

(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2009-502400

(P2009-502400A)

(43) 公表日 平成21年1月29日(2009.1.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
<b>H 0 4 R</b> 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D 0 1 9

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2008-524639 (P2008-524639)  
 (86) (22) 出願日 平成18年7月24日 (2006.7.24)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年1月31日 (2008.1.31)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/052537  
 (87) 国際公開番号 W02007/017781  
 (87) 国際公開日 平成19年2月15日 (2007.2.15)  
 (31) 優先権主張番号 60/706,208  
 (32) 優先日 平成17年8月5日 (2005.8.5)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

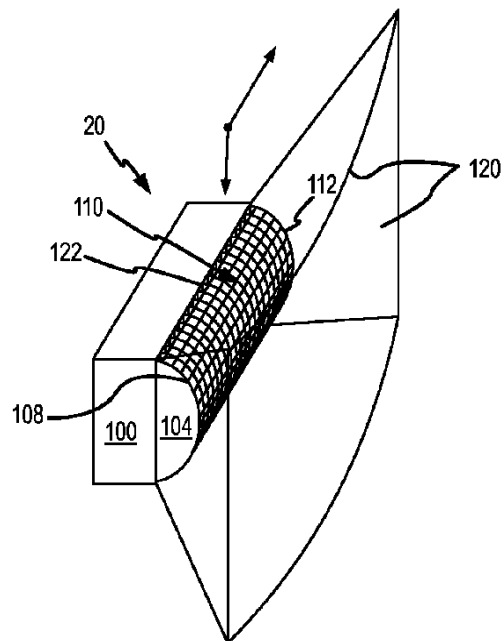
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 容積測定画像形成のための湾曲2次元アレイ超音波トランスデューサ及び方法

(57) 【要約】

方位角方向において平坦で比較的長く伸び仰角方向において外側に湾曲したトランスデューサ要素のアレイを有する画像形成プローブを含む超音波画像形成システム。結果として、トランスデューサ要素が段階的にスキャンされるとき、プローブの音響パターンは仰角方向において発散する。したがって、プローブは、比較的少ない数のトランスデューサ要素を用いているにも拘らず、近距離場において大きな視野を提供する。プローブはまた、それぞれのサブアレイにおけるトランスデューサ要素から送信され受信される信号を遅延するためのサブアレイビームフォーマを含む。受信信号は、画像形成システムに結合され、そのシステムが受信信号を処理して容積測定画像に対応する信号にする信号パスを含む。そしてこの信号パスに結合されるディスプレイは、トランスデューサ要素のアレイの近くの容積測定領域において解剖学的特徴の容積測定画像を示すことができる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波画像形成プローブであって、

方位角方向において略平坦であり仰角方向において外側に湾曲している送信ビーム創始パターンを呈するトランスデューサボディと、

前記方位角方向に延びる行と前記仰角方向に延びる列とに前記トランスデューサボディに実装されたトランスデューサ要素の 2 次元アレイと、

前記トランスデューサ要素のそれぞれのサブアレイに結合した複数のサブアレイビームフォーマであって、前記サブアレイビームフォーマの各々が、当該対応のサブアレイにおけるトランスデューサ要素に送信信号を供給し、当該対応のサブアレイにおけるトランスデューサ要素から受信される信号を遅延し、その遅延された信号を合成して複合信号とするようにした、サブアレイビームフォーマと、

前記複合信号を超音波処理及び表示システムに結合するための通信リンクと、  
を有するプローブ。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記サブアレイビームフォーマは、段階的態様で 1 行若しくは 1 グループの行又は 1 列若しくは 1 グループの列から次のものへ、前記トランスデューサ要素へ送信信号を供給し前記トランスデューサ要素から信号を受信するよう動作する、プローブ。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記サブアレイビームフォーマはさらに、前記トランスデューサ要素のアレイの方位角の端部においてトランスデューサ要素により送信され受信される超音波ビームを方位角方向に方向制御し、これにより前記プローブの音響ビームパターンを前記トランスデューサ要素のアレイの方位角の端部を越えて延ばすように動作する、プローブ。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記サブアレイビームフォーマはさらに、前記トランスデューサ要素のアレイの仰角端部におけるトランスデューサ要素により送信され受信される超音波ビームを前記仰角方向に方向制御し、これにより前記プローブの前記音響ビームパターンを前記トランスデューサ要素のアレイの仰角端部を越えて延ばすように動作する、プローブ。

**【請求項 5】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記サブアレイビームフォーマはさらに、トランスデューサ要素により送信され受信される超音波を前記方位角方向及び前記仰角方向に方向制御するよう動作する、プローブ。

**【請求項 6】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記送信ビーム創始パターンは、前記仰角方向における前記アレイの物理的湾曲により仰角方向において外側に湾曲させられている、プローブ。

**【請求項 7】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記方位角方向に延びる各行のトランスデューサ要素の数は、前記仰角方向に延びる各列のトランスデューサ要素の数よりも十分大きい、プローブ。

**【請求項 8】**

請求項 1 に記載の超音波画像形成プローブであって、前記アレイにより送信されるビームを方向制御する動作を行う音響レンズをさらに有し、

前記送信ビーム創始パターンは、前記仰角方向に前記音響レンズの方向制御により仰角方向において外側に湾曲させられる、  
プローブ。

**【請求項 9】**

超音波画像形成システムであって、

方位角方向において略平坦なトランスデューサ要素の行と仰角方向において外側に湾曲したトランスデューサ要素の列とを有するアレイトランスデューサ要素を含むトランスデューサボディを有し、当該トランスデューサ要素を、当該アレイの表面に対して直交及び非直交の角でそれらの出現ポイントにおいて方向制御可能なビームを送信するものとした超音波画像形成プローブと、

通信リンクを介して前記超音波画像形成プローブにおける前記トランスデューサ要素に送信信号を供給し前記トランスデューサ要素から信号を受信し、前記トランスデューサ要素から受信される信号を合成して前記超音波画像形成プローブの近くの容積測定領域における解剖学的構造の画像に対応する画像信号にする超音波信号バスと、

前記超音波信号バスから画像信号を受信するように結合され前記容積測定画像を示すように動作可能なディスプレイと、  
を有するシステム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記超音波信号バスは、段階的態様で 1 行若しくは 1 グループの行又は 1 列若しくは 1 グループの列から次のものへと前記トランスデューサ要素に前記送信信号を供給し前記トランスデューサ要素から信号を受信するよう動作する、システム。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記超音波画像形成プローブはさらに、前記トランスデューサ要素のそれぞれのサブアレイに結合される複数のサブアレイビームフォーマを有し、前記サブアレイビームフォーマの各々は、前記それぞれのサブアレイにおける前記トランスデューサ要素に送信信号を供給するよう動作し、前記サブアレイビームフォーマの各々はさらに、対応のサブアレイにおける前記トランスデューサ要素から受信される信号を遅延しその遅延した信号を合成して前記通信リンクを介して前記超音波画像形成バスに結合される複合受信信号にするよう動作する、システム。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波画像形成システムであって、前記サブアレイビームフォーマの各々は、

送信制御信号の受信に応じて対応する送信信号を各々発生する複数の送信遅延ユニットと、

対応の遅延され受信された信号を各々発生する複数の受信遅延ユニットと、

複合受信信号を供給するよう当該遅延され受信された信号を合成する加算回路と、  
を有する、システム。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の超音波画像形成システムであって、前記サブアレイビームフォーマはさらに、前記トランスデューサ要素のアレイの仰角端部におけるトランスデューサ要素により送信され受信される超音波を方位角方向に方向制御し、これにより前記超音波画像形成プローブの音響パターンを前記トランスデューサ要素のアレイの方位角端部を越えて延ばすように動作する、システム。

【請求項 14】

請求項 11 に記載の超音波画像形成システムであって、前記サブアレイビームフォーマはさらに、前記トランスデューサ要素のアレイの仰角端部におけるトランスデューサ要素により送信され受信される超音波を仰角方向に方向制御し、これにより前記超音波画像形成プローブの音響パターンを前記トランスデューサ要素のアレイの仰角端部を越えて延ばすように動作する、システム。

【請求項 15】

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記超音波信号バスは、前記ディスプレイが空間的に合成された容積測定画像を示すことができるように前記トランスデューサ要素からの受信信号に対する空間合成を行うよう動作する、システム。

10

20

30

40

50

**【請求項 16】**

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記サブアレイビームフォーマのうち対応のものが前記トランスデューサ要素の前記サブアレイの各々につき設けられる、システム。

**【請求項 17】**

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記方位角方向に延びる各行におけるトランスデューサ要素の数は、前記仰角方向に延びる各列におけるトランスデューサ要素の数よりも十分大きい、システム。

**【請求項 18】**

請求項 9 に記載の超音波画像形成システムであって、前記通信リンクは、マルチコンダクタケーブルを有する、システム。

10

**【請求項 19】**

容積測定領域における解剖学的構造の画像を提供する方法であって、トランスデューサ要素の 2 次元アレイから前記容積測定領域に超音波を送信し、当該超音波が、前記アレイの表面に直交して方向制御されるときに方位角方向において平行であり仰角方向において発散するそれぞれの方向に前記アレイから送信されるものとし、

前記 2 次元アレイにより前記容積測定領域からの超音波エコーを受信し、

前記トランスデューサ要素のサブアレイに結合されるサブアレイビームフォーマにより当該受信エコーを処理し、

当該処理されたエコーを超音波画像処理及び表示システムに結合し、

20

前記容積測定領域における解剖学的構造の画像を形成するよう当該処理されたエコーを処理する、

方法。

**【請求項 20】**

請求項 19 に記載の方法であって、前記アレイに直交する方向から前記方位角方向に発散する方向に前記アレイの方位角端部の近くにおける前記アレイの当該要素から超音波を送信することをさらに有する方法。

**【請求項 21】**

請求項 19 に記載の方法であって、前記アレイに直交する方向から前記仰角方向に発散する方向において前記アレイの仰角端部の近くにおける前記アレイの要素から超音波を送信することをさらに有する方法。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

この発明は、医療用超音波画像形成に関し、特に、比較的大きな浅い解剖学的特徴の容積測定画像形成に適合した超音波トランスデューサに関する。

**【背景技術】****【0002】**

様々な非侵襲的な診断用画像形成モダリティは、身体内部の器官又は脈管の断面画像を生成することができる。このような非侵襲的画像形成に良く適した画像形成モダリティは、超音波である。超音波診断画像形成システムは、心臓、成長する胎児、内部腹部器官及びその他の解剖学的構造体の検査のための心臓専門医、産科医、放射線科医及びその他の者による広く普及した用途にある。こうしたシステムは、超音波エネルギーの波を身体内へ伝達し当該波が当たる組織界面から反射した超音波エコーを受信し、超音波が差し向けられて通る身体の部分の構造的表示へとその受信したエコーを変換することにより動作する。

40

**【0003】**

従来、超音波画像形成において、内部組織及び血液のような関心オブジェクトは、平面状の超音波ビーム又はスライスを用いてスキャンされる。リニアアレイトランスデューサは、仰角方向における送信され受信される超音波を狭く焦点合わせし方位角方向において

50

或る角度範囲全体にわたりその送信され受信される超音波を方向付けることにより薄いスライスをスキャンするために従来より用いられている。1次元アレイとしても知られているトランスデューサ要素のリニアアレイを有するトランスデューサは、Bモードイメージングのためにトランスデューサの面に直角な平面を通じた断面を表す2次元画像を提供するためにこのようにして動作することができる。

#### 【0004】

リニアアレイは、仰角方向に線状に1次元アレイを変換することにより、又は仰角方向に延びる角度範囲を通じて当該アレイを掃引することにより、「容積測定」(volumetric)画像としても知られている3次元画像を発生するためにも用いることができる。容積測定超音波画像はまた、従来より、2次元アレイトランスデューサを用いて当該送信され受信される超音波を2つの軸に関して方向を導くことにより得ることができる。

10

#### 【0005】

容積測定画像形成のための1次元アレイを用いることの主たる限界は、画像を得るために当該アレイを物理的に移動させる必要があることである。この要件は、当該アレイの動きを物理的に追跡することによるか、又は画像信号を電気的に処理することにより、1次元アレイの位置又は角度を追跡する必要性を超音波システムに負担させるものである。さらに、当該アレイを動かし当該アレイの各位置又は角度において受信した超音波戻り信号を処理する必要があるため、容積測定画像を取得するのに長い時間を必要とする。超音波画像形成のための1次元アレイを用いる主たる利点は、近距離場においても画像形成可能な領域が当該アレイにおける要素の数及び当該アレイが動くところの領域によってのみ限定されることである。

20

#### 【0006】

米国特許第5,305,756号には、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得るために1次元アレイを用いる他の方策が記述されている。そこに記述されているように、送信され受信される超音波は、方位角方向AZにおいて焦点合わせされるが、一連の扇形ビームを発生するために仰角方向において発散している。超音波は、容積測定領域に高周波を当てる扇形ビームの列を形成するようリニアアレイにおける各要素から順次送信され受信される。その高周波の当てられた容積測定領域の中心には、投影面がある。各範囲における容積測定領域におけるエコーの全ては、対応する範囲において当該投影面上にポイントとして投射される。結果として得られる画像は、トランスデューサが各範囲において全てのエコーを音響的に統合するので、全容積測定領域の2次元投射を呈する。

30

#### 【0007】

米国特許第5,305,756号に記述されている画像形成技術は当該アレイの物理的スキャンを必要としないという利点があるものの、実際には正しい3次元容積測定画像を提供しないというかなり不利な面がある。結果として、アレイ下の容積測定領域における解剖学的特徴を正確に示さない場合がある。例えば、同じ深さのポイントは、当該ポイントがトランスデューサから一定の範囲軌跡上には載らないので、当該投射について或る範囲の深さに及ぶように現われることになる。逆に、或る範囲の深さに及ぶ解剖学的構造は、単一の深さにあるように当該投射上に出現可能である。また、投射される画像は、トランスデューサから同じ一定の範囲軌跡に沿って存在する解剖学的構造を分解しないことがある。例えば、当該一定範囲軌跡の小さな部分しか占めない構造は、これも当該一定範囲軌跡上に存在する他の解剖学的構造により不明瞭なものとされることがある。

40

#### 【0008】

容積測定画像形成のための2次元アレイの使用は、沢山の利点があり、アレイを物理的にスキャンする必要性の欠如や真の3次元画像を提供する能力がある。結果として、1次元アレイを用いて得ることのできるものよりも2次元アレイを用いた方が超音波画像を迅速に得ることができる。しかしながら、2次元アレイにおけるトランスデューサ要素の数は、大きな視野を提供するためアレイのサイズ又はアパーチャを大きくしようとすると、非実用的な大なる数に増加してしまう。特に、10,000以上の要素を有するアレイの

50

使用及びデザインにより生じる課題の幾つかは、用途特定集積回路のような適切な回路のデザイン、緊密にパックされた相当多くのトランスデューサ要素により生じる多大な熱量の管理、これら多数のトランスデューサ要素からの信号を超音波画像形成システムに結合するのに必要とされるケーブルのサイズ、音響フラットネス条件、及び全体の組み立ての困難さである。これら課題の結果として、従来の2次元超音波アレイにおける要素の数は、一般的には約3,000個の要素に限定されている。このため、従来の2次元超音波アレイは、比較的小さい画像形成アパーチャを提供する。

【0009】

従来の2次元アレイにより達成可能な比較的小さい画像形成アパーチャは、その使用を、小さなアクセス領域の条件と、近距離場、すなわちアレイの面に近い浅い深さにおける割に小さな視野条件とを有する心臓病などの特定用途に限定したものとしている。これら比較的小さいアパーチャのアレイは、送信され受信される超音波が発散方向に方向制御されることができるので、遠距離場において大きな視野にわたり画像形成をなすことができる。しかしながら、産科学の画像形成のような或る種の用途は、近距離場において比較的大きな視野を画像形成することを必要とする。従来の2次元アレイは、前に示した理由のために、十分大きなアパーチャをこれら用途において有用なものとしな

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

したがって、非実用的な多数のトランスデューサ要素を用いることなく近距離場における大きな視野を得ることのできる真の容積測定画像形成のための2次元超音波アレイの必要性がある。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の原理によれば、超音波画像形成システムは、超音波画像形成プローブと、通信リンクを介して当該プローブに接続される超音波信号バスと、ディスプレイとを含む。超音波画像形成プローブは、方位角方向において略平行か又は発散し、仰角方向において発散するビームを送信する。このビームパターンは、当該ビームを仰角方向において発散させるレンズにより又は仰角方向においてアレイの物理的湾曲により生じさせることが可能である。トランスデューサ要素のアレイは、方位角方向に延びる行と仰角方向に延びる列とを有する。超音波信号バスは、当該通信リンクを介して超音波画像形成プローブにおけるトランスデューサ要素に対して送信信号を供給し当該要素からの信号を受信する。超音波信号バスは、トランスデューサ要素から受信した信号を、超音波画像形成プローブ付近の容積測定領域における解剖学的構造の容積測定画像に対応する画像信号にするよう合成する。そしてこの容積測定画像は、ディスプレイに示される。画像形成プローブにおけるトランスデューサ要素は、1行若しくは1グループの行又は1列若しくは1グループの列から次のものへと段階的な態様でスキャンされるのが好ましい。画像形成プローブはまた、トランスデューサ要素のそれぞれのサブアレイに結合される複数のサブアレイビームフォーマを含むのが好ましい。サブアレイビームフォーマの各々は、超音波画像形成バスから受信された送信信号に応じてそれぞれのサブアレイにおけるトランスデューサ要素に送信信号を供給するよう動作する。サブアレイビームフォーマの各々はまた、発散ビームが近距離場において広範な視野をスキャンすることになるよう当該アレイの表面に対して非直交方向にビームを方向制御するよう動作する。そして、これらサブアレイの各々からの処理後の信号は、通信リンクを介して超音波画像形成バスに結合される複合受信信号となるよう合成される。

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の一例による超音波画像形成システム10は、図1に示される。このシステム10は、システム10の電子回路の殆どを含むシャシ12を含む。シャシ12は、カート14に取り付けられ、ディスプレイ16は、シャシ12に取り付けられる。画像形成プロー

50

ブ 20 は、ケーブル 22 を介してシャシ 12 上の 3 つのコネクタ 26 のうちの 1 つに接続される。以下で詳細に説明するように、プローブ 20 は、比較的少ない数のトランスデューサ要素を用いるものの近距離場において大きな視野を提供することができる 2 次元超音波画像形成アレイを含む。比較的少ない数のトランスデューサ要素の使用及び後述する他の技術により、ケーブル 22 は、ケーブル 22 が画像形成プローブ 20 を容易に操作する機能を制限しないような比較的薄いものとする事ができる。但し、ケーブル 22 以外の手段により信号が結合される場合でもシャシ 12 にプローブ 20 から結合されなければならない信号の数を大きく減らすという利点がある。例えば、無線ラジオ又は赤外線によりプローブ 20 からシャシ 12 へ信号が結合される場合、信号数の減少により、必要な無線チャンネルの数及び / 又は無線帯域幅が減る。

10

#### 【 0013 】

図 1 をさらに参照すると、シャシ 12 は、ソノグラフ装置が超音波システム 10 を動作させ患者又は行われている検査のタイプに関する情報を入力することを可能にするための、参照数字 28 により包括的に示されるキーボード及びコントローラを含む。制御パネル 28 の後部には、システム 10 の動作を制御する際にキーボード及びコントローラ 28 を補助するためにプログラマブルソフトキーが表示されるタッチスクリーンディスプレイ 18 がある。

#### 【 0014 】

動作において、画像形成プローブ 20 は、患者（図示せず）の皮膚にあてがって位置付けられ当該皮膚の下の容積測定領域における血液又は組織の画像を得るために固定されたままとされる。近距離場における画像形成プローブ 20 の大きな視野は、システム 20 を、容積測定画像形成が前は実用的ではなかった産科学のような特定の分野に対して特に有用なものとする。容積測定画像は、ディスプレイ 16 に示され、これを 2 つのアクセサリ棚 30 のうちの 1 つに設置されたレコーダ（図示せず）により記録することができる。システム 10 は、テキスト及び画像を含むレポートを記録又は印刷してもよい。画像に対応するデータも、インターネット又はローカルエリアネットワークのような適切なデータリンクを通じてダウンロードされうる。ディスプレイに容積測定画像を示すために 2 次元プローブ 20 を用いることに加えて、超音波画像形成システムは、プローブ 20 を用いて他のタイプの画像を提供してもよく、他のタイプの画像を提供するために他のタイプのプローブ（図示せず）を受け入れてもよい。

20

30

#### 【 0015 】

図 2 には、超音波画像形成システム 10 の電氣的構成部が示されている。上述したように、超音波画像形成プローブ 20 は、コネクタ 26 のうちの 1 つにケーブル 22 により結合され、これらコネクタは、従来のデザインの超音波信号バス 40 に接続される。当業界においては良く知られているように、超音波信号バス 40 は、プローブ 20 に電気信号を結合する送信器（図示せず）と、超音波エコーに対応してプローブ 20 から電気信号を受信する取込ユニット（図示せず）と、特定の深さからの戻りの絶縁又は血管を通じて流れる血液からの戻りの絶縁のような様々な機能を行うよう取込ユニットからの信号を処理する信号処理ユニット（図示せず）と、信号処理ユニットからの信号をディスプレイ 16 による使用に適したものとするように変換するスキャンコンバータ（図示せず）とを含む。この例における処理ユニットは、様々な B モード及びスペクトルドップラ容積測定画像を含むドップラ容積測定画像の生成のために B モード（構造）及びドップラ信号の双方を処理することができる。超音波信号バス 40 はまた、上述したユニットの動作を制御するために処理ユニット 50 とのインターフェースをとる制御モジュール 44 を含む。超音波信号バス 40 は、上述したものに加えて構成部を含むことができることは勿論であり、また、適切な例においては上述した構成部のうちの幾つかを省略することもできる。

40

#### 【 0016 】

処理ユニット 50 は、幾つか挙げると、中央処理ユニット（「CPU」）54、ランダムアクセスメモリ（「RAM」）56 及び読出専用メモリ（「ROM」）58 を含む多数の構成部を含む。当業界において良く知られているように、ROM 58 は、CPU 54 に

50

より実行される命令のプログラムの他、CUP54による使用のための初期データを記憶する。RAM56は、CPU54による使用のためのデータ及び命令の一時的記憶をなす。処理ユニット50は、システム10により得られる超音波画像に対応するデータのようなデータの永続的記憶のためのディスクドライブ60のような大容量記憶装置とのインターフェースをとる。但し、このような画像データは、超音波信号バス40と処理ユニット50との間に延びる信号バス66に結合される画像記憶装置64に初期段階で記憶される。ディスクドライブ60はまた、呼び出しを受け様々な超音波検査を経ようソノグラフ装置を導くよう始動させられることのできるプロトコルを記憶するのが好ましい。

#### 【0017】

処理ユニット50はまた、キーボード及びコントローラ28とインターフェースをとる。キーボード及びコントローラ28はまた、超音波システム10が検査の終わりに自動発生レポートを生成するようにソノグラフ装置により操作されてもよい。処理ユニット50は、テキスト及び1つ又は複数の画像を含むレポートを印刷するレポートプリンタ80とインターフェースをとるのが好ましい。プリンタ80により提供されるレポートのタイプは、特定プロトコルの実行により行われた超音波検査のタイプによる。最後に、上述したように、画像に対応するデータは、ネットワーク74又はモデム76のような適切なデータリンクを通じて臨床情報システム70又は他の装置にダウンロードすることができる。

#### 【0018】

図3には、システム10に用いられる超音波画像形成プローブ20の一例が示される。勿論、プローブ20は、システム10以外のシステムにも用いてもよい。画像形成プローブ20は、方位角「A」及び仰角「E」の視野においても平面図においても矩形な基部100を含む。基部100は、一般的に、トランスデューサアレイの後部から発する反響を減衰するための音響基材を含むことになる。基部100上に位置付けられているのは、平面図において、また仰角方向に沿って見たときに矩形である一方、方位角方向に沿って見たときには湾曲しているアレイ部104である。アレイ部104は、仰角方向において外側に湾曲又は弓なりになり、方位角方向では平坦なアレイ面108を有する。参照数字110により包括的に示される複数のトランスデューサ要素は、アレイ面108上に配置されている。トランスデューサ要素110は、方位角方向に延びる行及び仰角方向に延びる列に当該アレイ面上に配置される。

#### 【0019】

プローブ20は、湾曲したマトリクスアレイ製造技術を用いて構成可能である。例えば、1つの例は、フリップチップアレイ構成において間引きし傾斜させ湾曲させる用途特定の集積回路を共に含む。他の例は、柔軟性のある補間器にトランスデューサ要素のアレイを組み付けその後に当該補間器を埋設された相互接続部により湾曲基部ブロックに取り付けることである。米国特許第6,043,590(Gilmore)に知られたもののような他の技術を用いてもよい。

#### 【0020】

次に、図4を参照して、超音波画像形成プローブ20の動作及びその音響パターンを説明する。動作において、同じ方位角の位置におけるトランスデューサ要素110の1つ又は複数の列は、最初に、超音波信号を送信し超音波エコーを受信することによりスキャンされる。例えば、端部列112におけるトランスデューサ要素110の全てが最初にスキャン可能である。或いは、端部列112におけるトランスデューサ要素110と列112に隣接したN個の列におけるトランスデューサ要素110が最初にスキャンされる。そしてスキャンは、段階的な態様で方位角方向に、仰角方向に延びる1つの列又は1組の列における要素110から次の列又は次の組の列へと進む。以下により詳しく説明するように、遅延ユニット(図4には示されない)は、選択された方向及び選択された深さで仰角及び/又は方位角において送信され受信される超音波を焦点合わせするようトランスデューサ要素110の各々に対して結合される電氣的信号を遅延するように用いられる。画像形成プローブ20の一例において、これら遅延ユニットは、送信され受信される超音波のビームを方向制御するために用いられない。その代わりに、方位角方向におけるスキャンは、

10

20

30

40

50

専ら、列毎に1列又は1組の列をステップ進行させることにより進む。プローブ20の他の例において、仰角方向におけるスキャンは、列毎にステップ進行することにより進むが、遅延ユニットは、送信され受信される超音波が仰角方向にプローブ20から延びるように画像面108の端部において方向制御される。図4に示される音響パターン120は、この例を用いてプローブ20により作られる。プローブ20のまたさらに他の例において、遅延ユニットは、送信され受信される超音波を方位角方向及び仰角方向に方向制御するように用いられる。この態様で超音波を方向制御することにより、方位角方向及び仰角方向の双方において視野を拡大させることになり、これは産科学の画像形成において重要である。かかる方向制御は、画像形成システム10が、当業界においては良く知られているようなスペックルのアーチファクトを減少するよう空間合成をなすことを許容することができる。他の例を用いてもよい。

10

#### 【0021】

方位角方向における列から列へのスキャンからのステップ進行の代替として、仰角方向における行から行へのステップ進行によりスキャンを遂行させることができる。この方策を用いて、同じ仰角位置におけるトランスデューサ110の1つ又は複数の行は、超音波信号を送信し超音波エコーを受信することにより最初にスキャンされる。例えば、端部行122におけるトランスデューサ要素110の全てを最初にスキャン可能である。或いは、端部行122におけるトランスデューサ要素110及び行122に隣接したN行におけるトランスデューサ要素110が最初にスキャンされる。そして、スキャンは、段階的な態様で仰角方向において1つの行から次の行へと進む。前例のように、アレイトランスデューサによりスキャンされる視野を拡大させるために、仰角、方位角又はこれら双方におけるアレイのエッジにおいて軸外れ（アレイ面とは非直交）となる角度でビームを方向制御することができる。

20

#### 【0022】

方位角方向におけるトランスデューサ要素110の数は、近距離において所望される解像度及び所望視野のサイズによるものとなる。かなり多数のトランスデューサ要素110は、産科学の画像形成のような特定の用途のための適切な視野を提供することが求められる場合がある。但し、仰角方向においては、比較的少数のトランスデューサ要素110しか必要とされない。これは、仰角方向におけるアレイ面120の湾曲により、トランスデューサ要素110がその方向において円弧において異なる角度増加で面するようにさせられるからである。結果として、図4に示される音響パターン120は、仰角方向における比較的少数のトランスデューサ要素の使用にもかかわらず仰角方向において長い距離にわたり延びるものでもある。したがって、結果として得られる音響パターン120は、同数のトランスデューサ要素を有する従来の平坦な2次元アレイに対して非常に大きなオーバーチャを有する。必要に応じて、仰角方向における視野のサイズを大きくするよう、送信され受信される超音波を仰角方向において軸外れになるよう遅延要素を方向制御するように用いることができる。

30

#### 【0023】

図5には、超音波画像形成プローブ20の電氣的構成部が概略的に描かれている。プローブ20は、トランスデューサ要素110だけでなくサブアレイビームフォーマ130も含んでいる。サブアレイビームフォーマ130は、トランスデューサ要素110のサブアレイについてビーム形成動作を行う。ビーム形成動作は、受信した信号を遅延させその後その遅延した信号を複合信号に合成することによりそれぞれのサブアレイビームフォーマ130においてトランスデューサ要素110から受信した信号に対して行われる。システム10における超音波信号パス（図2）は、その後、サブアレイビームフォーマ130の各々から受信される複合信号からさらにビーム形成を行う。結果として、プローブ20からシャシ12（図1）へ結合されなければならない信号の数、したがってケーブル22の厚さは、仰角方向に及ぶようプローブ20において比較的少ない数のトランスデューサ要素110を用いることにより既に達成されている減少からさらに減少される。

40

#### 【0024】

50

図 5 に示される超音波画像形成プローブ 20 は、トランスデューサ要素のサブアレイ毎にそれぞれのサブアレイビームフォーマ 130 を用いるが、画像形成プローブ 20 の他の例においては、対応するサブアレイビームフォーマ 130 は、同時にアクティブとなるサブアレイの各々についてのみ設けられる。各サブアレイにおけるアクティブなトランスデューサ要素 110 は、その後サブアレイビームフォーマの対応するものと多重化されることが可能である。各サブアレイビームフォーマ 130 を複数のサブアレイとインターフェースをとらせることにより、マルチプレクサ及びマルチプレクサ制御回路を追加することを犠牲にしても、サブアレイビームフォーマ 130 の数を減らすことができる。

#### 【0025】

図 6 には、サブアレイビームフォーマ 130 の 1 つが詳しく示されている。ビームフォーマ 130 の各々は、仰角方向に延びる M 個のトランスデューサ要素と方位角方向に延びる N 個のトランスデューサ要素とを含むトランスデューサ要素 110 のサブアレイ 132 を補助する。超音波信号パス 40 は、送信超音波をプローブ 20 へ送信し、これが前述した送信遅延ユニット 150 により受信される。超音波信号パスは、遅延情報をサブアレイビームフォーマへ送るようにしてもよい。送信遅延ユニット 150 は、要素 110 により送信された超音波を選択された深さに焦点合わせし、オプションとして方位角方向及び仰角方向のいずれか又は双方において当該送信超音波を方向制御するようそれぞれの遅延値だけ送信波形を遅延する。結果として得られる遅延された信号は、パス 152 を介してマルチチャンネル送信増幅器 154 に結合される。これら遅延された信号は、増幅器 154 によりブーストされ、パス 156 を介してそれぞれのトランスデューサ要素 110 に供給される。

#### 【0026】

それぞれのトランスデューサ要素により受信される音響エコーに対応する電子信号は、その後、マルチチャンネル受信増幅器 164 にパス 160 を介して結合される。比較的低レベルの信号の振幅は、受信増幅器 164 により増加させられ、パス 168 を介してこれも前述した受信遅延ユニット 170 に供給される。受信遅延ユニット 170 の 1 つは、対応のトランスデューサ要素 110 から受信される信号毎に設けられる。受信遅延ユニット 170 は、増幅された受信信号を遅らせて当該受信超音波を選択した深さに焦点合わせする。受信遅延ユニット 170 は、方位角方向及び仰角方向のいずれか又は双方において受信超音波を方向制御するようにしてもよい。遅延された受信信号はパス 174 を介して加算回路 176 に結合され、当該回路は、受信遅延ユニット 170 からの信号を合計し、トランスデューサ要素のサブアレイから 1 つの複合信号を生成する。瞬時複合信号は、選択された深さ及び位置から受信される超音波を示すものである。選択される位置は、サブアレイ 132 の中心の下とすることができ、或いは、受信遅延ユニットが方位角又は仰角の方向制御を行う場合は、選択された位置をサブアレイ 132 の中心の下からのオフセットにすることができる。

#### 【0027】

以上、本発明を開示の例に基づいて説明したが、当業者であれば、本発明の主旨及び範囲を逸脱することなく形態及び詳細において変更をなすことができることが分かる筈である。例えば、超音波画像形成プローブ 20 の方向についての関係を方位角及び仰角方向について説明したが、これらの割り当ては或る意味任意なものであることが分かる筈である。プローブ 20 は、例えば、仰角方向において平坦であり方位角方向においては外側に湾曲したものと考えられる。また、トランスデューサ要素 110 は、方位角方向に延びる行と仰角方向に延びる列とに配列されるものとして説明したが、この説明は任意であり、当該行及び列は、それぞれ仰角方向及び方位角方向に配列されると考えられる。このような変形は、通常の当業者のスキルの内十分なものである。したがって、本発明は、添付の請求項によるものを除いて限定されない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0028】

【図 1】本発明の一例による超音波画像形成システムの等角図。

【図2】図1の超音波画像形成システムに用いられる電気的構成部のブロック図。

【図3】図1及び図2の画像形成システムに用いられることの可能な本発明の一例による超音波画像形成プローブの等角図。

【図4】図3の超音波画像形成プローブのその音響信号パターンを示す等角図。

【図5】図3の超音波画像形成プローブに用いられる電気的構成部の一例の概略図。

【図6】本発明の一例による図4の超音波画像形成プローブに用いられるサブアレイビームフォーマのうちの1つのブロック図。

【図1】

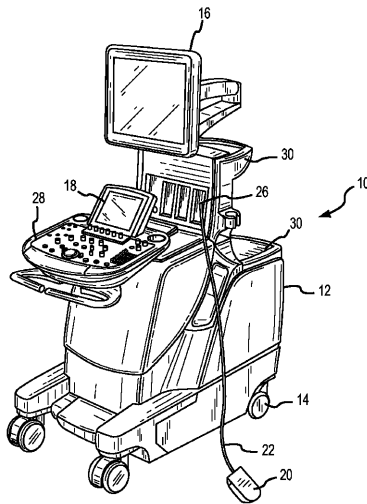
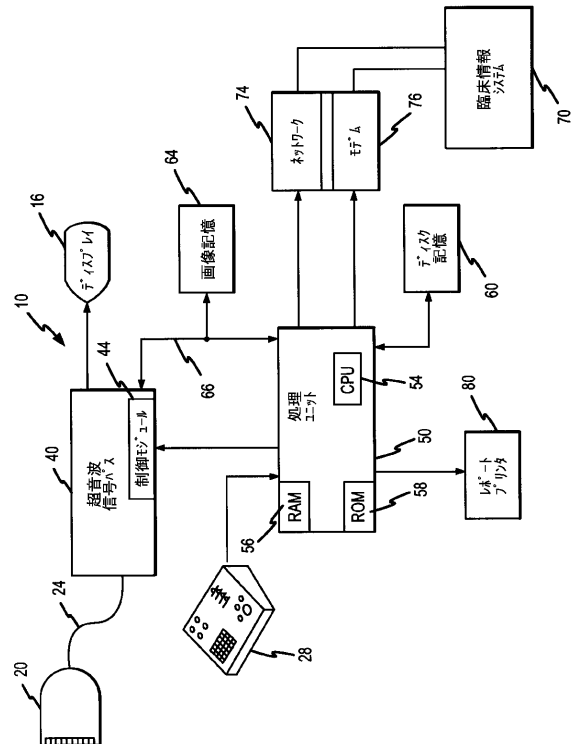


FIGURE 1

【図2】



【 図 3 】

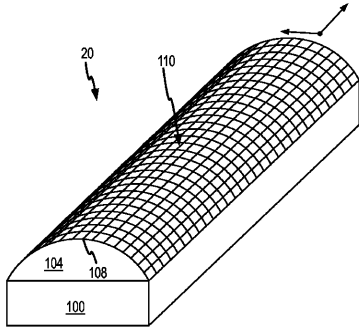


FIGURE 3

【 図 4 】

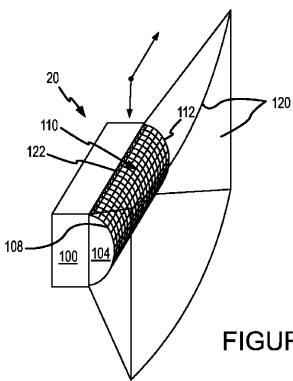


FIGURE 4

【 図 5 】

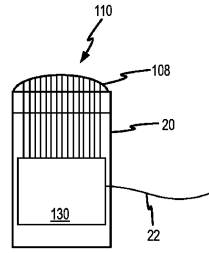


FIGURE 5

【 図 6 】

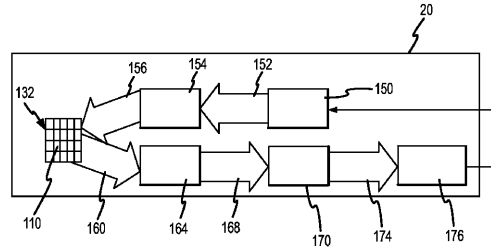


FIGURE 6

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2006/052537

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G01S15/89 B06B1/06		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S B06B		
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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 214 909 A (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 19 June 2002 (2002-06-19) abstract; figures 1,5-10 paragraphs [0013] - [0019] paragraphs [0034], [0041] - [0064] paragraphs [0073] - [0077]	1-21
X	US 6 102 860 A (MOONEY MATTHEW [US]) 15 August 2000 (2000-08-15) abstract; figures 1-8 column 1, line 11 - column 3, line 8 column 3, line 36 - column 8, line 2 ----- -/--	1-18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> 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 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. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 25 January 2007		Date of mailing of the international search report 31/01/2007
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 Zaneboni, Thomas

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2006/052537
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 060 651 A (KONDO TOSHIO [JP] ET AL) 29 October 1991 (1991-10-29) abstract; figures 1,8-17 column 1, line 5 - column 4, line 29 column 5, line 23 - column 6, line 17 column 8, line 3 - column 11, line 44	1-21
Y	US 5 229 933 A (LARSON III JOHN D [US]) 20 July 1993 (1993-07-20) abstract; figures 1-5 column 3, line 12 - column 4, line 45 column 4, line 63 - column 10, line 32	1-21
X	US 2003/216645 A1 (YAO LIN XIN [US] ET AL) 20 November 2003 (2003-11-20) abstract; figures 1-6 paragraphs [0006] - [0009] paragraphs [0018] - [0038]	9,15,18
X	WO 03/003045 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 9 January 2003 (2003-01-09) abstract; figures 1-6,10-12 page 4, lines 9-29 page 10, line 17 - page 16, line 16	9,15,18

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/052537

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1214909	A	19-06-2002	WO 0121072 A1 US 6736779 B1	29-03-2001 18-05-2004
US 6102860	A	15-08-2000	NONE	
US 5060651	A	29-10-1991	JP 2789234 B2 JP 3118048 A	20-08-1998 20-05-1991
US 5229933	A	20-07-1993	DE 69020505 D1 DE 69020505 T2 EP 0430450 A2 JP 3181877 A	03-08-1995 09-05-1996 05-06-1991 07-08-1991
US 2003216645	A1	20-11-2003	NONE	
WO 03003045	A2	09-01-2003	CN 1636150 A EP 1504289 A2 JP 2005508667 T US 2006119223 A1 US 2003011285 A1	06-07-2005 09-02-2005 07-04-2005 08-06-2006 16-01-2003

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

(72)発明者 デヴィッドセン リチャード

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポゼル ピーオー ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB08 DD09 GB09 GB20 GB21 GD03 GD04 GD12

HH31 JB08 JC25

5D019 EE02

专利名称(译)	弯曲的二维阵列超声换能器和用于体积成像的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009502400A</a>	公开(公告)日	2009-01-29
申请号	JP2008524639	申请日	2006-07-24
[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	デヴィッドセンリチャード		
发明人	デヴィッドセン リチャード		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	G10K11/341 A61B8/483 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8927 G01S15/8929		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/DD09 4C601/GB09 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GD03 4C601/GD04 4C601/GD12 4C601/HH31 4C601/JB08 4C601/JC25 5D019/EE02		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/706208 2005-08-05 US		
其他公开文献	JP5137832B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声成像系统包括成像探头，该成像探头具有换能器元件阵列，该换能器元件阵列是平坦的并且在方位方向上相对细长并且在仰角方向上向外弯曲。结果，当以逐步方式扫描换能器元件时，探头的声学模式在仰角方向上发散。因此，尽管使用相对较少的换能器元件，探头在近场中提供了大视场。探针还包括子阵列波束形成器，以延迟从各个子阵列中的换能器元件发送和接收的信号。所接收的信号耦合到成像系统，该成像系统包括将接收的信号处理成对应于体积图像的信号的信号路径。然后，耦合到信号路径的显示器可以在与换能器元件阵列相邻的体积区域中显示解剖特征的体积图像。

