

(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2014-518124

(P2014-518124A)

(43) 公表日 平成26年7月28日(2014.7.28)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/14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 14 頁)

(21) 出願番号 特願2014-518031 (P2014-518031)
(86) (22) 出願日 平成24年6月28日 (2012.6.28)
(85) 翻訳文提出日 平成25年12月5日 (2013.12.5)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2012/053281
(87) 国際公開番号 W02013/001484
(87) 国際公開日 平成25年1月3日 (2013.1.3)
(31) 優先権主張番号 61/503,329
(32) 優先日 平成23年6月30日 (2011.6.30)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕
(72) 発明者 ポーランド マッキー ダン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
ドーフエン ハイ テック キャンパス
ビルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2つのビーム形成器段を用いる2次元超音波診断撮像システム

(57) 【要約】

2D超音波撮像システムが、異なる臨床応用に関する複数の異なるプローブを持つ。各2D撮像プローブは、アレイの個別の要素に結合される1次元アレイトランスデューサ及び1つ又は複数のマイクロビーム形成器を持つ。好ましくは、マイクロビーム形成器が、同じであり、システムの標準的な要素として機能する。マイクロビーム形成器は、それらのトランスデューサの要素からの信号を組み合わせ、全てのプローブは、部分的にビーム形成された信号の4から16の出力部を持つ。メインフレームシステムは、4から16のチャンネルを備えるビーム形成器を持つ。これは、各プローブに対するビーム形成処理を完了する。

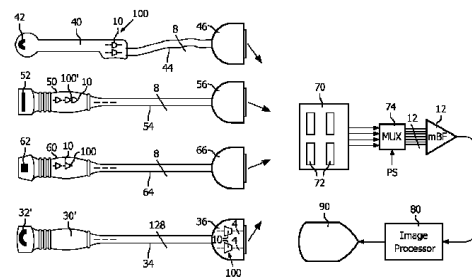


FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

2 D 撮像プローブのファミリーを持つ 2 D 撮像に関する超音波診断システムであって、異なる臨床応用に関する複数の 2 D 撮像プローブであって、各 2 D 撮像プローブが、アレイトランスデューサを持ち、1 つ又は複数の同じマイクロビーム形成器が、前記アレイトランスデューサの要素に結合され、前記 1 つ又は複数のマイクロビーム形成器が、4 から 16 までの部分的にビーム形成された受信信号を生成する、複数の 2 D 撮像プローブと

、
前記部分的にビーム形成された受信信号をメインフレーム超音波システムに結合させるため、前記プローブのそれぞれに結合されるケーブルと、

メインフレーム超音波システムに結合するよう構成される各ケーブルの端にあるコネクタと、

メインフレーム超音波システムとを有し、

前記メインフレーム超音波システムが、

プローブケーブルにより係合するよう構成される嵌合コネクタと、

前記嵌合コネクタからの信号を受信するよう構成されるビーム形成器であって、完全にビーム形成された受信信号を形成するため、部分的にビーム形成された受信信号を処理するための 4 ~ 16 チャンネルを持つ、ビーム形成器と、

前記完全にビーム形成された受信信号に応答する画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合されるディスプレイとを持つ、超音波診断システム。

【請求項 2】

前記マイクロビーム形成器が更に、前記 2 D 撮像プローブの全てにおいて使用される標準的な要素を有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記マイクロビーム形成器が、部分的にビーム形成された信号が生成される 64 の入力部及び 4 つの出力部を持つ、請求項 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 4】

各 2 D 撮像プローブが、複数のマイクロビーム形成器を含む、請求項 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 5】

前記 2 D 撮像プローブの 1 つが、前記アレイトランスデューサを含むプローブハンドルを持ち、前記マイクロビーム形成器は、前記プローブハンドルに配置される、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 6】

前記ケーブルが、前記プローブハンドルにおける前記マイクロビーム形成器に結合される 4 から 16 の受信信号経路を含む、請求項 5 に記載の超音波診断システム。

【請求項 7】

前記マイクロビーム形成器が、前記プローブコネクタに配置される、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 8】

前記プローブコネクタが、前記メインフレーム超音波システムに 4 ~ 16 の信号経路を結合させる、請求項 7 に記載の超音波診断システム。

【請求項 9】

前記メインフレームシステムビーム形成器が、8 ~ 16 の信号経路入力部を持つ、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 10】

前記嵌合コネクタが更に、複数のプローブが前記メインフレーム超音波システムに同時に接続されることが出来る複数の嵌合コネクタを持つプローブコネクタブロックを有する、請求項 9 に記載の超音波診断システム。

【請求項 11】

各 2 D 撮像プローブが、2 次元画像平面を撮像する 1 D アレイトランスデューサを持つ、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 2】

前記 1 D アレイトランスデューサの 2 つが、カーブするアレイ、リニアアレイ、フェーズドアレイ又はタイトカーブするアレイのうちの 2 つを有する、請求項 1 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 3】

前記マイクロビーム形成器が更に、マイクロビーム形成器 A S I C を有し、各 2 D 撮像プローブは、少なくとも 2 つのマイクロビーム形成器 A S I C を含む、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

10

【請求項 1 4】

各 2 D 撮像プローブが更に、プローブケースにおいて囲まれるアレイトランスデューサを有し、前記プローブの 1 つの前記マイクロビーム形成器 A S I C は、前記プローブケースに配置される、請求項 1 3 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 5】

前記プローブの 1 つの前記マイクロビーム形成器 A S I C が、前記ケーブルの端において前記コネクタに配置される、請求項 1 3 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 6】

前記プローブのアレイトランスデューサが、セラミック圧電アレイトランスデューサ又はマイクロマシン超音波トランスデューサアレイの 1 つを有する、請求項 1 に記載の超音波診断システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、2 次元 (2 D) 撮像を実行する超音波医療診断撮像システムに関し、特に、2 つのビーム形成器段を持つ 2 D 超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

マルチエレメントソリッドステートプローブを持つ医療診断撮像システムは、ビームを操縦及び焦束させるために、ビーム形成器を使用する。伝統的に、ビーム形成器は、メインフレームシステムの電子部品コンパートメントにあり、プローブケーブルを介してプローブのトランスデューサアレイに結合される。ビーム形成器の各チャンネルは、プローブのアレイトランスデューサの要素の 1 つに結合される。送信の際、ビーム形成器チャンネルは、送信ビームが所望の方向に操縦され及び所望の深度で焦束されることをもたらす要素に対して、適切なタイミングの送信信号を提供する。結果として生じるエコー信号の受信の間、処理は逆転される。各チャンネルは、そのトランスデューサ要素からのエコー信号を適切に遅延させる。その結果、全てのチャンネルからのエコー信号が結合されるとき、受信ビームが、一般に送信ビームの方向及び深度である、所望の方向及び深度に操縦され及び焦束される。プローブ及びビーム形成器は、体の画像平面の 2 D 画像を形成するため、隣接するビームの系列を用いて撮像野をスキャンすることができる。

30

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

ビーム形成器は、領域の 3 D 画像を形成するためボリュメトリック領域にわたりビームをスキャン及び受信するためにも用いられる。上昇方向だけでなく方位角方向においてビームを操縦するため、2 次元アレイトランスデューサが用いられる。3 D 撮像に関する典型的な 2 次元アレイはしばしば、2 D 撮像プローブの単一の行の複数の要素を持つ。これは、数において一般に数千に達する。これは、2 つの問題を示す。1 つは、システムのビーム形成器からトランスデューサ要素への何千ものワイヤを持つケーブルが、ケーブルを非常に厚く非実用的なものにすることである。もう 1 つは、かなりの量の電力が、送信信

50

号で何千もの要素を駆動するのに費やされ、これが、プローブにおける過剰な熱を引き起こすことである。これらの2つの問題は、米国特許第5,229,933号(Larson III)に記載されるプローブマイクロビーム形成器の発展により解決される。上記特許に記載されるように、ビーム形成の初期の部分はプローブ自体においてなされる。プローブは検査技師により容易に操作されなければならないので、プローブにおけるビーム形成器は小さくて軽量でなければならない。従って、集積回路で形成される。集積回路は、システムビーム形成器よりかなり少ない電力を消費する。これにより、加熱問題が解決される。2次元アレイトランスデューサの多くの要素は、マイクロビーム形成器のチャンネルに接続される。これは、より少ない数の部分的にビーム形成された信号へとダウンサイズして多くの信号を部分的にビーム形成する。この数は一般に、システムビーム形成器のそれと整合し、通常128チャンネルである。これは、メインフレーム及びそのシステムビーム形成器にこの部分的にビーム形成された信号を結合するために、128の導体ケーブルが用いられることができることを意味する。ここで、128チャンネルのシステムビーム形成器は、ビーム形成遅延及び総和を完了する。これにより、受信ビームにより覆われる深度に関して1つのコヒーレントで操縦及び焦束された信号が生じる。米国特許第5,997,479号(Savordその他)は、典型的な市販超音波システムにおいて2次元アレイトランスデューサがどのようにビーム形成されるかを示す。アレイトランスデューサは、連続したトランスデューサ要素のグループに分けられる。これは一般に、16から100の要素の範囲である。要素の各グループ又は部分は、マイクロビーム形成器の部分に結合される。この部分は、Savordその他によりサブアレイと称される。各サブアレイは、トランスデューサ要素のその部分から単一のビーム形成された信号へと信号をビーム形成する。128のサブアレイは、こうして128チャンネルの信号を生成する。この信号は、システムビーム形成器の128チャンネルにより単一のコヒーレントな受信信号へと組み合わせられる。

10

20

【0004】

マイクロビーム形成器プローブの他の複数の実現は、従来技術に示される。米国特許第6,102,863号(Pflugrathその他)及び米国特許第6,705,995号(Polandその他)は、ビーム形成の全てを実行するプローブマイクロビーム形成器を用いてマイクロビーム形成器の最終的な拡張を示す。プローブからの完全にビーム形成された信号をシステムメインフレームに結合するために、単一の導体だけが必要とされる。Pflugrathその他は、この完全にビーム形成された信号をシステム画像プロセッサに直接適用して、システムビーム形成器を迂回するシステムメインフレーム上のコネクタにプローブケーブルを接続する。Polandその他は、A/Dコンバータインターフェースユニットに対して、プローブケーブルにわたり完全にビーム形成された信号を適用する。このインタフェースユニットから、デジタル信号が、電子部品ディスプレイユニットに直接適用される。

30

【0005】

マイクロビーム形成器を用いる別の実現は、米国特許第7,037,264号(Poland)に記載される。この特許において、マイクロビーム形成器は、3D撮像プローブの2次元アレイトランスデューサから、単一の画像平面を操縦する。単一の平面の操縦は、プローブのレンズに直交しない画像平面の2D撮像を可能にし、3Dプローブが、方位角及び上昇方向においてビームを操縦することが可能にされる。これは、例えばリブの間の空間といった小さな音響アパーチャを通り画像平面を操縦することを可能にする。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、診断超音波システムは、複数の2D撮像プローブを用いて動作可能である。各プローブは、2Dプローブのトランスデューサ要素の1次元(1D)アレイからより少ない数の部分的にビーム形成された信号チャンネルへとダウンサイズしてこの信号を部分的にビーム形成するため、マイクロビーム形成器を使用する。この数は通常、8~16チャンネルである。本書においてミニビーム形成器と呼ばれる8~16チャンネルのシステムビーム形成器が、完全にビーム形成されたコヒーレントなエコー信号を生成するため、このビーム形成動作を完了する。典型的な2D撮像プローブに関して必要な64又

50

は 1 2 8 の信号経路と比較して、2 D 撮像プローブの各々は、8 ~ 1 6 チャンネルに対するより少数のアナログ又はデジタル信号経路を持つケーブルを必要とする。更に、斯かるアーキテクチャは、例えば線形アレイ、カーブするアレイ、フェーズドアレイ及びエンド空腔（例えば経腔）トランスデューサ（I V T）プローブといった種々の異なるプローブにおいて同じビーム形成器 I C 及びプリント回路基板が用いられることを可能にする。これにより、設計及び製造効率が提供される。本発明の更なる側面によれば、標準化されたプローブトランスデューサ I C が、プローブのハンドル又はシステムメインフレームにプローブケーブルを接続するコネクタに配置されることが出来る。後者は、従来の 2 D 撮像プローブ及びケーブルを変更なしに、本発明のマイクロビーム形成器アーキテクチャと共に使用されることを可能にする。

10

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】本発明の原理による 2 D 撮像プローブに用いられるのに適したマイクロビーム形成器 A S I C を示す図である。

【図 2】本発明によるプローブマイクロビーム形成器及びシステムミニビーム形成器を持つ 1 2 8 要素の 1 D トランスデューサアレイを示す図である。

【図 3】本発明によるプローブマイクロビーム形成器及びシステムミニビーム形成器を持つ 1 6 0 要素の 1 D トランスデューサアレイを示す図である。

【図 4】プローブコネクタにマイクロビーム形成器 I C を持つ本発明によるレガシー 2 D 撮像プローブの実現を示す図である。

20

【図 5】それぞれが同じマイクロビーム形成器 A S I C を使用する異なる 2 D 撮像プローブのファミリーと、本発明の原理に基づき構築されるミニビーム形成器を持つ超音波システムメインフレームとを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

図 1 を最初に参照すると、本発明の原理による 2 D 撮像プローブでの使用に適したプローブマイクロビーム形成器 A S I C 1 0 が、ブロック図形式で示される。マイクロビーム形成器の受信機能を単に考慮すれば、A S I C 1 0 は、6 4 要素の 1 D トランスデューサアレイに結合される 6 4 の入力を持つ。マイクロビーム形成器 A S I C は、6 4 のトランスデューサ要素からの信号を制御可能に遅延させ、1 6 の入力チャンネルのグループにそれらを組み合わせる。結果は、部分的にビーム形成された信号の 4 つの出力である。この例において、各出力は、1 6 のトランスデューサ要素からの信号の組合せである。マイクロビーム形成器 A S I C 1 0 は、4 つの出力チャンネルへと 6 4 の入力チャンネルを減らす。これは、種々の 2 D 撮像プローブに対する便利で標準的なマイクロビーム形成器アーキテクチャを提供する。

30

【0009】

図 2 は、本発明の原理によるシステムミニビーム形成器を持つこの標準的なアーキテクチャの使用を示す。この例において、標準的なマイクロビーム形成器 A S I C 1 0 a 及び 1 0 b の 2 つは、1 2 8 要素の 1 D トランスデューサアレイ 1 6 を持つプローブにおいて用いられる。1 2 8 要素の半分は、A S I C 1 0 a の 6 4 の入力に結合される。この要素の他の半分は、A S I C 1 0 b の 6 4 の入力に結合される。プローブからの 8 つの部分的にビーム形成された出力信号経路が存在する。これは、8 導体プローブケーブル 1 8 によりシステムメインフレームに結合される。プローブケーブルは、信号がまだアナログ形式の場合 8 つのアナログ信号導体を持ち、信号がプローブにおいてデジタル化される場合デジタル信号導体を持つことができる。ケーブル 1 8 の 8 つの部分的にビーム形成された信号経路が、システムメインフレームにおけるミニビーム形成器 1 2 の 8 つのチャンネルに結合される。ミニビーム形成器 1 2 は、グループ遅延で遅延させ、その出力 1 4 で完全にビーム形成されたコヒーレントなエコー信号を生成するため 8 つの信号を組み合わせ、ビーム形成動作処理を完了する。完全にビーム形成された信号は、画像処理及び表示のためシステムメインフレームの後続のアセンブリへと転送されることが出来る。プローブ及び

40

50

そのケーブルにおける超音波信号を減らすため同じマイクロビーム形成器 A S I C を使用することは、多数の利点を提供する。最初に、標準化されたマイクロビーム形成器 A S I C が、プローブビーム形成を実行するため、複数回モジュール的に用いられることができる。この例において、同じマイクロビーム形成器 A S I C の 2 つが用いられる。これは、種々の異なるプローブに適用可能なビーム形成動作に対する標準化された手法を提供する。第 2 に、このアーキテクチャは、より小さく、より低コスト、低電力の、低チャネル計数メインビーム形成器システム、ミニビーム形成器 1 2 を可能にする。これは、この例では 8 つのチャネルだけを持つ。第 3 に、複数のプローブモデルにわたり標準的なマイクロビーム形成器に関する共通の回路基板設計の実現は、将来のプローブモデルの迅速な配備を可能にする。第 4 に、プローブケーブルは、この例では 8 であるより少数の信号経路だけを搬送する。これは、薄くて軽量でより低コストのケーブルを持つプローブを可能にする。別の有利な特徴は、プローブ及びシステムコネクタにおいて必要とされるピンの数が、システムによりサポートされるアレイ要素の最大数（この例では 1 2 8 の要素）未満とすることができる点にある。これは、コネクタサイズ、コスト及び重みを減らす。

【 0 0 1 0 】

図 3 は、1 6 0 要素の 1 D アレイ 2 0 に関するマイクロビーム形成器及びミニビーム形成器アーキテクチャの別の実現を示す。前述した同じ標準的なマイクロビーム形成器 A S I C が、この実現において用いられる。この場合、3 つの A S I C が用いられる。A S I C 1 0 a 及び 1 0 b はそれぞれ、トランスデューサアレイ 2 0 の 6 4 の要素に結合される。1 6 0 要素のアレイ 2 0 の残りの 3 2 の要素は、第 3 のマイクロビーム形成器 A S I C 1 0 c の入力チャネルの半分に結合される。第 3 の A S I C 1 0 c の半分だけが効果的に用いられるので、その 4 つの出力の 2 つだけが用いられる。プローブケーブル 1 8 ' を用いてプローブからシステムメインフレームまで結合される全部で 1 0 の部分的にビーム形成された出力信号経路が存在する。1 0 の部分的にビーム形成された出力信号経路は、最も外側の要素のグループに対応する経路と一緒に接続することにより、8 にまで減らされる。従って、それぞれ、センサーアレイの 1 つの端部における第 1 及び第 2 のマイクロビーム形成器出力部が、他端における第 9 及び第 1 0 のマイクロビーム形成器出力部に接続される。一度にアクティブなのは 8 つの要素のグループを超えない音響アパーチャの部分だけであるので、任意のスキャンライン位置に関して、8 つの信号経路だけが必要とされる。マイクロビーム形成器 A S I C 1 0 a、1 0 b 及び 1 0 c は、このシステムにより、各スキャンラインに対して、1 0 のサブアレイのわずか 8 において要素の隣接する範囲を起動させるように構成される。スキャンラインがスキャンされるフレームにわたり進行するとき、起動される要素の範囲は、アクティブ開口にわたりシフトし、対応するマイクロビーム形成器出力部はこれに従って起動される。従って、8 つのアナログの信号経路に対して、8 つの導電体ケーブル 1 8 ' で十分である。これらの 8 つの信号経路は、メインフレーム超音波システムのミニビーム形成器 1 2 ' の 8 つの入力部に結合される。これは、その出力部 1 4 ' で完全にビーム形成されたコヒーレントなエコー信号を提供するため、ビーム形成を完了する。図 2 の 1 2 8 要素のプローブがミニビーム形成器 1 2 ' に結合される場合、その 8 つのアナログの信号経路は、1 2 8 要素のアレイトランスデューサに関するビーム形成を完了するため、ミニビーム形成器 1 2 ' の 8 つの入力チャネルに接続するとき、同じ 8 つのチャネルケーブルを利用するだろう。同じモジュラマイクロビーム形成器設計の 2 つの異なるプローブが、同じシステムメインフレームで使用されることが分かる。

【 0 0 1 1 】

図 4 は、標準的なマイクロビーム形成器 A S I C がシステムメインフレームにケーブルを接続するプローブコネクタに配置される 2 D 撮像プローブに関する本発明の別の実現を示す。この例では、プローブ 3 0 は、1 2 8 のトランスデューサ要素のリニアアレイトランスデューサ 3 2 を持つ従来のレガシープローブである。アレイの各要素は、1 2 8 の導電体ケーブル 3 4 のそれ自身の導体に結合される。プローブケーブル 3 4 は、超音波システムメインフレーム上の嵌合コネクタに接続するプローブコネクタ 3 6 でターミネートす

10

20

30

40

50

る。プローブ及びケーブルは、これまでに記載されたように、長年にわたり超音波システムにとって一般に利用可能だった。本発明の原理によれば、プローブ及びケーブルの128の信号経路を8の部分的にビーム形成された出力信号経路へと減らすため、上述の標準的なマイクロビーム形成器ASIC10が、プローブコネクタ36において使用される。128のケーブル信号経路の半分は、1つのマイクロビーム形成器ASICに結合され、他の半分は、他のASICに結合される。システムビーム形成器に結合される合計8つの部分的にビーム形成された信号経路が存在する。ビーム形成処理を完了し、画像を形成するのに適したコヒーレントなエコー信号を生成するため、図4のレガシープローブ構成が、図2のミニビーム形成器12又は図3のミニビーム形成器12'のいずれかと共に使用されることができる。64要素の1Dアレイトランスデューサを用いるレガシープローブは、図1の1つのマイクロビーム形成器10だけを必要とする。ケーブルは、マイクロビーム形成器から受信される部分的にビーム形成された信号に関する4つの信号経路だけを必要とする。

【0012】

図5は、異なる2D撮像プローブのファミリーを示す。これらの全ては、本発明の原理による減少されたチャンネルカウントシステムビーム形成器12と共に作動する。プローブのファミリーは、128要素のタイトカーブアレイ42を持つ経腔プローブ40、192要素のリニアアレイトランスデューサ52を持つリニアアレイプローブ50、128要素のフェーズドアレイトランスデューサ62を持つ心臓撮像のためのフェーズドアレイプローブ60、及び128要素のカーブアレイ32'を持つ分娩撮像に関するレガシーのカーブリニアプローブ30'を含む。経腔プローブ40は、プローブコネクタ46でターミネートする8つの信号経路ケーブル44を持つ。リニアアレイプローブ50は、プローブコネクタ56でターミネートする8つの信号経路ケーブル54を持ち、共通の信号経路チャンネルに対してマイクロビーム形成器出力部を接続する上述した方法を利用する。この場合、アレイにおいてチャンネルの外側のグループに仕える2つのマイクロビーム形成器が、一緒に接続されるそれらの出力を持つ。こうして、ケーブルにおける信号経路の四つ組が共有される。フェーズドアレイプローブ60は、プローブコネクタ66でターミネートする8つの信号経路ケーブル64を持つ。レガシーカーブリニアプローブ30'は、プローブコネクタ36でターミネートする従来の128の導電体ケーブル34を持つ。

【0013】

同じ標準的なマイクロビーム形成器ASIC10が、これらのプローブのそれぞれと共に使用される。経腔プローブ40に対して、2つのマイクロビーム形成器ASIC10が、経腔プローブのハンドルに配置されるプリント回路基板100に取り付けられる。リニアアレイプローブ50の192要素アレイ52に対して、プリント回路基板100上に3つのマイクロビーム形成器ASIC10がプローブのハンドルにおいて使用される。リニアアレイプローブにおける各ASICは、アレイトランスデューサの192の要素のうちの64に接続される。フェーズドアレイプローブ60の128の要素に対して、プリント回路基板100上の2つのマイクロビーム形成器ASICがプローブのハンドルにおいて使用される。これらのプローブのそれぞれのハンドルは、アレイトランスデューサを含むプローブ要素を備えるケースを有する。レガシーカーブリニアアレイプローブに対して、アレイトランスデューサの128の要素からの128のケーブル導体が、プローブコネクタ36においてプリント回路基板100上の2つのマイクロビーム形成器ASICに結合される。プローブ又はコネクタの内部スペースが許す場合、同じプリント回路基板が各プローブに対して使用されることができる。プローブハンドル又はコネクタ内部の空間が制限される場合、異なるプリント回路基板フォームファクタが、プローブのスペース要件に適合するよう必要に応じて使用される。

【0014】

ファミリーのプローブの任意の1つ又は全ては、システムメインフレームのプローブコネクタブロック70に配置される同一のシステムプローブコネクタ72に結合されることができる。システムメインフレームは、画像を生み出す任意の超音波システムとすること

10

20

30

40

50

ができる。これは、カート付きシステム及び携帯型システムを含む。複数のプローブが物理的に接続される場合、使用に関してプローブの１つを選択することが必要である。プローブ選択信号 P S は、８つのチャンネルミニビーム形成器 １２の入力部に対して選択されたプローブの信号経路及びそのコネクタを結合するマルチプレクサ ７４に適用される。ミニビーム形成器 １２は、プローブのマイクロビーム形成器からの８つの部分的にビーム形成された信号のビーム形成を完了し、ミニビーム形成器出力部でのコヒーレントなエコー信号が、画像プロセッサ ８０に結合され、形成された２Ｄ超音波画像が、ディスプレイ ９０に表示される。

【 ０ ０ １ ５ 】

プローブファミリーの任意のプローブに対して、システムミニビーム形成器の８つのチャンネルで充分である。３つのマイクロビーム形成器 A S I C １０を使用する １ ９ ２ 要素リニアアレイプローブ ５０が選択されるとき、ミニビーム形成器の８つのチャンネルは、共通するチャンネルの４つを接続することにより、マイクロビーム形成器 A S I C １０の １ ２ の出力部に接続される。上述したように、システムは、マイクロビーム形成器 A S I C の状態を構成する。その結果、任意のスキャンラインに関して、８つのマイクロビーム形成器出力部の最大だけがアクティブになり、ミニビーム形成器 １ ２ の ８ つのチャンネル入力部が駆動される。レガシープローブを含む様々な異なるプローブが、本発明のビーム形成器構造と共に使用されることができ、システムビーム形成器は、明らかに減少した数のチャンネルを持つことが分かる。サイズ、重み及び複雑さの全てが減らされるので、このアーキテクチャは、カート付き超音波システム及びより小さな携帯型又はハンドヘルドシステムに適している。

【 ０ ０ １ ６ 】

本発明のビーム形成器構造の実現の他の変形が、当業者にとって容易に明らかである。システムミニビーム形成器が １ ２ のチャンネルまでスケール化される場合、 １ ２ ８ の要素のシフティングサブアレイとしてではなく、 １ ９ ２ の要素を同時に起動及びビーム形成するような態様で、４出力の標準化されたマイクロビーム形成器の３つまでを収容することができる。この変形例は、より精細なピッチ要素を持つプローブに関する利点を提供することができる。これは、横方向における画像解像度を増加させる、より大きなビーム形成開口を可能にする。同様に、システムミニビーム形成器が １ ６ のチャンネルを有する場合、 ２ ５ ６ のトランスデューサ要素が、４つのマイクロビーム形成器 A S I C を介して同時にビーム形成されることができる。これは、上述された標準的な A S I C を持つ ２ ５ ６ までの同時にアクティブとなるトランスデューサ要素を備える ２ Ｄ 撮像プローブを可能にする。プローブのファミリーが、 １ ２ ８ 以下の要素を持つトランスジューサセンサアレイを使用する場合、８つのチャンネルシステムビーム形成器が、任意のスキャンラインにおけるすべての要素を同時にビーム形成する能力を持つプローブの全体のファミリーを収容することができる。代替的に、 ６ ４ から ４ より大きなチャンネル削減のマイクロビーム形成器が使用されることができる。しかしながら、現在のすべてのプローブだけではなく、将来予想されるプローブに対して使用されることができる標準的な A S I C を選択することが望ましい。マイクロビーム形成器 A S I C は、小さなプローブケース内部に適合するコンパクトなアセンブリを形成するよう、トランスデューサアレイスタックに取り付けられるフリップチップとすることができる。トランスデューサアレイスタックは、半導体処理により作られる圧電セラミック（例えば、 P Z T ）アレイ又は C M U T 若しくは P M U T マイクロマシン・トランスデューサアレイを有することができる。

【図 5】

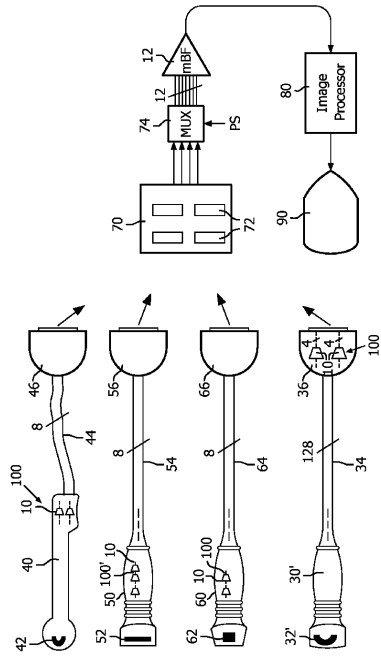


FIG. 5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053281

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01S15/89 G01S7/52
ADD.

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)

G01S

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)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/055428 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; ROBINSON ANDREW L [US]) 20 May 2010 (2010-05-20) abstract; figures 1,3,4,7,8,10 page 1 - page 13	1-6, 8-14,16
Y	----- US 2005/148873 A1 (PETERSEN DAVID A [US] ET AL) 7 July 2005 (2005-07-07) abstract; figures 1, 2, 4 paragraphs [0017], [0026], [0029], [0034]	7,15
Y	----- DE 197 41 361 C1 (SIEMENS AG [DE]) 15 April 1999 (1999-04-15) the whole document	7,15
A	----- ----- -/-	1-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* 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 application or patent but 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

"T" 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 September 2012

Date of mailing of the international search report

10/10/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053281

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/035328 A1 (ROUNDHILL DAVID N [US] ET AL) 21 March 2002 (2002-03-21) the whole document	1-16
A	----- US 6 500 126 B1 (BROCK-FISHER GEORGE A [US]) 31 December 2002 (2002-12-31) the whole document	1-16
A	----- DE 10 2008 044423 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 19 February 2009 (2009-02-19) the whole document	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/053281

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010055428 A1	20-05-2010	CN 102216805 A EP 2356484 A1 JP 2012508054 A US 2011213251 A1 WO 2010055428 A1	12-10-2011 17-08-2011 05-04-2012 01-09-2011 20-05-2010
US 2005148873 A1	07-07-2005	CN 1628614 A DE 102004060575 A1 US 2005148873 A1	22-06-2005 21-07-2005 07-07-2005
DE 19741361 C1	15-04-1999	NONE	
US 2002035328 A1	21-03-2002	NONE	
US 6500126 B1	31-12-2002	NONE	
DE 102008044423 A1	19-02-2009	CN 101366662 A DE 102008044423 A1 JP 2009045458 A US 2009048520 A1 US 2012108975 A1	18-02-2009 19-02-2009 05-03-2009 19-02-2009 03-05-2012

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 ロビンソン アンドリュー リー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE12 EE13 EE14 EE15 JB09

专利名称(译)	使用两个波束形成器级的二维超声诊断成像系统		
公开(公告)号	JP2014518124A	公开(公告)日	2014-07-28
申请号	JP2014518031	申请日	2012-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ポーランドマッキーダン ロビンソンアンドリュウリー		
发明人	ポーランド マッキー ダン ロビンソン アンドリュウ リー		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4477 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8918 A61B8/4411 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/52		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/JB09		
优先权	61/503329 2011-06-30 US		
其他公开文献	JP2014518124A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

2D超声成像系统具有许多用于不同临床应用的不同探头。每个2D成像探头均具有一维阵列换能器和一个或多个微波束形成器，它们耦合到阵列的各个元素。优选地，微波束形成器是相同的，并且用作系统的标准组件。微波束形成器组合来自其换能器元件的信号，并且每个探头都具有从4到16个部分波束形成信号的输出。主机系统具有一个波束形成器，该波束形成器具有4至16个通道，可完成每个探头的波束形成过程。

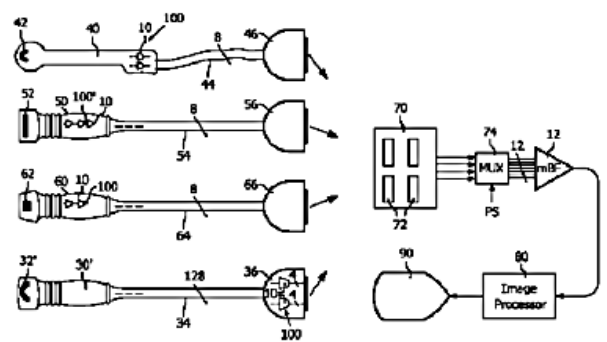


FIG. 5