

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-169123

(P2005-169123A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 31 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-357027 (P2004-357027)
(22) 出願日 平成16年12月9日(2004.12.9)
(31) 優先権主張番号 528797
(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
Koninklijke Philips
Electronics N. V.
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
Groenewoudseweg 1, 5
621 BA Eindhoven, T
he 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

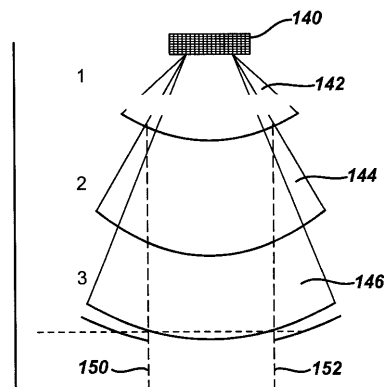
(54) 【発明の名称】 2次元配列変換器を用いた容積超音波結像システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 解剖学的構造を鮮明に示し、幾何学的な歪を生じさせず結像することの可能な容積結像システムおよび方法であって、深さ範囲全体にわたり実質的に一定の幅を有する画像を形成することの可能な容積結像システムおよび方法を提供する。

【解決手段】 容積超音波画像は2次元配列変換器を用いて形成される。変換器は仰角方向に発散し、方位方向に走査する複数のビームを形成する。ある実施例においては、仰角方向において相互に隣接して設けられた3つのビームにおける超音波エコーが各平面に投射される。容積画像は3つの全てのビームの投射面を結合して得られる。変換器によって走査される領域は、3つのビームに分割され、変換器から同じ距離だけ離れたエコーは、変換器の下で実質的に同じ深さとなる。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項1】

容積超音波画像を形成する方法であって：

2次元配列変換器により、仰角方向に発散する複数のビームを用いて方位方向に目的領域を走査するステップであって、前記ビームは前記仰角方向に相互に隣接して設けられるステップ；

各ビームの超音波反射を投射面に投射するステップであって、前記反射は前記変換器からの距離の範囲において得られ、前記変換器からの対応する距離で前記投射面に投射されるステップ；および

各ビームの前記投射面上の前記投射を結合して共通の投射面に前記容積超音波画像を形成するステップ；
を有する方法。 10

【請求項2】

2次元配列変換器により、仰角方向に発散する複数のビームを用いて方位方向に目的領域を走査する前記ステップは、前記方位方向に揃えられた複数の配列素子の各々を用いて、前記方位方向に広がる目的領域の連続するサブ領域を連続的に走査するステップを有することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】

2次元配列変換器により、方位方向に目的領域を走査する前記ステップは、前記方位方向に揃えられた複数の配列素子の各々を用いて、前記目的領域内の前記方位方向に広がる連続するサブ領域を連続的に走査するステップを有することを特徴とする請求項1に記載の方法。 20

【請求項4】

2次元配列変換器により、方位方向に目的領域を走査する前記ステップは、位相配列方式の複数の配列素子を用いて、前記方位方向に広がる角度範囲内で前記ビームの各々を操舵するステップを有することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項5】

2次元配列変換器により、仰角方向に発散する複数のビームを用いて方位方向に目的領域を走査する前記ステップは、2つのサイドビーム間に設けられた中心ビームを用いるステップを有することを特徴とする請求項1に記載の方法。 30

【請求項6】

前記ビームの各々は複数の走査深さの範囲を、前記走査深さの範囲とは反対の順番の各発散角度を用いて走査し、前記ビームの各々が走査深さの最浅の範囲を走査するときには、その走査深さの最も浅い範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、前記ビームの各々が走査深さの最深の範囲を走査するときには、その走査深さの最も深い範囲を走査するビームは最小の発散角度を有することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項7】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項8】

前記2次元配列変換器を用いて前記目的領域の一部の3次元走査を行うステップ；

前記3次元走査から3次元超音波画像を形成するステップ；および

前記3次元超音波画像を前記超音波画像に重ねるステップ；

をさらに有することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項9】

容積超音波画像を形成する方法であって：

2次元配列変換器により、共通の中心軸を有する複数のビームを用いて方位方向に目的領域を走査するステップであって、前記ビームは各ビームとは異なる各発散角度内の仰角方向に発散し、前記ビームは前記ビームの発散角度の順とは反対の順番となる各走査深さの範囲を走査し、走査深さの最浅の範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、走査 50

深さの最深の範囲を走査するビームは最小の発散角度を有するステップ；

共通の投射面に各ビームにおける超音波反射を投射するステップであって、各ビームに対して得られる前記反射は前記各走査深さの範囲にあるステップ；および

前記ビームの全てに対して前記共通の投射面に投射された前記超音波反射から前記容積超音波画像を形成するステップ；

を有する方法。

【請求項10】

前記ビームは全て、各走査深さの範囲内の最大深さでの前記仰角方向において実質的に同じ寸法を有することを特徴とする請求項9に記載の方法。

【請求項11】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項9に記載の方法。

10

【請求項12】

前記2次元配列変換器を用いて、前記目的領域の一部の3次元走査を行うステップ；

前記3次元走査から3次元超音波画像を形成するステップ； および

前記3次元超音波画像を前記容積超音波画像に重ねるステップ；

をさらに有することを特徴とする請求項9に記載の方法。

【請求項13】

容積超音波画像を形成する方法であって：

2次元配列変換器により、仰角方向に発散する複数のビームを用いて方位方向に目的領域を走査するステップであって、前記ビームは、前記走査深さの範囲とは逆の順番の各発散角度を用いて複数の走査深さの範囲を走査し、前記ビームが走査深さの最浅の範囲を走査するときには、その走査深さの最も浅い範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、前記ビームが走査深さの最深の範囲を走査するときには、その走査深さの最も深い範囲を走査するビームは最小の発散角度を有するステップ；

20

各走査深さの範囲での超音波反射を投射面に投射するステップ；および

前記投射面に投射された前記超音波反射から容積超音波画像を形成するステップ；

を有する方法。

【請求項14】

前記ビームは各前記走査深さの範囲内の最大深さでの前記仰角方向において実質的に同じ寸法を有することを特徴とする請求項13に記載の方法。

30

【請求項15】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項13に記載の方法。

【請求項16】

前記2次元配列変換器を用いて前記目的領域の一部の3次元走査を行うステップ；

前記3次元走査から3次元超音波画像を形成するステップ；および

前記3次元超音波画像を前記容積超音波画像に重ねるステップ；

をさらに有することを特徴とする請求項13に記載の方法。

【請求項17】

40

容積超音波画像を形成する方法であって：

2次元配列変換器により、1組のビームを用いて目的領域を走査するステップであって、第1の前記ビームは第1の方向に発散し、前記第1の方向と垂直な第2の方向にある前記目的領域の走査に用いられ、第2の前記ビームは第3の方向に発散し、前記第3の方向と垂直な第4の方向にある前記目的領域の走査に用いられるステップ；

前記第1のビームにおける超音波反射を前記第1の方向と垂直な投射面に投射するステップ；

前記第2のビームにおける超音波反射を前記第3の方向と垂直な投射面に投射するステップ；および

前記第1および第2の投射面から前記容積超音波画像を形成するステップ；

50

を有する方法。

【請求項 18】

前記第2の方向は前記第3の方向と平行であり、前記第1および第2の投射面は相互に平行であることを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項 19】

前記第2の方向は前記第3の方向と垂直であり、前記第1および第2の投射面は相互に直角に交差することを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項 20】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項17に記載の方法。

10

【請求項 21】

超音波診断の結像システムであって：

2次元配列変換器；

前記2次元配列変換器に結合されたビーム形成器であって、受信された超音波エコー信号からビームを形成するビーム形成器；

前記2次元配列変換器に結合された制御器であって、前記2次元配列変換器を制御して、仰角方向に発散する複数のビームを用いて目的領域を方位方向に走査し、前記ビームは前記仰角方向に相互に隣接して設けられるところの制御器；

ビーム形成された前記超音波エコー信号を処理して、各投射面に各ビームによって走査された超音波エコーを投射するプロセッサ；および

20

前記プロセッサに結合された表示サブシステムであって、各ビームに対する前記投射面上の前記投射を結合することによって、共通の投射面に容積超音波画像を形成する表示サブシステム；

を有する結像システム。

【請求項 22】

前記制御器は前記2次元配列変換器を制御して、前記方位方向に揃えられた前記2次元配列変換器にある各複数の配列素子を用いて方位方向に目的領域を走査し、前記方位方向に広がる目的領域の連続するサブ領域を連続的に走査することを特徴とする請求項21に記載の結像システム。

【請求項 23】

前記制御器は前記2次元配列変換器を制御して、位相配列方式の前記2次元配列変換器にある複数の配列素子を用いて方位方向に目的領域を走査し、前記方位方向に広がる角度の範囲内で前記ビームの各々を操舵することを特徴とする請求項21に記載の結像システム。

30

【請求項 24】

前記制御器は前記2次元配列変換器を制御し、前記ビームの各々は前記走査深さの範囲とは反対の順番の各発散角度を用いて複数の走査深さの範囲を走査し、前記ビームの各々が走査深さの最浅の範囲を走査するときには、その走査深さの最浅の範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、前記ビームの各々が走査深さの最深の範囲を走査するときには、その走査深さの最深の範囲を走査するビームは最小の発散角度を有することを特徴とする請求項21に記載の結像システム。

40

【請求項 25】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項21に記載の結像システム。

【請求項 26】

超音波診断の結像システムであって：

2次元配列変換器；

前記2次元配列変換器に結合されたビーム形成器であって、受信された超音波エコー信号からビームを形成するビーム形成器；

前記2次元配列変換器に結合された制御器であって、前記2次元配列変換器を制御して共通の中心軸を有する複数のビームを用いて目的領域を方位方向に走査し、前記ビームは各

50

ビームとは異なる各発散角度で仰角方向に発散し、前記制御器は前記ビームを用いて、前記ビームの発散角度の順番とは反対の順番となる各走査深さの範囲を走査し、走査深さの最浅範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、走査深さの最深の範囲を走査するビームは最小の発散角度を有するところの制御器；

ビーム形成された前記超音波エコー信号を処理して、各ビームによって走査された超音波エコーを共通の投射面に投射するプロセッサであって、前記超音波エコーは各走査深さの範囲にある各ビームによって走査されるプロセッサ；および

前記プロセッサに結合された表示サブシステムであって、前記ビームの全てに対し前記投射面に投射された前記超音波エコーから容積超音波画像を形成する表示サブシステム；を有する結像システム。

10

【請求項 27】

前記制御器は前記2次元配列変換器を制御し、前記ビームの全ては、各走査深さの範囲における最大深さでの仰角方向において実質的に同じ寸法を有することを特徴とする請求項26に記載の結像システム。

【請求項 28】

前記容積超音波画像はリアルタイムで形成されることを特徴とする請求項26に記載の結像システム。

【請求項 29】

超音波診断の結像システムであって：

2次元配列変換器；

20

前記2次元配列変換器に結合されたビーム形成器であって、受信された超音波エコー信号からビームを形成するビーム形成器；

前記2次元配列変換器に結合された制御器であって、前記2次元配列変換器を制御して1組のビームを用いて目的領域を方位方向に走査し、第1の前記ビームは第1の方向に発散し、前記第1の方向と垂直な第2の方向における前記目的領域の走査に用いられ、第2の前記ビームは第3の方向に発散し、前記第3の方向と垂直な第4の方向における前記目的領域の走査に用いられるところの制御器；

ビーム形成された前記超音波エコー信号を処理して、前記第1のビームによって走査された超音波エコーを前記第1の方向と垂直な投射面に投射し、前記第2のビームによって走査された超音波エコーを前記第3の方向と垂直な投射面に投射するプロセッサ；および

30

前記プロセッサに結合された表示サブシステムであって、前記第1および第2の投射面から容積超音波画像を形成する表示サブシステム；を有する結像システム。

【請求項 30】

前記第2の方向は前記第3の方向と平行であり、前記第1および第2の投射面は相互に平行であることを特徴とする請求項29に記載の結像システム。

【請求項 31】

前記第2の方向は前記第3の方向と垂直であり、前記第1および第2の投射面は相互に直角に交差することを特徴とする請求項29に記載の結像システム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波結像システムに関し、特に複数の扇状ビームにより走査する2次元変換器を用いて容積結像を行うシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

多くの非観血的診断結像法では人体内の臓器または血管の断面像を形成することができる。そのようなリアルタイムでの非観血的な結像に適した結像様式は超音波を利用するものである。超音波診断結像システムは心臓、成長している胎児、内腹部臓器および他の解剖学的構造の検査のため、心臓内科医、産科医、レントゲン技師および他の人によっ

50

て広く用いられている。これらのシステムは体内に超音波エネルギー波を送り、波の衝突により組織界面から反射される超音波エコーを受信することによって作動し、受信エコーを超音波を介して人体の一部の構造的描写に変換する。

【0003】

従来の超音波結像においては、内部組織や血管などの目的対象は平面超音波ビームまたはスライスを用いて走査され、これらのビームおよびスライスをできる限り薄くして、クラッターを最小にすることで、そのような対象について得られる解像度を良好な状態にする。リニア配列変換器は通常、薄いスライスでの走査を行うために用いられ、仰角方向において送信され受信された超音波を極めて狭小に焦点化し、送信され受信された超音波を方位方向における角度の範囲内で操舵する。このように作動するリニア配列変換器は、Bモード結像の変換器の面に垂直な平面、またはCモード結像の変換器の面に平行な平面を通る断面を通る2次元画像を提供することができる。

10

【0004】

Bモード像およびCモード像は2次元像ではあるが、物理的にリニア配列を動かすことにより、または2次元配列変換器を用いることにより3次元超音波像を形成することも可能であり、その場合、送信され受信された超音波を2つの直交軸に対して操舵する。従来より2次元Bモード像またはCモード像は、本質的にリアルタイム結像の可能な、十分な速度（すなわち少なくとも単位秒あたり約30フレーム）で発生させることができるが、現時点では一般にリアルタイム結像が可能な程の速度で3次元超音波像を発生させることは可能ではない。3次元リアルタイム結像には2つの主要な課題がある。第1に十分に短い時間内に容積からのエコーを取得してリアルタイム画像フレーム速度を維持し、第2にこれらのエコーから得られた容積データを抑制して、十分な速度の適切な2次元画像形式にして、リアルタイム表示を提供する必要がある。

20

【0005】

3次元容積における解剖学的構造についての情報を提供する超音波画像を形成するために開発された1つの技術は、容積結像技術であって、米国特許第5305756号に示されており、ここではこれを参照する。容積結像は通常、リアルタイム結像が十分に可能な速度で行われる。図1によれば、容積結像はリニア配列素子12を有する変換器10を用いて行われる。

【0006】

送信され受信された超音波は方位方向AZに集束される。しかしながら、素子12の表面に置かれたレンズまたは素子12の表面の幾何学的形状自身によって超音波は仰角方向ELに発散し、まとめて14に示される一連の扇状ビームを生じる。変換器10はリニア配列形式で走査され、それにより超音波は各配列素子12から連続的に送信され受信され、連続した扇状ビーム14を形成する。ビーム14は変換器10の縦方向表面と直交しており、容積領域を走査する。走査される容積領域の中央部には、各扇状のビーム14を2等分する投影面18がある。投影面18は変換器10で形成される超音波画像によって空間的に描写され、通常は方位方向における変換器10の面の法線である。変換器10は全容積領域内の各範囲で全てのエコーを音響的に統合するため、得られる超音波画像は完全な3次元容積領域についての情報を有する。次にこれらのエコーは投影面18に投射され、あるいは減衰される。扇状のビーム14は仰角方向に放射状に発散するため、各一定範囲の軌跡は一定範囲の軌跡20によって示されるような放射状の線となる。一定範囲の軌跡20に沿った各エコーは、軌跡20と投影面18の交点である点22に投射される。この投射は容積領域16全体の各範囲および方位位置で生じるため、投影面18の画像は全容積の2次元投射を表すこととなる。その結果得られる画像は、従来のX線結像技術を用いて得られる容積の2次元投射に等しい。

30

40

【0007】

容積画像は図1のように、本質的にリアルタイムで得ることができる。各ビーム14によって走査される全容積領域内の各範囲での全てのエコーは、投影面18の単一の点として処理されるからである。その結果、必要な処理電力は比較的わずかで済み、特に3次元超音波結像に比べて少なくなる。

50

【0008】

図1に示すように変換器10がリニア配列形式で走査され、一連の扇状のビームを形成するようにする代わりに、配列素子12への超音波信号およびそこから超音波信号を適切に送信し受信するように変換器10を用いても良い。位相配列として配列素子を作動することにより、変換器10を電子的に操舵し、図2に示すように超音波を集束させる。従って超音波は仰角方向および方位方向に発散する扇状のビーム30内で送信され受信される。ビーム30の電子操舵は変換器10に隣接するピラミッド状の容積領域の超音波走査を可能にする。この容積領域内からの超音波エコーは三角形の投射面36に投射され、容積画像表示に利用される。

【0009】

図3には米国特許第5305756に示されている仰角方向における扇状のビームを形成する別の技術を示す。図3に示すように、変換器40は2次元に配置された配列素子42を有する。図1および2の変換器と同様、配列素子42は方位方向に揃えられる。しかしながら各配列素子42は仰角方向においてサブダイス化され、サブ素子46a、b、cを構成する。仰角方向に揃えられたサブ素子46a、b、cは、レンズまたは素子表面の幾何学的形状に応じて扇状のビームを形成するのではなく、仰角方向に発散する一連の扇状のビーム48を電子的に発生させる。サブ素子46a、b、cは、サブ素子46a、b、cに信号が送信される時間またはサブ素子46a、b、cからの信号が受信される時間を制御して、扇状のビーム48を発生する。例えばサブ素子46bが最初に作動され、次にサブ素子46aおよび46cの同時作動が生じる。しかしながらサブ素子46a、b、cは、適切に位相化された超音波信号がサブ素子46a、b、cから送信され、サブ素子46a、b、cによって受信されるというような、位相配列として用いられるのではないことに留意する必要がある。従ってビーム48は仰角方向には操舵されない。前述の実施例を用いると、ビーム48によって走査される容積領域における超音波エコーは平面49に投射され、容積画像が形成される。

【0010】

上述の従来の容積結像技術には、3次元容積空間のリアルタイム結像を可能にするという顕著な利点があるものの、制限がないわけではない。例えば図4Aに示すように、変換器50は、方位方向で見たときには、図1乃至3に示されるように発散するビーム52を用いて走査する。変換器50が変換器50からの距離56の範囲を走査する場合、変換器50からの範囲56での全ての点は、深さ62の範囲にある一連の点として投射面60に投射される。従って変換器50からの距離が範囲56にある全ての点は、実際のその点の深さが実質的により広い範囲66全体で変化しても、投射60上では深さ62の範囲にあるように見えてしまう。その結果、図4Bに示すように仰角方向で見たとき、深さ62の範囲にある一連の点は、深さ66の範囲にあるかのように誤って投射される。逆に深さの範囲を測る解剖学的構造は、変換器50からの距離は一定であるため、単一の深さであるように見える。

【0011】

図4A、4Bで例示されている問題はビーム52の仰角方位が大きくなると助長される。そのような状況では容積画像は、解剖学的構造の真の相対配置を明確に示すことができなくなる。

【0012】

図1乃至3に示す従来の3次元容積結像技術の別の問題は、図5で説明される。図5には図1乃至3と同様に、仰角方向に発散するビーム82が送信される方位方向から見た変換器80を示す。ビーム82の発散特性は、本質的にビーム82が変換器80の底部の目的領域を走査することを意味し、ビーム82は変換器80の近傍での比較的小さな幅から、変換器80から離れた位置での比較的大きな幅まで変化する。例えばビーム82は変換器80からの距離D1では幅W1で走査され、変換器80からの距離D2では幅W2で走査される。従って結果としてられる容積画像は比較的小さくなり画像の上部では比較的小さく示され、画像の底部では比較的大きくなり実質的に多くのものが示される。ライン86、88に沿った画像の切除によって画像の幅は等しくすることができるが、それはその他の視覚的価値のある画像情報を廃棄することになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

図1乃至3に示される3次元容積結像技術を用いた場合に生じるさらに別の考えられる問題は、画像のある領域が十分に明確に示されないことである。例えば画像上は、変換器から同じ一定範囲の軌跡に沿って位置する解剖学的構造を判断することはできないため、一定範囲の軌跡の小さな箇所のみを占める構造物は、一定範囲の軌跡に位置する他の解剖学的構造のため鮮明には見えなくなる。

【特許文献1】米国特許第5305756号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 4 】

従って幾何学的な歪を生じさせず結像された解剖学的構造を鮮明に示すことの可能な容積結像システムおよび方法に対するニーズがあり、深さ範囲全体にわたり実質的に一定の幅を有する画像を形成することの可能な方法に対するニーズがある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

容積超音波画像を形成するシステムおよび方法には目的領域を走査する2次元配列変換器を利用する。本発明のある態様においては2次元配列変換器は、複数のビームを用いて目的領域を方位方向に走査し、ビームは仰角方位に発散し、仰角方位の相互に隣接する位置に置かれる。各ビームにおける超音波反射は各投射面に投射され、共通投射面への全ビームに対する投射面上の投射を結合することによって容積超音波画像が形成される。

【 0 0 1 6 】

本発明の別の態様においては2次元配列変換器は、共通の中心軸を有する複数のビームを用いて目的領域を方位方向に走査する。複数のビームは他のビームとは異なる各発散角度で仰角方向に発散する。ビームはビームの発散角度の順番とは逆の順で走査深さの各範囲を走査する。その結果、走査深さの最浅の範囲を走査するビームは最大の発散角度を有し、走査深さの最深の範囲を走査するビームは最小の発散角度を有する。各ビームにおける超音波反射は共通の投射面に投射され、容積超音波画像は全てのビームの共通投射面上に投射される超音波反射から形成される。

【 0 0 1 7 】

本発明のさらに別の態様においては2次元配列変換器は、1組のビームを用いて目的領域を方位方向に走査する。第1のビームは第1の方向に発散し、第1の方向と垂直な第2の方向に目的領域を走査するために用いられる。同様に、第2のビームは第3の方向に発散し、第3の方向と垂直な第4の方向に目的領域を走査するために用いられる。第1のビームにおける超音波反射は第1の方向と垂直な投射面に投射され、第2のビームにおける超音波反射は第3の方向と垂直な投射面に投射される。次に第1と第2の投射面から容積超音波画像は形成される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

本発明のある態様を図6Aおよび6Bを用いて説明する。図6Aおよび6Bはそれぞれ、方位方向および仰角方向から見た2次元配列変換器100を示したものである。図6Aに示すように、変換器100は発散中心ビーム102および別個の発散サイドビーム組104、106を用いて走査する。これらのビーム102、104、106各々によって走査される超音波エコーは、各投射面112、114、116上に投射される。投射面の一致する深さでの点は結合され、単一の投射面を形成し、この投射面は容積画像を形成することに用いられる。投射面114、116上の点を対応する深さで投射面112に移動することによって、投射面112は単一の投射面として用いられる。

【 0 0 1 9 】

特徴的なことはサイドビーム104、106は変換器100からの距離120の範囲まで走査することであり、これは中心ビーム102を用いて走査される距離122の範囲よりも長い。中心ビーム102の走査距離とサイドビーム104、106の走査距離の間に差異があることにより、両方

10

20

30

40

50

の変換器100の底部からの走査距離は実質的に同じ深さとなる。その結果、サイドビーム104、106および中心ビーム102は実質的に同じ深さを走査することになる。より明確には図6Aに示すように、変換器100が中心ビーム102を変換器100からの距離122の範囲に走査させる場合には、距離122の範囲にある全点は深さ126の範囲内の投射面112に投射される。深さ126は深さ128の実際の範囲よりわずかに狭い。同時に、変換器100がサイドビーム104、106を変換器100からの距離120の範囲で走査させる場合には、実際の点の位置は深さ124の範囲にあるものの、その範囲120にある全ての点はその範囲内に来るように投射面114、116に投射される。しかしながら深さ124のこの範囲は、平面114、116上に投射される点の距離の範囲と異なっている。すなわち平面114、116上に投射される点の距離この範囲は図4Aおよび4Bの従来技術に比べて実質的に短くなる。その結果、図6Bに示す仰角方向で見たとき、解剖学的構造の深さには、図4Aおよび4Bに示す従来技術を用いた場合に生じる幾何学的な歪が実質的に少なく、正確な描写がされる。中心ビーム102よりも深い距離で集束するサイドビーム104、106を用いる利点は、図6Bおよび4Bの比較により明らかであろう。

10

【0020】

図6Aおよび6Bに示される実施例では2つのサイドビーム104、106のみを用いているが、より多くのサイドビームを用いることができることは理解されよう。より多くのサイドビームを用いると幾何学的な歪をさらに抑制することができるが、画像表示に必要な処理が増大し、従ってリアルタイムの容積結像ができなくなる恐れがある。代わりに、容積結像を2つの並列発散ビーム（示されていない）を用いて行うことも可能であるが、その場合、図6Aおよび6Bに示す技術に比べて処理は少なくなるものの、より大きな幾何学的な歪が生じてしまう。通常、より広い領域を走査する場合または画像の解像度を上げる場合、より多くのビームを用いることが好ましく、特に処理電力が利用できる場合にはより多くのビームを用いることが好ましい。用いられるビームの数に関わらず、各投射面112、114、116上の点は各ビームの幅に対応した重みで単一の投射面に投射されることが好ましい。その結果各超音波エコーは、エコーを得たビーム102乃至106に関わらず、同じ重みで投射面に投射される。

20

【0021】

発散ビーム102、104、106は多様な技術を用いて2次元変換器100によって形成される。ビーム102乃至106は、各サブ配列において同時にビーム102乃至106を形成させ、または変換器100の配列素子の全てを用いて異なる時間に個々のビーム102乃至106を連続して形成させる位相配列方法で、変換器100の配列素子を作動させることにより形成される。さらに配列素子はサブ配列内に配置され、各サブ配列にはレンズまたは他の機械的な構造部が設けられ、各ビーム102乃至106をサブ配列から形成させる。

30

【0022】

本発明の別の態様の実施例は図7に示されており、この図には超音波を送信し受信する2次元配列変換器140と、各深さの範囲内を走査する複数の連続的に形成されるビーム142、144、146とが示されている。各ビーム142乃至146の発散角度は、その走査範囲の深さとは逆の関係となっている。従って比較的浅い深さを走査するビーム142の発散角度は、比較的広く、比較的深い深さを走査するビーム146の発散角度は比較的狭い。その結果、その走査深さの最も深い範囲での各ビーム142乃至146の幅は、実質的にすべてのビーム142乃至146に対して等しくなる。

40

【0023】

超音波エコーがビーム142乃至146を用いて得られてから、各ビーム142乃至146の走査範囲内のエコーを用いて容積画像は形成される。従って画像はビーム142を用いる場合は比較的浅いエコーで、ビーム144を用いる場合は中間の深さのエコーで、ビーム146を用いる場合は比較的深いエコーで形成される。結果として得られる画像は破線150、152で示される幅を網羅することができ、その幅は図5に示される切除ライン86、88によって囲まれる画像領域よりも実質的に広い。

【0024】

異なる発散角度のビーム142乃至146を形成する際には多様な技術を利用することができ

50

る。しかしながらビーム142乃至146は、変換器140の配列素子を位相配列技術を用いて制御することで形成されることが好ましい。図7に示される技術には当然、各範囲内の単一のビーム走査を用いることが可能であり、または図6Aおよび6Bの技術を用いて、各範囲内で複数のビームの走査を用いることもできる。

【0025】

本発明のさらに別の態様の実施例は図8A乃至8Dに示されている。この実施例では変換器の2次元配列素子（示されていない）は比較的狭い走査に用いられ、各範囲での全ての点は投射面の中心に投射される。例えば、図8Aに示すように、第2の容積走査ビーム152と垂直な1つの容積走査ビーム150が用いられる。結果として得られる投射154、156はそれぞれ、横方向の断面160および縦方向の断面162における血管を示す。

10

【0026】

図8Bに示すように、2つの平行な走査ビーム170、172を血管178の容積領域の各縦断面投射174、176を形成するために用いても良く、2つの平行な走査ビーム170、172は相互に平行で所定の距離だけ離れている。

【0027】

投射154、156および174、176のスケリングは図8Aおよび8Bの実施例では均一であるが、同じ容積走査ビームを用いて得られる解剖学的な構造の容積投射は、図8Cにより明確に示すように、2つの異なるスケリング段階で示されても良い。この図では単一の容積走査ビーム180は、実際のスケールに対し血管184を示す第1の投射182、および拡張した形の血管184を示す第2の投射186を発生することに用いられる。この実施例では解剖学的構造を明確に示すことができる。

20

【0028】

さらに図8Dには2つの容積走査ビーム190、192を示す。これらは相互に実質的に同じ角度で交差し、その角度では解剖学的構造194を各視点によって見る事ができる。ビーム190、192は解剖学的構造194の画像投射の組196、198の発生に用いられ、これらの画像投射は各視点によって描写され、解剖学的構造の深さ方向の特徴が視覚的に認識できる。

【0029】

図8A乃至8Dには多様な特定の幾何学的関係を有する容積走査ビームが示されているが、2次元配列変換器を用いることで、形成される走査ビームの幾何学的関係に多様な柔軟性を与えることが可能であることが理解される。さらに図8A乃至8Dでは1または2のみの容積走査ビームが用いられているが、より多くの容積走査ビームを用いて、対応するより多くの投射画像を形成することが可能であることが理解される。

30

【0030】

本発明の容積走査技術の多くの実施例についての考えられる制限は、特定の深さで高解像度を実現することができないことである。

【0031】

上述のように、同じ深さでの全ての解剖学的構造は同じ投射面に投射される。従って走査ビームの比較的小領域を占める解剖学的構造は遮蔽され、または同じ深さでの解剖学的構造によって不鮮明になってしまう。この考えられる問題を多少でも解決するため、3次元走査を用いて特定の解剖学的構造を定めることができる。そのような構造について得られる画像は容積画像に重ねることができる。本発明の多くの実施例による容積走査を行うために必要な比較的少量の処理電力は、限定された領域の3次元走査に利用される処理電力に残しておいても良く、それによる取得フレームレートの低下はあまりない。その結果、この限定された量の3次元走査でも、より広い領域の容積走査に重ねることにより、リアルタイム結像が実現できる。

40

【0032】

本発明による容積結像を行うために用いられる超音波結像システム200の1つの実施例が図9に示されている。結像システムはプローブ210を有し、このプローブは変換素子212の2次元配列を有する。プローブ210はケーブル218を介して走査器230に結合される。

【0033】

50

走査器230は送信器232を有し、この送信器は高周波信号を発生し、高周波信号は変換器素子212に印加され、変換器素子212は超音波を組織または血管に送信する。送信された超音波の超音波エコーは変換器素子212によって受信され、対応するアナログ信号が形成される。これらのアナログ信号は前置増幅器234に印加され、アナログ信号が増幅される。前置増幅器234はさらに内部TGC(時間利得制御)回路を有し、これは送信されより深い位置で受信された超音波の減衰を補正する。前置増幅器234からの増幅され深さ補正がされた信号は、アナログ-デジタル(A/D)変換器238に印加され、ここでデジタル化される。デジタル化されたエコー信号は次にビーム形成器244によってビーム化される。ビーム形成器244は制御器246に結合され、この制御器はユーザー制御に対応する。制御器246は送信器232に制御信号を提供し、送信器は送信ビームのタイミング、周波数、方向および焦点化についてプローブ210に指示を与える。制御器246はさらにビーム形成器244によって受信されるデジタル化エコー信号のビーム形成を制御する。ビーム形成器244の出力は画像プロセッサ248に印加され、このプロセッサはビーム形成されたデジタル信号のデジタルフィルタ化、Bモード検出、およびドップラー処理を行う。画像プロセッサ248はさらに周波数合成および他の所望の画像処理を通じて、高調波分離、スペckル抑制のような他の信号の処理を実行することができる。

10

【0034】

図6乃至8に例示されている容積画像を形成する走査はビーム形成器244を制御する制御器246によってなされ、ビーム形成器は図6乃至8に示されるビーム配置を有する超音波エコーを走査する。制御器246はさらに送信器232を制御し、送信器が図6乃至8に示す配置を有するビーム内に超音波を送信するようにしても良い。変換器素子214の2次元配列は、変換器212の前においていかなる方向およびいかなる傾きに送信され受信されたビームでも操舵することができ、ビームは変換器212に対して、また変換器と相互に、いかなる方位を有するようにもできる。

20

【0035】

走査器230によって形成されたエコー信号はデジタル表示サブシステム250に結合され、このサブシステムはエコー信号を処理し、所望の画像フォーマットにおける表示に変える。デジタル表示システム250は画像ラインプロセッサ252を有し、このプロセッサはエコー信号およびビームのスライスセグメントを完全なライン信号にサンプル化する。画像ラインプロセッサはさらに信号-ノイズ改善または流れの持続化のためライン信号を平均化する。画像ラインプロセッサ252からの画像ライン信号は走査変換器254に印加され、所望の画像フォーマットに変換される。例えば、走査変換器254は従来技術の変換を実行する。次にその画像は画像メモリ258に保管され、そのメモリからの画像をディスプレイ260に表示することができる。画像メモリ258内の画像をさらにグラフィックスに重ね、重ね合わせた画像を表示するようにしても良い。グラフィックスはグラフィックス発生器264によって発生され、この発生器はユーザー制御に対応する。個々の画像または連続画像は画像ループの取り込み中、シネメモリ268に保管される。

30

【0036】

リアルタイム容積結像の場合、表示サブシステム250はさらに3次元画像描写プロセッサ270を有し、このプロセッサは画像ラインプロセッサ252から画像ラインを受信する。3次元画像描写プロセッサ270はリアルタイム3次元画像を描写し、その描写はディスプレイ260に表示される。

40

【0037】

本発明の好適実施例を図面を参照して説明したが、本発明の観念および範囲から逸脱しないで形態や細部の変更が可能であることは当業者には明らかである。

【図面の簡単な説明】**【0038】**

【図1】容積画像を形成するある従来技術の概略的な等角図である。

【図2】容積画像を形成する別の従来技術の概略的な等角図である。

【図3】容積画像を形成するさらに別の従来技術の概略的な等角図である。

50

【図4A】概略的な仰角断面図であって、図1乃至3に示される従来の容積結像技術の限界を示す図である。

【図4B】概略的な方位断面図であって、図1乃至3に示される従来の容積結像技術の限界を示す図である。

【図5】概略的な仰角断面図であって、図1乃至3に示される従来の容積結像技術の別の限界を示す図である。

【図6A】概略的な仰角断面図であって、本発明の1実施例による容積画像を形成する技術を示す図である。

【図6B】概略的な方位断面図であって、本発明の1実施例による容積画像を形成する技術を示す図である。

【図7】概略的な仰角断面図であって、本発明の別の実施例による容積画像を形成する技術を示す図である。

【図8A】本発明のさらに別の実施例による容積画像を形成する技術の概略図である。

【図8B】本発明のさらに別の実施例による容積画像を形成する技術の概略図である。

【図8C】本発明のさらに別の実施例による容積画像を形成する技術の概略図である。

【図8D】本発明のさらに別の実施例による容積画像を形成する技術の概略図である。

【図9】図6乃至8に示された実施例による容積結像を行う際に用いられる超音波結像システムのブロック図である。

【符号の説明】

【0039】

12配列素子

10変換器

14扇状ビーム

18投影面

20軌跡

30ビーム

36投射面

42配列素子

46aサブ素子

46bサブ素子

46cサブ素子

48ビーム

50変換器

56距離

62深さ

60投射面

66深さ

82ビーム

80変換器

82ビーム

100変換器

102中心ビーム

104サイドビーム

106サイドビーム

112投射面

114投射面

116投射面

120距離

126距離

122距離

10

20

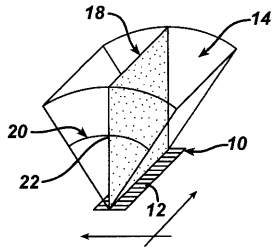
30

40

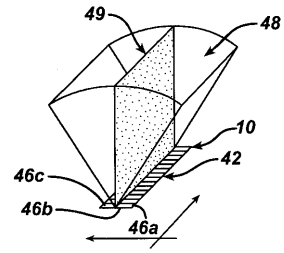
50

124距離	
140変換器	
142ビーム	
144ビーム	
146ビーム	
152ビーム	
150ビーム	
154投射	
156投射	
170ビーム	10
172ビーム	
178血管	
174投射	
176投射	
180ビーム	
184血管	
182第1の投射	
186第2の投射	
190ビーム	
192ビーム	20
194解剖学的構造	
200超音波結像システム	
210プローブ	
212変換素子	
218ケーブル	
230走査器	
232送信器	
234前置増幅器	
238A/D変換器	
244ビーム形成器	30
246制御器	
248画像プロセッサ	
214変換器素子	
250表示サブシステム	
252プロセッサ	
254走査変換器	
258画像メモリ	
260ディスプレイ	
264グラフィックス発生器	
268シネメモリ	40
270プロセッサ	

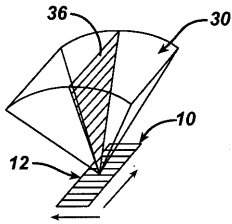
【 図 1 】



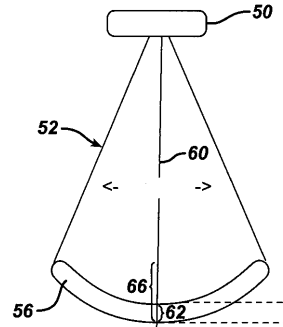
【 図 3 】



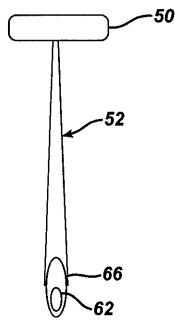
【 図 2 】



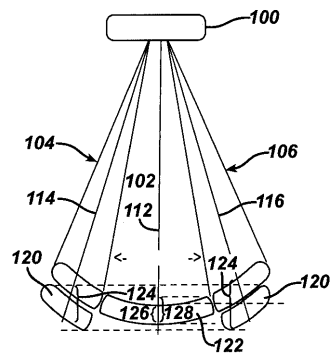
【 図 4 A 】



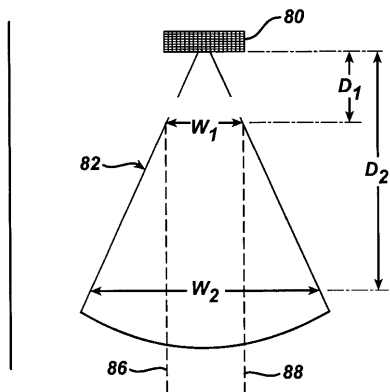
【 図 4 B 】



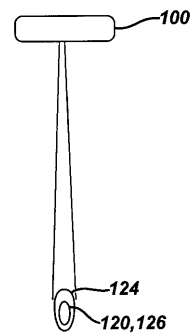
【 図 6 A 】



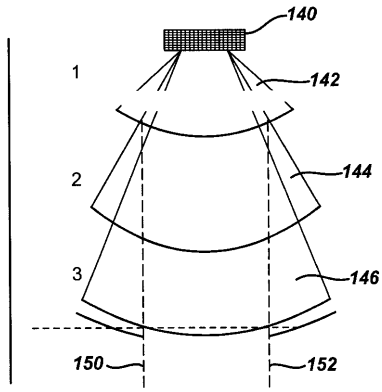
【 図 5 】



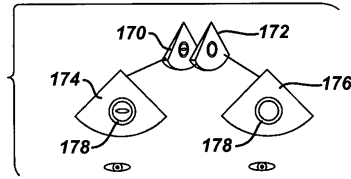
【 図 6 B 】



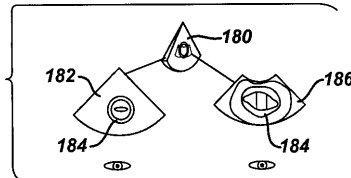
【 図 7 】



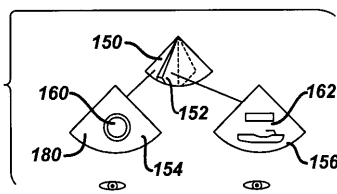
【 図 8 B 】



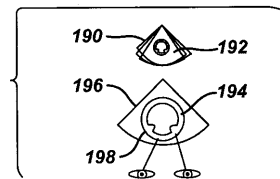
【 図 8 C 】



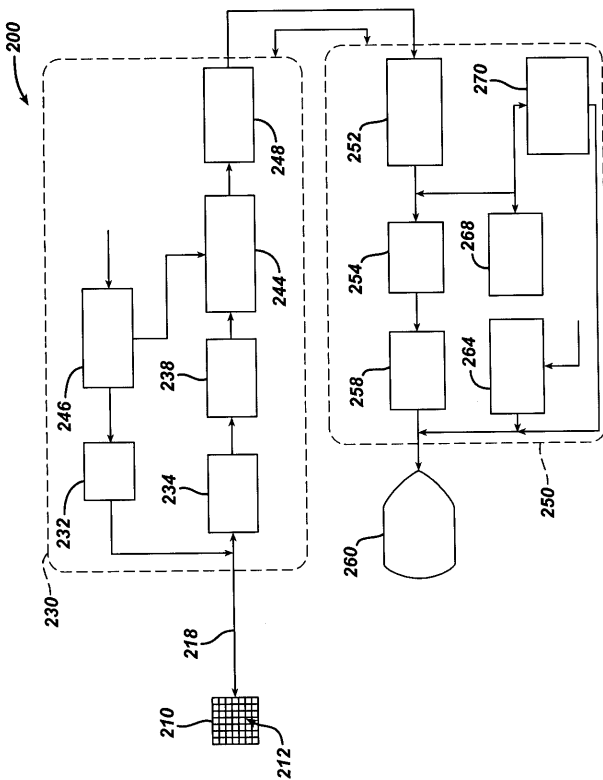
【 図 8 A 】



【 図 8 D 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 シアン - ニン リー

アメリカ合衆国, ワシントン州 98041-3003, ボーセル, ピー・オー・ボックス 30
03

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB08 BB21 BB23 BB27 EE01 EE05 EE08 GB06
HH15 HH31 JC25 JC31 KK25

专利名称(译)	体积超声成像系统采用二维阵列换能器		
公开(公告)号	JP2005169123A	公开(公告)日	2005-06-30
申请号	JP2004357027	申请日	2004-12-09
[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	シアンニンリー		
发明人	シアン-ニン リー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52033 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/BB27 4C601/EE01 4C601/EE05 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH31 4C601/JC25 4C601/JC31 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/528797 2003-12-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种体积成像系统和方法，该系统和方法能够清楚地显示解剖结构并执行成像而不会引起几何变形，并且在整个深度范围内具有基本恒定的宽度。提供了能够形成具有图像的体积成像系统和方法。使用二维阵列换能器形成体积超声图像。换能器形成多个光束，这些光束在仰角方向上发散并在方位方向上扫描。在一个实施例中，在仰角方向上彼此相邻设置的三个光束中的超声回波投射在每个平面上。通过组合所有三个光束的投影平面来获得体积图像。换能器扫描的区域分为三束，距换能器相同距离的回波在换能器下方的深度基本相同。[选择图]图7

