

(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2005-530544
(P2005-530544A)

(43) 公表日 平成17年10月13日(2005.10.13)

(51) Int.Cl.⁷A 61 B 8/00
G 01 S 15/89

F 1

A 61 B 8/00
G 01 S 15/89

テーマコード(参考)

B 4 C 6 O 1
5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-515148 (P2004-515148)
 (86) (22) 出願日 平成15年6月10日 (2003.6.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年12月22日 (2004.12.22)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2003/002608
 (87) 國際公開番号 WO2004/001447
 (87) 國際公開日 平成15年12月31日 (2003.12.31)
 (31) 優先権主張番号 10/179,349
 (32) 優先日 平成14年6月25日 (2002.6.25)
 (33) 優先権主張國 米国(US)

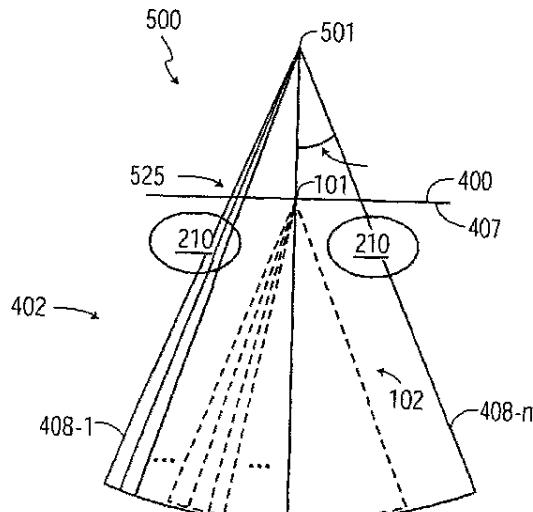
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ベーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Grootewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】三次元超音波システムに対する超音波スキャンライン原点を電気的に変えるためのシステム及び方法

(57) 【要約】

超音波スキャンにおいて少なくとも2つの次元におけるスキャンラインのオリエンテーションを個別に変化させるためのシステム及び方法について開示している。一実施形態において、本発明は、複数の次元において配置された素子を有するトランスジューサプローブと、トランスジューサプローブの幾何学的中心以外の位置から、見かけ上、放射するスキャンラインを生成することができるシステム制御器と、を有する三次元超音波ボリュームスキャンを有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

三次元超音波スキャンを生成するためのシステムであって：
複数の次元において配置された素子を有するトランスジューサプローブ：及び
前記トランスジューサプローブの幾何学的中心以外の位置から、見かけ上、放射するス
キャンラインを生成するためのシステム制御器；
を有することを特徴とするシステム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムであって、複数のスキャンラインは超音波スキャンラインを
有し、前記システムは、少なくとも 2 つの次元において互いから移動された前記複数のス
キャンラインを生成するように前記システム制御器に命令するための論理を更に有し、各
々のスキャンラインは前記トランスジューサプローブにおける異なるポイントから見かけ
上、放射する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記複数のスキャンラインの各々に関連する原点
は共通の仮想先端を形成する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載のシステムであって、前記複数のスキャンラインの各々は、前記トラン
スジューサプローブの表面における一意のポイントから出発している、ことを特徴とする
システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のシステムであって、前記複数のスキャンラインの各々は一意の舵取り
角を有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 6】

請求項 4 に記載のシステムであって、前記複数のスキャンラインの各々は一意の仰角を
有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 7】

請求項 3 に記載のシステムであって、前記の少なくとも 2 つの次元の第 1 次元は舵取り
角に対応し、前記の少なくとも 2 つの次元の第 2 次元は仰角に対応する、ことを特徴とす
るシステム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載のシステムであって、前記複数のスキャンライン間の舵取り角と仰角と
の間の差は規則的な角度だけ変化する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 9】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記の各々のスキャンラインの原点は一意であり
、前記複数のスキャンライン間の仰角は規則的な角度だけ変化する、ことを特徴とするシ
ステム。

【請求項 10】

請求項 3 に記載のシステムであって、前記仮想先端は前記トランスジューサプローブの
面の後ろに位置付けされている、ことを特徴とするシステム。

【請求項 11】

請求項 3 に記載のシステムであって、前記仮想先端は前記トランスジューサプローブの
面の前に位置付けされている、ことを特徴とするシステム。

【請求項 12】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記トランスジューサプローブはマトリクストラ
ンスジューサプローブである、ことを特徴とするシステム。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のシステムであって、前記マトリクストランスジューサプローブは完
全にサンプリングされるアレイを有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

請求項 1 2 に記載のシステムであって、前記マトリクストラנסジュー サプローブはまだなアレイを有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項 1 5】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記素子は三次元空間において個別に変換できる、ことを特徴とするシステム。

【請求項 1 6】

ボリュームを超音波的に問い合わせするための方法であって：

複数の次元において配置された素子を有するトランスジュー サプローブを提供する段階：及び

前記トランスジュー サプローブの幾何学的中心以外の位置から、見かけ上、放射するスキャンラインを生成する段階； 10

を有することを特徴とする方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の方法であって、複数のスキャンラインは超音波スキャンラインを有し、前記方法は、少なくとも 2 つの次元において互いから移動された複数のスキャンラインを生成する段階を更に有し、各々のスキャンラインは前記トランスジュー サプローブにおける異なるポイントから見かけ上、放射する、ことを特徴とする方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載の方法であって、前記複数のスキャンラインの各々に関連する原点は共通の仮想先端を形成する、ことを特徴とする方法。 20

【請求項 1 9】

請求項 1 7 に記載の方法であって、前記トランスジュー サプローブの表面における一意のポイントから前記複数のスキャンラインの各々を出発させる段階を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載の方法であって、前記複数のスキャンラインの各々は一意の舵取り角を有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 1】

請求項 1 9 に記載の方法であって、前記複数のスキャンラインの各々は一意の仰角を有する、ことを特徴とする方法。 30

【請求項 2 2】

請求項 1 8 に記載の方法であって、第 1 次元は舵取り角に対応し、第 2 次元は仰角に対応する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 に記載の方法であって、規則的な角度だけ前記複数のスキャンライン間の舵取り角と仰角とを変化させる段階を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 4】

請求項 1 7 に記載の方法であって、前記の各々のスキャンラインの原点は一意であり、前記複数のスキャンライン間の仰角は規則的な角度だけ変化する、ことを特徴とする方法。 40

【請求項 2 5】

請求項 1 8 に記載の方法であって、前記仮想先端は前記トランスジュー サプローブの面の後ろに位置付けされているように、前記複数のスキャンラインを生成する段階を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 6】

請求項 1 8 に記載の方法であって、前記仮想先端は前記トランスジュー サプローブの面の前に位置付けされているように、前記複数のスキャンラインを生成する段階を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2 7】

請求項 17 に記載の方法であって、少なくとも 2 つの超音波スキャンラインを互いに關して任意に位置付けする段階を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 28】

ボリュームを超音波的に問い合わせするためのプログラムを有するコンピュータ読み取り可能媒体であって：

前記プログラムは、マトリクストラנסジューサプローブを用いて少なくとも 2 つの超音波スキャンスライスを生成するための論理を有し、前記の少なくとも 2 つの超音波スキャンスライス各々は複数のスキャンラインを有し；

前記複数のスキャンラインは第 1 次元において互いから移動され、前記の少なくとも 2 つのスキャンラインは第 2 次元において互いから移動され；

前記の複数のスキャンラインの各々は、前記マトリクストラنسジューサプローブにおける異なるポイントから見かけ上、放射している；

ことを特徴とするコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 29】

三次元超音波ボリュームスキャンを生成するためのシステムであって：

二次元マトリクストラنسジューサプローブ；

少なくとも 2 つの超音波スキャンラインを生成するためのシステム制御器；及び

前記マトリクストラنسジューサプローブにおける原点のポイントと舵取り角とに關して互いから任意に移動された前記の少なくとも 2 つのスキャンラインを生成するために前記システム制御器に命令するための論理；

を有することを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、超音波診断システムに関し、特に、トランスジューサから超音波スキャンラインの見かけの原点を電気的に調節することができる超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波トランスジューサ及びイメージングシステムは、かなり以前から利用可能であり、非侵襲的な医療診断イメージングに対して特に有用である。超音波トランスジューサは、代表的には、圧電素子か又はマイクロマシン化された超音波トランスジューサ (MUT) 素子かどちらかから成る。送信モードにおいて用いられるとき、それらのトランスジューサ素子は、電気パルスにより及びそれに応答して励起され、超音波エネルギーを放射する。受信モードにおいて用いられるとき、トランスジューサ素子に入射する音響エネルギーは受信信号に変換され、トランスジューサに関連する処理回路に供給される。

【0003】

トランスジューサは、代表的には、処理電極と、1 つ又はそれ以上の入力装置と、超音波画像を見ることができる適切な表示装置と、を有する超音波イメージングシステムに接続されている。処理エレクトロニクスは、代表的には、各々のトランスジューサ素子に対して適切な送信パルスを構築するための責任を負っている送信ビームフォーマと、各々のトランスジューサ素子から受信された受信信号を処理するための責任を負っている受信ビーム形成器とを有する。

【0004】

超音波トランスジューサは、代表的には、住宅における関連エレクトロニクスと結合される。アセンブリは、代表的には、超音波プローブと呼ばれる。代表的には、超音波プローブは、複数の素子から成る単一の素子ワイドアレイを有する一次元 (1D) プローブか又は複数の素子ワイドアレイを有する二次元 (2D) プローブとして分類される。更に、“バイプレーン”プローブと呼ばれるプローブは、交差することが可能である又は可能で

10

20

30

40

50

ない、2つの直交するように位置付けられた1Dアレイを有する。“マトリクスプローブ”と呼ばれる、比較的新しい2Dプローブは、各々の素子が別個に制御可能である二次元においては位置されたトランジューサ素子を有し、二次元において電気的に方向付けられることができるスキャンラインを超音波プローブにおいてもたらす。マトリクスプローブの各々の様子は、連続的な線形アレイのスタックとみなすことができる。

【0005】

マトリクスプローブは、“完全にサンプリングされる”又は“まばらにサンプリングされる”アパチャと有することができる。完全にサンプリングされるアパチャにおいては、全てのトランジューサ素子は、別個にアドレス可能であり、そして制御可能であり、全ての素子は連続的である。まばらにサンプリングされるアパチャにおいては、トランジューサ素子の物理集合の副集合はアドレス指定され、そして制御され、又は同等には、幾つかの素子間には物理ギャップのパターンが存在し、それらは全てが連続的ではないようになっている。まばらにサンプリングされる2Dアレイはより少ないシステム接続（より少ないチャネル）が可能である一方、二つの次元における音響素子の分布を尚も実現する。しかしながら、まばらな2Dアレイの重大な欠点は、スキャンビーム形状を制御する能力の欠如である。

【0006】

2Dマトリクスプローブを、三次元（3D）超音波画像を構築するために用いることができる。図1は、既存の超音波プローブがボリュームを問い合わせする方法について示している模式図である。超音波データは、代表的には、フレームにおいて捕捉され、それらフレームにおいて、各々のフレームはプローブ100の面から生じる超音波ビームの1つ又はそれ以上の掃引を表す。プローブ100は、トランジューサ素子の二次元アレイを有し、その例としての1つは、参考番号103をもじいて表されている。そのような掃引は、代表的には、1つのスキャンプレーンに沿った数多くの別個のスキャンラインを生成することにより構築される。1つのスキャンプレーン、即ち“スライス”的を、参考番号102を用いて示しており、そのスキャンプレーンは個々のスキャンライン108-1乃至108-nを有している。この場合、各々のスライスはセクタの形状をしており、各々のスキャンラインの“原点”101は、プローブ100の物理面の表面の中心に位置付けられている。

【0007】

スキャンラインは、代表的には、ラスタ化されたスキャンスライスであって、各々のスライスが視野の二次元“セクタ領域”の問い合わせを行う、スライス102、104及び106として示されている例としてのスライスの集合を生成するためにスキャン掃引の間に二次元において方向付けされる。実際においては、各々のスライス102、104及び106は、隣接掃引からの仰角内において移動される各々の掃引を用いて、従来の二つの次元掃引を表す。当業者は、セクタの代わりに各々のスライスに対して、台形又は平行四辺形形状を生成することができることを認識するであろう。更に、仰角において僅かに移動された、多くのそのようなスライスを、ボリュームを問い合わせするために用いることができる。

【0008】

セクタスライスからのデータのアセンブリングは、スキャンボリュームと呼ばれるデータの三つの次元の集合を生成する。それらのライン全てが同じポイントから発せられているため、レンダリングされた3Dボリュームは、ボリュームの先端をトランジューサプローブ面におけるスキャン原点とする、ピラミッド形状又は円錐形状として現われ、そのスキャン原点は患者の皮膚表面に位置付けられている。

【0009】

従来の超音波イメージングシステムがこのようなボリュームスキャンを構築するとき、それらのシステムは、代表的には、少なくとも二つの次元の状態に複数のスライスを生成する。これらの複数のスライスは、スライスにより占められたボリュームに対して超音波データを生成する。三次元画像を生成するために、このようなデータのボリュームは、次

10

20

30

40

50

いで、三次元であるアピアランスを有する二次元表面（C R T タイプの表示の表面のようないい）における表示のために画像を生成するように超音波イメージングシステムにより処理される。そのような処理は、代表的には、レンダリングと呼ばれる。

【0010】

残念ながら、既存の“ピラミッド型”又は“円錐形状”的セクタスキャンフォーマットは皮膚表面の近くの視野を制限する。このような状況について図2に示しており、図2は、図1の超音波スライスの1つのグラフィック表示である。スライス102は、トランスジューサプローブ100の原点101から発せられたスキャンライン108-1乃至108-nを有する。代表的には、トランスジューサプローブは患者の皮膚に対して置かれ、これにより、トランスジューサプローブ近くの制限された視野を与える。この“近視野”は、参考番号210で示された領域として図2に示されている。これらの近視野領域210は、スキャンライン108-1乃至108-nのスキャンラインを用いて達成可能である最大舵取り角（シータ（ ））202より大きい。例えば、先端の4つの心室のビューと共に、そのプローブが心臓の心尖近くにあるとき、これは心臓スキャンにおいて問題点となり得る。そのようなビューにおいて、スキャンフォーマットにより可能とされるより広い、心尖（原点101）近くの視野をスキャンし且つ表示することは、しばしば、好ましい。プローブ面近くの広い視野は又、特定の腹部の及び末梢血管イメージングに対して好ましいが、セクタスライスフォーマットが3D画像を生成するために用いられるとき、利用可能ではない。

【0011】

更に、スライスにおける角度ステップ毎のスキャンライン数として定義される“ライン密度”は、スキャンフォーマットにより不利に制約される。遠視野（プローブから離れた）において十分な空間的サンプリングを達成するために、ライン密度が増加され、角度ステップ当たりのライン数は多くなる。このことは、ラインが原点近くにおいて互いに込み合う近視野において無駄なオーバーサンプリングをもたらす。

【0012】

従来の超音波スキャンシステムの他の欠点は、超音波スキャンにおいて増影剤を用いるときである。幾つかの問題点は、セクタスライスの集合のスキャンへの制限によりもたらされる。それらの問題点は、スキャンされるボリュームにおける音響パワーの不均一な分布である根本的原因を共有する。例えば、近視野において、スキャンラインはより密であるため、遠視野における破壊に比べて、増影剤の微小気泡の不均衡な破壊が存在する。組織における増影剤の濃度を測定することにより身体器官を評価する、増影剤の適用は、微小気泡の破壊の不均一なパターンのために、歪んだ結果を生じる。

【0013】

更に、組織エコーにおける高調波共振の生成及び測定、即ち、画像品質を改善するために今日広く用いられている技術は、セクタスキャンフォーマットにより不所望に制約される。高調波共振の生成は、伝送周波数、出力パルスパワー及び媒体自体における因子を有する、超音波スキャナにおける多くの因子に依存する。多くのこれらの因子は、ハードウェアの制限、F D A パワーの限界及び人間の組織の変動性により、既に、制約されている。スキャンラインの間隔及び方向の操作により、それらの因子の幾つかを補償することができる。しかしながら、セクタフォーマットは、一般に、そのような操作を抑制する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

従って、近視野及び遠視野の両方において三次元のデータを表示することができる超音波イメージングシステムを有する一方、従来のセクタスキャンフォーマットについての上記の欠点を克服することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の実施形態は、少なくとも二つの次元におけるスキャンラインのオリエンテーシ

10

20

30

40

50

ヨンを個々に変化させるためのシステム及び方法を有する。一実施形態において、本発明は、複数の次元において配置される素子を有する二次元トランスジューサプロープを有する、三次元超音波ボリュームスキャンを生成するためのシステムと、トランスジューサプロープの幾何学的中心以外の位置から明らかに出ているスキャンラインを生成することができるシステム制御器と、を有する。

【0016】

他のシステム、方法、コンピュータ読み取り可能媒体、本発明の特徴及び優位性については、以下の図面及び詳細説明を精査することにより明らかになり、当業者に理解されることであろう。そのような付加システム、方法、特徴及び優位性の全ては、以下の説明に含まれ、本発明の適用範囲内にあり、そして同時提出の特許請求の範囲により保護されることを意図している。

【0017】

特許請求の範囲に規定しているように、本発明について、添付図面を参照することにより理解を深めることができる。それらの図面における構成要素は、互いにに対してそれぞれ、必ずしもスケーリングされておらず、それに代えて、本発明の原理を明確に示すことに重要性を据えている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、説明する本発明は、三次元ボリュームについて問い合わせるために用いることができる個別に制御可能な素子の二次元アレイを有するプロープを用いる、いずれの超音波イメージングシステムに適用することができる。以下の説明は、有効なネットワーク又はネットワーク装置、関連処理器、及びメモリにおけるデータビットのルーチン及び記号表現に関して提供される。これらの説明及び表現は当業者により使用されており、当該技術分野の当業者以外の人に、当業者の仕事の内容を効果的に伝えることができる。ソフトウェアにおいて具現化されるルーチンは、ここでは、一般に、所望の結果に導く、首尾一貫した一連の段階又はアクションであるように意図されている。それ故、用語、“ルーチン”は、メモリにおいて記憶され且つ処理器により実行される一連のオペレーションを、一般にいう。処理器は、超音波イメージングシステムの中央処理装置とすることができ、又は、超音波イメージングシステムの二次処理器とすることができる。用語、“ルーチン”は又、例えば、“プログラム”、“オブジェクト”、“関数”、“サブルーチン”及び“プロシージャ”等の用語を包含する。

【0019】

一般に、ルーチンにおける段階のシーケンスは、物理量の物理操作を必要とする。通常、これらの量は、記憶される、伝送される、結合される、比較されるまたはその他の操作がなされることができる電気信号又は磁気信号の形態をとるが、必ずしもそうである必要はない。当業者は、それらの信号を、“ビット”、“値”、“要素”、“特徴”、“キャラクタ”、“画像”、“項”、“数”等と言う。これらの及び類似した用語は関連物理量と関連付けられ、そして、それらの量に適用される単なる便利なラベルであることを理解される必要がある。

【0020】

本発明においては、ルーチン、ソフトウェア及びオペレーションは、人間のオペレーションに関連して実行されるマシンオペレーションである。一般に、本発明は、他の好ましい物理信号を生成するように電気信号又は他の物理信号を記憶し且つ実行するように構成されたコンピュータ読み取り可能媒体を有する関連ハードウェアと、ソフトウェアと、方法の段階と、に関する。

【0021】

本発明の装置は、好適には、超音波イメージングの目的のために構成される。しかしながら、一般目的のコンピュータは、本発明の方法を実行することができ、又は、他のネットワーク化された装置は、コンピュータにおいて記憶され、超音波イメージング装置に結合されたルーチンにより選択的にアクティブにされ、再構成される。ここで提供する手法

は、いずれの特定の超音波イメージングシステム、コンピュータ又は装置に、本質的に関連付けられない。特に、本発明の技術に従ったルーチンを用いて、種々のマシンを用いることが可能であり、又は、本発明の段階を実行するためにより特定化された装置を構築することがより好都合であることが判明した。特定の条件下で、ハードウェアの一部が特定の特性を有することが所望されるときの、それらの特性について、下で詳細に説明する。

【0022】

下で説明するソフトウェアルーチンに関して、下で説明するルーチンを実行するための命令の集合を生成するための種々の言語及びプラットホームが存在することを、当業者は認識することであろう。当業者は又、1つのシステムのタイプに対して機能することが可能であるものが他のシステムにおいては有効でないよう、正確なプラットホーム及び言語の選択が、構築された実際のシステムの仕様によりしばしば決定される、ことを認識するであろう。

【0023】

図3は、本発明の実施形態に従った超音波イメージングシステム300を示すプロック図である。図3に示す、超音波イメージングシステム300及び下で説明するそのオペレーションは、そのようなシステムを一般に表すことが、そして、いずれの特定のシステムは図3に示したシステムとは著しく異なることがあり得ることが、意図されている。超音波イメージングシステム300は、プローブ350に送受信(T/R)スイッチ312により結合された送信ビームフォーマ310を有する。プローブ350はいずれのトランスジューサプローブであることが可能である一方、マトリクストラnsジューサプローブは、簡単化のために説明することとする。マトリクスプローブ350は、二つの次元に亘って配置された複数のトランスジューサ素子を有するマトリクストラnsジューサアレイを有する。そのシステム300は、超音波エネルギーが投射されたポイントとしてマトリクスプローブ350におけるいずれのポイントを任意に選択することができる。マトリクスプローブ350が全サンプリングアレイと呼ばれる一方、まばらなアレイ構成が又、可能である。上で説明したように、全サンプリングアレイは、各々の素子が個別にアドレス指定可能であるアレイである。全サンプリングアレイ構成か又はまばらなアレイ構成は、下で説明する本発明の種々の実施形態により利益がもたらされる。

【0024】

T/Rスイッチ312は、代表的には、各々のトランスジューサ素子のために1つのスイッチング素子を有する。代替として、マトリクスプローブ350は、T/Rスイッチ312とマトリクスプローブ350との間のリード線の数を減少させ、それ故、必要なスイッチの数を減少させるために、多重化回路構成などを有することが可能である。送信ビームフォーマ310は、パルス生成器316からのパルス化シーケンスを受信する。送信ビームフォーマ310により励起されたマトリクスプローブ350は、患者の身体内の対象領域に超音波エネルギーを発信し、身体内の種々の構造及び臓器から、一般にエコーと呼ばれる反射超音波エネルギーを受信する。当業者に周知であるように、受信ビームフォーマ310により各々のトランスジューサ素子に適用される波形を適切に遅延せることにより、焦点合わせされた超音波ビームは、マトリクスプローブ350から発信されることが可能である。

【0025】

マトリクスプローブ350は又、T/Rスイッチ312を介して、受信ビームフォーマ318に結合される。患者の身体内の所定ポイントからの超音波エネルギーは異なる時間にトランスジューサ素子により受信される。トランスジューサ素子は、増幅され、個別に遅延されることが可能であるトランスジューサ信号に受信された超音波エネルギーを変換し、次いで、好ましい受信ライン(“ビーム”)に沿って受信された超音波レベルを表すビーム化信号を供給するために、受信ビームフォーマ318により合計される。受信ビームフォーマ318は、デジタル値にトランスジューサ信号を変換するためにアナログデジタル変換器を有するデジタルビームフォーマであることが可能であり、又は、アナログビームフォーマであることが可能である。当業者に周知であるように、トランスジューサ信

号に適用される遅延は、動的フォーカシングをもたらすために超音波エネルギーの受信の間に変化されることが可能である。このようなプロセスは、患者の身体における対象領域の画像を生成するためのデータのフレームを生成するために複数のスキャンラインに対して繰り返される。

【0026】

マトリクスプローブを用いる既知のシステムが完全なボリュームのスキャンに集中するとはいえ、マトリクスプローブ350は、セクタスキャンのような種々のスキャンパターンを提供することができ、ここで、スキャンラインは、マトリクスプローブ350におけるいずれのポイントにおいて出発するように現れることが可能であり、そして、異なる角度、線形スキャン、曲線スキャン及び他のスキャンパターンにおいて方向付けられる。

10

【0027】

受信ビーム化信号は、次いで、画像品質改善するためにビーム化信号を処理する信号処理器324に加えられる。受信ビームフォーマ318及び信号処理器324は、超音波受信器326を有する。信号処理器324の出力は、従来のラスタスキャン表示フォーマットにセクタスキャン及び他のスキャンパターンを変換するスキャン変換器328に供給される。スキャン変換器328の出力は、患者の身体内の対象領域の画像を表示する表示ユニット330に供給される。

【0028】

システム制御器332は、システムの全般的制御を提供する。システム制御器332は、タイミング機能及び制御機能を実行し、代表的には、メモリ340内に有する制御ルーチン342及びグラフィック生成器336の両方の制御下で動作するマイクロプロセッサを有する。制御ルーチン342は又、スキャンライン制御ソフトウェア370を有する。下で更に詳細に説明するように、複数の次元において独立して制御ができるスキャンラインを超音波イメージングシステム300が投射することを可能にするシステム制御器332と連携する状態にある、制御ルーチン342、スキャンライン制御ソフトウェア370及びグラフィック生成器336は、トランスジューサの表面以外に原点のポイントを有し、いずれの角度で方向付けができる。

20

【0029】

例えば、1つ又はそれ以上のスキャンスライスを有するスキャンラインは、二つの次元において、即ち、舵取り角（代表的には、 θ で表される）と仰角（代表的には、 ϕ で表される）とにおいて個別に調整され、本質的に、セクタスキャンスライスの先端（又は、原点のポイント）がトランスジューサの物理中心以外の位置に現れることを可能にする。このように、スキャンラインは、トランク種ジューサ面における異なるポイントから出発するように現れるように、制御されることが可能である。そのような方法で、超音波イメージングシステム300は、優れた近視野イメージング及び遠視野イメージングを可能にする固定視野を提供することと、三次元ボリュームを問い合わせすることとが可能である。

30

【0030】

システム制御器332は又、超音波イメージングシステム300の動作を表すシステム変数を有する中間値を記憶するために、メモリ340を用いる。図示してはいないが、外部記憶装置を、データの永久及び/又は可搬型記憶装置のために用いることが可能である。外部記憶素子として用いるために適切な装置の例としては、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ、CD-ROMドライブ、ビデオテープユニット等がある。

40

【0031】

本発明の一実施形態の特徴に従って、所望の超音波画像を提供するように設計され且つ対応しているスキャンパターンを、スキャンライン制御ソフトウェア370からの入力の際にシステム制御器332により生成することができる。スキャンパターンは、次いで、マトリクスプローブ350が選択されたスキャンラインを送信し且つ受信するように、次送信ビームフォーマ310及び受信ビームフォーマ318により実施される。

【0032】

ユーザは、入力素子338により超音波イメージングシステム300にコマンドを通信

50

する。その入力素子は、特に、マウス、キーボード、スタイルスを有することが可能であり、又は、キー、スライダ、スイッチ、タッチスクリーン、トラックボール、又は超音波イメージングシステム300のユーザがシステム制御器332に所望の超音波画像を通信することが可能である他の入力装置のような入力装置の組み合わせを有することが可能である。好ましい超音波画像がシステム制御器332に通信されるとき、システム制御器332は、制御ルーチン342、スキャンライン制御ソフトウェア370及びグラフィク生成器336と連携して、入力素子338によりシステム制御器332に通信される好ましい超音波画像を得るためにマトリクスプローブ350により投射される必要がある適切なスキャンラインを決定する。システム制御器332は、次いで、そのような適切なスキャンラインを生成するために、送信ビームフォーマ310及びパルス生成器316と通信する。

10

【0033】

代替のシステム構成において、送信及び受信するために、種々のトランスジューサ素子が用いられる。そのような構成において、T/Rスイッチ312は必要ではなく、送信ビームフォーマ310及び受信ビームフォーマ318がそれぞれの送信トランスジューサ素子及び受信トランスジューサ素子に、直接、接続されることが可能である。

【0034】

図4は、図3の超音波イメージングシステム300を用いて生成された一連のスキャンスライス及び構成スキャンラインを示す図である。スキャンスライス402、404及び406は各々、複数の個別のスキャンライン408-1乃至408-n、410-1乃至410-n及び412-1乃至412-nそれぞれを有する。簡単化のために、図4には3つのスキャンライン402、404及び406のみを示しているが典型的には、超音波スキャン動作の間に多くの更なるスキャンラインが生成される。図4に示しているスキャンラインはマトリクストラnsジューサプローブ400により生成され、そのマトリクストラnsジューサプローブ400は複数の個別のトランスジューサ素子を有し、それらの1つの代表例について参照番号403を用いて示している。

20

【0035】

本発明のこの実施形態に従って、スキャンスライス402、404及び406におけるスキャンライン全ての原点401は、トランスジューサプローブ400の面407の背後に位置付けられている。トランスジューサプローブ400の表面から離れたスキャンラインの見かけの原点を移動させることにより、各々のスキャンラインは、トランスジューサプローブ400の面407における異なる位置に現れる放射の仮想ポイント(VPE: Virtual Point of Emanation)を有するように現れる。例えば、スキャンライン412-nのVPE405は、トランスジューサプローブ400の幾何学的中心以外の面407の表面における位置に現れる。更に、各々のトランスジューサ素子403が超音波エネルギーを送信及び受信する場合、各々のスキャンラインは又、受信の仮想ポイント(VPR: Virtual Point of Reception)を有する。VPE及びVPRを、総称してVPEと呼ぶ。VPE405は、スキャンライン412-nに対応するように図4に示されているが、各々のスキャンラインは、トランスジューサプローブ400の面407に関して一意の放射の仮想ポイントを有する。

30

【0036】

更に、本発明のこの特徴に従って、舵取り角()及び仰角()は、スキャンライン制御ソフトウェア370(図1)の動作によりスキャンライン毎に変化することができる。図5及び図6に関連して下で更に説明するように、個別のスキャンラインは、スキャンライン制御ソフトウェア370から受信された命令に従って、送信ビームフォーマ310及び受信ビームフォーマ370における適切な遅延に変えることにより変化され、それ故、トランスジューサプローブ400により生成された各々のスキャンラインは、少なくとも二つの次元において個別に制御可能である。例えば、スキャンラインは、舵取り角()及び仰角()において個別に変化することができる。

40

【0037】

50

スキャンライン制御ソフトウェア370(図1)は、図4に示しているスキャンラインの原点401の位置を効果的に変化させるように、エコー受信及びパルス送信の両方において動作する。スキャンライン全てが、図4に示すような共通の原点を共有するとき、その原点を“仮想先端”という。本発明のこの実施形態に従って、仮想先端は、トランスジューサプローブ400の面(又は、その面により規定されるトランスジューサプローブのプレーン)以外のどこかに位置付けられる。このように、見かけの放射ポイントは、トランスジューサプローブ400の面407に関して各々のスキャンラインに対して異なる。本質的には、一意のVPEは、トランスジューサプローブ400の表面に関して各々のスキャンラインに対して生成される。

【0038】

上記のように、各々のスキャンラインは、舵取り角()及び仰角()のような、少なくとも二つの次元において個別に制御可能である。例えば、スキャンライン408-1乃至408-2は舵取り角()において異なる一方、スキャンライン410-n乃至412-nは仰角()において異なる。更に、スキャンライン間の舵取り角()及び仰角()における差は、超音波スキャン対象に依存して、規則的又は不規則的である。従って、スキャンライン間の舵取り角()及び仰角()における変化は、スキャンライン間において均一である必要はなく、実際には、スキャンライン毎に変化することができる。

【0039】

図5は、図4に示されているようなスキャンラインの原点を位置付ける効果を示している図である。比較のために、破線を用いて、図2の先行技術のスキャンスライスを図5に示している。本発明の特徴に従って、トランスジューサプローブ400の面407以外のポイントにスキャンライン408-1乃至408-nの原点401の移動は、近視野における超音波画像を改善する。これは、図5において、スキャンライン408-1乃至408-n間のスキャン視野内に、ここで満足に現れる領域210の一部により示されている。このように、参照番号210を用いて示されている領域におけるいずれの構造は、ここで、トランスジューサプローブ400に視認可能である。

【0040】

図5に示すように、スキャンライン408-1の放射(VPE)525の仮想ポイントが、トランスジューサプローブ400の物理中心以外の位置においてトランスジューサプローブ400の表面上に現れる。スキャンライン408-1乃至408-nの原点501は、トランスジューサプローブ400の表面407の背後に現れる。このように、各々のスキャンライン408-1と408-nとの間の舵取り角()を変化させることにより、各々のスキャンラインはトランスジューサプローブ400の表面に関して異なるVPEを有することとなる。更に、図示していないが、各々のスキャンライン408-1乃至408-nの仰角()は、その上、独立して変化させることができ、それ故、トランスジューサプローブ400の表面の両方の次元の異なる位置において出発するように各々のスキャンラインが現れることを可能にする。

【0041】

図6は、送信遅延及び受信遅延が図4及び図5において示されるようなスキャンラインの原点を再位置づけするためにどのように操作されるかについて示す図600である。図6において、簡単化のために、トランスジューサプローブ400は、1Dアレイにおいて配置された、参照番号403-1乃至403-nを用いて参照される、複数の独立したトランスジューサ素子e₁乃至e_nを有するように示されている。しかしながら、送信操作及び受信操作は又、曲線化アレイにおいて及び他の次元において素子を配置することができる多次元トランスジューサアレイに適用される。更に、トランスジューサ素子は、“機械的に揺れる”プローブといわれるものを有することが可能である。機械的に揺れるプローブは、三次元ボリュームを問い合わせるために三次元空間において個別に機械的に変換される素子の一次元アレイを有することが可能である。本発明の特徴に従って、原点601は、トランスジューサプローブ400の表面以外のポイントにある。示しているよ

うなスキャンラインの見かけの原点を移動させるために、トランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n の各々に適用される送信遅延及び受信遅延の両方は、目的ポイント 610 における適切な焦点により好ましい見かけの原点 601 を得るように、変化される。

【0042】

例えば、送信パルスの間に、送信エネルギーが同時に目的ポイント 610 に到達するよう、送信ビームフォーマ 310 はトランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n からの送信パルスを適切に遅延させる。これは、理論的には原点 601 において出発し、トランスジューサプローブ 400 の面 407 において VPE605 を通過し、目的ポイント 610 を通過するスキャンライン 408-1 を用いて示されている。それ故、同じトランスジューサ素子が送信及び受信のために用いられることを仮定すると、目的ポイント 610 から受信されたエコーは、個別のトランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n に入射し、受信ビームフォーマ 318 は、見かけの受信エネルギーがスキャンライン 408-1 に沿って現れるように、受信においてトランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n の遅延を調節する。受信遅延はビームフォーマ 318 により受信の間に連続的に調整されるため、受信焦点生成は動的受信焦点という。

【0043】

上記他の方法において、スキャンライン（即ち、スキャンライン 408-1 乃至 408-n）の各々の放射の仮想ポイントがトランスジューサプローブ 400 の面 407 における異なる位置に現れるように、スキャンライン制御ソフトウェア 370 は、送信ビームフォーマ 310 により適用された遅延プロファイルと、トランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n にビームフォーマ 318 により適用された複数の動的受信遅延プロファイルと、の両方を制御する。図 6 に示している例において、舵取り角（ ）は、ライン 612 により表される、垂直以外の角度にあり、トランスジューサプローブ 400 のグラフィック中心以外の VPE605 において現れる。

【0044】

図 6 に示している例は、トランスジューサプローブ 400 における各々の素子 403-1 乃至 403-n がアクティブであることを前提としていることに留意する必要がある。これは、上記のように、“完全にサンプリングされるアパチャ”のトランスジューサとして知られている。利用可能なトランスジューサ素子全てより少ないトランスジューサを用いるアパチャは既知であり、又、スキャンライン制御ソフトウェア 370（図 3）に関連して用いられることができる。例えば、トランスジューサ素子 403-1 乃至 403-n の総数より少ないトランスジューサを用いるアパチャは、異なる送信エコー及び受信エコーをもたらすが、放射の原点及び仮想ポイントの再位置付けは尚も適用できる。

【0045】

図 7 は、本発明の代替の実施形態を示す図 700 である。図 7 に示しているように、複数のスキャンライン 708-1 乃至 708-n は各々、一意の原点のポイントを有する。例えば、スキャンライン 708-1 の原点はポイント 712 である一方、スキャンライン 708-3 の原点はポイント 716 である。更に、個別のスキャンラインは、全て、個別に且つ一意に制御可能であり、各々のスキャンラインは一意の舵取り角（ ）を有することができる（即ち、スキャンライン 708-2 の舵取り角は“₁”である一方、スキャンライン 708-3 の舵取り角は“₂”である）。更に、図 7 は、簡単化のために、二次元ステアリングを示しているが、その概念は三次元ステアリングに同様に適用することができる。例えば、スキャンラインの原点及び方向の両方は三次元において分布されることができる。

【0046】

図 8 は、本発明の他の代替の実施形態を示す図である。図 8 は、スキャンライン 808-1 乃至 808-n がトランスジューサプローブ 800 の面 807 について前方に移動されるように示された原点 801 を有するスキャンスライス 802 を示している。原点 801 は又、スキャンライン 808-1 乃至 808-n の仮想先端である。スキャンライン 8

10

20

30

40

50

08-1の放射(VPE)の仮想ポイントはトランスジューサプローブ800におけるポイント820にあり、スキャンライン808-nの放射(VPE)の仮想ポイントはトランスジューサプローブ800におけるポイント805にある。本発明のこの特徴に従って、VPE805及びVPE820のいずれもがトランスジューサプローブ800のグラフィック中心になく、仮想先端はトランスジューサプローブ800の面807の前方に移動される。そのようなスキャン技術は、障害を通してイメージングするときに有用であり、それらの代表的な例は、参照番号810を用いて示されている。

【0047】

本発明の原理から実質的に逸脱することなく、上記のように、数多くの修正及び変更が本発明に対してなされることが可能であることを当業者は理解するであろう。例えば、本発明は、圧電セラミック及びMUTトランスジューサ素子と共に用いることができる。更に、本発明は、種々の超音波イメージングシステム及び構成要素に適用することができる。そのような修正及び変更全ては本発明に包含されるべきであると意図するものである。

10

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】既存の超音波プローブがボリュームを問い合わせする方法を示す図である。

【図2】図1の超音波スライスの1つを示す図である。

【図3】本発明の実施形態に従った超音波イメージングシステムを示すブロック図である。

【図4】図3の超音波イメージングシステムを用いて、得られた成分スキャンライン及び一連のスキャンスライスを示す図である。

【図5】図4に示しているスキャンラインの原点を位置付ける効果を示す図である。

【図6】図4及び図5に示しているスキャンラインの原点を位置付けるために送信遅延及び受信遅延がどのように操作されるかを理論的に示す図である。

【図7】本発明の代替の実施形態を示す図である。

【図8】本発明の他の代替の実施形態を示す図である。

20

【図1】

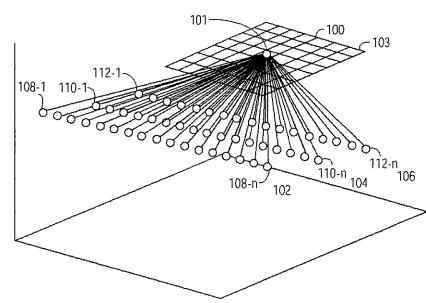


FIG. 1

【図2】

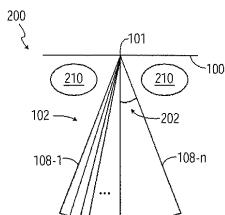


FIG. 2

【図3】

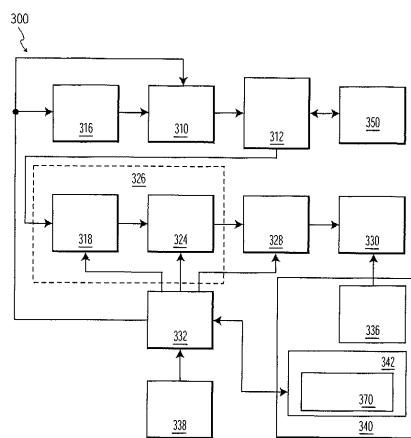


FIG. 3

【図4】

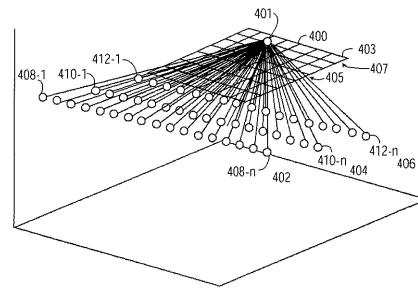


FIG. 4

【図5】

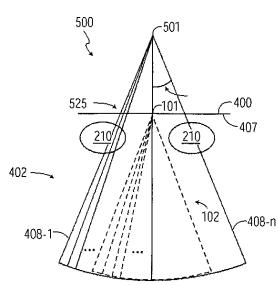


FIG. 5

【図6】

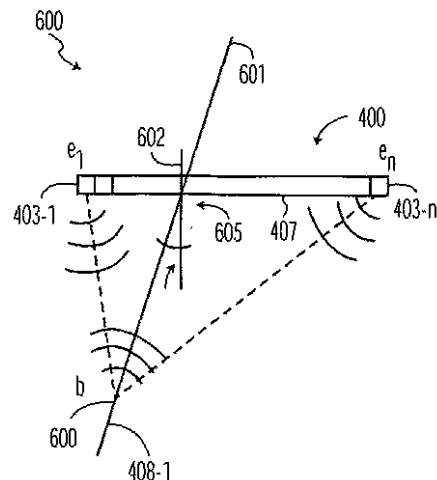


FIG. 6

【図7】

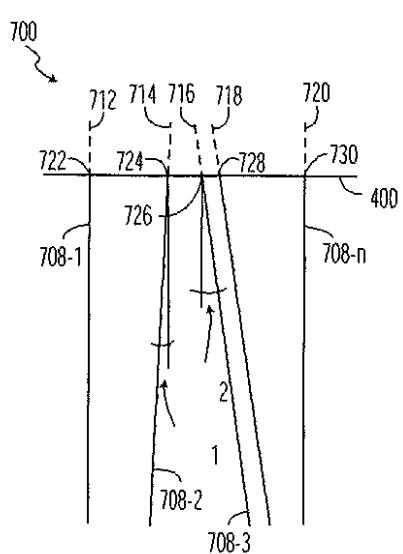


FIG. 7

【図8】

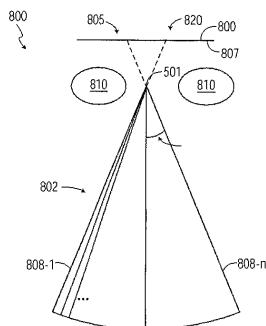


FIG. 8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internal Application-Number	PCT/IB 03/02608
-----------------------------	-----------------

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01S15/89 G10K11/34 G01N29/26

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)
IPC 7 G01S G10K G01N

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 practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ, 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 96 03918 A (ACUSON) 15 February 1996 (1996-02-15) abstract page 1, line 9 -page 3, line 21 page 7, line 29-35 page 13, line 18-29 ---	1-29
X	US 5 261 408 A (MASLAK SAMUEL H ET AL) 16 November 1993 (1993-11-16) abstract; figures 1-23 column 2, line 54 -column 3, line 17 column 3, line 57 -column 4, line 15 column 6, line 3 -column 10, line 16 column 12, line 44 -column 13, line 9 --- -/-	1-29

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in 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 document 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

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

6 October 2003

15/10/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internat	Application No.
PCT/IB 03/02608	

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 442 450 A (ACUSON) 21 August 1991 (1991-08-21) abstract; figures 1-23 page 3, line 23 -page 4, line 24 page 5, line 10 -page 11, line 16 -----	1-29
A	NELSON T R ET AL: "Three-dimensional ultrasound imaging" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 24, no. 9, December 1998 (1998-12), pages 1243-1270, XP004295279 ISSN: 0301-5629 page 1244, right-hand column -page 1247, left-hand column -----	1-29

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
WO 9603918		15-02-1996	AU 3360595 A DE 19581711 T0 JP 10506800 T WO 9603918 A1 US 5549111 A		04-03-1996 24-07-1997 07-07-1998 15-02-1996 27-08-1996
US 5261408		16-11-1993	US 5148810 A AT 131020 T AU 630786 B2 AU 7101191 A CA 2036061 A1 DE 69115072 D1 DE 69115072 T2 EP 0442450 A2 JP 2807113 B2 JP 6022965 A US 5235986 A		22-09-1992 15-12-1995 05-11-1992 29-08-1991 13-08-1991 18-01-1996 24-10-1996 21-08-1991 08-10-1998 01-02-1994 17-08-1993
EP 0442450		21-08-1991	US 5148810 A AT 131020 T AU 630786 B2 AU 7101191 A CA 2036061 A1 DE 69115072 D1 DE 69115072 T2 EP 0442450 A2 JP 2807113 B2 JP 6022965 A US 5235986 A US 5261408 A		22-09-1992 15-12-1995 05-11-1992 29-08-1991 13-08-1991 18-01-1996 24-10-1996 21-08-1991 08-10-1998 01-02-1994 17-08-1993 16-11-1993

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IT,LU,MC,NL,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,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ポーランド, マッキー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ポックス 3001

F ターム(参考) 4C601 BB03 GB06 HH04 HH21

5J083 AA02 AB17 AC29 AD13 AE10 BA01 BC01 BD02 BD07 CA13
DC05 EA18

专利名称(译)	用于将超声扫描线原点电改变为三维超声系统的系统和方法		
公开(公告)号	JP2005530544A	公开(公告)日	2005-10-13
申请号	JP2004515148	申请日	2003-06-10
[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	ポーランドマッキー		
发明人	ポーランド,マッキー		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/06 G01N29/26 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G01N29/262 G01N29/0609 G01N29/0618 G01N2291/106 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8945 G01S15/8993 G10K11/34		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH21 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083 /AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC01 5J083/BD02 5J083/BD07 5J083/CA13 5J083/DC05 5J083 /EA18		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/179349 2002-06-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
它公开了一种用于个别地变更扫描线的方向在超声扫描的至少两个尺寸的系统和方法。在一个实施例中，本发明提供了一种换能器探头，其具有以多个维度布置的元件，换能器探头能够从除换能器探头的几何中心之外的位置产生明显辐射的扫描线。具有杆控制器的尺寸超声体积扫描。

