計された信号に関する画像検出手順を実行することによりエコーデータを生成する和回路の一部として、画像検出を実行する回路（図示せず）が提供されることが可能である。スキャナ制御回路124は、メモリ122に記憶された遅延係数を用いて、スキャナ114及びトランスデューサ104の操作及びタイミングを制御する。図1に示したシステムの場合、各々の遅延回路110nの遅延は単一ビームの受信の間を通して変化がないように保たれるが、遅延回路118nにおける遅延は、動的焦点を達成するために受信の間、動的に変化される。

【0015】

スキャナ114の出力は、その後の信号処理のためにI/O128を経由して、主ハウジングに備えられているバックエンド126に送信される。バックエンド126は二次元信号処理を実行し、他方、PC102は三次元画像処理を実行する。バックエンド126は、二次元走査データをX-Y空間に変換する走査変換器130を備えている。走査変換の後には、モニタ140に表示するための画像データを生成するために、カラーフロー、ドップラ等の種々の二次元画像エンハンスメント処理を実行することが可能である画像処理ユニット131が備えられている。

【0016】

チャンネルリンク送信器132は、バックエンド126により受信されたエコーデータを、チャンネルリンク受信器134によりエコーデータを受信するPC102に転送する。チャンネルリンクは、種々の製造方法を利用可能である、高速差動信号伝送標準（Low Voltage Differential Signaling standard）に適合する一対のチップを用いて形成されることが可能である。図示したように、PC102に転送されたデータは、スキャン変換に先立ち、バックエンド126におけるデータバスから得られる。

【0017】

CPU136は、メモリ138に記憶されたプログラムの制御下の三次元走査変換（X-Y-Z空間への）を含む計算タスクを実行する。CPU136は、後のモニタ140（例えば、AGPビデオカード（図示せず）による）への出力のための基礎となる表示データを生成する。PC102は、MITSUBISHIにより供給されたVOLUME PRO

10

20

30

40

50

のシリーズのカードのような拡張カードを用いて、三次元レンダリング及び三次元データ操作を行う。レンダリングプロセスの第1段階は、任意の観点と共に画像形成された面を確認することである。ときどき、その面はボリウムレンダリングされ、即ち、選択された面の“後ろの”平行な面からのデータを用いてエンハンスされる。全体としては、三次元システムのより生成された画像（以後、“三次元画像”と表す）と従来の二次元システムにより生成された画像との間の違いは、a) 三次元画像は部ロープの面に関して任意のオリエンテーションを有することが可能であること、及びb) 三次元画像は、深さの錯覚を与える近くのスライスからの画像データを含むようにボリウムレンダリングされることが可能であること、である。

【0018】

10

図1に示す装置は、かなりの量の処理資源と複雑な信号処理装置がレンダリングされた画像を生成するために必要である理由から、現在の三次元超音波システムをよく代表している。結局、大抵製造されるものは、いまだに、本質的には、二次元画像である。三次元超音波システムのデザイナーの主な関心の1つは、表示のための画像をデータ容量からどのように生成するか、ということである。上述のように、殆どの方法は対象となる面を確認するために位置を移動し、その面とその面のできるだけ僅かに後方からのデータを表示する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0019】

20

結局、マトリクスプロープの大きく貢献できる点の1つがデータ容量内で任意の面の画像を形成する能力であることを、本発明者は認識している。このことから、本発明者は、プロープの視野内の任意の幾何学的性質を直接画像化するマトリクスプロープを用いるための装置及び方法を見出した。これにより、かなり多くの処理資源又は複雑な信号処理装置を必要とすることなく、従来の三次元超音波システムにより生成される画像に実質的に同様な二次元画像の表示が可能である。本発明者は、マトリクスプロープを利用する可搬型超音波装置をつくり出すための装置及び方法を更に見出した。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、例を挙げて、本発明の好適な実施形態について詳細に説明するが、それらの例は添付図面により示され、参照符号は一貫して同じ構成要素を表すこととする。

30

【0021】

本発明者は、従来の方法とは対照的であり、前述の動的焦点及びマトリクスプロープを用いることにより、受け入れられる二次元走査画像を最少のハードウェア及び処理資源を用いて生成することが可能であることを見出した。本発明者は、従来の一次元プロープにより生成される二次元画像における幾つかの優位点を有する優れた品質の二次元画像を生成するためのマトリクストランスデューサアセンブリの利用する新しい画像形成方法を発明した。注目に値すべきは、この方法を使用するために構築された装置は、高価な最新式のビームフォーマを用いることを回避し、可搬型システムとして適切となっている。又、データのスラブを得ることにより受け入れられる三次元画像を提供するために、そのようなシステムを用いることが可能である。

40

【0022】

本発明において述べる装置は、好適には、特に、要求される目的、即ち超音波画像形成のために構成されるが、ここで挙げる方法は、上述の超音波画像形成装置を用いてコンピュータ及びインタフェースに記憶されたルーチンにより選択的に達成されるか又は認識される一般目的コンピュータ又は他のネットワーク装置において機能することが可能である。ここで提供する手法は、何らかの特定の超音波システム、コンピュータ又は他の装置に固有に関連するものではない。特に、本発明の教示に従ったルーチンを用いて、種々の装置を利用することが可能であり、又、必要な方法の段階を実行するためにより特殊化された装置を構築することはより便利なことである。特定の環境において、1つのハードウェア

50

が特定の特性をもつことが所望されるとき、これらの特性は次のようなテキストにおいてより十分に説明される。そのような多様なハードウェアのために必要な構造は、次に示すような説明で表すことが可能である。本発明の機能を実施することが可能である装置は、AGILENT TECHNOLOGIES、ADVANCED TECHNOLOGY LABORATORIES INC.、及び他の超音波装置の製造業者等の企業により製造される装置を含む。

【0023】

ここで述べる方法に関して、そのような方法を実行するためのソフトウェアを作り出すためのプラットフォーム及び言語は種々存在することを、当業者は認識しているであろう。

1種類のシステムに用いることが可能であるものが他のシステムにおいては効果的ではないように、的確なプラットフォーム及び言語の選択は、しばしば、実際の構成されたシステムの仕様により決定されることも又、当業者は認識しているであろう。

【0024】

図2は、本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムの用いる方法を示している。図2は、本発明に従って形成された代表的なビーム（又は、“走査線”と呼ばれる）を用いる6×6マトリクストランスデューサアセンブリを示している。各々の走査線は、特定の焦点ポイント242a乃至242iにおいて終端となる各々の素子206n（説明の簡単化のために素子206a乃至206fのみにラベル付けを行った）からの一組の個々の音波経路線により形成される。

【0025】

図2は、各々の素子からの及び各々の素子への信号はここで示した線に沿って完全に移動することはなく、むしろ、線及び焦点は各々の素子206nについての駆動信号に与えられる遅延に基づく各々の素子206nによる信号出力の効果を表している理由から、図2はトランスデューサアセンブリ204の機能の概念を示すだけのものであることを、当業者は認識するであろう。一般に、各々の焦点242nは走査線又は“ビーム”から得られるデータを表す一方、一連の焦点242a乃至242iは単一フレームを表している。

【0026】

焦点242a乃至242iのみが、図による表示を理解可能にするために表されている。しかしながら、フレーム当たりの走査線数は、分解能とフレーム速度との間のトレードオフに基づくデザイン上の選択であることを、当業者は認識するであろう。好適には、フレーム当たりの線は、対応する一次元のプローブが備えられたシステムにおけるより、より多く生成される。一般に、フレーム当たりの走査線数は、従来の三次元画像形成システムにおけるそのような選択に対する同じ基準を用いて選択される必要がある。

【0027】

本発明の好適な実施形態に従って、走査線のセット（例えば、フレーム）における各々の走査線についての受信遅延は、各々の素子からそれぞれの線に沿った焦点への及び焦点からのフライト時間に等しくなるように設定される。素子206nの走査線の各々の遅延は固定的であると言われる。換言すれば、各々の素子の受信遅延は異なるビーム間では変化することが可能である一方、特定のビームについては、受信遅延はそのビームの全体的な受信プロセスについて一定である。好適には、各々の素子の受信遅延は、以下に述べるように、送信焦点への及び送信焦点からのフライト時間と必ずしも一致する必要はない。

【0028】

各々の焦点242nは、例えば、平面の表面、局面の表面又は円錐台のような他の形状（“任意の幾何学的形状”と呼ばれる）等の所定の任意の幾何学的形状において存在する。ある意味では、プローブ面から拡張された平面における一次元プローブにより得られる連続的受信焦点は、マトリクスプローブ及び固定的焦点を用いることにより置き換えられる。プローブから拡張された平面における複数の受信ポイントにおいて焦点合わせすることの代わりに、本発明は、走査線毎の単一ポイントにおいて焦点合わせを行い、このとき、画像形成された形状の表面において動的焦点を与えるようにして、焦点は任意の幾何学的形状に存在する。好適には、焦点は同一平面上にあるが、凹状又は凸状曲面のような他の

形状は画像形成される対象物に依存して有用になる可能性があることを、当業者は認識するであろう。

【0029】

走査線はピラミッド形状又は錘台形状になることが可能であり、又、平行になる（“線形”形式において）ことも可能である。平行形状が用いられる場合、走査視野はプローブのアパチャと同じ大きさになる。錘台形状が用いられる場合、走査視野はプローブのアパチャより大きくなることが可能であるが、焦点深度に依存し、平行形状を用いて得られる解像度と同様の解像度を得るためにはより多くの走査線を必要とすることとなる。

【0030】

任意の平面を画像形成するために用いるとき、本発明に従って生成された走査は“c走査”と呼ばれる種類の走査と似ている。一般に、“c走査”の用語は、トランスデューサを横切ることのない何れかの平面の走査を意味する。本発明は、トランスデューサを必ずしも横切らない（画像形成平面がプローブ面を横切る可能性がある遅延の適切な選択を伴うが）ことから、c走査に似た走査を生成する。上述のように、本発明は平面に限定されないが、何れかの任意の幾何学的形状に画像形成することが可能である。更に、本発明に従って、且つc走査の従来の概念とは異なる様式で、本発明により得られるc走査は厚みを有している。本発明に従った走査により得られたデータは、送信ビームと受信ビームを重ねることにより画像形成されることが可能であるのと同じ厚さを表すことが可能である。このようにして、本発明により得られたデータのセットは、走査線の領域の深さに等しいか又はその深さより小さい厚さを有する“スラブ”を表すことが可能である。領域の成分

10

20

【0031】

結果として得られるデータのスラブの表示において、少なくとも2つの技術を用いることが可能である。第1に、それは、全部のボリュームマトリクスを用いる場合のようにスライスされ且つレンダリングされるデータのマトリクスとして扱われることが可能である。換言すれば、スラブは、既知の方法を用いて、スラブのスライスの二次元表示を含む三次元画像にレンダリングされることが可能である。ユーザが画像形成されるスライスの深さ及び/又はスラブの厚さを調節することを可能であるように、超音波システムに制御器を設けることができる。

30

【0032】

要約すれば、見られるべき平面を予め選択するための交換において、受け入れられる三次元画像は、以下で説明するように、高度に単純化されたビームフォーマを用いて得られることが可能である限定されたデータのセットを用いて生成されることが可能である。本発明を考慮するための1つの方法は、全体的なボリュームからデータを得て見えるようにスライスすることの代わりに、本発明はスライスされた表面からデータを直接得るものである。

【0033】

画像形成された平面、形状又はスラブの形と方向は、画像形成される構造により選択されることが可能である。浅い末梢血管について、皮膚に平行な走査平面を走査することは、浅い焦点を用いて選択されることが可能である。スラブの深さは多かれ少なかれ一定であるため、ユーザは、皮下層を見るために患者において簡単に掃引することが可能である。画像修正等の既知の方法を用いて、ユーザに大きいマップを提供するために、一連の画像を互いに繋ぎ合わせることが可能である。他の例としては、スラブを45°傾けることにより、胸腔を通してのプローブにおいて、標準的な心臓の様子を表すことが可能である。図3及び4は、有用な走査平面の方向の例を更に示している。

40

【0034】

図3は、本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムを用いる方法について示している。図3は、本発明に従って形成された代表的な走査線を伴う6×6マトリクストランスデューサアセンブリ304を示している。特に、図3は、トランスデューサアセ

50

ンブリ 3 0 4 上方の仮想的な走査の原点から放射状に伸び、焦点 3 4 2 n に焦点が合っている走査線を示している。各々の素子への音波経路は、明確にするために省略している。この場合、走査平面 3 4 4 は、トランスデューサアセンブリ 3 0 4 の面に略平行に形成されている。この構成は、物理的アパチャより著しく大きい視野を提供することにより皮膚表面近くの構造の画像形成を容易にしている。グラフィックアートの分野の当業者には周知のように、複数のフレームからのデータは、何れか 1 つのフレームにおける画像の範囲より大きい範囲を有する画像を形成するために繋ぎ合わされることが可能である。

【 0 0 3 5 】

走査線は又、トランスデューサアセンブリ 3 0 4 の面下方の仮想的な頂点を作り出すために形成されることが可能である。これは、“キーホール (keyhole)” 走査と呼ばれ、肋骨のような固体構造物を通して、又は他の障害物の周りを走査するために、特に有用である。

10

【 0 0 3 6 】

図 4 は、本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムを用いる方法について示している。図 4 は、本発明に従って形成された代表的な走査線を伴う 6 x 6 マトリクストランスデューサアセンブリ 4 0 4 を示している。特に、図 4 は、トランスデューサアセンブリ 4 0 4 の面における仮想的な走査の原点から放射状に伸び、焦点 4 4 2 n に焦点が合っている走査線を示している。各々の素子への音波経路は、明確にするために省略している。走査平面 5 4 4 は、トランスデューサアセンブリ 4 0 4 の面から傾けられて形成されている。走査平面の傾きを調整することにより、一次元トランスデューサにより生成される視野に匹敵する視野を得るように改善することが可能である。例えば、適切な断面を示す左心室弁の“真の”短軸断面を生成することが可能である。

20

【 0 0 3 7 】

図 2 乃至 4 において述べたように、本発明は種々の超音波システムにおいて実行することが可能である。図 5 及び 6 は、本発明のために最適化した 2 つのアーキテクチャの例を示している。しかしながら、最も高価なハードウェアを利用できない厳しい状況下にあっても、従来の動的遅延ビームフォーマを利用する今日のアーキテクチャにおいて本発明を実施することが可能であることを、当業者は認識するであろう。

【 0 0 3 8 】

図 5 は、本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システム 5 0 0 の簡単なブロック図である。超音波システム 5 0 0 は、本発明のため最適化された既存技術に基づいている。図 5 に示すような超音波画像形成システムと以下で述べるようなそのシステムの動作は、そのようなシステムを一般に代表するように意図されており、何れかの特定のシステムは図 5 に示すシステムとは異なり、特に

30

そのようなシステムの構成及び動作の詳細において異なり得ることを、関連分野の当業者は認識するであろう。図 5 は、本発明の発明的特徴を示す単純化された図である。本発明を理解し易くするように、例えば受信フィルタのような、一部の構成要素を省略したことを、当業者は理解するであろう。従って、超音波画像形成システム 5 0 0 は説明に役立つ例とみなすことができ、ここで述べる発明又は添付した請求項に関して制限するものではないことは、当業者には認識されるであろう。

40

【 0 0 3 9 】

超音波システム 5 0 0 は、好適には、画像視覚化ユニットとして機能させるために、具体的には標準的なパーソナルコンピュータ (“PC 5 0 2”) よりなる処理ユニット 5 0 2 を用いるが、それは必ずしも必要ではない。超音波システム 5 0 0 は、マトリクストランスデューサアセンブリ 5 0 4 を備えている。図 5 に示す例においては、素子 5 0 6 a 乃至 5 0 6 f のみを示しているが、任意の数の素子を用いることが可能であり、例えば、1 つの選択肢として 4 8 x 6 0 の素子アレイを用いることが可能である。

【 0 0 4 0 】

トランスデューサアセンブリ 5 0 4 は、好適には、一連の ASIC 5 0 8 n を用いて、サブグループビームフォーミングを構成することができる。ASIC 5 0 8 n は、好適には

50

、A S I C 1 0 8 n に基づく。2 組の A S I C 5 0 8 a 及び 5 0 8 b が示され、素子 5 0 6 a 乃至 5 0 6 f に対応している。この例において、各々の A S I C n は 3 つの素子に接続されている。集積化の程度に依存して、任意の数、例えば、2 5、7 5、1 2 0、1 5 0 等の素子を各々の A S I C 5 0 8 n に接続することが可能である。しかしながら、好適な実施形態においては、2 0 個の素子が各々の A S I C 5 0 8 n によりグループ化される。各々の A S I C 5 0 8 n は、音波ビームを焦点合わせしステアリングさせるように、接続された素子 5 0 6 n の出力を遅延させる複数の遅延回路 5 1 0 n (A S I C 5 0 8 n に接続される各々の素子に対して 1 つ) を備えている。

【 0 0 4 1 】

先行技術によれば、受信遅延は、所定のビームについての所定の遅延回路に対して変化しない。従って、遅延素子 5 1 0 n においては、動的受信焦点合わせが可能である必要はない。このことは、遅延回路 5 1 0 n に対して比較的安価且つ小型の回路を用いることを可能にする。そのようなビームフォーミング回路は周知である一方、今日の従来から培われてきた知恵は、殆ど全ての応用における動的受信焦点合わせが可能である動的遅延ビームフォーミング回路を用いることに対して、要請している。本発明は、複雑な回路を用いることなく済ませられる一方、複雑な回路が提供するような利点を達成することができる。従来の動的遅延ビームフォーマを利用する超音波装置を、例えば、動的受信焦点合わせを無効にすることにより、本発明の方法に従って用いることが可能である、ことは留意すべきことである。動的受信焦点合わせは“無効”にされる必要がなく、むしろ、システムは任意の幾何形状からデータをサンプリングするのみである、ことに留意されたい。

10

20

【 0 0 4 2 】

動的受信焦点合わせは、プローブ 1 0 4 を用いて得られる領域の深さを厳密に制限する一方、受け入れられる二次元画像がこの構成を用いて得られ、上述のように、従来の一次元のプローブを用いて得られる二次元画像において一部の重要な優位性を提供する。図 5 において示す構成は、最小の空間と最小のパワーを用いることから、可搬型超音波装置のために特に適切である。

【 0 0 4 3 】

和回路 5 1 2 n は、各々の A S I C 5 0 8 n における遅延回路 5 1 0 n の出力を結合する。和回路 5 1 4 は、各々の A S I C 5 0 8 n における各々の和回路 5 2 1 n の出力を結合する。好適には、2 8 8 0 個の素子 5 0 6 n は、各々 2 0 個より成る 1 4 4 個のサブグループにグループ分けされる。好適には、1 4 4 個のサブグループのうち 1 2 8 個が画像形成のために用いられ、1 2 8 個の A S I C 5 0 8 n が必要とされ、それらの出力は和回路 5 1 4 により合計される。

30

【 0 0 4 4 】

和回路 5 1 4 の出力は A / D 変換器 5 1 6 により A / D 変換され、送信媒体 5 1 9 により I / O 制御器 5 1 8 及び 5 2 0 から構成される通信リンクを経由して P C 5 0 2 に送信される。本発明の好適な実施形態に従って、通信リンクは“U S B (Universal Serial Bus)”である。U S B は、P C に周辺機器を接続するための工業規格のインタフェースであり、接続された周辺機器に 5 V において 2 . 5 W 以下を供給する。今日用いられている U S B 1 . 1 工業規格は 1 2 M b i t / s e c 以下のデータ速度を可能とする。U S B 等時性転送プロトコルを用いると、6 0 M b i t / s e c におけるデータの周期的バーストが可能である。そのような速度は、超音波プローブからの R F 捕捉に対して十分である。将来、U S B 2 . 0 は 4 8 0 M b i t / s e c の転送速度を提供するであろう。当業者は、I E E E 1 3 9 4 (“ F I R E W I R E ” として知られている) のような他のインタフェースを適用することができることを認識するであろう。更に、本発明の実行に依存して、P C I バス又はパラレルポートに直接接続することが可能である。P C I バスへの接続は P C I カード又は P C カードでさえ經由することが可能である。データが転送に先立って圧縮される場合、低速シリアル接続のような他のオプションが存在する。

40

【 0 0 4 5 】

各々の I / O 制御器 5 1 8 及び 5 2 0 は、例えば、C Y P R E S S S E M I C O N D U

50

C T O R社製の低パワーU S B I Cから構成されることが可能である。そのようなI Cは、一般に、ビームフォーミングされたデータの1つのラインを記憶するための十分なR A Mと、P Cへの等時性転送を調整するためのマイクロコントローラに基づく8 0 5 1とを含む。このデザインについての興味深い利点は、A S I C 5 0 8 nについてのクロックとラインタイミングがU S B転送から由来し、1つの転送が生じているとき、クロックは次のラインの捕捉とR A Mにおける記憶のために備えている。

【 0 0 4 6 】

和回路5 1 4の出力は、画像検出器5 2 1により組織の輝度対時間の関係を表す複数の振幅“エンベロープ”信号(“エコーデータ”と呼ばれる)に変換される。次いで、エンベロープ信号はC P U 5 2 2の指令の下でP C 5 0 2内のメモリ5 2 4に記憶される。走査変換プロセス5 2 6は、モニタ5 3 0における表示装置アダプタ5 2 8により最終的な表示装置のためのデータを生成するためのデジタルデータに基づいて機能する。C P U 5 2 2は、メモリ5 2 4において演算され及び/又は記憶された遅延係数を用いて、トランスデューサ5 0 4のタイミングと機能を制御する。

10

【 0 0 4 7 】

図6は、本発明の第2の好適な実施形態に従った超音波画像形成システム6 0 0についてのブロック図である。図6に示す装置は、従来のビームフォーマのデザインからの逸脱を示しており、全ての不必要なハードウェアを避けて本発明を用いるために、高度に最適化したものである。図6に示すような超音波画像形成システム6 0 0と以下で説明するようなそのシステムの動作はそのようなシステムを一般に代表するものとして意図されており、その他の特定のシステムは図6に示すものと異なり得ることを、当業者は認識するであろう。図6は、本発明の発明的特徴を示すために単純化した図である。本発明を理解し易いように一部の構成要素、例えば受信フィルタと検出器を省略していることを、当業者は認識するであろう。従って、超音波画像形成システム6 0 0は説明に役立つ例とみなすことができ、ここで述べる発明又は添付した請求項に関して制限するものではない。

20

【 0 0 4 8 】

超音波システム6 0 0は、好適には、画像視覚化ユニットとして機能させるために、具体的には標準的なパーソナルコンピュータ(“P C 6 0 2”)よりなる処理ユニット6 0 2を用いるが、それは必ずしも必要ではない。超音波システム6 0 0は、素子6 0 6 nのマトリクスを有するマトリクストランスデューサアセンブリ6 0 4を備えている。図5に示す例においては、素子5 0 6 a乃至5 0 6 fのみを示しているが、任意の数の素子(例えば、1つの選択肢として4 8 x 6 0の素子アレイ)を用いることが可能であることを、当業者は認識するであろう。

30

【 0 0 4 9 】

超音波システム6 0 0は、エコーデータの検出を容易にするために求積法を用いている。これにより専用の画像検出器の必要性が軽減される。各々の素子6 0 6 nは2つのスイッチ6 0 8 n 1及び6 0 8 n 2に接続される。求積法が必要な場合、素子当たり1つのスイッチが必要である。スイッチの動作は以下で説明するような制御器により制御される。基本的には、任意の幾何学的形状における単一の位置を表す関連する素子からの信号が収集されることを可能にする特定の時間に閉じることによるサンブラとして、各々のスイッチは機能する。この位置は焦点とみなすことができるが、完全な焦点である必要はない。スイッチ6 0 8 n 1は、遠隔的に与えられる時間値を維持するために構成されることができ、又は、制御信号によりアクティブにされることができ、6 0 8 n 1が1 / 4 に等しくなった後の時間に閉じるためにスイッチ6 0 8 n 2が時間を決めることにより、各々の対を成すスイッチ6 0 8 n 1及び6 0 8 n 2が順に閉じられ、ここで、は超音波波形の基本周波数の周期である。特に、各々の第1スイッチ6 0 8 n 1は、関連する素子についての変わらない焦点値に基づいて閉じるために、プログラム又は制御され、各々の第2スイッチ6 0 8 n 2は関連する第1スイッチの後1 / 4 において閉じるようにプログラムされている。

40

【 0 0 5 0 】

50

データのスラブを得るために、スイッチ 608 は、サンプルのバーストを得るために、所定の時間数開いて閉じるように構成 / 制御されることが可能である。実際、そのような “バースト動作” は、ビームの全体的な深さからサンプルを得るために用いられることができる。

【0051】

第 1 スイッチ 608 n 1 の出力は和回路 610 a により合計される一方、第 2 スイッチ 608 n 2 の出力は Q 和回路 610 b により合計される。I 和回路 610 a と Q 和回路 610 b との出力は、A/D 変換器 622 (ADC 622) によりデジタルデータに変換され、送信媒体 613 により I/O 制御器 612 及び 614 から構成される通信リンクにより処理ユニット 602 に転送される。通信リンクは、例えば、“USB (Universal Serial Bus)” リンク又は IEEE 1394 リンクから構成される。しかしながら、第 2 の好適な実施形態に従って、通信リンクは処理ユニットの主バス 626 への直接接続を用いて実行され、更に好適には、PC カード規格を用いて実行される。

【0052】

PC カード規格は Personal Computer Memory Card International Association (PCMCIA) により設定され、今日、タイプ 1、タイプ 2 及びタイプ 3 とデザインされた 3 種類の実施がなされている。各々のタイプは 16 ビットバスを提供して、順に厚くなるようになっている (回路を更に加えることを可能にしている)。更に、PCMCIA は、高速 32 ビットバスを提供するカードバス (CardBus) と呼ばれる PC カードの拡張版を出している。本発明はカードバスを用いて同様に実行することが可能である。PC カード規格又はカードバス規格のどちらかを用いる通信の実行に関する詳細は本発明と密接な関係はないが、当業者は、ここに含まれる教示に基づいて何れかの解決方法を効果的に実行することが十分可能であると言える。

【0053】

一旦、I 和回路 610 a と Q 和回路 610 b からの信号が I/O 制御器 614 により受信されると、二乗回路 616 a 及び 616 b により二乗され、次いで加算器 618 により単一信号に加算される。加算器 618 の出力は積算器 620 により積算される。

【0054】

I/O 制御器 614、二乗回路 616 a 及び 616 b、加算器 618 及び積算器 620 は、好適には、PC 602 の主バス 626 をもつインタフェースのために PC カード 636 に組み込まれる。更に、制御回路 624 は、種々の構成要素の動作を制御するため及びスイッチ 608 をもつインタフェースとして機能するために、PC カード 636 に備えられる。それに代えて、スイッチ制御信号は PC 602 により供給されることができる。

【0055】

積算器 620 の出力は、その後の表示装置のために PC 602 の主バスに供給される。PC 602 は、当該分野において周知のように、メモリ 628、CPU 630 及び表示装置アダプタ 632 を備えている。一旦、CPU 630 が、データをマトリクスストランスデュースアセンブリ 604 から表示可能なデータに変換すると、これは当業者には周知のプロセスであるが、画像が表示装置アダプタ 632 によりモニタ 34 に表示される。

【0056】

アナログ通信リンクはアナログとすることができ、二乗回路 616 a 及び 616 b、加算器 618、積算器 620 はアナログ回路に形成することができる。ADC は、このとき、メモリ 628 に得られたデータをロードする前に、加算器 620 の出力をデジタル化するために備えられる。

【0057】

本発明の幾つかの例について参照図を参照しながら詳述してきたが、本発明の主旨及び請求の範囲から逸脱することなく、詳述した例において変形が可能であることを当業者は認識するであろう。例えば、スイッチ 608 n への遅延電圧の供給を更新することにより制限された動的焦点合わせを提供するために、超音波システム 600 を修正することが可能である。更に、ドップラ及び調波のような最も従来の画像形成モードを、本発明の装置

10

20

30

40

50

及び方法に結び付けて用いることが可能である。更に、機械的ウォブラ並びに単一素子アレイ又は線形アレイを用いてマトリクスプローブをシミュレートすることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】既知の超音波画像形成システムのブロック図である。

【図2】本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムを用いる方法について示す図である。

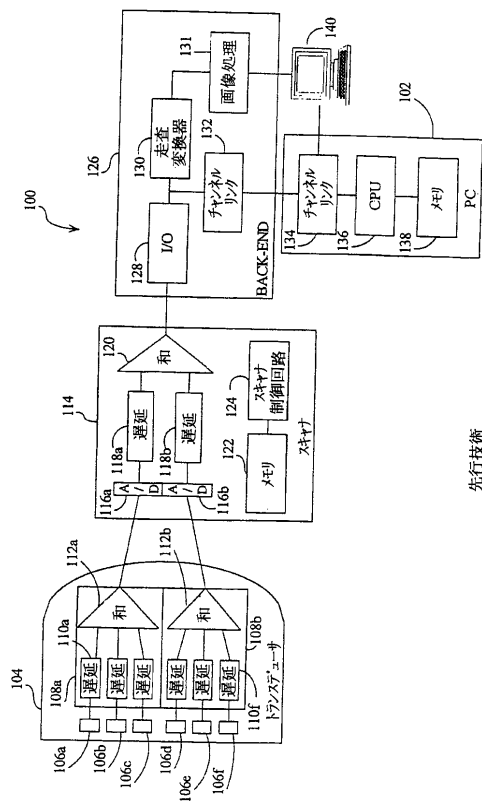
【図3】本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムを用いる方法について示す図である。

【図4】本発明の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムを用いる方法について示す図である。

【図5】本発明の第1の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムのブロック図である。

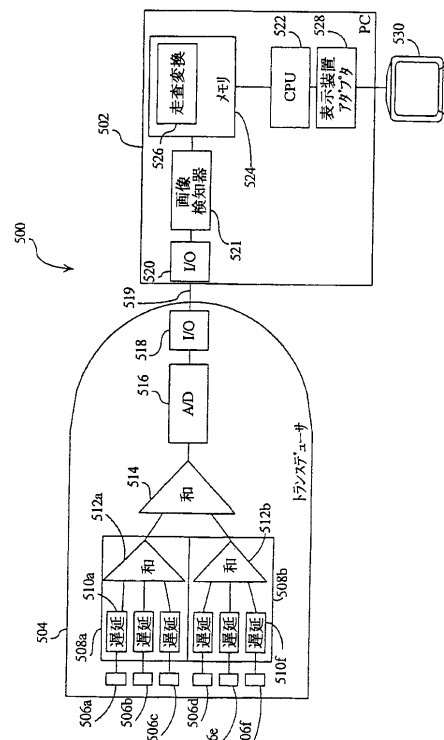
【図6】本発明の第2の好適な実施形態に従った超音波画像形成システムのブロック図である。

【図1】

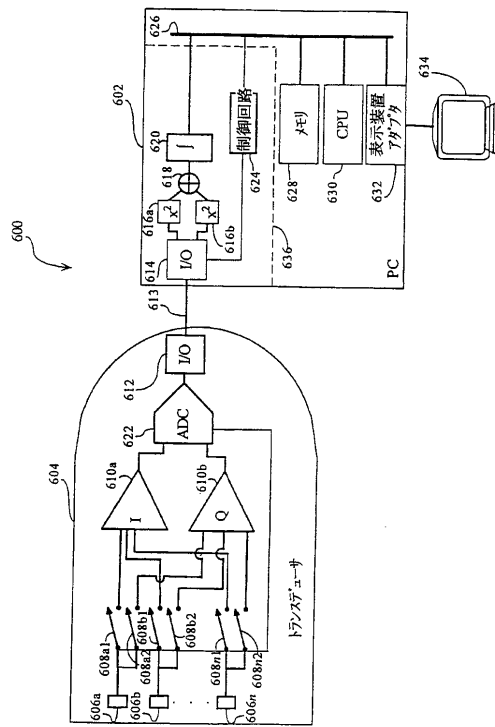


先行技術

【図5】



【図 6】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

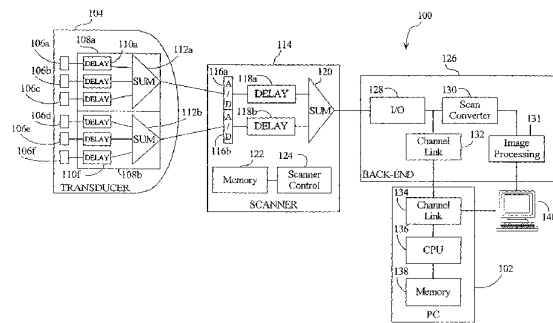
(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
21 November 2002 (21.11.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/093548 A2

- (51) International Patent Classification: **G10K** (74) Agent: **VODOPIA, John**; Philips Electronics North America Corporation, 580 White Plains Road, Tarrytown, NY 10591 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/10469
- (22) International Filing Date: 3 April 2002 (03.04.2002) (81) Designated States (national): CN, JP.
- (25) Filing Language: English (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/825,720 4 April 2001 (04.04.2001) US
Published: without international search report and to be republished upon receipt of that report
- (71) Applicant: **PHILIPS ELECTRONICS NORTH AMERICA CORPORATION** [US/US]; 580 White Plains Road, Tarrytown, NY 10591 (US).
For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.
- (72) Inventors: **POLAND, McKee, D.**; 22 Wolcott Avenue, Andover, MA 01810 (US). **SAVORD, Bernard, J.**; 243 Highland Road, Andover, MA 01810 (US).

(54) Title: STATIC FOCUS ULTRASOUND APPARATUS AND METHOD



(57) Abstract: An ultrasound system that utilized a transducer assembly having elements distributed in two dimensions in conjunction with a beamformer that, for each beam to be formed, samples the output of each utilized element based on a preset delay value selected for each element utilized to form the beam to form a c-scan like set of data.

WO 02/093548 A2

WO 02/093548

PCT/US02/10469

TITLE OF THE INVENTION

STATIC FOCUS ULTRASOUND APPARATUS

BACKGROUND OF THE INVENTION

5 Ultrasound transducer assemblies emit ultrasound pulses and receive echoes. In general an ultrasound assembly emits pulses through a plurality of paths and uses the received echoes from the plurality of paths to generate a cross-sectional or volumetric image. Such operation is typically termed "scanning", "sweeping", or "steering" a beam. In most ultrasound systems, scanning is rapidly repeated so that many images ("frames") are acquired within a second of time.

10 Real-time sonography refers to the presentation of ultrasound images in a rapid sequential format as the scanning is being performed. Scanning is either performed mechanically (by physically oscillating one or more transducer elements) or electronically. By far, the most common type of scanning in modern ultrasound systems is electronic wherein a group of transducer elements (termed an "array") are arranged in a line and excited by a set of electrical pulses, one pulse per element, timed to construct a sweeping action.

15 In a linear sequenced array, an aperture is swept across the array by exciting sequential (and overlapping) sub-groups of transducer elements. In a linear phased array, all (or almost all) the elements are excited by a single pulse, but with small (typically less than 1 microsecond) time difference ("phasing") between adjacent elements, so that the resulting sound pulses pile up along a specific direction (termed "steering"). In addition to steering the beam, the phased array can focus the beam, along the depth direction, by putting curvature in the phase delay pattern. More curvature places the focus closer to the transducer array, while less curvature moves the focus deeper. Delay can also be used with a linear sequenced array to provide focusing.

20 When an array is receiving echoes, the electric outputs of the elements can be delayed so that the array is sensitive in a particular direction, with a listening focus at a particular depth. This reception focus depth may be increased continually as the transmitted pulses travel through the tissue of the subject being imaged, focusing along the entire depth of the beam. This continual changing reception focus is called dynamic focusing. The combination of transmission focus and dynamic reception focusing greatly improves detail resolution over large depth ranges in images.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

The apparatus that creates the various delays is called a beamformer. Known beamformers have traditionally operated in the analog domain employing expensive beamforming circuits capable of delivering a new point of data (dynamically delayed) every nano-second. More recently, digital beamformers, that provide delay by varying read times out of a digital memory, have been developed. While digital beamformers require extensive memory, exact clock devices and large timing tables, these components are cheaper and smaller than their analog counterparts. Such digital beamformers hold out the hope of cost effective portable ultrasound devices nearly as powerful as their stationary brethren.

Known portable ultrasound devices use a 1-D transducer assembly (known available devices use linear sequenced arrays) in the probe to produce an image taken on a plane that extends from the face of the probe. Currently, there are two classes of portable ultrasound devices: ultrasound specific devices and PC add-on devices.

Ultrasound specific devices are simply miniaturized ultrasound devices, typically with digital beamformers, that replicate larger stand alone units. One example of such a device is the SONOSITE device marketed by SONOSITE, INC. Unlike laptop computers, much of the circuitry and software in large top-of-the-line ultrasound systems is not suitable for miniaturization. Larger traditional components, such as beamformers, lose functionality when miniaturized. PC add-on devices attempt to integrate a transducer assembly and a beamformer in a probe housing. The probe is then connected to a PC, typically a well equipped laptop, to perform image creation from the beamformed data. One example of such a device is the TERASON 2000 by TERASON.

Another area of ultrasound technology receiving significant attention are probes having a transducer assembly comprising a matrix of elements (for example a 56x56 array of 3,136 elements), sometimes referred to a 2-D or matrix probe. Because matrix probes allow beam steering in 2 dimensions as well as the aforementioned focus in the depth direction, current efforts are related to using matrix transducer assemblies for the capture of a volume of ultrasound data to be used to render 3-D images. Unfortunately, the commercialization of large real-time full bandwidth 3-D images is probably a couple of years off due to lack of affordable image processing resources capable of acting on the volume of data produced by

WO 02/093548

PCT/US02/10469

matrix transducers in real-time. To date no known available portable ultrasound devices utilize a matrix transducer assembly, probably due to the expense involved with the implementation of a traditional dynamic focusing beamformers multiplied by the number of elements in a matrix probe that must be sampled.

5 Ultrasound imaging has always involved a tradeoff between image quality and the image processing resources required to process the data from the transducer to obtain the results desired by the user. While the rate at which data can be acquired is limited by physics (sound only travels so fast in the human body), the types of image processing that can be performed on the data is limited by the amount and quality of image processing resources that
10 can be brought to bear upon the data. If real time imaging is desired, as it usually is, another limiting factor is the rate of data acquisition of the processing system.

 Ultrasound data is typically acquired in frames, each frame representing a sweep of ultrasound beams emanating from the face of a transducer. 1-D transducers produce a 2-D rectangular or pie-shaped sweep. 2-D transducers are capable of producing sweeps forming a
15 pre-defined 3-D shape, or volume. It is estimated that to fully process a relatively large volume ($60^\circ \times 60^\circ$) of ultrasound data in real time, a beamformer capable with 16x parallelism is required. Such a beamformer would be prohibitively expensive, especially in a market where the acceptable cost of ultrasound systems is rapidly decreasing. Current efforts are focused on ways to short cut full processing while bringing to market a 3-D ultrasound
20 system capable of producing acceptable images at a price point competitive with current 2-D systems. No known portable 3-D solutions are currently available.

 FIG. 1 is a block diagram of a known 3-D ultrasound imaging system 100 described in co-pending United States Patent Application 09/633,480 assigned to the assignee of the present application. The apparatus described in the 09/633,480 application uses interleaving
25 to render a 3-D image with the appearance of a real-time image from data produced by a matrix transducer assembly. This allows the use of relatively standard components to minimize cost while providing a state of the art display. The system shown in FIG. 1 is, at the present time, is not available in a portable package.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

5 The ultrasound system 100 utilizes a standard personal computer ("PC") 102, to act as a 3-D image processor and preferably produces an image using interpolated data. The ultrasound system 100 has a matrix transducer assembly 104 and utilizes the concept of sub-group beamforming. In the Example shown in FIG. 1, only elements 106a through 106f are illustrated, but those of ordinary skill in the art will recognize that any number of elements can be utilized. The transducer 104 is preferably configured for sub-group beamforming using a series of ASICs 108 n . The use of sub-groups in beamforming is described in U.S. Patent No. 5,997,479 and U.S. Patent No. 6,126,602, both assigned to the assignee of the present application, the subject matter of each being incorporated herein by reference.

10 Two ASICs 108a and 108b are illustrated, corresponding to elements 106a-f. In the example shown each ASIC 108 n is connected to three (3) elements although other designs are possible, for example, 5, 15, or 25 elements could be connected to each ASIC 108 n . Each ASIC 108 n is provided with a plurality of delay circuits 110 n (one for each element connected to the ASIC 108 n) that delay the output of a connected element 106 n by a
15 programable amount in a known manner so as to focus and steer acoustic beams. A sum circuit 112 n combines the output of the delay circuits 110 n in each ASIC 108 n .

The output of each ASIC 108 n is provided to a scanner 114, preferably located in a main housing of the ultrasound system 100, to complete beamforming. The output of each sum circuit 112 n from each ASIC 108 n is first A/D converted by a corresponding A/D
20 converter 116 n . The converted output of each sum circuit 112 n is then delayed by a corresponding delay circuit 118 n and subsequently summed with other delayed converted outputs by a sum circuit 120. Circuitry to perform image detection (not shown) is provided, perhaps as part of the sum circuit 120 to produce echo data by performing an image detecting procedure on the summed signal. A scanner control circuit 124 controls the timing and
25 operation of the scanner 114 and transducer 104 using delay coefficients stored in a memory 122. In the case of the system shown in FIG. 1, the delay in each of the delay circuits 110 n is kept static throughout reception of a single beam, but the delay in the delay circuits 118 n are dynamically varied during reception to achieve dynamic focusing.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

The output of the scanner 114 is sent to a back-end 126, provided in the main housing, via an I/O 128 for subsequent signal processing. The back-end 126 performs 2-D signal processing, while the PC 102 performs 3-D image processing. The back-end 126 is provided with a scan converter 130 which converts the 2-D scan data into X-Y space. Subsequent to
5 scan conversion, an image processing unit 131 is provided that can be configured to perform a variety of 2-D image enhancement processes, such as color flow, Doppler, etc., to create image data for display on a monitor 140.

A channel link transmitter 132 transfers the echo data received by the back-end 126 to the PC 102 which receives the echo data via a channel link receiver 134. The channel link
10 can be formed using chip pairs, available from a variety of manufacturers, that conform to the Low Voltage Differential Signaling standard. As shown, the data transferred to the PC 102 is obtained from a data bus in the back end 126 prior to scan-conversion.

A CPU 136 performs computational tasks, including 3-D scan conversion (into X-Y-Z space) under the control of programs stored in memory 138. The CPU 136 creates display
15 data which forms the basis for subsequent output to a monitor 140 (via, for example, an AGP video card (not shown)). The PC 102 performs 3-D rendering and 3-D data manipulation, with the assistance of an expansion card, such as the VOLUMEPRO series of cards supplied by MITSUBISHI. 3-D rendering, as is known to those of ordinary skill in the art, turns 3-D data into data suitable for display on a 2-D screen. The first step in the rendering process is to
20 identify a plane to be imaged along with a point of view. The data set is then sliced and rendered from the selected point of view. Sometimes, the plane is volume rendered, that is enhanced with data from parallel planes "behind" the selected plane. Overall, the differences between images produced by a 3-D system (termed hereinafter "3-D images") and those produced by a conventional 2-D system are: a) a 3-D image may have an arbitrary orientation
25 with respect to the face of the probe; and b) a 3-D image can be volume rendered to include image data from nearby slices giving the illusion of depth.

The apparatus illustrated in FIG. 1 is fairly representative of current 3-D ultrasound systems in that a significant amount of processing resources and complex signal processing devices are required to produce a rendered image. In the end though, what is often produced

WO 02/093548

PCT/US02/10469

is still essentially a two dimensional image. One of the main concerns for designers of 3-D ultrasound systems is how to produce an image for display from the volume of data. As above, most methods revolve around identifying a plane of interest and displaying data from that plane and possibly slightly behind the plane.

- 5 The present inventors have recognized that, in effect, one of the significant contributions of a matrix probe is the ability to image an arbitrary plane within a volume of data. From this, they have discovered apparatus and methods for using a matrix probe to directly image an arbitrary geometry within the field of view of the probe. This allows the presentation of a 2-D image substantially similar to one produced by a conventional 3-D
- 10 ultrasound system without the need for a significant amount of processing resources or complex signal processing devices. The present inventors have further discovered apparatus and methods for creating a portable ultrasound device that utilizes a matrix probe.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

- 15 An understanding of the present invention can be gained from the following detailed description of the invention, taken in conjunction with the accompanying drawings of which:
- FIG. 1 is a block diagram of a known ultrasound imaging system.
- FIG. 2 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with preferred embodiments of the present invention.
- 20 FIG. 3 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiments of the present invention.
- FIG. 4 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiments of the present invention.
- FIG. 5 is a block diagram of an ultrasound imaging system in accordance with a first
- 25 preferred embodiment of the present invention.
- FIG. 6 is a block diagram of an ultrasound imaging system in accordance with a second preferred embodiment of the present invention.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

Reference will now be made in detail to the present preferred embodiments of the present invention, examples of which are illustrated in the accompanying drawings, wherein like reference numerals refer to like elements throughout.

5 The present inventors have discovered that, contrary to conventional wisdom, by foregoing dynamic focusing and using a matrix probe an acceptable 2-D C-scan-like image can be produced with minimal hardware and processing resources. The present inventors have invented a new imaging method that takes advantage of a matrix transducer assembly to produce excellent quality 2-D images that have several advantages over 2-D images produced
10 by convention 1-D probes. Significantly, apparatus constructed to take advantage of this method avoids the use of costly state-of-the-art beamformers, making it suitable for portable systems. Such a system may also be used to present an acceptable 3-D image by obtaining a slab of data.

The apparatus set forth in the present application is preferably specifically constructed
15 for the required purpose, i.e. ultrasound imaging, but the methods recited herein may operate on a general purpose computer or other network device selectively activated or reconfigured by a routine stored in the computer and interface with the described ultrasound imaging equipment. The procedures presented herein are not inherently related to any particular ultrasonic system, computer or other apparatus. In particular, various machines may be used
20 with routines in accordance with the teachings herein, or it may prove more convenient to construct more specialized apparatus to perform the required method steps. In certain circumstances, when it is desirable that a piece of hardware possess certain characteristics, these characteristics are described more fully in the following text. The required structures for a variety of such hardware may appear in the description given below. Machines which
25 may perform the functions of the present invention include those manufactured by such companies as AGILENT TECHNOLOGIES, and ADVANCED TECHNOLOGY LABORATORIES, INC., as well as other manufacturers of ultrasound equipment.

With respect to the methods described herein, those of ordinary skill in the art will recognize that there exists a variety of platforms and languages for creating software for

WO 02/093548

PCT/US02/10469

performing such methods. Those of ordinary skill in the art also recognize that the choice of the exact platform and language is often dictated by the specifics of the actual system constructed, such that what may work for one type of system may not be efficient on another system.

5 FIG. 2 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with preferred embodiments of the present invention. FIG. 2 shows a 6x6 matrix transducer assembly 204 with representative beams (also referred to as "scan lines") formed in accordance with the present invention. Each scan line is formed by a set of individual acoustic path lines from each element 206_n (only elements 206a through 206f are labeled for
10 ease of explanation) terminating at a particular focus points 242a through 242i.

Those of ordinary skill in the art will realize that FIG. 2 is just a conceptual representation of the operation of the transducer assembly 204 in that the signal from and to each element does not perfectly travel along the lines shown therein, rather the lines and focal points are representations of the effect of the signals output by each elements 206_n based on
15 the delays imparted to the drive signal for each element 206_n. In general, each focal point 242_n represents the data obtained from a single scan line, or "beam," while the collection of focal points 242a - 242i represents a single frame.

Only focal points 242a-242i are portrayed so as to keep the illustration understandable. However, those of ordinary skill in the art will recognize that the number of
20 scan lines per frame is a design choice based on a trade-off between resolution and frame rate. Preferably, more lines per frame are generated than in a corresponding 1-D probe equipped system. In general, the number of scan lines per frame should be selected using the same criteria for such selection in a conventional 3-D imaging system.

In accordance with a preferred embodiment of the present invention, the receive
25 delays for each scan line, in the set of scan lines (for example, a frame), are set to be equal to the time of flight to and from the focal point along the respective lines from each element. The delays for each of the elements 206_n scan line are said to be static. In other words, while the receive delays for each element may vary as between different beams, for any given beam they are constant for the entire receive process of that beam. While preferable, the receive

WO 02/093548

PCT/US02/10469

delay for each element does not necessarily have to coincide with the time of flight to and from the transmit focus, as described herein below.

Each of the focal points $242n$ lie on a predetermined arbitrary geometric shape, for example a planar surface, a curved surface, or other shapes such as frusto-conical (referred to as an "arbitrary geometry"). In a sense, the continuous receive focus achieved by 1-D probes over a plane extending from the probe face is replaced through the use of a matrix probe and static focus. Instead of focusing at multiple receive points on a plane extending from the probe, the present invention focuses at a single point per scan line wherein the focus points lie on an arbitrary geometry, in effect giving dynamic focus over the surface of the imaged shape. Preferably the focus points are co-planar, although those of ordinary skill in the art will recognize that other shapes, such as concave or convex curves, may be useful depending on the subject being imaged.

The scan lines may occupy a pyramidal or frustum shape, or may be parallel (for a "linear" format). If a parallel shape is utilized, the scan view will be the same size as the probe aperture. If a frustum shape is used the scan view may be larger than the probe aperture, however, depending on the focus depth, more scan lines may be needed to achieve a similar resolution to that obtained with the parallel shape.

When used to image an arbitrary plane, the scan produced in accordance with the present invention is similar to a type of scan called a "c-scan." In general, the term "c-scan" refers to a scan of any plane that does not intersect the transducer. The present invention produces a scan similar to a c-scan, in that it does not necessarily intersect the transducer (although with proper selection of delays the imaging plane may intersect the probe face). As noted, the present invention is not limited to a plane, but can image any arbitrary geometry. Further, in accordance with the present invention, and differing from the traditional notion of a c-scan, the c-scan produced by the present invention may have thickness. The data produced by a scan in accordance with the present invention can represent as much thickness as can be imaged by the overlap of transmit and receive beams. Thus, the data set produced by the present invention may represent a "slab" having a thickness roughly equal to or less than the depth of field of the scan lines. The static transmit

WO 02/093548

PCT/US02/10469

and receive foci may be displaced from one another by a short distance to increase the composite beam's effective depth of field, thereby increasing the depth of the slab.

In displaying the resulting slab of data at least two techniques can be employed. First, it can be treated as a matrix of data, sliced and rendered as with a full volume matrix. In other words, the slab can be rendered into a 3-D image using known methods, including the 2-D display of a slice of the slab. Controls can be provided on the ultrasound system to allow the user to adjust the thickness of the slab and/or the depth of the slice imaged. Second, the data in the slab can be accumulated (or averaged) over the depth of each beam.

In summary, in exchange for preselecting the plane to be viewed, acceptable 3-D images can be produced with a limited data set which, as described herein below, may be obtained with a highly simplified beamformer. One way to think of the present invention is that instead of obtaining data from an entire volume and slicing to get a view, the present invention gets data directly from the sliced surface.

The shape and orientation of the imaged plane, shape or slab may be selected based on the structure being imaged. For shallow peripheral vascular scanning a scan plane parallel to the skin may be selected with a shallow focal point. As the depth of the slab is more or less constant, the user may simply sweep over the patient for a view of the subcutaneous layer. Using known techniques, such as image correlation, a sequence of images can be spliced together to provide the user with a large map. As another example, by tilting the slab past 45 degrees, standard cardiac views can be replicated in a transthoracic probe. FIGs. 3 and 4 show further examples of useful scan plan orientations.

FIG. 3 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiments of the present invention. FIG. 3 shows a 6x6 matrix transducer assembly 304 with representative scan lines formed in accordance with the present invention. In particular, FIG. 3 shows scan lines emanating from a virtual scan origin above the face of the transducer assembly 304 and focusing on focus point 342n. The acoustic paths to each element have been eliminated for clarity. In this case a scan plane 344 has been formed roughly parallel to the face of the transducer assembly 304. This configuration facilitates the imaging of structures near the surface of the skin by providing a

WO 02/093548

PCT/US02/10469

field of view significantly larger than the physical aperture. As is known to those of ordinary skill in the graphic art, data from multiple frames can be concatenated to form an image having an area greater than the area of an image in any one frame.

Scan lines can also be formed so as to create a virtual apex below the face of the transducer assembly 304. This has been referred to a "keyhole" scanning and is particularly useful for scanning through solid structures, such as ribs, or around other impediments.

FIG. 4 is a drawing illustrating a method of using an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiments of the present invention. FIG. 4 shows a 6x6 matrix transducer assembly 404 with representative scan lines formed in accordance with the present invention. In particular, FIG. 4 shows scan lines emanating from a virtual scan origin at the face of the transducer assembly 404 and focusing on focus point 442n. A scan plane 544 is formed skewed from the face of the transducer assembly 404. By adjusting the skew of the plane, views comparable to views produced by 1-D transducers can be replicated and even improved. For example, it is possible to produce a "true" short axis view of the left ventricle valves showing an accurate cross-section thereof.

The present invention, as described with respect to FIGs. 2-4 can be implemented on a variety of ultrasound systems. FIGs. 5 and 6 are examples of two architectures optimized for the present invention. However, those of ordinary skill in the art will recognize that the present invention can be practiced on current architectures utilizing traditional dynamic delay beamformers even though the most expensive hardware in such systems would be severely under-utilized.

FIG. 5 is a simplified block diagram of an ultrasound imaging system 500 in accordance with the preferred embodiment of the present invention. The ultrasound system 500 is based on existing technology optimized for the present invention. It will be appreciated by those of ordinary skill in the relevant arts that the ultrasound imaging system 500, as illustrated in FIG. 5, and the operation thereof as described hereinafter is intended to be generally representative such systems and that any particular system may differ from that shown in FIG. 5, particularly in the details of construction and operation of such system. FIG. 5 is a simplified diagram that illustrates the inventive features of the present invention.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

Those of ordinary skill in the art will recognize that certain components have been omitted so as to enhance understanding of the present invention, including for example receive filters. As such, the ultrasound imaging system 500 is to be regarded as illustrative and exemplary and not limiting as regards the invention described herein or the claims attached hereto.

5 The ultrasound system 500 utilizes a processing unit 502, preferably, but not necessarily, embodied by a standard personal computer ("PC 502"), to act as an image visualization unit. The ultrasound system 500 is provided with a matrix transducer assembly 504. In the Example shown in FIG. 5, only elements 506a through 506f are illustrated, but those of ordinary skill in the art will recognize that any number of elements can be utilized, for example a 48 x 60 element array is but one option.

10 The transducer assembly 504 is preferably configured for sub-group beamforming using a series of ASICs 508_n. The ASICs 508_n are preferably based on the ASICs 108_n. Two ASICs 508a and 508b are illustrated, corresponding to elements 506a-f. In the example shown, each ASIC 508_n is connected to three (3) elements. Depending on the level of integration, any number of elements, for example 25, 75, 120, 150, etc... could be connected to each ASIC 508_n. However, in accordance with the preferred embodiment 20 elements are grouped by each ASIC 508_n. Each ASIC 508_n is provided with a plurality of delay circuits 510_n (one for each element connected to the ASIC 508_n) that delay the output of a connected element 506_n so as to focus and steer acoustic beams.

20 In accordance with the prior art, the reception delay is static for any given delay circuit 510_n with respect to any given beam. Therefore, the delay elements 510_n do not need to be capable of dynamic reception focusing. This allows the use of relatively cheap and small circuits for the delay circuits 510_n. While such beamforming circuits are known, current conventional wisdom calls for the use of dynamic delay beamforming circuits capable of dynamic reception focusing in almost every application. The present invention dispenses with such complicated circuitry while achieving the benefits provided thereby. It is to be noted, that ultrasound apparatus utilizing convention dynamic delay beamformers can be used in accordance with the methods of the present invention, for example by disabling the

25

WO 02/093548

PCT/US02/10469

dynamic reception focusing. It is noted that dynamic reception focusing need not be "disabled" rather, the system would only sample data from the arbitrary geometry.

While the lack of dynamic reception focusing severely limits the depth of field obtainable with the probe 104, acceptable 2-D images may be obtained using this configuration, and, as discussed herein above, provide some significant advantageous over 2-D images obtained with conventional 1-D probes. The configuration shown in FIG. 5 is particularly suitable for portable ultrasound devices in that it uses a minimal amount of space and a minimal amount of power.

A sum circuit 512_n combines the output of the delay circuits 510_n in each ASIC 508_n. A sum circuit 514 combines the output of each of the sum circuits 512_n in each of the ASICs 508_n. Preferably, 2880 elements 506_n are grouped into 144 sub-groups of twenty (20) elements each. Preferably, 128 of the 144 sub-groups are used for imaging, requiring 128 ASICs 508_n, the output of which are summed by the sum circuit 514.

The output of the sum circuit 514 is A/D converted by an A/D converter 516 and sent to the PC 502 via a communication link comprising I/O controllers 518 and 520 along with transmission medium 519. In accordance with the preferred embodiment, the communication link is a Universal Serial Bus ("USB") link. USB is an industry standard interface for connecting peripherals to a PC and provides up to 2.5W at 5V to the connected peripheral. The USB 1.1 standard currently in use allows data rate up to 12Mbps/sec. Utilizing the USB isochronous transfer protocol, periodic bursts of data at 60Mbps/sec are possible. Such a rate is sufficient for RF capture from an ultrasound probe. In the future USB standard 2.0 will provide a transfer rate of 480Mbps/sec. Those of ordinary skill in the art will recognize the applicability of other interfaces such as IEEE 1394 (known as "FIREWIRE"). Additionally, depending on the implementation of the present invention, direct connections to a PCI bus or parallel port are feasible. The connection to the PCI bus can be via a PCI card or even a PC card. If data is compressed prior to transfer, other options exist, such as lower speed serial connections.

Each of the I/O controllers 518 and 520, can comprise, for example a low-power USB ICs available from CYPRESS SEMICONDUCTOR. Such ICs typically contain enough

WO 02/093548

PCT/US02/10469

RAM to store one line of beamformed data and an 8051 based micro-controller for coordinating the isochronous transfer to the PC. An interesting benefit for this design is that the clock for the ASICs 508*n* and the line timing can come from the USB transfer itself: while one transfer is occurring, the clock is providing for the next line's acquisition and storage in RAM.

The output of the sum circuit 514 is converted to an amplitude "envelope" signal (referred to a "echo data") representing tissue brightness vs. time by an image detector 521. The envelope signal is subsequently stored in a memory 524 within the PC 502 under the direction of a CPU 522. A scan conversion process 526 acts on the digital data to produce data for eventual display by a display adapter 528 on a monitor 530. The CPU 522 controls the timing and operation of the transducer 504 using delay coefficients calculated and/or stored in the memory 524.

FIG. 6 is a block diagram of an ultrasound imaging system 600 in accordance with a second preferred embodiment of the present invention. The device shown in FIG. 6 represents a departure from traditional beamformer design and is highly optimized for use with the present invention eschewing all unnecessary hardware. It will be appreciated by those of ordinary skill in the relevant arts that the ultrasound imaging system 600, as illustrated in FIG. 6, and the operation thereof as described hereinafter is intended to be generally representative such systems and that any particular system may differ from that shown in FIG. 6, particularly in the details of construction and operation of such system. FIG. 6 is a simplified diagram that illustrates the inventive features of the present invention. Those of ordinary skill in the art will recognize that certain components have been omitted so as to enhance understanding of the present invention, including for example receive filters and detectors. As such, the ultrasound imaging system 600 is to be regarded as illustrative and exemplary and not limiting as regards the invention described herein or the claims attached hereto.

The ultrasound system 600 utilizes a processing unit 602, preferably, but not necessarily, embodied by a standard personal computer ("PC 602"), to act as an image visualization unit. The ultrasound system 600 is provided with a matrix transducer assembly

WO 02/093548

PCT/US02/10469

604 having a matrix of elements 606 n . As with the Example shown in FIG. 5, only a couple of elements are illustrated, but those of ordinary skill in the art will recognize that any number of elements can be utilized (for example a 48 x 60 element array).

The ultrasound system 600 uses quadrature to facilitate the detection of echo data.

- 5 This alleviates the need for a dedicated image detector. Each element 606 n is connected to two switches 608 n 1 and 608 n 2. If the use of quadrature is not required only a single switch per element would be necessary. The operation of the switches is controlled by a controller to be discussed hereinafter. Basically, each switch acts as a sampler by closing at a specified time to permit a signal from an associated element describing a single locus on an arbitrary geometry to be collected. This locus can be thought of as a focus point, although perfect focus is not necessary. The switches 608 can be constructed to hold a remotely supplied time value or can be activated by a control signal. Each pair of switches 608 n 1 and 608 n 2 are closed in sequence, with the switch 608 n 2 being timed to close at a time after 608 n 1 equivalent to $1/4\lambda$ where λ is the period of the fundamental frequency of the ultrasound waveform. Specifically, each of the first switches 608 n 1 are programmed or controlled to close based on the static focus value for the associated element and each of the second switches 608 n 2 are programmed to close $1/4\lambda$ after its associated first switch.

- 15 To obtain a slab of data the switches 608 can be configured/controlled so as to open and close a predetermined number of time so as to obtain a burst of samples. In fact, such "burst operation" can be used to obtain samples from the entire depth of the beam.

- 20 The outputs of the first switches 608 n 1 are summed by a I sum circuit 610a, while the outputs of the second switches 608 n 2 are summed by an Q sum circuit 610b. The outputs of the I sum circuit 610a and the Q sum circuit 610b are converted to digital data via an A/D converter 622 (ADC 622) and transmitted to the processing unit 602 via a communication link comprising I/O controllers 612 and 614 along with transmission medium 613. The communication link may, for example, comprise a Universal Serial Bus ("USB") link or an IEEE 1394 link. However, in accordance with the second preferred embodiment, the communication link is implemented using a direct connections to a main bus 626 of the processing unit, and more preferably, is implemented using the PC card standard.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

The PC Card standard is set by the Personal Computer Memory Card International Association (PCMCIA) and currently has three implementations designated Type I, Type II, and Type III. Each of the types provides for a 16 bit bus, with each type being progressively thicker (allowing for more circuitry). Additionally, the PCMCIA has issued an extension of the PC Card Standard, referred to as CardBus, that provides a high speed 32-bit bus. The present invention can equally be implemented using a CardBus. Details on implementing the communication like using either the PC Card standard or the CardBus standard are not germane to the present invention, but it suffices to say that those of ordinary skill in the art will be able to effectively implement either solution based on the teachings contained herein.

Once the signals from the I sum circuit 610a and the Q sum circuit 610b are received by the I/O controller 614, they are squared by squaring circuits 616a and 616b and subsequently summed into a single signal by an adder 618. The output of the adder 618 is integrated by integrator 620.

The I/O controller 614, squaring circuits 616a and 616b, adder 618, and integrator 620 are preferably incorporated into a PC Card 636 for interface with the main bus 626 of the PC 602. Further a control circuit 624 is provided on the PC Card 636 to control operation of the various components and to act as an interface with the switches 608. Alternatively, a switch control signal can be provided by the PC 602.

The output of the integrator 620 is provided to a main bus of the PC 602 for subsequent display. The PC 602 is provided with a memory 628, CPU 630 and display adapter 632 as is known in the art. Once the CPU 630 has transformed the data from the matrix transducer assembly 604 into displayable data, a process well known to those of ordinary skill in the art, an image is displayed on the monitor 634 by the display adapter 632.

It will be recognized that an analog communication link can be analog and the squaring circuits 616a and 616b, adder 618, integrator 620 be formed in analog circuitry. An ADC would then be provided to digitize the output of the integrator 620 prior to loading the resultant data into the memory 628.

Although several examples of the present invention have been shown and described, it will be appreciated by those skilled in the art that changes may be made in the described

WO 02/093548

PCT/US02/10469

examples without departing from the principles and spirit of the invention, the scope of which is defined in the claims and their equivalents. For example, the ultrasound system 600 can be modified to provide limited dynamic focusing by updating the delay values feed to the switches 608*n*. Additionally, most conventional imaging modes, such as Doppler and harmonic, can be used in conjunction with the apparatus and methods of the present invention. Further, it is possible to simulate a matrix probe using a mechanical wobbler and either a single element array or a linear array.

5

WO 02/093548

PCT/US02/10469

CLAIMS

What is claimed is:

- 1 1. An ultrasound system comprising:
2 a transducer assembly having a plurality of elements distributed in two dimensions;
3 and
4 a beamformer that, for each beam to be formed for each frame, samples the output of
5 each utilized element so as to generate data within a slab centered about a selected point for
6 each beam, the thickness of the slab being substantially less than the usable depth of the
7 transducer.
- 1 2. The ultrasound system, as set forth in claim 1, wherein the beamformer samples the
2 output of each utilized element so as to generate data for the selected point for each beam.
- 1 3. The ultrasound system, as set forth in claim 1, wherein the beamformer generates data
2 for a plurality of points, one point for each beam, on an arbitrary geometry in each frame.
- 1 4. The ultrasound system, as set forth in claim 1, further comprising:
2 a processor that receives data from the beamformer and produces data suitable for
3 display.
- 1 5. The ultrasound system, as set forth in claim 4, further comprising:
2 a first housing integrating the transducer and the beamformer; and
3 a second housing supporting the processor.
- 1 6. The ultrasound system, as set forth in claim 4, wherein the processor is configured to
2 provide delay values to the beamformer.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

- 1 7. The ultrasound system, as set forth in claim 4, wherein the processor is configured to
2 perform a scan conversion process on the data from the beamformer.
- 1 8. The ultrasound system, as set forth in claim 4, wherein the processor is part of a
2 personal computer.
- 1 9. The ultrasound system, as set forth in claim 4, further comprising:
2 a serial interface connecting the beamformer with the processor.
- 1 10. The ultrasound system, as set forth in claim 9, wherein the serial interface is a USB
2 interface.
- 1 11. The ultrasound system, as set forth in claim 10, wherein the USB interface conforms
2 with the USB 1.0, 1.1, or 2.0 specifications.
- 1 12. The ultrasound system, as set forth in claim 10, wherein the transducer assembly and
2 beamformer are powered via the USB interface.
- 1 13. The ultrasound system, as set forth in claim 10, wherein the transducer assembly and
2 beamformer utilize a clock signal provided by the USB interface.
- 1 14. The ultrasound system, as set forth in claim 9, wherein the serial interface is an IEEE
2 1394 based interface.
- 1 15. An ultrasound system comprising:
2 a transducer assembly having a matrix of elements;
3 a beam former that forms a beam using a static delay for each element for each focal
4 point in a frame; and

WO 02/093548

PCT/US02/10469

5 a processor that receives data from the beamformer and produces data suitable for
6 display.

1 16. The ultrasound system, as set forth in claim 15, wherein the beam former has a
2 plurality of groups and an overall sum circuit that sums the output of each of the groups, each
3 group comprising a plurality of elements, a delay circuit that delays the output of each
4 element based on a value derived from information from the processor, and a sum circuit that
5 sums the output of each delay circuit in the group.

1 17. The ultrasound system, as set forth in claim 15, further comprising:
2 a first housing integrating the transducer and the beamformer; and
3 a second housing supporting the processor.

1 18. An ultrasound system comprising:
2 a transducer assembly having a matrix of elements; and
3 beamformer means that uses a static delay during receive to produce echo data
4 describing a slab.

1 19. A method of obtaining ultrasound data comprising:
2 isonifying a region using a plurality of elements distributed in at least two
3 dimensions;
4 receiving echoes using a static focus; and
5 displaying an image based on the received echoes.

1 20. A method, as set forth in claim 19, further comprising:
2 forming a slab of data based on the received echoes; and
3 wherein the step of displaying includes displaying a representation of a portion of the
4 slab of data.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

- 1 21. A method, as set forth in claim 19, wherein the step of receiving includes:
2 beamforming signals from the matrix of elements by summing the signals with fixed
3 delays for each element.
- 1 22. A method, as set forth in claim 19, further comprising:
2 transmitting data from a transducer used to isonify the region and receive the echoes
3 to a processing unit via a serial interface.
- 1 23. An ultrasound system comprising:
2 a plurality of elements in a multi dimensional distribution that output a signal
3 representative of a received echo;
4 a plurality of samplers, at least one sampler being associated with each element, each
5 of the samplers being timed to acquire, for each of a plurality of acoustic events, a signal
6 from an associated element describing a single locus on an arbitrary geometry.
- 1 24. An ultrasound system, as set forth in claim 23, wherein each element is connected to
2 at least two samplers.
- 1 25. An ultrasound system, as set forth in claim 23, wherein each sampler comprises a
2 switch that responsive to a control signal closes for a predetermined time after a
3 predetermined delay.
- 1 26. An ultrasound system, as set forth in claim 23, wherein each sampler comprises a
2 switch that responsive to a control signal sequentially opens and closes a predetermined
3 number of times for a predetermined time after a predetermined delay.
- 1 27. An ultrasound system, as set forth in claim 23, further comprising:
2 a processor that receives data from the plurality of samplers and produces data
3 suitable for display.

WO 02/093548

PCT/US02/10469

- 1 28. An ultrasound system, as set forth in claim 27, further comprising:
2 an adapter card connected to the samplers and the processor that received data from
3 the samplers, processes said data to produce digital data representing the received echos and
4 supplies the digital data to a memory associated with the processor.
- 1 29. An ultrasound system, as set forth in claim 27, wherein the adapter card is a PC card.
- 1 30. An ultrasound system, as set forth in claim 27, wherein the samplers sample data from
2 an arbitrary geometry using a virtual apex on an opposite side of the plurality of elements as
3 the arbitrary geometry.
- 1 31. An ultrasound system, as set forth in claim 27, wherein the samplers sample data from
2 an arbitrary geometry using a virtual apex on a same side of the plurality of elements as the
3 arbitrary geometry.
- 1 32. An ultrasound system, as set forth in claim 27, further comprising:
2 an image processing unit that concatenates data from multiple frames to create a
3 super-set of data describing an area greater than the area described by any one frame.

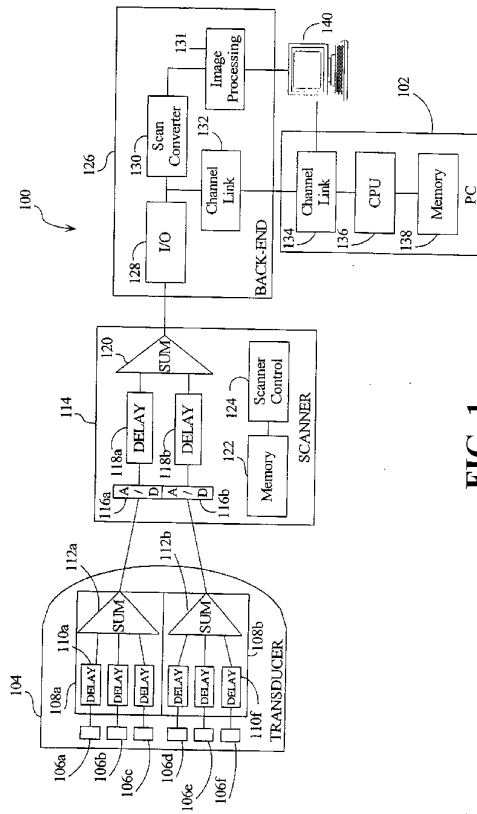


FIG. 1
PRIOR ART

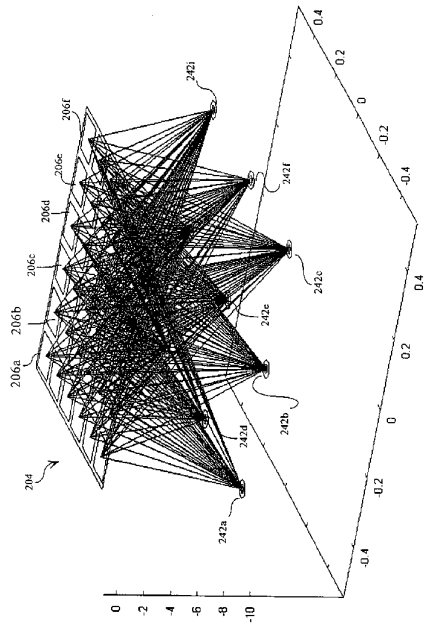


FIG. 2

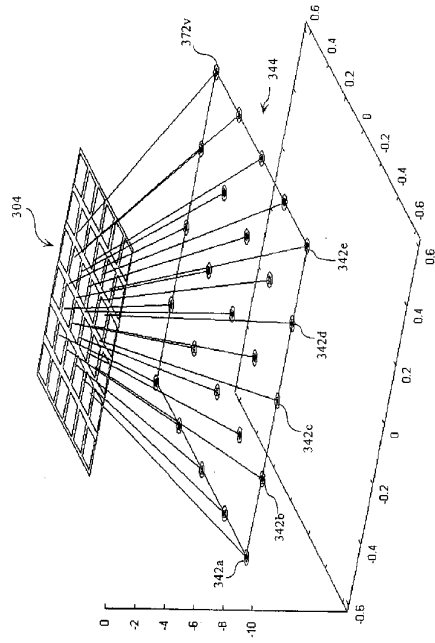


FIG. 3

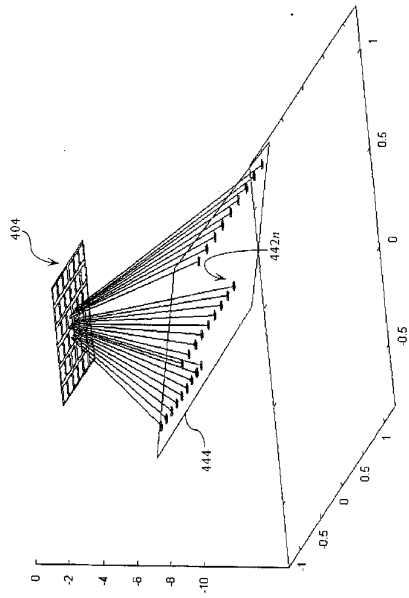


FIG. 4

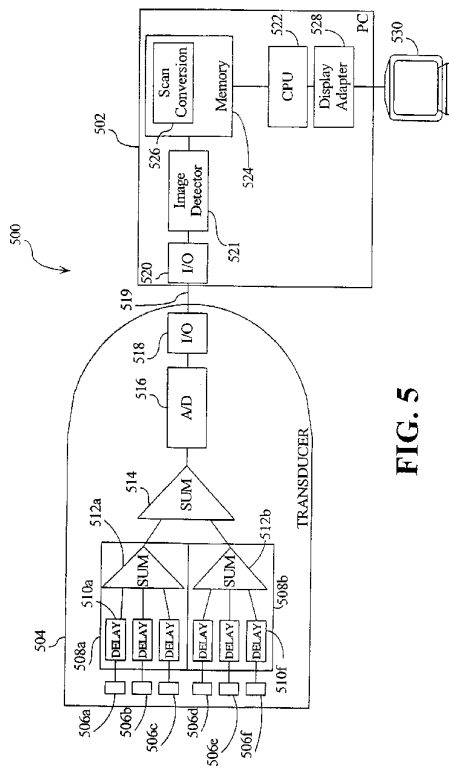


FIG. 5

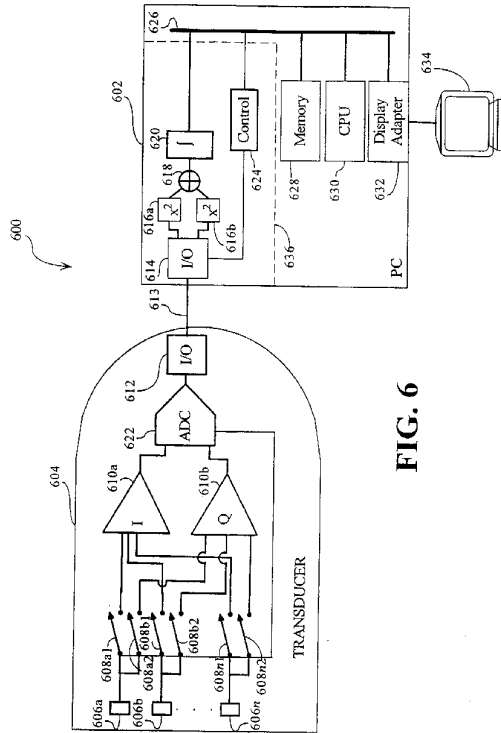


FIG. 6

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
21 November 2002 (21.11.2002)

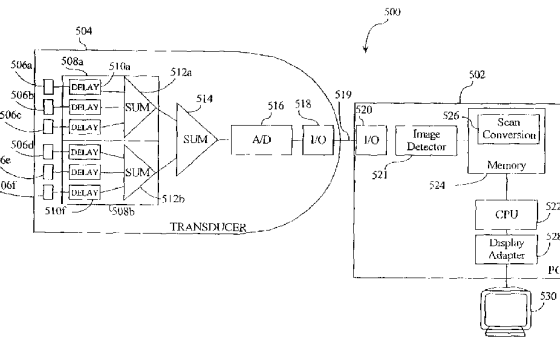
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/093548 A3

- (51) International Patent Classification: **A61B 8/00** (74) Agent: **MARION, Michael, E.**; Philips Electronics North America Corporation, 580 White Plains Road, Tarrytown, NY 10591 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/10469
- (22) International Filing Date: 3 April 2002 (03.04.2002) (81) Designated States (national): CN, JP.
- (25) Filing Language: English (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/825,720 4 April 2001 (04.04.2001) US Published: with international search report
- (71) Applicant: **PHILIPS ELECTRONICS NORTH AMERICA CORPORATION** [US/US]; 580 White Plains Road, Tarrytown, NY 10591 (US). (88) Date of publication of the international search report: 3 April 2003
- (72) Inventors: **POLAND, McKee, D.**; 22 Wolcott Avenue, Andover, MA 01810 (US). **SAVORD, Bernard, J.**; 243 Highland Road, Andover, MA 01810 (US).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

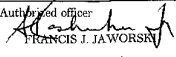
(54) Title: STATIC FOCUS ULTRASOUND APPARATUS AND METHOD



(57) Abstract: An ultrasound system (500) that utilized a transducer assembly (504) having elements (506) distributed in two dimensions in conjunction with a beamformer (508n) that, for each beam to be formed, samples the output of each utilized element (506) based on a preset delay value (510n) selected for each element (506) utilized to form the beam to form a C-scan like set of data.

WO 02/093548 A3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US02/10489
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 8/00 US CL : 600/443 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/487, 443, 447, 459; 128/916; 73/605, 685-686 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) East Search Terms C-scan, C-mode, (matrix or 2D or 2-dimensional or two-dimensional) near transducer\$1 or array\$1		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X ----- Y	US 5,840,003 A (TAKEUCHI) 24 November 1998, col. 3 line 13 - col. 4 line 12, col. 5 lines 25-31.	1-4,6-7,15,18-21 ----- 1, 5, 8 - 14, 16 - 17,22-32
X	US 5,535,751 A (RAZ) 16 July 1996, col. 1 lines 45-53, col. 2 lines 42-58, col. 3 lines 34-38.	1,15,18-21
X, P ----- Y, P	US 6,276,211 B1 (SMITH) 21 August 2001, abstract and col. 1 line 5 - col. 2 line 43.	1-4,15,18-21 ----- 1, 5, 8 - 14, 16 - 17,22-32
Y	US 5,546,807 A (OXAAL et al) 20 August 1996, col. 6 line 55-col. 7 line 20.	1-16,18-27
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* "A" "E" "L" "O" "P"	Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition, or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	** later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention. "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "A" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 12 SEPTEMBER 2002		Date of mailing of the international search report 03 JAN 2003
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-8280		Authorized officer  FRANCIS J. JAWORSKI Telephone No. (703) -305-0858

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US02/10469
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4,271,706 A (LEDLEY) 09 June 1981, col. 2 lines 20-26, col. 3 lines 35-61.	1
Y	US 4,694,434 A (VON RAMM et al) 15 September 1987, col. 2 lines 5-14.	1
Y, P	US 6,262,749 B1 (FINGER et al) 17 July 2001, col. 10 lines 31-39.	9-14, 22-32
Y	US 5,690,114 A (CHIANG et al) 25 November 1997, col. 12 lines 36-50.	5-9
Y	US 5,997,479 A (SAVORD et al) 07 December 1999, abstract.	16

フロントページの続き

(72)発明者 ポーランド, マッキー ディー

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01810 アンドーヴァー ウォルコット・アヴェニュー
22

(72)発明者 サヴォード, バーナード ジェイ

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01810 アンドーヴァー ハイランド・ロード 24
3

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB07 EE12 EE13 EE14 GB06 GB18 HH04 HH21 HH29
JB01 JB02 JC33 KK15 LL20 LL26 LL31

专利名称(译)	静的焦点超声波装置及び方法		
公开(公告)号	JP2004527325A	公开(公告)日	2004-09-09
申请号	JP2002590141	申请日	2002-04-03
申请(专利权)人(译)	飞利浦电子北美公司		
[标]发明人	ポーランドマッキーディー サヴォードバーナードジェイ		
发明人	ポーランド,マッキー ディー サヴォード,バーナード ジェイ		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G01S15/8925 G01S7/52034 G01S7/5208 G01S15/8927 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/HH04 4C601/HH21 4C601/HH29 4C601/JB01 4C601/JB02 4C601/JC33 4C601/KK15 4C601/LL20 4C601/LL26 4C601/LL31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/825720 2001-04-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于为形成用于形成c扫描的波束的每个元件选择的预设延迟值，例如一组数据，每个使用的元件的输出乘以每个形成的波束。一种利用换能器组件的超声系统，该换能器组件具有相对于采样波束形成器的二维分布元件。

