

(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2007-513672****(P2007-513672A)**(43) 公表日 **平成19年5月31日(2007.5.31)**

(51) Int. Cl.

**A61B 8/00 (2006.01)**

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-543672 (P2006-543672)  
 (86) (22) 出願日 平成16年11月24日 (2004.11.24)  
 (85) 翻訳文提出日 平成18年6月9日 (2006.6.9)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/052540  
 (87) 国際公開番号 W02005/059590  
 (87) 国際公開日 平成17年6月30日 (2005.6.30)  
 (31) 優先権主張番号 60/528,782  
 (32) 優先日 平成15年12月11日 (2003.12.11)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

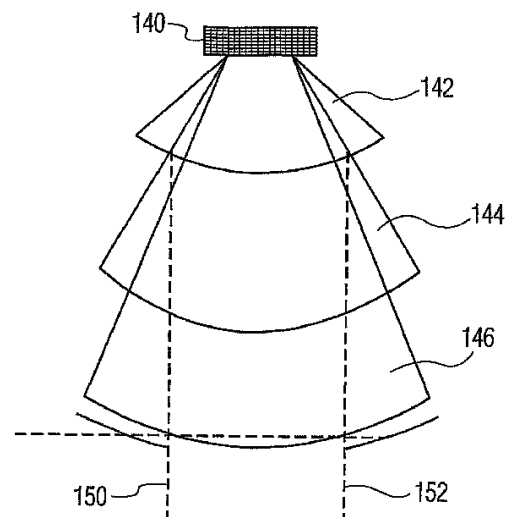
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100135079  
 弁理士 宮崎 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2次元アレイトランスデューサを用いる立体的超音波画像化システム

## (57) 【要約】

ボリューム超音波画像を、高表示分解能リアルタイムボリューム画像化を達成するビューイング方向で広がる複数のビームを生成する、2次元アレイトランスデューサを用いて取得する。一実施形態において、高さ方向に互いに隣接して位置する複数のビームはそれぞれの平面に射影される。ボリューム画像は、すべてのビームの射影平面を結合することにより生成される。結果として、高解像度を有する画像をリアルタイムで生成することができる。トランスデューサによりスキャンされた領域は、対象にアレイ配置されたビームに分けられ、トランスデューサからの同じ距離に位置するエコーは、トランスデューサの下ほぼ同じ深さにある。他の実施形態において、複数のビームがそれぞれのスキャン深さ範囲をスキャンし、高さ広がり角度を減らしてスキャン深さのより深い範囲とする。他の実施形態において、複数の交わるまたは平行なビームが使用され、ボリューム画像を生成する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ボリューム超音波画像を生成する方法であって、

共通の中心軸を有する複数のビームを用いて高さ方向で関心領域をスキャンする 2 次元アレイトランスデューサを使用するステップであって、前記ビームは互いに異なる広がり角度に高さ方向に広がり、前記ビームは、最も浅いスキャン範囲の幅をスキャンするビームは最も大きい広がり角度を有し、最も深いスキャンの幅をスキャンするビームは最も小さい広がり角度を有するように、前記ビームの広がり角度の順序と逆の順序であるスキャン深さ範囲をスキャンするステップと、

各ビームの超音波反射を共通の射影平面に射影するステップであって、各ビームに対して得られる反射はスキャン深さの範囲にあるステップと、 10

すべてのビームに対して共通の射影平面に射影された超音波反射からボリューム超音波画像を生成するステップと、を有することを特徴とする方法。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の方法であって、

すべてのビームは、高さ方向において、スキャン深さの範囲で最大の深さで実質的に同じ距離を有することを特徴とする方法。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の方法であって、

前記ボリューム超音波画像はリアルタイムで生成されることを特徴とする方法。 20

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の方法であって、

前記 2 次元アレイトランスデューサを用いて前記関心領域の一部の 3 次元スキャンを実行するステップと、

前記 3 次元スキャンから 3 次元超音波画像を生成するステップと、

前記ボリューム超音波画像に前記 3 次元超音波画像をオーバーレイするステップを有することを特徴とする方法。

**【請求項 5】**

ボリューム超音波画像を生成する方法であって、

高さ方向で広がるビームを用いて方位方向で関心領域をスキャンする 2 次元アレイトランスデューサを使用するステップであって、前記ビームは、スキャン深さの範囲と逆の順序である広がり角度を用いて複数のスキャン深さをスキャンし、最も浅いスキャン深さの範囲をスキャンするときは最も大きい広がり角度を有し、最も深いスキャン深さの範囲をスキャンするときは最も小さい広がり角度を有し、各スキャン深さの範囲の超音波反射を射影平面に射影するステップと、 30

前記射影平面に射影された前記超音波反射から前記ボリューム超音波画像を生成するステップと、を有することを特徴とする方法。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の方法であって、

前記ビームは、高さ方向において、スキャン深さの範囲の各々で最大の深さにおいて実質的に同じ距離を有することを特徴とする方法。 40

**【請求項 7】**

請求項 5 に記載の方法であって、

前記ボリューム超音波画像はリアルタイムで生成されることを特徴とする方法。

**【請求項 8】**

請求項 5 に記載の方法であって、

前記 2 次元アレイトランスデューサを用いて前記関心領域の一部の 3 次元スキャンを実行するステップと、

前記 3 次元スキャンから 3 次元超音波画像を生成するステップと、

前記ボリューム超音波画像に前記 3 次元超音波画像をオーバーレイするステップを有す 50

ることを特徴とする方法。

【請求項 9】

超音波診断画像化システムであって、

2次元アレイトランスデューサと、

前記2次元アレイトランスデューサと結合し、受信した超音波エコー信号をビーム整形するビームフォーマと、

前記2次元アレイトランスデューサと結合したコントローラであって、前記コントローラは、共通の中心軸を有する複数のビームを用いて高さ方向で関心領域をスキャンする前記2次元アレイトランスデューサを制御し、前記ビームは互いに異なる広がり角度に高さ方向に広がり、前記コントローラは、前記ビームに、最も浅いスキャン範囲の幅をスキャンするビームは最も大きい広がり角度を有し、最も深いスキャンの幅をスキャンするビームは最も小さい広がり角度を有するように、前記ビームの広がり角度の順序と逆の順序であるスキャン深さ範囲をスキャンさせるコントローラと、

前記ビーム整形された超音波エコー信号を処理し、共通の射影平面に各ビームによりスキャンされた超音波エコーを射影し、各ビームによりスキャンされた前記超音波エコーはそれぞれのスキャン深さの範囲にあるプロセッサと、

前記プロセッサと結合し、すべてのビームの射影平面に射影された前記超音波エコーからボリューム超音波画像を生成するディスプレイサブシステムと、  
を有することを特徴とするシステム。

【請求項 10】

請求項9に記載のシステムであって、

前記コントローラは、前記2次元アレイトランスデューサを、すべてのビームは、高さ方向において、スキャン深さの範囲で最大の深さで実質的に同じ距離を有するように制御することを特徴とするシステム。

【請求項 11】

請求項9に記載のシステムであって、

前記ボリューム超音波画像はリアルタイムで生成されることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、超音波画像化システムに関し、特に、複数の扇形ビームを用いてスキャンする2次元トランスデューサを用いて立体的(volumetric)画像化をするシステムと方法に関する。

【0002】

いろいろな非侵襲的診断画像化方法(modalities)により、人体の器官や血管(vessels)の断面画像を作ることができる。このようなリアルタイムの非侵襲的画像化に好適な画像化方法(modality)は超音波である。超音波診断画像化システムは、心臓、発達中の胎児、腹部の内部器官、その他の解剖学的構造を検査するために、心臓医、産科医、放射線医、その他により広く使用されている。これらのシステムは、超音波エネルギーを人体に送信し、音波がぶつかる組織表面から反射される超音波エコーを受信し、その受信したエコーを超音波が通過した人体の部位の構造的表示に変換する。

【0003】

従来の超音波画像化においては、内部組織や血液などの関心対象(objects of interest)を平面的な超音波ビームすなわちスライスでスキャンしている。対象の分解能をよくしてクラッター(clutter)を最小化するためには、このビームができるだけ薄い方が好ましい。仰角方向(elevational direction)で送受信超音波を狭くフォーカスし、方位方向(azimuthal direction)の角度範囲にわたって送受信超音波を操作することにより薄いスライスをスキャンするために、従来、リニアアレイトランスデューサが使用されている。このように動作するリニアアレイトランスデューサにより、Bモード画像化の場合、トランスデューサ面と垂直な平面の断面を表す2次元画像が作れる。

## 【 0 0 0 4 】

1次元アレイを物理的にスweepするか、または2次元アレイトランスデューサを用いて2つの軸に対して送受信超音波を操作 (steer) することにより3次元の超音波画像を作ることにも可能である。従来から2次元のBモード画像も本質的にリアルタイムの画像化ができるくらい十分なレート (すなわち、少なくとも毎秒約30フレーム) で生成することができるが、しかし、このフレームレートでリアルタイムの画像化ができるほど十分なレートで、高解像度または大視野の3次元の超音波画像を生成することは現在のところできない。3次元リアルタイムの画像化には2つの主要な困難がある：第1に、十分なサンプル密度とリアルタイムの画像フレームレートを維持するために十分に短い時間でボリューム (volume) からエコーを取得すること、及び、第2に、リアルタイム表示をするために十分な速度でエコーから求めた高解像度の立体データを好適なビューイングフォーマットに描画すること、である。

10

## 【 0 0 0 5 】

3次元ボリュームにおける解剖学的構造に関する情報を提供する超音波画像を生成するために開発された方法の1つが、米国特許第5,305,756号に開示された立体画像化 (volumetric imaging) である。この特許文献はここに参照援用する。一般に、リアルタイム画像化に十分な速度で立体画像化をすることができる。図1を参照して、立体画像化は、リニアアレイ要素12を有するトランスデューサ10を用いて達成される。送受信される超音波は、方位方向A-Zでフォーカスされる。しかし、エレメント12の表面またはエレメント12自体の表面ジオメトリ上に置かれたレンズにより、超音波は仰角方向E-Lで広がり、(集合的に14で示した)一連の扇形ビームを生成する。トランスデューサ10はリニアアレイフォーマットでスキャンされ、それにより超音波が各アレイエレメント12から順次送受信され、扇形ビーム14のシーケンスを形成する。ビーム14は、ボリューム領域に超音波を照射する (insonify) ために、トランスデューサ10の長さ方向の面と直行している。超音波を照射されるボリューム領域の中心に扇形ビーム14のそれぞれを二分する射影面18がある。射影面18は、トランスデューサ10により作られる超音波画像により空間的に表され、方位方向においてトランスデューサ10の表面に対して一般的に垂直な平面である。得られる超音波画像は、3次元ボリューム領域全体に関する情報を提供する。なぜなら、トランスデューサ10がボリューム領域全体にわたる各範囲においてすべてのエコーを音響的に集めるからである。これらのエコーは射影面18に射影すなわち落とし込まれる (collapsed)。扇形ビーム14は仰角方向に放射状に広がっているので、各一定範囲位置 (constant range locus) はラジアルライン20である。一定範囲位置20に沿った各エコーは、位置20と射影面18の交点22に射影される。この射影はボリューム領域16にわたってすべての範囲と方位位置で行われ、射影面18の画像はボリューム全体の2次元射影を表す。ビーム14がビュー方向と平行な方向に広がる限りでは、ビーム14の広がりとその方位は、ビューイング方向により規定される。ビーム14は仰角方向では分解能が低く、幅は深さにより変化する。しかし、方位方向における深さの関数としてのビームの分解能は非常に高い。得られる画像は、従来のX線画像化を用いて得られるボリュームの2次元射影と同様である。

20

30

## 【 0 0 0 6 】

ボリューム画像は、図1に示したように本質的にリアルタイムで得られる。その理由は、各ビーム14により超音波を照射されるボリューム領域全体にわたる各範囲のエコーすべてが射影平面18の単一の点として処理されるからである。結果として、ボリューム領域をスキャンするために多数の正確にフォーカスされた送信ビームを使用する真の3次元超音波画像化と比べて、比較的小さな処理パワーしか必要としない。

40

## 【 0 0 0 7 】

図1に示したように、リニアアレイフォーマットのトランスデューサ10をスキャンして扇形ビームのシーケンスを形成する間、トランスデューサ10を用いてアレイエレメント12から位相を調整した超音波信号を送受信することもできる。アレイエレメントをフェーズドアレイとして動作させることにより、トランスデューサ10は図2に示したよう

50

に、電子的に超音波を操作しフォーカスすることができる。それゆえ、超音波は、仰角方向と方位方向の両方に広がる扇形ビーム 30 で送受信される。ビーム 30 を電子的に操作することにより、トランスデューサ 10 に隣接するピラミッド形状のポリウム領域に超音波を照射することができる。このポリウム領域からの超音波エコーは、3 角形の形をした射影面 36 に射影され、ポリウム画像を表示するために使用される。

#### 【0008】

図 3 は、仰角方向に扇形ビームを作る、米国特許公報第 5,305,756 号に記載された他の方法を示す。図 3 に示したように、トランスデューサ 40 は 2 次元に配列したアレイエレメント 42 を有する。図 1 と 2 のトランスデューサ 10 と同様に、アレイエレメント 42 は方位方向に配列されている。しかし、各アレイエレメント 42 は仰角方向で再分割されており、サブエレメント 46 a、b、c を形成している。仰角方向に配列されたサブエレメント 46 a、b、c により、仰角方向に広がる一連の扇形ビーム 48 を電子的に生成することができ、扇形ビームを生成するレンズまたはエレメント表面のジオメトリに依存しない。サブエレメント 46 a、b、c から信号を送受信する時間を制御することにより、サブエレメント 46 a、b、c が扇形ビーム 48 を生成する。例えば、サブエレメント 46 b を最初に駆動し、次に、すぐ連続して、サブエレメント 46 a と 46 c を同時に駆動する。しかし、以下のことに留意することが重要である。すなわち、サブエレメント 46 a、b、c はフェーズドアレイとして使用されているのではなく、適当に位相調整された超音波信号がサブエレメント 46 a、b、c から送受信されるのではない。このように、ビーム 48 は仰角方向に操作されない。前述の実施形態のように、ビーム 48 を照射されたポリウム領域の超音波エコーは、平面 49 に射影され、その平面 49 からポリウム画像が生成される。

#### 【0009】

上記の従来のポリウム画像化方法は、3 次元のポリウム空間のリアルタイム画像化ができるという点で、重要な進展を示しているが、その方法には制限がある。例えば、図 4 A に示したように、トランスデューサ 50 は、方位方向で見ると、図 1 - 3 に示したのと同様に広がるビーム 52 を用いてスキャンする。トランスデューサ 50 が距離範囲 56 をスキャンしている時、トランスデューサ 50 からの距離範囲 56 にあるすべての点は、射影平面 60 条に深さ範囲 62 内の一組の点として射影される。それゆえ、トランスデューサ 50 からの距離範囲 56 内のすべての点は、その点の実際の深さはかなり広い範囲 66 で変化するが、射影 60 上の深さ範囲 62 にあるように見える。結果として、図 4 B に示したように、仰角方向で見ると、深さ範囲 62 中の一組の点は、深さ範囲 66 内にあるように間違っ

#### 【0010】

て射影される。逆に、1 つの深さ範囲に広がる解剖学的構造は、トランスデューサ 50 からの距離が一定なので、単一の深さにあるように見える。

#### 【0011】

図 4 A、4 B に例示した問題は、ビーム 52 の仰角広がり角 52 が大きいと、悪化する。このような状況の下、ポリウム画像は解剖学的構造の真の構成を明確に示せないかも知れない。

図 1 - 3 に示した従来の 3 次元ポリウム画像化方法の別の問題を図 5 を参照して説明する。図 5 は、図 1 - 3 で示したのと同様に、仰角方向に広がるビーム 82 を送信している、方位方向で見たトランスデューサ 80 を示す。ビーム 82 が広がるのは、本来的に、ビーム 82 が、トランスデューサ 80 の下の関心領域 (area of interest) に超音波を照射することを意味する。その関心領域は、トランスデューサ 80 の近くでは幅が比較的小さく、トランスデューサ 80 から遠ければ幅が比較的大きい。例えば、ビーム 82 は、トランスデューサ 80 から距離 D1 のところでは幅 W1 の超音波を照射し、トランスデューサ 80 から距離 D2 のところではより大きな幅 W2 の超音波を照射する。それゆえ、得られるポリウム画像は、比較的狭く、画像の上の方では表示される解剖学的構造が小さく、画像の下の方ではかなり多くの解剖学的構造が示される。例えば、線 86、88 に沿って画像を着ることにより画像の幅をそろえることはできるが、そうすることにより、切

らなければ見ることができる深い所の画像情報を捨てることになる。

【0012】

図1-3に示した3次元ボリューム画像化方法を用いた場合のさらに別の潜在的問題は、画像の一部の領域が十分明りょうに示されないことである。例えば、画像はトランスデューサから同じ一定範囲位置に沿った解剖学的構造を分解できないので、一定範囲位置（constant range locus）の小さな部分のみを占める構造は、一定範囲位置にある他の解剖学的構造により見えなくなるかも知れない。

【0013】

それゆえ、幾何学的歪みがなく分解能の高い画像化された解剖学的構造を明りょうに示し、3次元ボリュームを表す画像を表示しているときでもリアルタイムで表示でき、深さ範囲にわたって実質的に一定かつ比較的大きい範囲を有する画像を生成できるボリューム画像化システムと方法が必要である。

【0014】

ボリューム超音波が層を作成するシステムと方法は、2次元アレイトランスデューサを使用して関心領域をスキャンする。本発明の一態様によると、2次元アレイトランスデューサは、方位及び高さ方向に広がった複数のビームで関心ボリュームをスキャンし、方位方向のビーム密度が高さ方向のそれよりも実質的に高いようにする。方位方向から見ると、ビームは高さ方向では互いに隣接しており、ボリューム中心領域では周辺領域よりも広く広がっている。このようなビーム分布の特徴は、ボリュームを表示するときに、ビュー方向と一致する。各ビームの超音波反射はそれぞれの射影平面に射影され、共通の射影平面にそのビームのすべての射影を結合することにより、ボリューム超音波画像が生成される。結果として、3次元ボリュームを表す本質的にリアルタイムの高い解像度の超音波画像が得られる。

【0015】

本発明の他の態様によると、2次元アレイトランスデューサが、共通の中心軸を有する複数のビームを用いて高さ方向で関心領域をスキャンする。前記ビームは互いに異なる広がり角度に高さ方向に広がる。ビームは、その広がり角度の順序と反対の順序のスキャン深さの範囲をそれぞれスキャンする。結果として、最も浅いスキャン深さ範囲をスキャンするビームは、最も大きい広がり角度を有し、最も深いスキャン深さの範囲をスキャンするビームは最も小さい広がり角度を有する。各ビームの超音波反射は、共通の射影平面に射影され、ボリューム超音波画像がすべてのビームに対して共通の射影平面に射影された超音波反射から生成される。

【0016】

本発明の他の態様において、2次元アレイトランスデューサが、ボリュームペアを用いて方位方向で関心領域をスキャンする。第1のボリュームは第1の方向にひろがり、第1の方向と垂直な第2の方向で関心領域をスキャンするために使用される。同様に、第2のボリュームは第3の方向にひろがり、第3の方向と垂直な第4の方向で関心領域をスキャンするために使用される。第1のボリュームの超音波反射は、第1の方向に垂直な射影平面に射影され、第2のボリュームの超音波反射は、第3の方向に垂直な射影平面に垂直な平面に射影される。ボリューム超音波画像は、第1と第2の射影平面から生成される。

【0017】

本発明の一態様を図6Aと6Bを参照して説明する。図6Aと6Bは、それぞれ方位及び高さ方向で見た2次元アレイトランスデューサ100を示す図である。図6Aに示したように、トランスデューサ100は、広がるセンタービーム102と別の広がる再度ビーム104、106のペアを用いてスキャンする。これらのビーム102、104、106のそれぞれによりスキャンされた超音波エコーは、射影平面112、114、116に射影される。次に、射影平面中の対応する深さの点を結合して、ボリューム画像を生成するために使用される単一の射影平面を生成する。射影平面112は、対応する深さの射影平面112に射影平面114、116上の点を移動することにより、単一の射影平面として使用できる。高さ方向に広がるビームを調節することにより、本システムはいろいろな厚

10

20

30

40

50

さのボリュームを画像化することができる。

【0018】

サイドビーム104、106は、トランスデューサ100からの1つの距離範囲120をスキャンする。この距離範囲120は、センタービーム102を用いてスキャンする距離範囲122より大きい。センタービーム102のスキャン距離とサイドビーム104、106のスキャン距離は、両方のスキャン距離がトランスデューサ100の下の実質的に同じ深さにあるように選択される。結果として、サイドビーム104、106とセンタービーム102は、実質的に同じ深さをスキャンする。より具体的に、図6Aに示したように、トランスデューサ100がセンタービーム102に距離範囲122をスキャンさせるとき、その距離範囲122中のすべての点は、深さ範囲126内の射影平面112上に射影される。その深さ範囲126は、実際の深さ範囲128よりも少しだけ小さい。同時に、トランスデューサ100がサイドビーム104、106に距離範囲120をスキャンさせるとき、その範囲120中のすべての点は、それらの点は実際には深さ範囲124に入るが、範囲120の範囲内に入る点として、射影面114、116上に射影される。しかし、この深さ範囲124は、図4Aと4Bに示した従来の方法より小さい、点が平面114、116上に射影される距離範囲とは異なる。結果として、図6Bに示したように高さ方向で見ると、解剖学的構造の深さは、図4Aと4Bに示した従来の方法を用いて、大幅に小さい幾何学的歪みを伴って正しく見ることができる。センタービーム102よりも深いところにフォーカスしたサイドビーム104、106を用いる利点は、図6Bを図4Bと比較することにより明らかである。

10

20

【0019】

図6Aと6Bに示した実施形態は、サイドビーム104、106を2つだけ使用するが、言うまでもなく、より多くのサイドビームを使用することもできる。より多くのサイドビームを使用することにより、使用しない場合よりも幾何学的歪みがさらに小さくなる。しかし、画像を表示するのに必要な処理時間だけでなく取得時間も増え、リアルタイムボリューム画像化を妨げることがある。あるいは、ボリューム画像化は、より少ない広がるビーム（図示せず）を用いて達成できるが、幾何学的歪みが大きくなるが、図6Aと6Bに示した方法と比較して処理は少なくなる。一般的に、スキャンする領域が広がるか、取得する画像の明りょう度を上げるには、より多くのビームを使用するのが望ましい。特に、処理パワーがある時にはそうである。使用するビーム数に拘わらず、各射影平面112、114、116上の点は、好ましくは、それぞれのビームの幅に対応する重みをつけて、単一の射影平面に射影する。

30

【0020】

広がるビーム102、104、106は、いろいろな方法を用いて、2次元トランスデューサ100により生成することができる。同時にビーム102-106を形成するためにそれぞれのサブアレイで、または異なる時間に個々のビーム102-106を順次形成するためにトランスデューサ100のアレイエレメントのすべてを用いて、フェーズアレイ法でトランスデューサ100のアレイエレメントを動作させることにより、ビーム102-106を生成することができる。また、アレイエレメントはサブアレイで構成することもできる。各サブアレイにはそれからそれぞれのビーム102-106を生成させるレンズまたはその他のメカニカルな構造を備える。

40

【0021】

本発明の他の態様の一実施形態を図7に示した。図7は、超音波と、それぞれの深さ範囲をスキャンする複数の順次生成されたビーム142、144、146と、を送受信する2次元アレイトランスデューサ140を示す。高さ方向の各ビーム142-146の広がり角度は、そのスキャン範囲の深さに反比例する関係にある。このように、比較的浅いところをスキャンするビーム142の高さ方向の広がり角度は、比較的広く、比較的深いところをスキャンするビーム146の高さ方向の広がり角度は、比較的狭い。結果として、各ビーム142-146のスキャンの深さが最も深いところでの幅は、すべてのビーム142-146について実質的に同じである。

50

## 【 0 0 2 2 】

ビーム 1 4 2 - 1 4 6 を用いて超音波エコーを取得した後に、各ビーム 1 4 2 - 1 4 6 のスキャン範囲内のエコーを用いてボリューム画像を生成する。このように、ビーム 1 4 2 を用いて比較的浅いエコーと、ビーム 1 4 4 を用いて中くらいの深さのエコーと、ビーム 1 4 6 を用いて比較的深いエコーとから生成される。得られる画像は、点線 1 5 0、1 5 2 により示された高さを含み、その高さは図 5 に示した切り取り線により含まれる画像範囲よりも大幅に大きい。

## 【 0 0 2 3 】

いろいろな方法を用いて、高さ方向の広がり角度が異なるビーム 1 4 2 - 1 4 6 を生成することができる。しかし、ビーム 1 4 2 - 1 4 6 は、フェーズドアレイ法を用いてトランスデューサ 1 4 0 のアレイエレメントを制御することにより生成することが好ましい。

## 【 0 0 2 4 】

もちろん、図 7 に示した方法を用いて、各範囲を単一ビームでスキャンしてもよいし、複数のビームを用いて図 6 A と 6 B に示した方法を用いて各範囲をスキャンしてもよい。

## 【 0 0 2 5 】

本発明のさらに別の態様の一実施形態を図 8 A - 8 D に示した。この実施形態において、トランスデューサの 2 次元アレイエレメントを用いて、各範囲の点すべてが中心射影平面に射影される比較的狭いボリュームをスキャンする。例えば、図 8 A に示したように、第 2 のボリュームスキャンビーム 1 5 2 に垂直な 1 つのボリュームスキャンビーム 1 5 0 を用いる。得られる射影 1 5 4、1 5 6 は、それぞれ、血管 ( vessel ) の横断面 1 6 0 と縦断面 1 6 2 を示す。

## 【 0 0 2 6 】

図 8 B に示したように、2 つの平行なスキャンビーム 1 7 0、1 7 2 を用いて、互いに平行で、所定距離離れた血管 1 7 8 のボリューム領域の横断面射影 1 7 4、1 7 6 を生成する。

## 【 0 0 2 7 】

図 8 A と 8 B の実施形態において、射影 1 5 4、1 5 6 及び 1 7 4、1 7 6 のスケールは一樣であるが、同じボリュームスキャンビームを用いて取得した解剖学的構造のボリューム射影は、図 8 C に示したように、2 つの異なるスケールで示することができる。より具体的に、単一のボリュームスキャンビーム 1 8 0 を用いて、実際のスケールで血管 1 8 4 を示す第 1 の射影 1 8 2 と拡大して血管 1 8 4 を示す第 2 の射影 1 8 6 を生成する。この実施形態は、解剖学的構造をよりはっきりと示することができる。あるいは、同じまたは異なるスケールの 2 つの画像を用いて、異なるサンプル密度を有する画像を示すことができる。

## 【 0 0 2 8 】

最後に、図 8 D は、解剖学的構造 1 9 4 がそれぞれの目でどのように見えるかを比較した一定の食い違いを伴って適当な視野角で互いに交わる 2 つのボリュームスキャンビーム 1 9 0、1 9 2 を示す。ビーム 1 9 0、1 9 2 を用いて、解剖学的構造 1 9 4 の画像射影 1 9 6、1 9 8 のペアを生成する。このペアは、それぞれの目で見て、解剖学的構造の深さの特徴が見えるようになっている。

## 【 0 0 2 9 】

図 8 A - 8 D にいろいろな特定の幾何学的関係を有するボリュームスキャンビームを示したが、いうまでもなく、2 次元アレイトランスデューサの使用により、形成できるスキャンビームの幾何学的関係が非常にフレキシブルになる。さらに、図 8 A - 8 D は使用される 1 つまたは 2 つのボリュームスキャンビームを示しているが、いうまでもなく、より多くのボリュームスキャンビームを用いて、対応するより多くの射影画像を生成することができる。

## 【 0 0 3 0 】

本発明のボリュームスキャン方法のいろいろな実施形態の 1 つの潜在的制限は、高さディメンションにおける分解能が制限されることである。この制限により、ユーザはその他

10

20

30

40

50



の方向から出力されたボリュームデータセットを見ることができないかも知れない。この潜在的問題を緩和する幾つかの解決策がある。第1に、いろいろな見る方向で複数のリアルタイムボリュームを取得でき、スキャン中に保存することができる。よって、ボリュームデータを再検査する必要がなくなる。第2に、3次元スキャンをゲーティングまたはインターリーブすることができ、高さ方向に必要な追加的サンプルを取得できる。具体的に、本発明のいろいろな実施形態に従ってボリュームスキャンを実行するのに必要な時間は比較的少ないので、システムは、ディスプレイフレームレートを大幅に減らさずに完全な分解能でボリュームデータセットを得ることができる。結果として、ボリューム表示のリアルタイムレートを限られた数のビームでまだ達成することができるが、従来のボリュームスキャンとマッチする高い密度のボリュームデータ取得レートを短い取得期間で取得することができる。

10

#### 【0031】

本発明によるボリューム画像化を実行するために使用できる超音波画像化システム200の一実施形態を図9に示した。画像化システムは、2次元アレイのトランスデューサエレメント212を有するプローブ210を含む。プローブ210は、ケーブル218を介してスキャナ230に結合されている。

#### 【0032】

スキャナ230は、トランスミッタ232を含む。このトランスミッタ232は、トランスデューサエレメント212に供給される高周波信号を生成し、トランスデューサエレメント212に超音波を組織または血液に送信させる。送信された超音波の超音波エコートランスデューサエレメント212により受信される。トランスデューサエレメント212は対応するアナログ信号を生成する。これらのアナログ信号はプリアンプ234に送られる。プリアンプ234は、アナログ信号を増幅する。プリアンプ234は、また、内部TGC（時間利得制御）回路を含み、より大きな深さの送受信超音波の減衰を補償する。プリアンプ234からの増幅された深さ補償された信号は、アナログデジタル（A/D）コンバータ238に送られ、デジタル化される。デジタル化されたエコー信号は、ビームフォーマ244により整形される。ビームフォーマ244は、コントローラ246により制御される。この制御はユーザ制御に応答して行われる。コントローラ246は、タイミング、周波数、方向、及び送信ビームのフォーカスに関して、プローブ210に指示する制御信号を送信機232に送る。コントローラ246は、また、ビームフォーマ244により受信されたデジタル化されたエコー信号のビーム整形を制御する。ビームフォーマ244の出力は、画像プロセッサ248に送られる。画像プロセッサ248は、ビーム整形されたデジタル信号にデジタルフィルタリング、Bモード検出、ドップラー処理を施す。画像プロセッサ248は、ハーモニック分離、周波数コンパウンディングによるスペックルリダクション、その他の所望の画像処理等のその他の信号処理も実施する。

20

30

#### 【0033】

図6-8を参照して説明したボリューム画像の生成のためのスキャンは、ビームフォーマ244を制御するコントローラ246によりなされるので、図6-8に示したビームの構成を有する超音波エコーをスキャンする。コントローラ246は、トランスミッタ232も制御して、それが図6-8に示した構成のビームで超音波を送信するようにする。2次元アレイのトランスデューサエレメント214は、トランスデューサ212の前のいかなる方向といかなる傾きで送受信されたビームも操作することができるので、そのビームはトランスデューサ212及びその他のビームといかなる方位を有することもできる。

40

#### 【0034】

スキャナ230により生成されたエコー信号は、デジタルディスプレイサブシステム250と結合される。そのサブシステム250は、所望の画像フォーマットで表示するエコー信号を処理する。デジタルディスプレイサブシステム250は、画像ラインプロセッサ252を有する。これはエコー信号をサンプルし、ビームセグメントをつないで完全なライン信号にする。画像ラインプロセッサは、また、信号雑音比の改善またはフローパーシステンス（flow persistence）のためライン信号を平均化する。画像ラインプロセッサ

50

252からの画像ライン信号は、スキャンコンバータ254に送られ、所望の画像フォーマットに変換される。例えば、スキャンコンバータ254は、先行技術で知られているようにローテータ(Rho-tehta)変換を実行する。画像は画像メモリ258に格納され、ディスプレイ260にその画像メモリ258から表示される。画像メモリ258中の画像は、画像とともに表示されるべきグラフィックスにオーバーレイされてもよい。グラフィックスはグラフィックスジェネレータ264により生成され、その生成はユーザ制御に応じて行われる。個々の画像または画像シーケンスは、画像ループの取得中にシネメモリ268に格納できる。

【0035】

リアルタイムポリウム画像化の場合、ディスプレイサブシステム250はまた3次元画像レンダリングプロセッサ270を含む。このプロセッサ270は画像ラインを画像ラインプロセッサ252から受け取る。3次元画像レンダリングプロセッサ270は、リアルタイムの3次元画像をレンダリし、ディスプレイ260に表示する。

【0036】

本発明を好ましい実施形態を参照して説明したが、当業者は、本発明の精神と範囲から逸脱することなく形式及び詳細の変更が可能であることが分かるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】ポリウム画像を生成する従来の方法を示す等角図である。

【図2】ポリウム画像を生成する従来の方法を示す等角図である。

【図3】ポリウム画像を生成する従来の方法を示す等角図である。

【図4】図4Aと4Bは、それぞれ図1-3に示す従来ポリウム画像化方法の制限を示す、高さ及び方位断面概略図である。

【図5】図1-3に示した従来ポリウム画像化方法の他の限界を示す高さ断面概略図である。

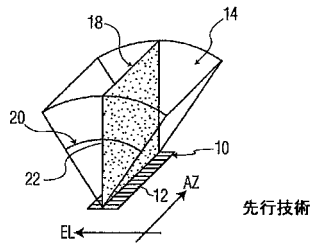
【図6】図6Aと6Bは、本発明の一実施形態による、ポリウム画像生成方法を示す、それぞれ高さ及び方位断面概略図である。

【図7】本発明の他の実施形態による、ポリウム画像化方法を示す高さ断面概略図である。

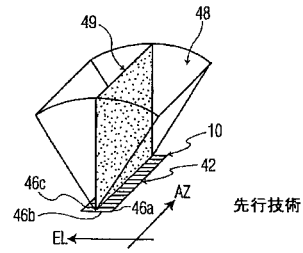
【図8】図8A、8B、8C、及び8Dは、本発明のさらに他の実施形態によるポリウム画像生成方法を示す概略図である。

【図9】図6-8に示した実施形態によるポリウム画像化を実施するために使用することができる超音波画像化システムを示すブロック図である。

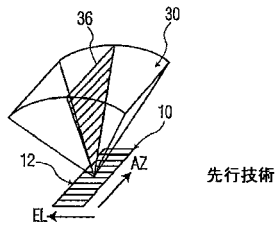
【図 1】



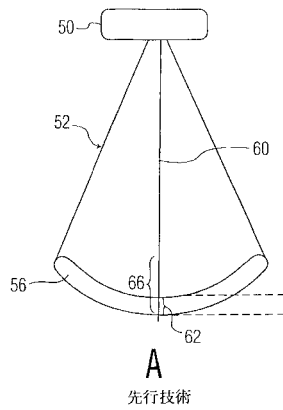
【図 3】



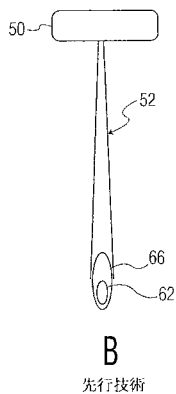
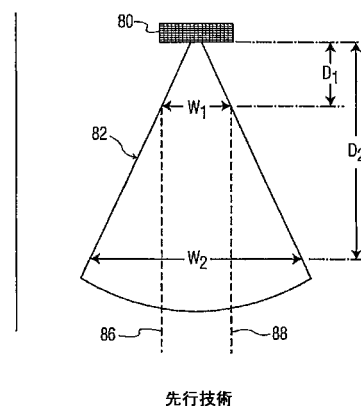
【図 2】



【図 4】



【図 5】



【 図 6 A 】

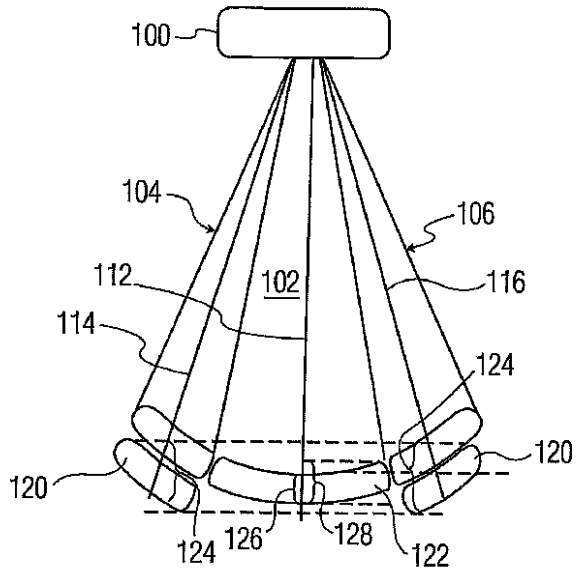


FIG. 6A

【 図 6 B 】

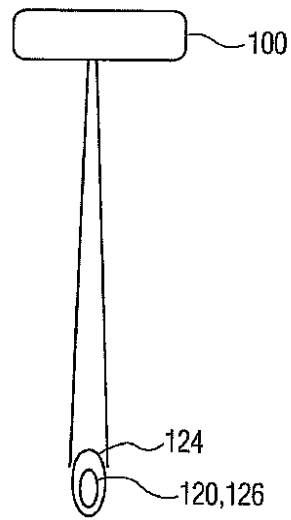


FIG. 6B

【 図 7 】

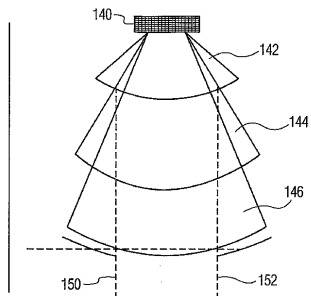


FIG. 7

【 図 8 B 】

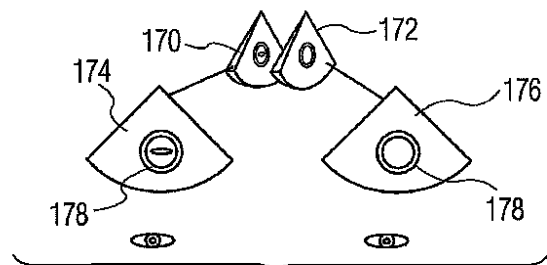


FIG. 8B

【 図 8 A 】

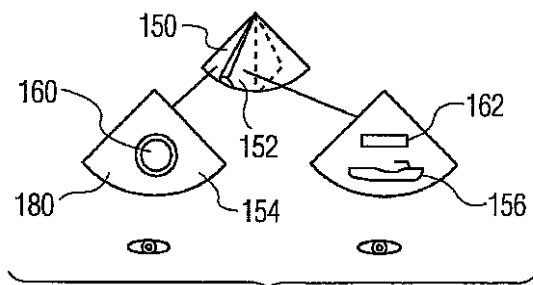


FIG. 8A

【 図 8 C 】

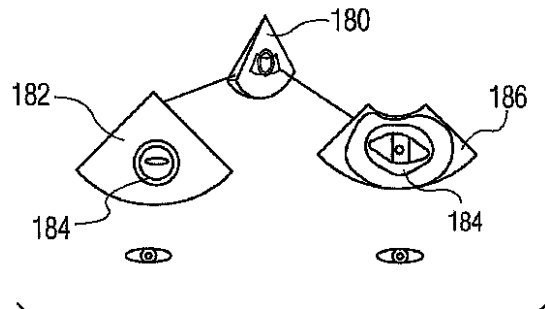
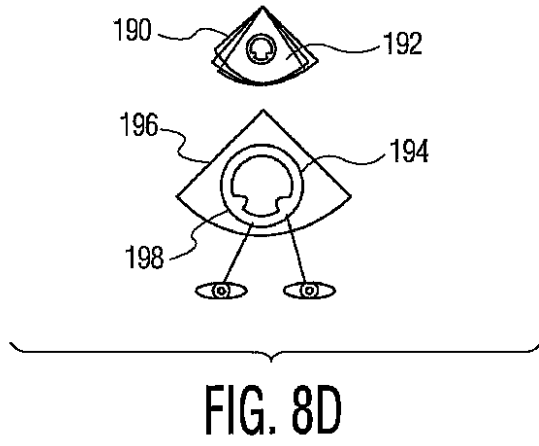
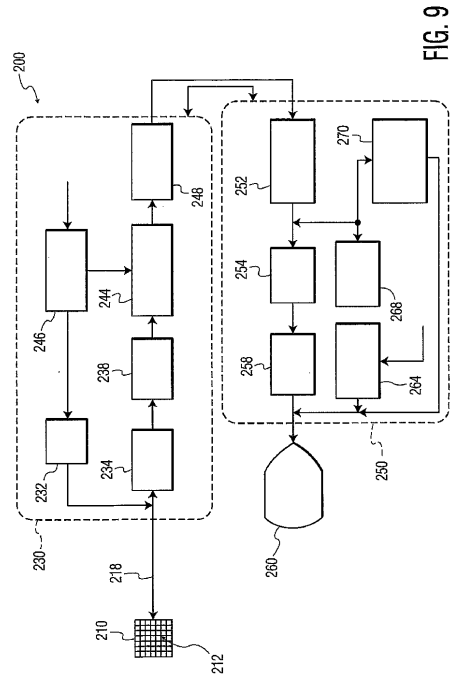


FIG. 8C

【図 8 D】



【図 9】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/052540

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 G01S15/89

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

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

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 503 199 B1 (LENNON DANIEL) 7 January 2003 (2003-01-07) abstract column 4, line 17 - column 5, line 45	1,5,9

☐ 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

15 April 2005

Date of mailing of the international search report

29/04/2005

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

Zaccà, F

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/052540

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6503199	B1	07-01-2003	WO 0133251 A1	10-05-2001
			EP 1149309 A1	31-10-2001
			JP 2003512915 T	08-04-2003

## 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, LU, MC, 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, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 リ, シアン - ニン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポーセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE01 EE08 GB06 HH14 HH15 HH16 HH24 HH27  
HH28 HH31 JC21 JC26 JC31 JC37 KK24



专利名称(译)	具有二维阵列换能器的立体超声成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007513672A</a>	公开(公告)日	2007-05-31
申请号	JP2006543672	申请日	2004-11-24
[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	リシアンニン		
发明人	リ,シアン-ニン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8925 A61B8/483 G01S7/52095 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH24 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/JC37 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤忠彦 宫崎修		
优先权	60/528782 2003-12-11 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

使用二维阵列换能器采集容积超声图像，该换能器产生在观察方向上扩展的多个光束以实现高显示分辨率的实时体积成像。在一个实施例中，在高度方向上彼此相邻定位的多个光束被投影到相应的平面上。通过组合所有光束的投影平面来生成体积图像。结果，可以实时生成具有高分辨率的图像。由换能器扫描的区域被分成在对象中排列的束，并且位于与换能器相同距离处的回波在换能器下方大约相同的深度处。在其他实施例中，多个光束扫描每个扫描深度范围并将高度扩展角度减小到更大的扫描深度范围。在其他实施例中，使用多个交叉或平行光束来生成体积图像。

