

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 164453

(P2003 - 164453A)

(43)公開日 平成15年6月10日(2003.6.10)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コード(参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
8/08		8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 340452(P2002 - 340452)

(22)出願日 平成14年11月25日(2002.11.25)

(31)優先権主張番号 997229

(32)優先日 平成13年11月27日(2001.11.27)

(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 PHILIP S 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

(72)発明者 アリネ ロール クリトン
 アメリカ合衆国,ワシントン 98112,シアトル,16ス アヴェニュー イー 410

(74)代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

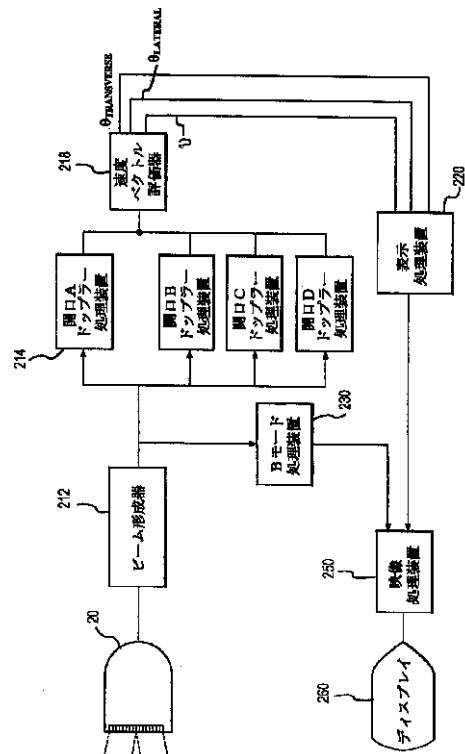
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 三次元ドップラー超音波撮像システム及び方法

(57)【要約】

【課題】結合できる信号を生じ比較的容易に使用できる超音波トランスデューサを使用して三次元ドップラー超音波画像を得る超音波撮像システム及び方法を提供する。

【解決手段】超音波撮像システム(10)は、撮像ユニット(30)によって処理される超音波戻り信号を走査ヘッド(20)を使用して提供する。走査ヘッド(20)は、第一軸(54)に沿って整列された第一組みの開口(50、52)及び第一軸(54)に垂直である第二軸(60)に沿って整列された第二組みの開口(56、58)を含む。共平面にある各軸(54、60)に沿った開口(50、52、56、58)からの各信号を処理して二次元ドップラー運動ベクトルを発生させる。二次元ドップラー運動ベクトルの組みを処理して三次元ドップラー画像を発生させるために使用する三次元ドップラー運動ベクトルを発生させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 三次元ドップラー画像を発生させる超音波撮像システムであって、

共通の平面に配置される少なくとも三つの受信開口、及び送信開口を含む走査ヘッド、並びに前記受信開口に結合するビーム形成器を含み、前記ビーム形成器は、前記受信開口の少なくとも二つからの信号を結合させて前記走査ヘッドに隣接する領域を撮像するように構築され、前記走査ヘッドにおける前記受信開口の各々に対するドップラー処理装置を含み、前記ドップラー処理装置は、

前記ビーム形成器からの信号を受信するように結合し、前記撮像される領域における動く超音波反射器のドップラー運動の大きさを示す大きさ信号及び前記撮像される領域における前記動く超音波反射器の方向を示す方向信号を発生させるように構築され、

前記ドップラー処理装置の各々からの前記大きさ及び方向信号を受信するように結合する速度評価器を含み、前記速度評価器は、前記ドップラー処理装置からの前記大きさ信号に相当する三次元運動ベクトルの大きさを示す大きさ信号及び前記ドップラー処理装置からの前記方向

信号に相当する前記三次元運動ベクトルの方向を示す運動角度信号を発生するように構築され、前記速度評価器からの前記三次元大きさ信号及び前記三次元運動角度信号を受信するように結合する表示処理装置を含み、前記表示処理装置は、前記三次元大きさ及び運動角度信号を、予め決められた表示形式を有する表示信号に変換し、

前記表示処理装置からの前記三次元大きさ及び運動角度信号を受信するように結合するディスプレイを含み、前記ディスプレイは、前記走査ヘッドに隣接する体積にお

ける運動の前記三次元画像を提供する、撮像ユニット、を含む超音波撮像システム。

【請求項2】 前記送信開口は、前記受信開口の間に対称的に位置決めされる請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項3】 前記撮像ユニットは、前記ビーム形成器からの信号を受信するように結合するB-モード処理装置をさらに含み、

前記B-モード処理装置は、前記ディスプレイに構造の画像を発生させる信号を発生するように構築される請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項4】 前記走査ヘッドは、第一の軸に沿って共通の平面に位置決めされる第一の組みの受信開口、及び前記第一の軸に対して垂直であると共に交差する第二の軸に沿って共通の平面に位置決めされる第二の組みの受信開口、を含む請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項5】 前記送信開口は、前記第一及び第二の軸の交差点で前記共通の平面に位置決めされる請求項4記載の超音波撮像システム。

*【請求項6】 前記複数の受信開口は、前記走査ヘッドの中心点から等しく間隔を空けると共に互いに周囲に間隔を空ける請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項7】 前記開口は、六角形の形状を有する請求項6記載の超音波撮像システム。

【請求項8】 前記走査ヘッドは、前記受信及び送信開口を含むトランスデューサの表面を含み、前記トランスデューサの表面は、六角形の構成を有する請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項9】 平面の走査ヘッドの表面、第一の軸に沿って前記走査ヘッドの表面に位置決めされる第一の組みの受信開口、前記第一の軸に対して垂直であると共に交差する第二の軸に沿って前記走査ヘッドの表面に位置決めされる第二の組みの受信開口、及び前記走査ヘッドの表面における送信開口、を含む超音波走査ヘッド。

【請求項10】 平面の走査ヘッドの表面、前記走査ヘッドの表面の中心点から等しく間隔を空けると共に互いに周囲に間隔を空ける複数の受信開口、及び前記走査ヘッドの表面における送信開口、を含む超音波走査ヘッド。

【請求項11】 三次元ドップラー画像を発生させる超音波撮像システムであって、共通の平面に配置される少なくとも三つの受信開口、及び送信開口を含む走査ヘッド、並びに前記少なくとも三つの受信開口からの信号を受信するように結合する撮像ユニットを含み、前記撮像ユニットは、前記受信開口から受信される前記信号から前記信号に基づいて三次元ドップラー画像を発生させるように構築される超音波撮像システム。

【請求項12】 三次元ドップラー画像を表示する方法であって、超音波エネルギーの少なくとも一つのビームを、撮像される組織又は血管に向けること、前記組織又は血管からの超音波反射の少なくとも三つのビームを受信すること、前記超音波反射のビームを処理して三次元ドップラー画像を発生させること、を含み、前記超音波反射のビームは、共通の平面においてそれぞれの非共直線的位置で受信される方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、超音波診断撮像システム、特に、血液及び組織における移動音響反射器の三次元超音波ドップラー画像を得るための方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】様々な超音波撮像方式が、様々な特別の用途に適合するように開発されてきた。例えば、ドップ

ラー撮像は、動く超音波反射器の撮像を可能にするために開発されてきた。ドップラー超音波撮像システムは、超音波反射器から反射された送信信号の周波数でドップラー偏移を検出し、このような反射器からの戻りのみを表示する。ドップラー偏移の大きさは、超音波反射器の速度に相当し、ドップラー偏移の極性は、動きの方向に相当する。このように、従来のドップラー画像は、血流速度及び血流方向の両方の表示を提供することができ、それによって、動脈血流を静脈血流と区別することを可能にする。また、ドップラー撮像を使用して、心臓壁の動きのような組織の動きを視覚化することもできる。

【0003】ドップラー撮像は、たくさんの臨床的に有用な情報を提供するが、ドップラー撮像は、その問題及び限界無しではない。ドップラー偏移の大きさは、超音波ビームにおける血流の速度の射影に相当する。超音波ビームの軸に対してある角度で流れる血液によるドップラー偏移は、血流速度及び血流方向とビームの軸との間における角度の余弦の積に相当する。従って、血流と超音波ビームの軸との間における角度が既知であるとすれば、血流の速度を、超音波ドップラー画像において正確に決定すると共に描くことができる。しかし、この決定をすることは困難であり得る。

【0004】たとえ超音波ビームの軸と動脈又は静脈との間における角度が既知であるとしても、血管を通じて流れる血流の速度を正確に決定することは、血管を通じた血液の流れが必ずしも血管の軸と揃うとは限らないので、まだ困難又は不可能であり得る。血液は、螺旋状の様式で血管を通じて流れ得る。さらに、血管における血液の流れは、血管における曲がり、分岐又は障害の存在でよりいっそう不規則になる。このように、単一の余弦の補正角を使用して、動脈又は静脈における動く反射器の速度を示す信号を正確に補正することができない。

【0005】従来のドップラー撮像システムにおいて、二次元ドップラー画像は、トランスデューサ素子の線形の二次元配列を有する超音波トランスデューサを使用することによって得られる。その配列に加えられた又はその配列から受信した信号を結合させて、信号を位相偏移させることによって二次元の平面における試料の位置へ進ませられるビームを形成する。二次元の平面における各試料の位置に、二つの異なる開口から、即ち異なる位置から発する二つの異なるビームによって、呼掛け信号を送るとすれば、その試料の位置における流れの平均速度の絶対値を、二次元で決定することができる。しかしながら、このようなシステムは、真の速度が二次元の平面に対して垂直である成分を有するかもしれないので、真の流速を正確に描くことが不可能である。

【0006】三次元において血流を決定することに対する一つのアプローチが、Philips等によって開示されており、三つの独立に進ませられたビームを使用して各試料体積に呼掛け信号を送る非平面の整相列を有す

るトランスデューサを使用するシステムを開示する(特許文献1参照)。Philips等の特許によって教示される二次元の整相列は、三次元における血流の速度を正確に決定することが不可能であるが、Philips等の特許に開示されているトランスデューサの構造は、それらを使用することを困難にする。特に、配列の表面が屈曲しているため、表面の屈曲が、配列の表面の屈曲と実質的に同じでない限り、撮像される組織の表面との良好な音響的接触を維持することは、困難であり得る。しかしながら、配列の表面の屈曲は、一般的に、撮像される組織の表面の屈曲に合わないと思われる。このように、Philips等の特許に開示されているアプローチは、制限された範囲の用途を有する。さらに、各々が異なる三次元の位置に位置するその配列における多数の素子は、たくさんの計算量と結合させることができるのみである、それぞれの信号を生ずる。

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,522,393号明細書【発明が解決しようとする課題】従って、比較的容易に使用することができると共に比較的少量の計算量で画像を形成するために結合させることができる信号を生ずる超音波トランスデューサを使用する、三次元ドップラー画像を提供するためのシステム及び方法に対する要求がある。さらに、このようなシステムは、心臓及び尿管の壁の動き両方に対する真の速度を決定するために、血流及び組織の動きの両方を撮像することが可能であるべきである。動きの方向の描写は、診断をより容易にすると共に動きの異常の原因に対するより優れた理解を可能にする。

【0008】

【課題を解決するための手段】三次元ドップラー画像を発生させるための超音波撮像システムは、走査ヘッド及び撮像ユニットを含む。走査ヘッドは、送信開口、及び共通の平面に配置される少なくとも三つの受信開口を含む。撮像ユニットは、受信開口に結合するビーム形成器を含む。ビーム形成器は、受信開口に隣接する選択された体積からの超音波ドップラー戻りを示す信号を発生させるために、受信開口の各々におけるいくつかのトランスデューサ素子からの信号を結合させる。受信開口に対するそれぞれのドップラー処理装置は、選択された体積における動く超音波反射器のドップラー流れの大きさを示すそれぞれの大きさの信号、及び選択された体積における動く超音波反射器の方向を示す方向信号を発生させる。ドップラー処理装置の各々からの大きさ及び方向の信号を受信するために、速度評価器を結合させる。速度評価器は、ドップラー処理装置からの大きさ信号に相当する三次元の流れベクトルの大きさを示す大きさ信号、及びドップラー処理装置からの方向信号に相当する三次元の流れベクトルの方向を示す流れ角度信号を発生させる。また、撮像システムは、速度評価器からの大きさ信

号及び角度信号を受信するために結合する表示処理装置を含む。表示処理装置は、大きさ及び角度信号を予め決められた表示形式を有する表示信号へ変換する。

【0009】送信開口は、好ましくは、受信開口の間で受信開口の共通の平面に対称的に位置決めされる。本発明の一つの態様において、走査ヘッドは、第一の軸に沿って共通の平面で位置決めされる第一の組みの受信開口、及び第一の軸に対して垂直であり第一の軸と交差する第二の軸に沿って共通の平面に位置決めされる第二の組みの受信開口を含んでもよい。この構成において、送信開口を、第一及び第二の軸の交差点で共通の平面に位置決めしてもよい。本発明の別の態様において、走査ヘッドは、走査ヘッドの中心点から等しく間隔を空けると共に互いに周囲に間隔を空ける複数の受信開口を含んでもよい。受信開口は、六角形の形状を有してもよく、送信開口を、受信開口の間における中心点に置いてよい。

【0010】

【発明の実施の形態】ドップラー三次元画像を生ずるシステム10の一つの実施例を図1に示す。超音波撮像システム10は、以下に、より詳細に説明することにするトランスデューサの表面24を有する走査ヘッド20を含む。電気信号を、走査ヘッド20及び撮像ユニット30の間にケーブル26を通じて結合させる。ラック台車34に装備された撮像ユニット30を示す。ビューイングスクリーン44を有する表示モニター40を撮像ユニット30の上面に置く。

【0011】走査ヘッド20トランスデューサの表面24を、図2において、より詳細に示す。表面24は、平面であり、それは、第一の軸54に沿って延びる第一の組みの受信開口50、52、及び、第一の軸54に対して垂直である第二の軸60に沿って延びる第二の組みの受信開口56、58を有する。各受信開口50-58は、受信した超音波の戻りに応答してそれぞれの電気信号を発生させる複数のトランスデューサ素子62によって形成される。受信した超音波の戻りを様々な方向及び深さへ有効に進ませる及び焦点を合わせるために、トランスデューサ素子62からの信号の整相を調節してもよい。送信開口66を、二つの軸54、60の交差点に位置させる。走査ヘッド20の表面24は、平面であるので、それは、従来の一次元トランスデューサの配列(示してない)が、撮像される組織の表面との接触を維持することができるのと実質的に同じ容易さで、撮像される組織の表面(示してない)との接触を維持することができる。さらに、四つの開口50、52、56、58のみを、超音波の戻りからの信号を発生させるために使用するので、それらの信号を結合させて、比較的少量の計算量で三次元の流れベクトルを示す信号を形成することができる。

【0012】ここで、図2に示す走査ヘッド20が流れ

ベクトルを三次元で決定することができる方式を、図3A及び3Bを参照して説明することにする。送信開口66が、超音波を配列の表面24に隣接した組織に向けた後、受信開口50、52の各々は、反射された超音波信号を検出する。超音波信号の各部分を各開口50、52におけるトランスデューサ素子62によって受信する時間に基づいて、各受信開口50、52の中心に対する試料体積の距離及び角度を決定することができる。各開口50、52は、試料体積からの超音波の戻りの周波数に基づいて、試料体積からのドップラー流れベクトルの大きさを決定する。例えば、図3Aを参照して、最初に受信開口50を、ビーム70に沿って超音波の戻りを受信するために進ませると共に焦点を合わせ、その後ビーム72に沿って超音波の戻りを受信するために進ませると共に焦点を合わせる。ビーム70に沿って受信した超音波の戻りのドップラー偏移を参照して、ビーム70に沿った超音波反射器の速さの射影に相当する大きさを有する流れベクトル74を決定することができる。同様に、ビーム80に沿った超音波反射器の速さの射影に相当する大きさを有する流れベクトル78を決定することができる。これらの二つの射影ベクトル74、78に基づいて、合成の二次元の流れベクトルを、従来の手段によって決定することができる。例えば、図4Aに示すように、射影流れベクトル78と結合した射影流れベクトル74は、合成の二次元の流れベクトル90に帰着する。ベクトル90の単独の成分は、トランスデューサの表面24に対して垂直であり軸54(図3A)を含む平面にある。この平面に対して垂直な方向におけるどんな速度成分も、受信開口50、52によって検出することができない。このように、受信開口50、52は、二次元ドップラー画像を発生させることが可能であるだけである。

【0013】図3Bに示すように、受信開口50、52が超音波の戻りを受信するのと同じ方式で、超音波の戻りを受信開口56、58によって受信する。図3Bの例において、受信開口56及び58によって受信された超音波の戻りは、“軸外”であり、即ち、片側に進む。ビーム94に沿って受信された超音波の戻りのドップラー偏移を参照して、ビーム94に沿った超音波反射器の速さの射影に相当する大きさを有する流れベクトル97を決定することができる。同様に、ビーム96に沿った超音波反射器の速さの射影に相当する大きさを有するベクトル98を決定することができる。これらの二つの射影ベクトル97、98に基づいて、合成の二次元の流れベクトルを、発明者等は、従来の手段によって決定することができる。ビームに沿った合成の流れベクトル92は、軸60(図3B)に対して垂直である第一の成分100、及び図4Bに示すように軸60に対して平行である第二の成分102を有する。合成ベクトル92は、軸60を含むと共に走査ヘッド20の表面24に対して垂

直である平面にある。また、ベクトルの成分100、102もこの平面にある。この平面に無いどんな速度成分も、受信開口56、58によって検出することができない。このように、受信開口56、58は、二次元ドップラー画像を発生させることが可能であるのみである。その二次元ドップラー画像は、二次元ドップラー画像を受信開口50、52(図3A)によって発生させることができる平面に対して垂直である平面にある。超音波ビームを、走査ヘッドの表面24及び開口50、52、56、58に対してどんな方向にも進ませることができること、並びに、図3A及び3Bに示す方向が、用いてもよい単なる二つの平面の方向に関する例であることは、認識されると思われる。

【0014】ここで、四つの受信開口50、52、56、58からの超音波の戻りを使用して、三次元ドップラーベクトルを提供することができる方式を、図5を参照して説明することにする。図5は、走査ヘッド20の平面の表面24、及び図2-4を参照して上述した軸54、60を示す。体積110は、横寸法112、縦寸法114、及び軸寸法116を有する三次元のデカルト座標系によって定義される。軸寸法116及び縦寸法114は、軸54を含むと共に走査ヘッド20の表面24に対して垂直である平面を定義する。上で説明したように、受信開口50、52(図2及び3A)は、この平面で合成の二次元流れベクトルを作成するために、ドップラー流れベクトルを検出することが可能である。また、図4Bを参照して上で説明したように、この合成の二次元流れベクトルを、二つのベクトル成分、縦寸法114で延びるもの及び軸寸法116で延びるものに分割することができる。また、この合成の二次元の流れベクトルを、大きさ V_1 及び軸方向から測定された角度

を有する二次元の流れベクトル120によって極座標系で定義してもよい。同様に、軸寸法116及び横寸法112は、軸60を含むと共に走査ヘッド20の表面24に対して垂直である平面を定義する。また、上で説明したように、受信開口56、58(図2及び3B)は、この平面で合成の二次元流れベクトルを作成するために、ドップラー流れベクトルを検出することが可能である。また、図4Aを参照して上で説明したように、この合成の二次元流れベクトルを、二つのベクトル成分、横寸法112で延びるもの及び軸寸法116で延びるものに、分割することができる。また、この合成の流れベクトルを、大きさ V_2 及び軸方向116から測定された角度を有する二次元の流れベクトル124によって極座標系で定義してもよい。二次元流れベクトル120、124を、横方向112、縦方向114、及び軸方向116に延びる成分を有してもよい三次元の流れベクトル130を作成するために、さらに結合させてもよい。この流れベクトル130は、真の三次元ベクトルである。個々の三次元流れベクトルを、撮像

される体積110における多数の試料体積に対してこの方式で得てもよい。従って、血管を通じて流れる血液の真の速度を、たとえ流れが螺旋状か又はまた他のよりいっそう不規則なパターンである場合もあるとしても、決定すると共に撮像することができる。

【0015】上述の技術を使用して、本発明の撮像システムを使用して、心臓壁の動きのような、動く組織の三次元画像を提供することができる。しかしながら、これらの用途に関する使用において、血流を撮像するとき関心のあるドップラー周波数と比較して、組織を撮像するとき、より低いドップラー周波数に対して選択的に応答するように、そのシステムを変更することを必要とする。また、運動の角度のもっともらしい範囲は、通常、流れと共に見られるものと異なると思われる。

【0016】走査ヘッド20へ結合させてもよい撮像ユニット30(図1)の一つの実施例を、図6に示す。撮像ユニット30は、コヒーレントなエコー信号の走査線を形成するために、走査ヘッド20において受信開口50-58によって受信された超音波ビームを有効に進ませて焦点を合わせるビーム形成器212を含む。ビーム形成器からの出力信号を、ドップラー位相偏移又は信号強度(パワードップラー)のドップラー推定を行うと共にそれぞれの受信開口50、52、56、58によって受信される超音波の戻りの速度、方向及び大きさの両方、を示す信号を発生させる、四つのドップラー処理装置214a-dを加える。より具体的には、第一のドップラー処理装置214aは、受信開口50によって受信される超音波の戻りから速度を決定し、ドップラー処理装置214bは、受信開口52によって受信される超音波の戻りから速度を決定し、ドップラー処理装置214cは、受信開口56によって受信される超音波の戻りから速度を決定し、ドップラー処理装置214dは、受信開口58によって受信される超音波の戻りから速度を決定する。従来は、これを、ドップラー信号データのフーリエ変換又は自己相関によって行う。

【0017】ドップラー処理装置214からの出力に基づいて、速度ベクトル評価器218は、三次元における合成のドップラー運動ベクトルの大きさ及び方向を決定することができる。速度ベクトル評価器は、流れベクトルの大きさを示す第一の信号 V 、正面角を示す第二の信号 $\theta_{\text{TRANSVERSE}}$ 、及び水平角を示す第三の信号 θ_{LATERAL} を生ずる。これらの信号を、その後の表示のために信号を適切な形式に変換する表示処理装置220へ加える。例えば、表示処理装置220は、流れベクトル又は組織の運動の大きさを色又は強度によって描くように、信号を初期化してもよい。陰極線管であってもよい適切なディスプレイ260における提示のために、表示処理装置220からの信号を、NTSC信号のような適切な映像信号を発生させる映像処理装置250へ加える。

【0018】また、ビーム形成器212からの出力信号

を、空間の基底におけるビーム形成器 212 からの出力信号の振幅情報を処理する、Bモード処理装置 230へ加える。Bモード処理装置 230は、映像処理装置 250へ加えられる信号を発生させて、ドップラー画像を得ている体積における組織の構造の画像を好ましくは三次元で提供する。構造の画像を、好ましくは、ディスプレイ 260において三次元ドップラー画像にかぶせる。

【0019】互いに対して垂直である軸 54、60に沿って配置される二組みの受信開口 50、52及び56、58を有する走査ヘッド 20は、受信開口によって発生する信号を処理することの容易さに関して好ましい。具体的には、同じ軸 54及び60に沿ってある受信開口 50、52及び56、58を、それぞれ、一緒に処理して、先に説明したように、互いに対して垂直であるそれぞれの平面において合成の二次元運動ベクトルを得ることができる。次に、これらの二次元ベクトルを結合させて、また先に説明したように、三次元流れベクトルを作成することができる。しかしながら、本発明を、共通の平面に配置される三つ又はそれ以上の受信開口を有するどんな走査ヘッドで実施してもよい。例えば、図7に示すように、走査ヘッド 20'は、三つの受信開口 310、312、314を含むトランスデューサの表面 300を有する。受信開口 310 - 314の間に位置するのは、単一の送信開口 320である。走査ヘッド 20'は、図2の走査ヘッド 20と比較してより少ない受信開口を使用するという利点を有する。しかしながら、それは、隣接する受信開口 310 - 314の組みが互いに60度で交差する三つの平面の各々に沿ってある二次元運動ベクトルを決定することができるので、受信開口 310 - 314からの出力を結合させることが計算ではより困難であるという欠点を有する。

【0020】前述のことから、ここでは本発明の具体的な実施例を説明の目的のために記載してきたが、本発明の主旨及び範囲から逸脱することなく様々な変更をしてもよいことは認識されると思われる。従って、本発明は、添付した請求項によるものを除いては、限定されない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に従う三次元ドップラー超音波撮像システムに対する一つの実施例の等角図である。

【図2】図1の撮像システムに使用してもよい走査ヘッドの一つの実施例に従うトランスデューサの表面の平面図である。

【図3A】図2の走査ヘッドを使用して血流を測定する二つの直交平面を示す概略図及びベクトル図である。

【図3B】図2の走査ヘッドを使用して血流を測定する二つの直交平面を示す概略図及びベクトル図である。

【図4A】図3Aに示すドップラー流れベクトルを二つの直交成分を有してもよい合成ベクトルに分解する方式を説明するベクトル図である。

【図4B】図3Bに示すドップラー流れベクトルを二つの直交成分を有してもよい合成ベクトルに分解する方式を説明するベクトル図である。

【図5】それぞれ図4A及び4Bに示す合成ベクトルを三つの直交成分を有してもよい三次元の合成ベクトルに還元する方式を説明するベクトル図である。

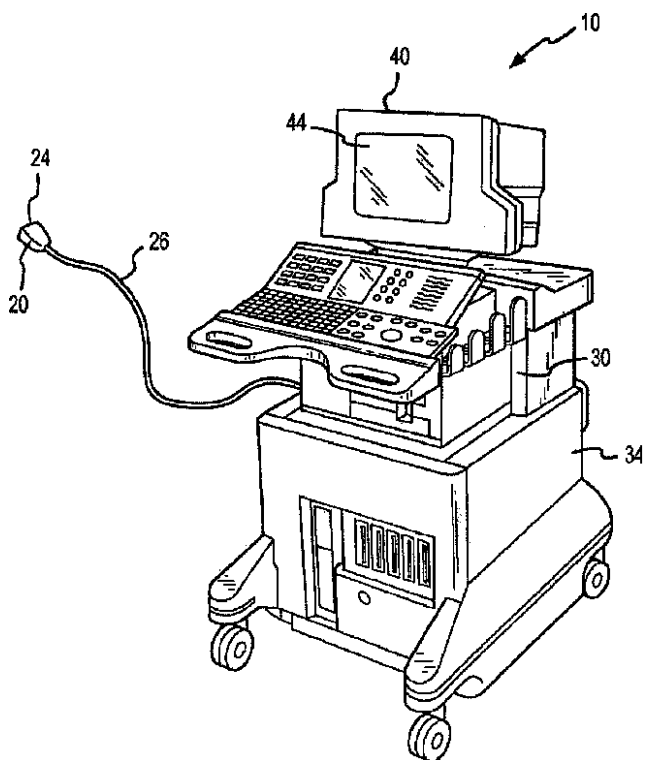
【図6】図1の超音波撮像システムに使用される超音波撮像ユニットに対する一つの実施例のブロック図である。

【図7】図1の撮像システムに使用してもよい走査ヘッドの別の実施例に従うトランスデューサの表面の平面図である。

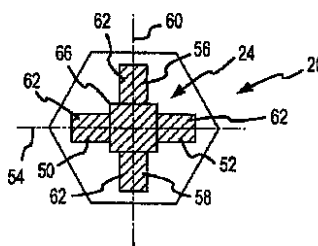
【符号の説明】

10	超音波撮像システム
20、20'	走査ヘッド
24、300	表面
26	ケーブル
30	撮像ユニット
34	ラック台車
40	表示モニター
44	ビューイングスクリーン
50、52、56、58、310、312、314	受信開口
54、60	軸
62	トランスデューサ素子
66、320	送信開口
70、72、80、94、96	ビーム
74、78、97、98	射影流れベクトル
90、92	合成の流れベクトル
100、102	ベクトルの成分
110	体積
112	横寸法
114	縦寸法
116	軸寸法
120、124	二次元の流れベクトル
130	三次元の流れベクトル

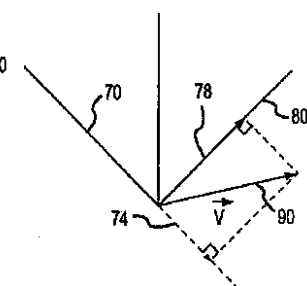
【図1】



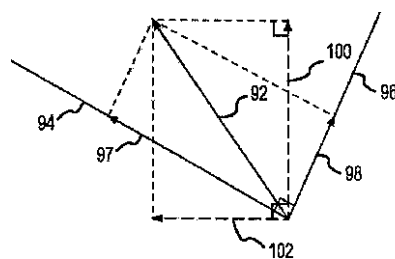
【図2】



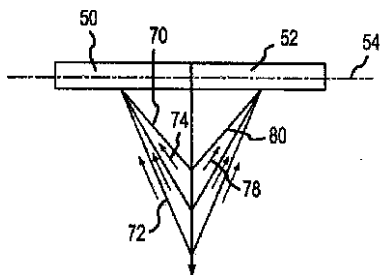
【図4A】



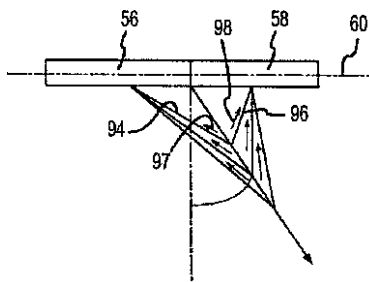
【図4B】



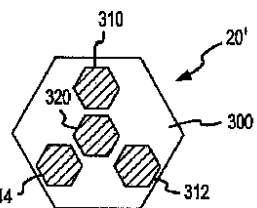
【図3A】



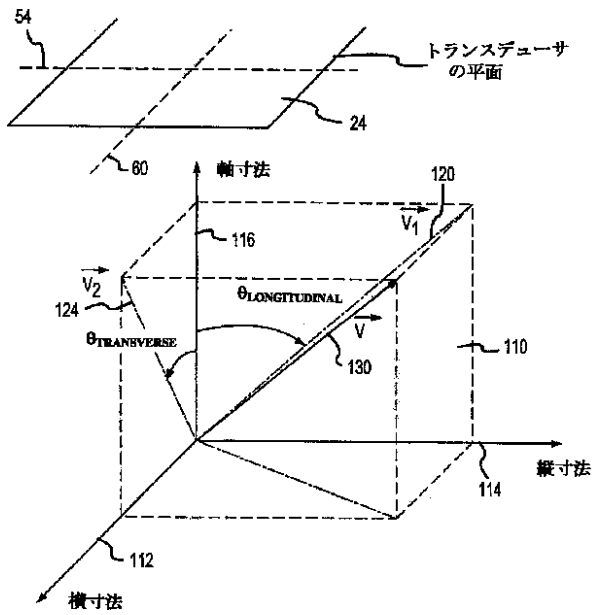
【図3B】



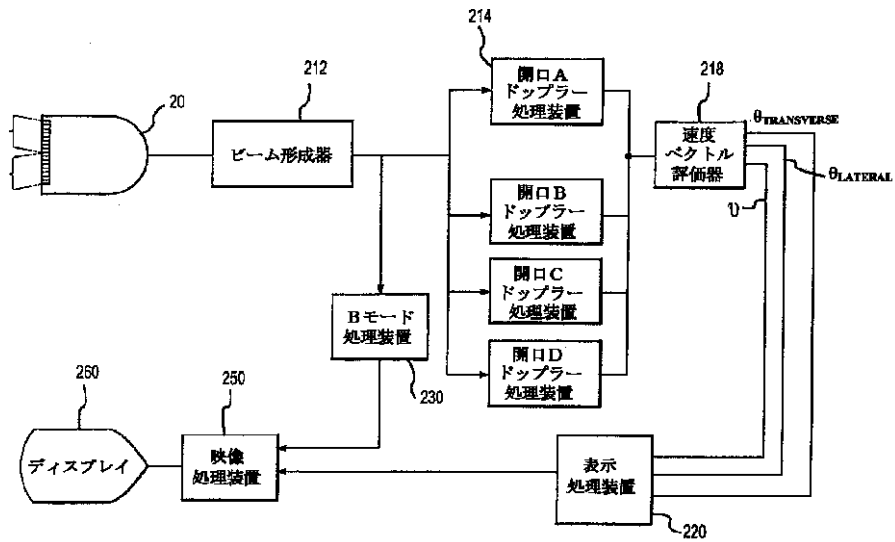
【図7】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 アリネ ロール クリトン
 アメリカ合衆国, ワシントン 98112, シ
 アトル, 16ス アヴェニュー イー 410

(72)発明者 ヘレン フランシス ルース
 アメリカ合衆国, ニューヨーク 10024,
 ニューヨーク, ウェスト 84 ストリート
 40 7 B号

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 BB23 BB24 CC02
 DD01 DD04 DD06 EE11 GA03
 GB03 GB09 HH13 JC14 KK16
 KK23 LL02

