

(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2009-536853

(P2009-536853A)

(43) 公表日 平成21年10月22日(2009. 10. 22)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
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 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-509921 (P2009-509921)
(86) (22) 出願日 平成19年4月17日 (2007. 4. 17)
(85) 翻訳文提出日 平成20年11月10日 (2008. 11. 10)
(86) 国際出願番号 PCT/US2007/066750
(87) 国際公開番号 W02007/133878
(87) 国際公開日 平成19年11月22日 (2007. 11. 22)
(31) 優先権主張番号 60/747, 148
(32) 優先日 平成18年5月12日 (2006. 5. 12)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

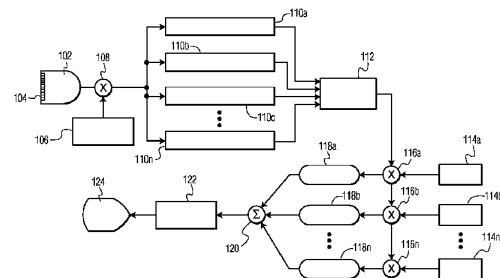
(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヴィ
オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
1
(74) 代理人 100070150
弁理士 伊東 忠彦
(74) 代理人 100091214
弁理士 大貫 進介
(74) 代理人 100107766
弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチラインビーム生成器による超音波合成送信フォーカシング

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、マルチライン受信のアレイに沿って間隔を置いた複数のビームを送信することにより拡張された焦点領域を有する画像を生成する。複数の送信ビームの受信マルチラインは、不所望の位相キャンセルを回避するように、空間的に整合され、それぞれの受信マルチラインの間の位相調整と組み合わせられる。その組み合わせされたマルチラインは、その組み合わせされたマルチラインを用いて生成される画像が拡張された焦点領域を示すように、拡張された送信焦点の効果をもたらす。動きアーティファクトを回避するように、マルチライン次数が画像動きの関数として調整可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トランスジューサ要素のアレイを有するプローブ；

前記のトランスジューサ要素のアレイに結合され、焦点領域を示すビームを送信するように動作可能であり、そして水平方向に間隔を置いた複数のラインの位置を有する、送信ビームスプリッタ；

前記のトランスジューサ要素のアレイに結合され、1つの送信ビームに対するライン位置に複数の受信ラインを生成するように動作可能である、マルチライン受信ビーム生成器；

複数の送信ビームに対してマルチライン受信ビーム生成器により生成された共通ライン位置に関連する複数の受信ラインに対応し、画像データを生成するように前記複数の受信ラインを組み合わせるように動作可能である、マルチライン組み合わせ回路；及び

前記画像データを用いる画像を生成するディスプレイ；

を有する超音波診断イメージングシステム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン組み合わせ回路は、異なるマルチラインからのデータを組み合わせるように動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン組み合わせ回路は、前記の異なるマルチラインからのデータに対応する複数の遅延部を更に有し、前記マルチラインの間の位相変化を調整するように動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン組み合わせ回路は、マルチラインデータを重み付けするように動作可能である複数の重み付け回路を有する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記プローブは線形アレイプローブを有する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記プローブはフェーズドアレイプローブを有する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記送信ビーム生成器は、選択送信アパーチャからのビームを送信するように更に変えられる、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記送信ビーム生成器は、トランスジューサアレイに沿って一連の異なるアパーチャから一連のビームを送信するように動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記送信ビーム生成器は、一のビームの水平方向に間隔を置いたライン位置の少なくとも一部が他のビームの水平方向に間隔を置いたライン位置の少なくとも一部と整合されるように選択された一連の異なるアパーチャからの一連のビームを送信するように更に動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記送信ビーム生成器は、前記の一のビームの水平方向に間隔を置いたライン位置の少なくとも一部が前記の他の

10

20

30

40

50

ビームの水平方向に間隔を置いたライン位置の少なくとも一部と同軸上に整合されるように更に動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン受信ビーム生成器は複数のマルチラインプロセッサを有し、該複数のマルチラインプロセッサの各々は、選択されたライン方向において受信マルチラインをフォーカシングするように複数のトランスジューサ要素から受信された信号に遅延の集合を適用する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン受信ビーム生成器は可変マルチビーム次数を示す、超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記マルチライン受信ビーム生成器に結合されたライン記憶部を更に有し、複数の送信ビームに対して生成される受信ラインを記憶するように動作可能である、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 4】

拡張された焦点領域を有する超音波画像を生成する方法であって：

アレイトランスジューサから複数の送信ビームを送信する段階であって、各々の送信ビームはアレイに沿った異なる位置に集められ、各々の送信ビームは、他のビームの水平方向に間隔を置いたライン位置に空間的に関連する複数の水平方向に間隔を置いたライン位置を有する、段階；

20

前記アレイトランスジューサによりエコー信号を受信する段階；

前記送信ビームの前記水平方向に間隔を置いたライン位置においてエコー信号の複数の受信ラインを生成するように、1つの送信ビームに対して受信された前記エコー信号を同時に処理する段階；

追加送信ビームについて前記同時の処理を繰り返す段階；

画像データを生成するように、空間的に関連する異なる送信ビームからの受信ラインのエコー信号を組み合わせる段階；

前記画像データを用いて、画像を生成する段階；

を有する方法。

30

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の方法であって、前記組み合わせる段階に先行して、異なる送信ビームからの前記の受信ラインのエコー信号を相対的に遅延させる段階を更に有する、方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の方法であって、前記組み合わせる段階に先行して、異なる送信ビームからの前記の受信ラインのエコー信号を相対的に重み付けする段階を更に有する、方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 に記載の方法であって、前記アレイに沿った一連の連続的なライン位置に集められた一連の送信ビームを送信する段階を更に有する、方法。

40

【請求項 1 8】

請求項 1 4 に記載の方法であって、前記アレイに沿った一連の連続的なライン間位置に集められた一連の送信ビームを送信する段階を更に有する、方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 4 に記載の方法であって、複数の送信ビームの前記水平方向に間隔を置いたライン位置は、同軸上に整合されることにより空間的に関連付けられる、方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 4 に記載の方法であって、前記組み合わせる段階に先行して、複数の送信ビームからの前記受信ラインを記憶する段階を更に有する、方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システムに関し、特に、マルチライン受信ビームスプリッタを用いて焦点領域を拡張する超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像が画像フィールドにおける全てのポイントでフォーカシングされる合成フォーカシングの原理が多くの研究のテーマになってきた。例えば、米国特許第4,604,697号明細書(Luthra等による)において、超音波パルスが超音波トランスジューサアレイの各々の要素から順次に送信される合成焦点技術について記載されている。各々の送信から受信されたエコー信号は、アレイの要素の全てにより受信され、記憶される。信号の全てが受信された後、フォーカシングされたエコー信号は、各々のポイントの方に及び各々のポイントの方から超音波信号の飛行時間及び画像における各々のポイントに対する各々のトランスジューサ要素の位置についての知識から、画像フィールドの各々のポイントにおいて生成されることが可能である。適切に受信された信号は、画像における各々のポイントについてコヒーレントなエコー信号を生成するように、組み合わせられる。各々のポイントを生成するように用いられる、記憶されているデータ値の選択は、画像における各々のポイントについてビーム生成を与える。この方法は、画像フィールドにおける全てのポイントにおいてフォーカシングされた信号を与える一方、幾つかの短所を有している。それらの短所の1つは、全画像フィールドからの r 、 f 、信号が処理のために記憶される必要があることである。このことは、かなりの情報記憶量を必要とする。第2の短所は、画像における各々の点についてデータを選択して重み付けするために、かなりの処理量が必要とされ、その場合、画像データポイントを演算するように、適切に重み付けされたデータを組み合わせる必要があることである。第3の短所は、この方法は、単一のトランスジューサ要素により送信されるエネルギーは制約されるために、浅い侵入負深度のためのみに有効であることである。

【0003】

合成フォーカシングの基本原理を用いる特定のアプリケーションは、従来の遅延加算受信ビームスプリッタであって、各々の受信要素からの信号に適用される遅延は、合成焦点技術におけるデータ選択に相当する、遅延加算受信ビームスプリッタである。従来のビームスプリッタは、特定の焦点領域においてフォーカシングされる送信ビームを送信し、この信号送信ビームのみに沿ったエコーを動的にフォーカシングするために、それらの原理の限定されたアプリケーションである。従って、複数の装置が、全画像フィールドをスキャンするために必要である。結果として得られる効率は、画像における全てのポイントに対して全ての送信についてデータが記憶される必要はなく、送信により受信されるデータは、ビーム方向に沿ってコヒーレントなエコー信号を生成するように、すぐに処理される。各々の受信ビームは、選択された焦点領域のみに対する送信においてフォーカシングされることが制限となっている。しかし、より大きい深度における信号対ノイズ比は、複数のトランスジューサ要素がビームを送信するように作動されるために改善され、妥当な侵入が得られようにする。

【0004】

米国特許第6,231,511号明細書(Bae等による)及び後の文献“A Study of Synthetic-Aperture Imaging with Virtual Source Elements in B-Mode Ultrasound Imaging Systems” by Bae et al., IEEE Trans. UFFC, vol. 47, no. 6 (2000), p. 1510～においては、従来の焦点領域の外側の水平方向の分解能を改善し、従って、画像フィールドの全てのポイントにおいて送信フォーカシングの効果を達成するように、合成フォーカシングの特徴及び標準的にフォーカシングされるビーム生成器の特徴を組み合わせ提供されている。この方法は、“仮想ソース”から外部及び内部の両方にエネルギーを放出する、標準的な

10

20

30

40

50

送信ビームの焦点に“仮想ソース要素”があるという仮定を前提としている。標準的なフォーカシングされた送信ビームの送信に後続して、エネルギーは、受信アパーチャのトランスジューサ要素により受信されて、記憶される。全画像フィールドがスキャンされた後、各々のポイントにおけるエコー信号は、フィールドにおけるポイントを含む各々の仮想ソースフィールドの要素により受信された信号から演算される。焦点における画像ポイントは、仮想ソースモデルが送信焦点に関する砂時計形状フィールドであるために、1つのビームのみからイメージングされるが、焦点からの深度において更に除去されるポイントは、多くのスキャンラインの受信信号から演算される。その結果は、送信焦点ポイントから外部及び内部のポイントにおいて改善された水平方向の分解能を示す画像であるといわれる。しかし、上記の基本的な合成アパーチャ方法と同様に、かなりのデータ量が、各々の受信アパーチャにおける全ての要素からの r. f. 信号を処理するために記憶される必要がある。更に、結果として得られる画像は、送信及び受信のみがこの画像ポイントに寄与し、複数の送信及び受信が、送信焦点ポイントから除去されたポイントに寄与するため、焦点の周囲に暗く現れるといわれる。従って、少なくとも画像のかなりの部分に亘ってフォーカシングし、莫大な量の r. f. データを記憶する必要のない送信を達成することが要請されている。

10

【特許文献1】米国特許第4,604,697号明細書

【特許文献2】米国特許第6,231,511号明細書

【非特許文献1】“A Study of Synthetic-Aperture Imaging with Virtual Source Elements in B-Mode Ultrasound Imaging Systems” by Ba et al., IEEE Trans. UFFC, vol. 47, no. 6 (2000), p. 1510~

20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理に従って、r. f. 信号データを記憶する必要のない、フィールドのかなりの深度に亘る送信焦点に達する診断超音波システム及び方法について記載している。複数のスキャンラインの少なくとも一部に超音波を当て、受信ビームが、例えば、並列して又は時間多重化により、複数のスキャンラインに沿って同時に処理される超音波ビームが送信される。連続するそのような送信は、共通のスキャンラインの位置に関連付けられる複数のスキャンラインを生成する。好適には、それらの関連するスキャンラインは、同心円状に整合される。それらの関連付けられるスキャンラインのデータは、フィールドのかなりの深度に亘って有効に送信フォーカシングされるエコーデータを生成するようにビーム生成される。以下の実施例においては、超音波システムは、マルチラインビーム生成器により同時に複数のビームを受信する。本発明の実施形態は、一部の臨床アプリケーションにおいてフォーカシングするマルチゾーンに対する必要性を再分類することにより超音波イメージングのフレームレートを改善することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

先ず、図1a乃至1cを参照するに、重なったビームプロファイルが、各々の送信ビームから3つのビームを受信する各々の場合において後続される3つの送信ビームの送信について示されている。図1aは、ビームを送信したトランスジューサアレイ8により送信され、そのトランスジューサ8から延びているビームの中心における強度ピーク以下の一定レベルにある送信ビームプロファイル10を示している。送信ビームプロファイルレベルは、設計者により選択され、ビームの中心における最大強度以下の3dB、6dB、20dB又はある他のレベルにあることが可能である。そのビームプロファイルは、従来の送信フォーカシングによるビームプロファイルの最狭の幅である焦点12に焦点合わせされていることが理解できる。ビーム20の直交する方向からみた様子は、メインローブ20aのどちらかの側においてセンタローブ20a及びサイドローブを有することが理解で

40

50

きるトランスジューサアレイ 8 の下に示されている。送信されるビームは、焦点領域 1 2 において最も狭い焦点に達する。他の実施形態においては、発散した送信ビームが用いられることが可能である。かなりの深度でのフォーカシングがまた、有効であることが判明した。

【0007】

送信ビーム 1 0、2 0 は、複数の受信ライン 1 4、1 6 及び 1 8 を含む幅を伴って送信される。一般に、より広いビームが、より小さい送信アパーチャから送信されることにより生成される。即ち、アレイにおける要素の全数に比べて、アレイ 8 のより少ない数の要素は、ビームを送信するように作動される。送信に後続して、エコーが受信され、3 つの受信ライン位置 1 4、1 6 及び 1 8 に沿ってフォーカシングされる。下で説明するように、受信アパーチャのトランスジューサ要素が受信するそれらのエコーは、一の送信ビームに応答して、異なるラインの位置 1 4、1 6 及び 1 8 においてマルチラインを形成するように、3 つの異なる方法で遅延されて、合計される。この実施例においては、受信ライン 1 4 は、送信ビーム 1 0、2 0 の中央において受信され、中央のラインのどちらかの側において受信されるように水平方向に操作され、フォーカシングされる。この実施例においては、外側のライン 1 4 及び 1 8 のニアフィールド及びファーフィールドのみが送信ビームプロファイル 1 0 内にある。それらの領域において、外側のライン 1 4 及び 1 8 は、中央のラインの位置のどちらかの側において送信エネルギーから受信され、それにより、中央のラインの位置の両側における画像フィールドにおける対象をサンプリングし、それにより、画像受信及び分解能についてニアフィールド及びファーフィールドにおける送信ビームの水平方向に広がったエネルギーを効率的に用いる。

【0008】

図 1 b においては、第 2 ビームは、一の受信ラインの間隔だけ右の方に送信アパーチャを移動させることにより送信される。第 2 送信ビームは、第 1 送信ビームと同じビームプロファイルを有し、ビームプロファイル曲線 1 0 点により輪郭付けされている。第 1 ビームの場合のように、3 つの受信ラインが、受信ライン位置 1 6'、1 8' 及び 2 2 における第 2 送信に応答して、同時に受信され、ビーム生成される。その結果、受信ライン 1 6' は、第 1 送信からの受信ライン 1 6 と整合され、受信ライン 1 8' は第 1 送信からの受信ライン 1 8 と整合され、そして受信ライン 2 2 は第 2 送信の中央のライン 1 8' の右に位置付けられる。受信ラインの第 1 集合と同様に、受信マルチライン 1 6'、1 8' 及び 2 2 の第 2 集合が後続の処理のために保存される。

【0009】

図 1 c においては、第 3 ビームが、一受信ラインだけ右の方にまた移動される中央のアパーチャの位置から送信される。この送信ビームは、ビームプロファイル 1 0'' により輪郭付けされ、その送信は、受信ライン 1 8''、2 2' 及び 2 4 の同時受信により後続される。先行する受信ラインと同様のそれらの 3 つの受信ラインは、先行ビームのラインと同じ間隔を有する送信ビームのビームプロファイル内に全体が又は一部がある。その結果、受信ライン 1 8'' は、第 1 送信の受信ライン 1 8 及び第 2 送信の受信ライン 1 8' と軸方向において整合され、受信ライン 2 2' は、第 2 送信の受信ライン 2 2 と軸方向において整合される。受信ライン 1 8、1 8' 及び 1 8'' の経路内の対象は、ここでは、3 つの受信ラインによって、即ち、それぞれの異なる送信ビームによって各々、サンプリングされる。下で説明するように、それらの共に整合されるビームは、何れかの個別のラインの場合に比べて、大きいフィールド深度においてフォーカシングされるラインに沿った画像データのラインを生成し、延ばされた送信焦点効果を得るように組み合わせられる。3 つのビーム送信からのエコーエネルギーは、結果として得られる画像データを生成するように組み合わせられるため、フォーカシングはより深いフィールド深度において有効である。

【0010】

送信及び受信は、全画像フィールドがスキャンされてしまうまで、この方法で、画像フィールドにおいて継続する。所定のラインの位置について、受信ラインの最大数、この実

施例においては3つ、が取得される度に、受信ラインは、その位置において画像データのラインを生成するように共に、処理される。それ故、受信 r. f. 信号が、受信されるときに、マルチラインにビーム生成されるために、何れかの送信からの予め合計された r. f. データを記憶する必要はなく、その位置において受信ラインの全てが取得されるまで、あるラインの位置において先行するラインを記憶する限定的要求のみが存在し、そのとき、取得された受信ラインは処理され、ライン記憶は、後続のラインの記憶のために解かれる。

【0011】

図2a乃至2dは、送信ビームプロファイル30が、図2aの参照番号31乃至36に示されている、6つの受信ラインの位置における受信ラインの全て又は一部を有する、本発明の他の実施例を示している。この実施例においては、最初の場合と異なり、送信ビームの中央には受信ラインが存在しない。それに代えて、中央の受信ライン33及び34は、送信ビームの中央のどちらかの側に、受信ライン間隔の半分、間隔を置いている。外側の受信ライン32及び35は、ニアフィールド及びファーフィールドにおけるビームプロファイル30内にあり、最も外側の受信ライン31及び36のニアフィールド部分のみが送信ビームプロファイル内にある。下で説明するように、画像データ生成において、それらのニアフィールドライン部分31及び36を用いないように決定されることが可能である。

【0012】

次の送信ビームは、図2bにおける第2送信ビームのプロファイル30'で示すように、1受信ライン間隔だけ、第1送信ビームの右の方に送信される。6つの受信ラインはまた、受信ライン位置32'、33'、34'、35'、36'及び37'において同時に受信され、ビーム生成される。それらの受信ラインの最初の5つは、第1送信ビームの受信ライン32、33、34、35及び36と整合され、それ故、それらのライン位置の各々における処理のために第2受信ラインを与える。図2cは、第3送信ビームの送信及びビームプロファイル30''内の6つの受信ラインの受信に後続する結果を示している。ここでは、ライン位置33''、34''、35''及び36''において受信される3つの受信ライン、位置37'における2つの受信ライン並びに位置38における1つの受信ラインの一部、の全部又は一部が存在する。図2dにおけるビームプロファイル30'''で示されている第4送信に後続して、ライン位置34'''、35'''及び36'''において受信される4つの受信ライン、ライン位置37''において受信される3つの受信ライン、ライン位置38'において受信される2つの受信ライン並びにライン位置39において受信される1つの受信ラインの一部、の全部又は一部が存在する。この方法においてスキャンが継続されるとき、この実施例において示されているように少ない数のラインが受信される極端な場合を除いて、アパーチャの殆どにおけるライン位置において受信される6つの受信ラインの全部又は一部が存在するであろう。画像データを生成するように受信ラインデータが組み合わされるとき、各々の受信ライン位置のより良好なサンプリングの数がより大きい場合、より良好な有効な送信フォーカシングがもたらされる。

【0013】

8個、12個又は16個の間隔を置いた、同時に受信されるラインのような、より大きい数の同時に受信されるラインが用いられることが可能であり、送信時により少ない数Fが、受信ライン位置のより大きい拡張を超音波を当てて得る(Insonify)ように、用いられる必要がある。

【0014】

図3及び4は、全ての送信ビームから4つの受信ラインを用いる、本発明の他の実施例を示している。それらの図においては、連続ビーム群及び受信ライン群は重なり合っていないが、図示の明確化のために上下方向に整合されている。各々の送信ビーム40-1、40-2、40-3等は、下方を向いている破線の矢印で示され、各々の送信ビームからの受信ラインは、それぞれの送信ビームのどちらか側において、実線の矢印として示されている。図3a乃至3dは、各々の連続送信間隔のために1受信ライン間隔だけ右の方に

10

20

30

40

50

移動された送信ビーム 40-n を有する最初の第 4 送信-受信シーケンスを示している。この送信-受信シーケンスの終わりには、受信ライン 44、即ち、第 2 ビームからの受信ライン 44-1、第 3 ビームからの受信ライン 44-2 及び第 4 ビームからの受信ライン 44-3 と整合された 4 つの受信ラインが受信されることが理解できる。それらの 4 つの受信ラインは、画像フィールドにおけるそれらの受信ラインの位置において画像データのラインを生成するように組み合わせられる。

【0015】

図 4 a 乃至 4 d は、各々の送信ビームについて 4 つの同時に受信されるラインの更なる 4 つの送信-受信間隔を有する先行する送信-受信シーケンスの寄与を示している。次の 4 つの送信ビームは、それらの図において、40-5、40-6、40-7 及び 40-8 として示されている。それらの図が示しているように、ここでは、ラインの位置 44、45、46、47 及び 48 において受信される 4 つの受信ラインが存在する。それらの位置の各々において 4 つの受信ラインが受信された後、それらの 4 つのラインは、画像データの 1 つのラインと、後続のラインが同じ記憶位置に記憶されることができるよう削除された、記憶されている受信ラインと、を形成するように組み合わせることが可能である。4 つの整合されたラインの群の他の第 4 ラインが受信される度に、その群の 4 つのラインは、その位置において画像データのラインを形成するように組み合わせられ、その記憶は後続のラインのために用いられる。そのシーケンスは、この方法においては、画像フィールドの水平方向の極限の殆どに亘って、各々のライン位置において 4 つの受信ラインが組み合わせることが可能であるように、画像フィールドにおいて各々送信されるビームのための 4 つの受信ラインの受信を継続する。

【0016】

図 5 は、本発明の原理に従って構成された超音波イメージングシステムをブロック図形式で示している。超音波プローブ 102 は、トランスジューサ要素のトランスジューサアレイ 104 を有する。選択されたトランスジューサ要素の群は、そのアレイに沿った所望の限定により及び所望の方向において、選択された焦点領域でフォーカシングされるビームを送信するように、送信ビームスプリッタ 106 によりそれぞれの遅延時間に動作される。送信ビームスプリッタは、印加される高電圧送信パルスからの受信器への入力を防止するクロスポイントスイッチを有することが可能である送信/受信スイッチによりトランスジューサ要素に結合される。各々の送信ビームに応答して、アレイ 104 の各々のトランスジューサ要素により受信されるエコーは、マルチラインプロセッサ 110 a 乃至 110 n の入力に適用される。各々のマルチラインプロセッサは、それ自体の遅延の集合と、必要に応じて、同じ送信ビームから異なるように操舵された受信ビームを生成するようにアレイ要素から受信されるエコーを重み付けするアポディゼーション重みと、を適用する受信ビームスプリッタを有する。マルチラインプロセッサ 110 a 乃至 110 n のための適切なマルチラインビームスプリッタは、例えば、米国特許第 6,695,783 号明細書 (Henderson 等による) 及び、米国特許第 5,318,033 号明細書 (Savord による) に開示されている。マルチラインプロセッサ 110 a 乃至 110 n の出力は、少なくとも、表示データのラインを生成するために必要なマルチラインの全てが取得されるまで、受信されたマルチラインを記憶するライン記憶部 112 に結合される。表示データの特定のラインを生成するように用いられるマルチラインの群が、対応するライン位置のために表示データを生成するように、乗算器 116 a 乃至 116 n のそれぞれの位置に適用される。各々のラインからのエコーデータは、必要に応じて、アポディゼーション重み 114 a 乃至 114 n だけ重み付けされることが可能である。一般に、それらの重みは、往復インパルス応答の関数として各々のラインを重み付けする。適切な重み付けアルゴリズムが、用語“振幅 (x, z)”を、送信波面により画像フィールドにおける位置 (x, z) の点の *insonification* 振幅であって、方位角の位置 $x = 0$ は送信ビームの中心軸に対応する、*insonification* 振幅であるようにすることにより、導き出されることが可能である。X を、送信ビーム軸に対して受信されたマルチラインの方位角であるとする。深度 Z における画像の点を生成するように、この受信され

たマルチラインに適用される重みは、次式で表される。

【0017】

$$\text{Weight}(X, Z) = \text{amplitude}(X, Z)$$

適切な遅延特性の決定のために、 $\text{Propagation_time}(x, z)$ を、位置 (x, z) における点に達するために送信波面が必要とする伝搬時間であり、方位角を、送信ビームの中心軸にまた、対応する $x=0$ であるとする。 X を、送信ビーム軸に対する受信ラインの方位角であるとする。深度 Z における画像の点を生成するためにこの受信されるマルチラインに適用される遅延は、次式で表され、

$$\text{Delay}(X, Z) = \text{propagation_time}(X, Z) - \text{propagation_time}(0, Z)$$

ここで、 $\text{propagation_time}(0, Z)$ は、同じ深度であるが、軸上にある点に達する時間である。

【0018】

関数 $\text{amplitude}(X, Z)$ 及び $\text{propagation_time}(X, Z)$ は、例えば、送信フィールドのシミュレーションにより得られる。伝搬時間を演算する適切な方法は、複数の周波数における単色シミュレーションからのフィールドの位相遅延を用いることである。その振幅は、複数の周波数においてフィールドの振幅を平均化することにより演算されることが可能である。更に、深度依存性正規化が、重みに適用されることが可能である。これは、共通因子により所定の深度において重み全てを乗算する。例えば、正規化は、スペックル領域が深度に伴って一様な輝度を有するように、選択されることが可能である。深度の関数として重みを変えることにより、深度に伴ってアパーチャの大きさ及び形状（アポダイゼーション）を変化させることが可能である。

【0019】

エコーラインからのエコーは乗算器116a乃至118nにより重み付けされ、遅延ライン118a乃至118nにより遅延される。一般に、それらの遅延は、上で示しているような受信ライン位置に対する送信ビームの中心の位置に関連付けられるであろう。それらの遅延は、異なる送信-受信ビーム位置の組み合わせにより、マルチラインについてのライン毎に存在する位相シフト変動を等しくするように用いられ、それ故、信号キャンセルは結合された信号の位相差によりもたらされない。

【0020】

デジタルシステムにおいては、遅延ラインは、必要な遅延が発効する後（のち）のときに、メモリに重み付けされた複数のエコーデータを記憶し、データを読み出すことにより、発効されることが可能である。異なる長さのシフトレジスタ及びクロック信号はまた、デジタル遅延を発効するように用いられることが可能であり、又は上記米国特許第6,695,783号明細書に記載されているような補間ビームスプリッタが用いられることが可能である。遅延信号は加算器120により結合され、結果として得られる信号は画像プロセッサ122に結合される。画像プロセッサは、表示される画像を改善するように、スキャン変換又は他の処理を実行することが可能である。結果として得られる画像は、画像ディスプレイ124に表示される。

【0021】

図5のシステムにおいては、遅延ライン118及び加算器120は、所定の方向に共に整合される複数の受信マルチラインから受信された信号の再フォーカシングを達成する。その再フォーカシングは、各々のマルチラインについての異なる送信ビーム位置の使用からもたらされる位相差について調整し、結合された信号における不所望の位相キャンセルを防止する。重み114は、マルチライン位置に送信ビームの近接に関連するマルチラインの寄与を重み付けし、より大きい信号対ノイズ比を有するビームを受信するより大きい重みを与える。このことは、各々の受信ライン方向における複数のサンプリングの組み合わせのために、各々の受信ラインに沿ったフィールドの拡張された深度及び改善された侵入（改善された信号対ノイズ比）をもたらす。

【0022】

10

20

30

40

50

図 4 a 乃至 4 d の実施例において、各々の受信マルチラインは、他の共整合マルチラインと組み合わせて、一度だけ用いられることが理解できる。このことは、本発明の実施形態は、それらの重み付け及び遅延効果がマルチラインプロセッサ 110 の重み及び遅延により実行されることが可能であるために、重み部 114、乗算器 116 及び遅延部 118 の第 2 セットを必要としないことを意味し、そのことは、適切な受信方向におけるマルチラインに集中し、全てが一体となった処理ステップとして結合されるべきマルチラインに対する位相変化及び送信ビーム変化を明らかにすることができる。所定のライン位置についてのマルチライン全てが受信された後、それらのマルチラインは、表示ラインデータを与えるように、単に加算される。代替として、所定のライン位置についての各々の受信マルチラインは、その所定のラインについてのライン累算器に記憶される。そのライン位置における後続して受信される各々のマルチラインは、その位置におけるマルチラインの全構成要素がその累算器において結合されるまで、その累算器のコンテンツに加算される。累算器のコンテンツは、その場合、画像プロセッサに転送され、他のライン位置について用いられる累算器を開放する。

【0023】

図 6 a 及び 6 b は、所定の表示ライン位置について受信マルチラインを組み合わせて用いることが可能である重み付け及び遅延の特徴の実施例を示している。図 6 a は、図 2 b の受信マルチライン 33' のような送信ビームの中心から相対的に離れた受信マルチラインについての例示としての重み付け及び遅延の特徴を示している。受信マルチライン 33' は、 $z=0$ におけるトランスジューサアレイの面からその図の右側における最大スキャン深度までの z 方向において拡張して示されている。そのマルチラインの中心は、破線として示され、マルチライン 33' のその部分は選択されたビームプロファイル 30' の外側にあり、その応答は、設計者が許容可能であると判断した応答より下にある。重み付け特徴 82 は、それ故、マルチラインが再フォーカシングのために用いられるようになって非ゼロレベルにおいて、及びビームプロファイルを越えている、最小にある重みをこのマルチラインに重み付けする。他の実施形態においては、重み付け特徴 82 は、ニアフィールドにおいて、0 に低下することが可能である。このことは、エコーは、必要な遅延が適用された後、アレイに近接し過ぎる、又はアレイの後にあり、従って、適切な受信に対して感応しないためである。従って、水平方向に距離を置いて離れたマルチラインからのマルチラインは、かなり近接したニアフィールドにおいてマルチラインの組み合わせでは用いられない。

【0024】

位相特徴 84 は、送信ビームの焦点におけるゼロ位相調整と関連付けられ、ニアフィールドにおいては略一定のまま保たれ、ファーフィールドにおいては次第に減少することが理解できる。

【0025】

図 6 b は、送信ビームの中心により近接する受信マルチライン 33 についての例示としての重み付け特徴及び遅延特徴を示している。このより近接した近接性のために、そのマルチラインは、重み付け特徴 86 で示されるように、より大きい全体的な重み付けが与えられる。その重み付けは、焦点領域における参照番号 33' のようなより遠く離れたマルチラインの重み付けの減少を調整するように、焦点領域の近傍で増加する。水平方向においてより遠いマルチラインについての遅延特徴 83 はより中央のマルチライン 33 の位相から演算されるため、位相調整特徴 88 は直線で示されている。この実施例においては、マルチライン 33 は、画像の全深度に亘って再フォーカシングするように用いられるが、所定の実施形態においては、設計者は、かなり近接したニアフィールドにおけるライン位置に近接する送信ビームからの単一ラインのエコーを用いるように選ぶことが可能である。

【0026】

本発明の実施形態は、種々の受信機能と共に用いられることが可能である。例えば、それは、フォーカシングされたサブアパーチャからの信号において機能する。他の変形にお

10

20

30

40

50

いては、受信ビーム自体を生成することに代えて、フーリエ成分のような限定された数の直交関数を用いることが可能である。その場合、フーリエ空間における種々の送信を組み合わせることが可能である。組み合わせられた信号は、受信される画像ラインに正確には対応しない。従って、受信ビームは、フーリエ成分又はサブアパーチャを組み合わせることにより生成される。アポダイゼーションの変化によりビームから導き出される複数のビーム及び関数の種々の組み合わせはまた、本発明の範囲内にある。他の実施形態においては、少数の受信マルチラインが、付加中間マルチラインを補間することにより増加されることが可能であり、その場合、増加した数のマルチラインにより本発明の処理を実行することが可能である。

【0027】

図7は、動きの効果を扱う図5の超音波システムについての変形を示している。図5に示す実施例においては、異なる送信－受信インターバルの複数の共整合マルチラインから受信された r 、 f 信号を組み合わせる。それは r 、 f 信号であって、組み合わせられている検出された信号の包絡線ではないため、組み合わせられるようになっているマルチラインが受信される期間に画像において動きが殆どないことは重要である。画像フィールドにおける素材か又は画像フィールドに対するプローブのどちらかの重要な動きは、異なるマルチラインからの信号が組み合わせられるとき、好ましい信号増強ではなく、キャンセルをもたらす r 、 f 信号差をもたらすことが可能である。この課題は、より多くの数のマルチラインが組み合わせるために取得される、より長い取得インターバルにより、よりひどくなる。図7の実施例は、相対的な画像動きを検出し、動きの存在に応答して、マルチラインの順序を調整することにより、この課題に対処することができる。動き検出器130は、画像プロセッサ122から連続した画像フレームを受信し、動きを表す差について画像コンテンツを比較する。これを行うための適切な技術は、同じ領域又は連続した画像の領域における画像画素値を関係付ける相関技術である。この技術は、2つの画像のデータ間のゼロ遅れ (zero-lag) 正規化相互相関を演算することにより実行されることが可能である。相関係数が大きい (即ち、画像が略同じである) 場合、より多い数の送信－受信インターバルを必要とするより多い数のマルチラインが、フィールドの深度を改善するように用いられる。画像フィールド内の又はプローブによる動きに原因して、相関係数が小さい (画像が異なる) とき、より少ない数のマルチラインが組み合わせられる。適切な相関技術は、米国特許第6,126,598号明細書 (Entrekina等による) に記載されている、絶対差の最小合計 (MSAD) 技術であり、その特許文献の援用により、本明細書の説明の一部を代替する。その特許文献に記載されているように、動き検出のためにMSAD処理を受けるデータは、画像フレーム中に又は画像フレーム間で送信される画像又は基準ラインの領域であることが可能である。ドップラ技術がまた、米国特許第5,127,409号明細書 (Daigleによる) に記載されているように、動きを検出するように用いられることが可能である。

【0028】

動き検出の結果は、動きが存在するときに用いられる低位のマルチラインにより、動きの関数としてマルチラインの送信及び受信を調整するマルチライン制御器132に結合される。この実施例において行われる調整は、組み合わせられるマルチラインが送信時間のより短い期間を渡すように、動きが存在するときに、より少ないマルチラインを水平方向において含む、より大きいF数のビームを送信する送信ビーム生成器を制御する。より小さい送信アパーチャは、より大きい深度領域に亘ってより一様であるより広い焦点領域を伴って用いられることが可能であり、視野をカバーするのにより少ない送信ビームで済む。受信時に、マルチライン制御器132は動きの存在下でより少ないマルチラインの受信のために必要なより少ない数の、用いられるマルチラインプロセッサを制御する。マルチラインプロセッサ132はまた、動きが存在するときに、重み部114、遅延ライン118及び加算器120により、より少ない数のマルチラインの再フォーカシングを命令するように、ライン記憶部112に結合されている。それらの調整の結果は、組み合わせられるようになっているマルチラインを取得するためにより短い時間を必要とし、そのより短い時

10

20

30

40

50

間の期間は、より長い取得インターバルに比べて、動きによって、より影響され難い。それに対して、動きの影響が小さいときに、動き検出器が静止画像フィールドを検出する場合、マルチラインの次数はマルチライン制御器により高くなる。例示としての調整範囲は、画像フィールドが静止状態にあり、動き量が増加するにつれて、マルチライン次数が8x、4x、2x及び1x（単一ライン送信及び受信）になるとき、16xマルチラインを用いる（送信ビームに応答して16個のマルチラインを受信し、16個の送信ビームからのマルチラインを組み合わせる）。例えば、プローブが、特定の解剖についての探索及び観察視野において対象の体において、プローブが動かされているとき、標準的な単一ラインのイメージングが用いられる。マルチライン次数はまた、超音波システムのイメージングモードの関数として、自動的に変化されることが可能である。例えば、そのシステムが、Bモードのイメージングからドップライメージングに変えられるとき、マルチライン取得は、マルチライン制御器により中止されることが可能である。マルチラインの度合いは、マルチライン制御器によるイメージングの間に自動的に設定されることが可能であり、及び／又は、ユーザは、マルチラインの度合いを設定するように、マニュアル制御を行うことが可能である。

10

【0029】

本発明の範囲内にある上記の実施例の変形を、当業者は容易に想起することができるであろう。例えば、連続したライン位置に沿って送信することに代えて、送信は、マルチライン送信間のライン（多重化）をスキップすることが可能である。送信は、1つ置きのライン位置、3つ置きのライン位置又は他のマルチライン間隔のインターバルにおいて行われ、従って、画像を生成するために必要な送信イベントの数を減少させ、取得レートを高くすることが可能である。このことはまた、動きアーティファクトを低減する方法でもある。より少ない数の送信ビームを有するより広い間隔を置いたラインインターバルでマルチラインを受信することは、動きの課題に対処する他の方法である。この方法は、組み合わせられるラインの数を増加させるように、上記のように、補間ラインを増加させることが可能である。このことはまた、所定数のマルチラインについて、フィールドの深度の改善をもたらす。用いられるサンプリングは、一般に、ナイキストサンプリングの要求を決定する送信アパーチャのF数の関数である。スキャンは、画像において順次に行われる必要はなく、他の送信シーケンスが用いられることが可能であり、そのシーケンスは、動きの存在下で、異なる応答を有する。上記の実施例は、アポダイゼーションと共に示されている一方、送信、受信又はマルチラインの組み合わせにおいてアポダイズすることは必要ない。組み合わせられるようになっているマルチライン全てが、正確に軸方向に整合される必要はない。組み合わせられるようになっているマルチラインは、互いに水平方向においてずらされることが可能であり、マルチラインが組み合わせられるときに、補間を有効にする。本発明の原理はまた、仰角寸法及び方位角寸法の両方において処理を実行することにより三次元イメージング、フェーズドアレイ（セクタースキャン）イメージング及びリニアアレイ（直交スキャン）イメージング及び曲面化アレイの使用に適用可能である。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1a】本発明の3ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図1b】本発明の3ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図1c】本発明の3ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図2a】本発明の6ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図2b】本発明の6ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図2c】本発明の6ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図2d】本発明の6ビームの実施例のビームプロファイルを示す図である。
【図3a】第1の4ビームパターンが図の明瞭化のためにずらされている本発明の4ビームの実施例を示す図である。
【図3b】第1の4ビームパターンが図の明瞭化のためにずらされている本発明の4ビームの実施例を示す図である。

40

50

【図 3 c】第 1 の 4 ビームパターンが図の明瞭化のためにずらされている本発明の 4 ビームの実施例を示す図である。

【図 3 d】第 1 の 4 ビームパターンが図の明瞭化のためにずらされている本発明の 4 ビームの実施例を示す図である。

【図 4 a】受信ビームの整合性を示す図 3 の 4 ビームの寄与を示す図である。

【図 4 b】受信ビームの整合性を示す図 3 の 4 ビームの寄与を示す図である。

【図 4 c】受信ビームの整合性を示す図 3 の 4 ビームの寄与を示す図である。

【図 4 d】受信ビームの整合性を示す図 3 の 4 ビームの寄与を示す図である。

【図 5】本発明の原理に従って構成された超音波システムをブロック図で示す図である。

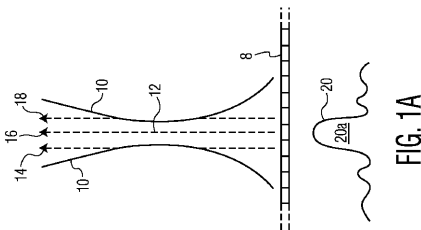
【図 6 a】本発明の 4 ビームの実施例の 2 つの異なるビームの遅延及び重み付け特徴を示す図である。

【図 6 b】本発明の 4 ビームの実施例の 2 つの異なるビームの遅延及び重み付け特徴を示す図である。

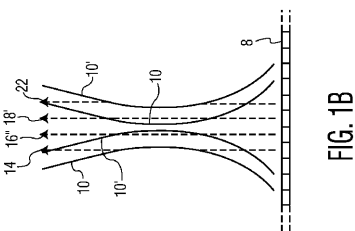
【図 7】本発明の実施において組み合わされるマルチラインの数を調整するように、動きに適応するように応答する超音波システムをブロック図で示す図である。

10

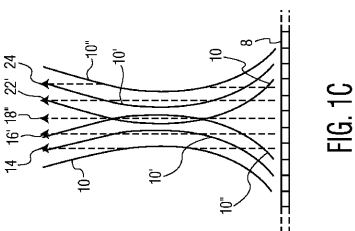
【図 1 A】



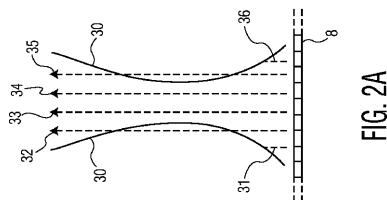
【図 1 B】



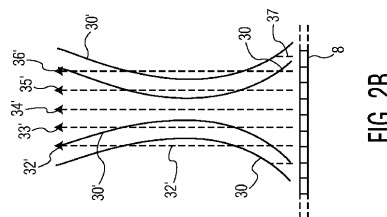
【図 1 C】



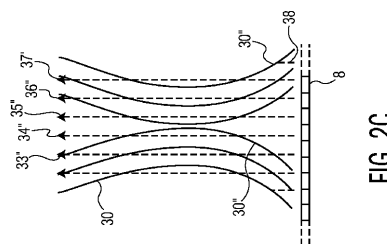
【図 2 A】



【図 2 B】



【図 2 C】



【図 2 D】

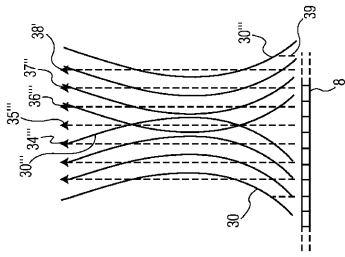


FIG. 2D

【図 3 A】

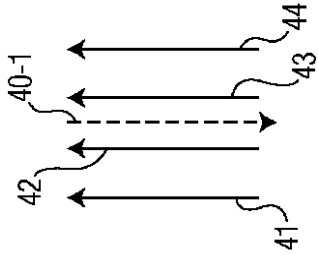


FIG. 3A

【図 3 D】

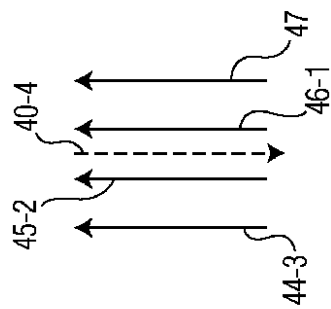


FIG. 3D

【図 4 A】

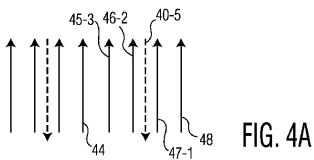


FIG. 4A

【図 4 B】

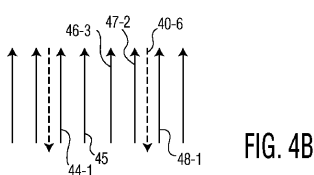


FIG. 4B

【図 3 B】

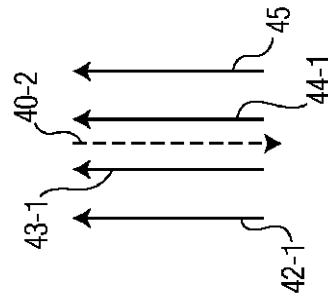


FIG. 3B

【図 3 C】

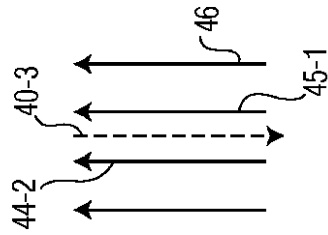


FIG. 3C

【図 4 C】

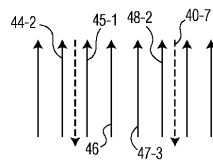


FIG. 4C

【図 4 D】

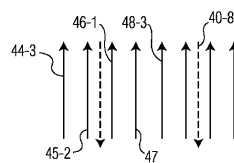


FIG. 4D

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US07/66750

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 8/00 (2006.01) USPC: 600/437 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. : 600/437; 600/443; 73/625 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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,482,157 B2 (Robinson) 19 Nov. 2002 (19.11.2002), whole document	1-20
X	US 6,589,177 B1 (Detmer et al) 8 July 2003 (08.07.2003), Claim 1; Figure 4.	1, 11
A	US 4,644,795 A (Augustine) 24 Feb 1987 (24.02.1987), whole document	1, 11
☐ 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	"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	
"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 01 October 2007 (01.10.2007)		Date of mailing of the international search report 05 DEC 2007
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Helene Bon Telephone No. 571-272-2947

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 クーリー, クリフォード
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 シーレ, カール
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ロベール, ジャンーリュック
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ロビンソン, ブレント エス
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 バーチャー, マイケル
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 EE08 HH22 HH25 HH28 HH29 JB45

专利名称(译)	多线束发生器聚焦的超声波复合传输		
公开(公告)号	JP2009536853A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2009509921	申请日	2007-04-17
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	クーリークリフォード シーレカール ロペールジャンリュック ロビンソンブレントエス バーチャーマイケル		
发明人	クーリー,クリフォード シーレ,カール ロペール,ジャン-リュック ロビンソン,ブレント エス バーチャー,マイケル		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52028 G01S7/52047 G01S7/5209 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE08 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/HH29 4C601/JB45		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/747148 2006-05-12 US		
其他公开文献	JP6023396B2 JP2009536853A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统通过发射沿阵列间隔开的多个光束来产生具有扩展焦距的图像，用于多线接收。多个发射波束的接收多线在空间上对准，并与各个接收多线之间的相位调整相结合，以防止不希望的相位消除。组合的多线产生扩展的发射焦点的效果，使得使用组合的多线产生的图像呈现扩展的焦距范围。为了防止运动伪影，多线顺序可根据图像运动进行调整。

