

(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2013-165922

(P2013-165922A)

(43) 公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-32362(P2012-32362)
(22) 出願日 平成24年2月17日(2012.2.17)

(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 岡田 孝
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 小野 友也
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD03 DE03 EE07
EE12 GB04 JB57 JC02 KK20
LL02

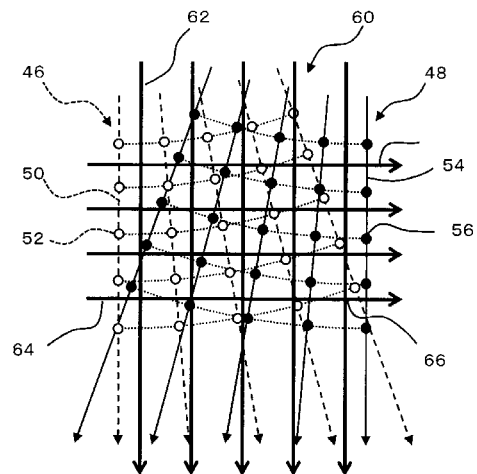
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、表示画素ごとに二次元速度ベクトルが演算されるようにする。

【解決手段】第1走査面の形成により第1速度データアレイ46が取得される。第2走査面の形成により第2速度データアレイ48が取得される。それらのデータ配列は互いに相違している。表示画素マトリクス60上の画素66ごとに、第1速度データアレイに基づく補間データの生成が実行され、また、第2速度データアレイ48に基づく補間データの生成が実行される。これにより表示座標系に従う画素66ごとに2つの速度成分が得られるので、それらから二次元速度ベクトルが演算される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 ビーム走査条件の適用により取得された第 1 速度データアレイと、前記第 1 ビーム走査条件とは異なる第 2 ビーム走査条件の適用により取得された第 2 速度データアレイと、
を取得する手段と、

前記第 1 速度データアレイに基づいて共通座標系に従った第 1 補間速度データアレイを生成し、前記第 2 速度データアレイに基づいて前記共通座標系に従った複数の第 2 補間速度データアレイを生成する補間手段と、

前記第 1 補間速度データアレイと前記第 2 補間速度データアレイとから速度ベクトルアレイを生成するベクトル演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記共通座標系は表示座標系であり、

前記速度ベクトルアレイは前記表示座標系を構成する各画素に対応する速度ベクトルによって構成される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記ベクトル演算手段は、前記表示座標系に従う画素順で速度ベクトルを演算する、ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、

複数の振動素子からなる配列型超音波振動子と、

前記配列型超音波振動子を用いた超音波ビームの走査を制御する手段であって、前記第 1 ビーム走査条件及び前記第 2 ビーム走査条件を設定する走査制御手段と、

を含み、

前記第 1 ビーム走査条件は、第 1 のビーム走査原点から放射状に広がる複数の第 1 超音波ビームを形成する条件であり、

前記第 2 ビーム走査条件は、前記第 1 のビーム走査原点とは異なる第 2 のビーム走査原点から放射状に広がる複数の第 2 超音波ビームを形成する条件であり、

30

前記放射状に広がった複数の第 1 超音波ビームからなる第 1 走査領域と前記放射状に広がった複数の第 2 超音波ビームからなる第 2 走査領域の交差領域内において複数の速度ベクトルが演算される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特に、速度ベクトルを演算する装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受波することにより得られたデータに基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波画像としては、Bモード断層画像、カラードプラ画像（血流画像）、三次元画像、等が知られている。

40

【0003】

上記のカラードプラ画像を構成する各画素は超音波ビーム方向に沿った速度成分を表すものである。すなわち、各画素の画素値（カラー値）は真の血流速度を表すものではなく、真の血流速度における超音波ビーム上の速度成分を示している。よって、カラードプラ画像上においては、血流がプローブに対して大凡近づいているのか大凡遠ざかっているのかを把握することはできるが、実際の血流の向きや速度は分からない。

【0004】

50

上記に対して、血流の二次元速度ベクトルを演算する技術が幾つか提案されている。その中で代表的な技術においては、図6に示すように、生体内の観測点204で交差する2つの超音波ビーム200, 202が設定され、各超音波ビーム200, 202上で取得された速度成分206, 208から二次元血流速度ベクトル210が演算される。これを拡張すれば三次元速度ベクトル(真の血流ベクトル)を演算することも可能である。しかし、生体内の1点で速度ベクトルを演算しても血流全体の流れの様子を把握するのは困難である。

【0005】

特許文献1にはビーム走査面上の複数の観測点につき複数の二次元速度ベクトルを演算することが開示されている。特許文献1に記載された装置では、第1角度をもって偏向したドプラビームがリニア走査されており、次に、第2角度をもって偏向したドプラビームがリニア走査されている。これにより得られた2つのフレーム間で観測点ごとに二次元速度ベクトルが演算されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-55493

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

複数の観測点についてそれぞれ速度ベクトルを演算したい場合には、個々の観測点ごとにそこで交差する複数のビームを設定し、それらの方向に沿った複数の速度成分を得る必要がある。しかし、フレームデータにおけるデータ配列はそれを得るために適用された送受波条件に依存しているので、2種類の送受波条件で取得された2つのフレームデータ間ではデータ配列が合致せず、個々の観測点において演算上必要な複数の速度成分が存在しないという問題がある。しかも、それらのデータ配列は通常、表示フレームデータのデータ配列とも異なるから、その面での調整も必要となる。

【0008】

本発明の目的は、超音波データ処理装置において、互いにデータ配列の異なるデータレイに基づいて個々の観測点ごとに速度ベクトルを演算できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、表示フレームデータにおける個々の画素位置について速度ベクトルを迅速かつ簡便に演算できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、第1ビーム走査条件の適用により取得された第1速度データレイと、前記第1ビーム走査条件とは異なる第2ビーム走査条件の適用により取得された第2速度データレイと、を取得する手段と、前記第1速度データレイに基づいて共通座標系に従った第1補間速度データレイを生成し、前記第2速度データレイに基づいて前記共通座標系に従った複数の第2補間速度データレイを生成する補間手段と、前記第1補間速度データレイと前記第2補間速度データレイとから速度ベクトルレイを生成するベクトル演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】

上記構成によれば、第1速度データレイと第2速度データレイとが同時又は順次取得される。フレーム又はボリューム単位で交互にデータが取得されてもよいし、ビーム単位その他の単位で交互にデータが取得されてもよい。補間手段は、第1速度データレイから共通座標系に従った第1補間速度データレイを生成し、第2速度データレイから共通座標系に従った第2補間速度データレイを生成する。それらのレイの生成も同時又は交互に実行される。複数の補間回路を並列的に設けるようにしてもよいし、単一の補間回路を時分割利用するようにしてもよい。あるいは、補間手段をソフトウェアで実現する場合、単一の補間処理プログラムにつき、そのプロセスを複数実行させることにより、

10

20

30

40

50

リアルタイムで2つの補間速度データアレイが実質的に同時に生成されるようにしてもよい。いずれにしても、2つの補間速度データアレイが共通座標系上のデータとして構成されるので、二次元ベクトルの演算において座標系の違いを考慮する必要がなくなるから、その処理を迅速に行うことが可能である。より詳しくは、共通座標系上の個々の座標につき、そこでクロスする2つの仮想的ビームに沿った2つの速度成分を前処理により生成しておいて、それらが後処理としてのベクトル演算でそのまま利用される。なお、後述する実施形態では、第1補間速度データアレイ及び第2補間速度データアレイのそれぞれが表示フレームデータを構成するので、それらをそのままカラードブラ画像として表示することも可能である。上記の各データアレイは二次元のデータアレイとするのが望ましいが、それを三次元のデータアレイとすることも可能であり、そのような場合にも本発明の手法を適用できる。

10

【0011】

第1ビーム走査条件及び第2ビーム走査条件は、少なくともビーム配列の点で相違するものであり、より詳しくは速度ベクトルを求める2つの速度成分が得られるような2条件である。電子セクタ走査方式が適用される場合、望ましくは、互いに異なる2つの走査原点が設定される。電子リニア走査方式が適用される場合、望ましくは、互いに異なるビーム偏向角度が設定される。

【0012】

望ましくは、前記共通座標系は表示座標系であり、前記速度ベクトルアレイは前記表示座標系を構成する各画素に対応する速度ベクトルによって構成される。この構成によれば、速度ベクトルアレイを表示フレームデータとしてそのまま利用することが可能であり、再度の座標変換が不要となる。望ましくは、前記ベクトル演算手段は、前記表示座標系に従う画素順で速度ベクトルを演算する。

20

【0013】

望ましくは、複数の振動素子からなる配列型超音波振動子と、前記配列型超音波振動子を用いた超音波ビームの走査を制御する手段であって、前記第1ビーム走査条件及び前記第2ビーム走査条件を設定する走査制御手段と、を含み、前記第1ビーム走査条件は、第1のビーム走査原点から放射状に広がる複数の第1超音波ビームを形成する条件であり、前記第2ビーム走査条件は、前記第1のビーム走査原点とは異なる第2のビーム走査原点から放射状に広がる複数の第2超音波ビームを形成する条件であり、前記放射状に広がった複数の第1超音波ビームからなる第1走査領域と前記放射状に広がった複数の第2超音波ビームからなる第2走査領域の交差領域内において複数の速度ベクトルが演算される。

30

【0014】

交差領域の全部において速度ベクトルが演算されてもよいが、交差領域の一部において速度ベクトルが演算されてもよい。逆に言えば、まずユーザーにより二次元断層画像上において関心領域を指定させ、それをカバーするように2つのビーム走査条件が定められるようにするのが望ましい。これによればドブラ測定用ビームの無駄な形成を除外できる。なお、各ビーム走査条件の設定に際して、交差領域からはみ出す部分ができるだけ生じないように、その設定を行うのが望ましい。各走査領域の形状がその中心線から左右非対称となってもよい。

40

【0015】

望ましくは、前記走査制御手段は更に二次元断層画像を形成するための前記第3ビーム走査条件を設定し、前記第3ビーム走査条件は、前記第1のビーム走査原点と前記第2のビーム走査原点の間に設定された第3のビーム走査原点から放射状に広がる複数の第3超音波ビームを形成する条件であり、前記放射状に広がった複数の第3超音波ビームからなる第3走査領域が前記交差領域を含む。この構成によれば二次元断層画像を従来同様の形式をもって自然に表示することができ、第1走査領域及び第2走査領域をユーザーに意識させずに速度ベクトルアレイを表示できる。

【発明の効果】**【0016】**

50

本発明によれば、互いにデータ配列の異なるデータアレイに基づいて個々の観測点ごとに速度ベクトルを演算できる。あるいは、表示フレームデータにおける個々の画素位置について速度ベクトルを迅速かつ簡便に演算できる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】第1速度データアレイと第2速度データアレイの関係を示す図である。

【図3】第1及び第2速度データアレイと表示座標系に従う表示画素マトリクスとの関係を示す図である。

【図4】二次元速度ベクトルアレイの表示例を示す図である。

10

【図5】電子リニア走査における第1ビーム走査条件と第2ビーム走査条件とを示す図である。

【図6】2つの速度成分から求められる二次元速度ベクトルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、医療の分野において用いられ、生体に対する超音波の送受波により、二次元血流画像等を形成する装置である。

20

【0020】

図1において、プローブ10は例えば体表面上に当接して用いられる超音波探触子である。プローブ10の中には1Dアレイ振動子が設けられている。1Dアレイ振動子は本実施形態において直線状に配列された複数の振動素子からなり、そのアレイ振動子によって超音波ビームが形成される。本実施形態において、その超音波ビームが電子走査されており、その電子走査方式は電子セクタ走査方式である。もちろん、電子リニア走査その他の方式が適用されるようにしてもよい。

【0021】

本実施形態においては、複数の観測位置についてそれぞれ二次元速度ベクトルを演算するために、2つの走査面が交互に形成されている。図1において、符号12は第1走査面すなわち第1プレーンを示しており、符号14は第2走査面すなわち第2プレーンを示している。2つの走査面12, 14において、それらの走査原点は互いに素子配列方向にずれている。図1においては2つの走査原点の間の距離が d で示されている。すなわち、アレイ振動子の中心軸から $d/2$ ずつ左右にシフトした位置にそれぞれの走査原点が設定されている。第1走査面12は、第1走査原点から放射状に複数の超音波ビームを形成することにより構成されるものである。第2走査面14も同様に形成される。第1走査面12において深さ方向が r_1 で示されており、ビーム走査方向が θ_1 で示されている。第2走査面14において、深さ方向が r_2 で示されており、ビーム走査方向が θ_2 で示されている。

30

【0022】

後に説明するように、2つの走査面12, 14が互いにオーバーラップしている交差領域において二次元速度ベクトルが演算される。すなわちそのような交差領域内における各観測点ごとに二次元速度ベクトルが演算される。二次元断層画像(Bモード画像)上に二次元速度ベクトルを示す画像がオーバーレイされる表示態様が採用される場合、二次元断層画像を形成するための走査面が上記走査面12, 14とは別に形成される。その場合、そのための走査面の走査原点は上述した第1走査原点と第2走査原点の中間位置に設定される。その場合、そのような第3の走査面は上述した交差領域をカバーするものである。なお、プローブ10が体腔内に挿入されるものであってもよい。例えば経食道プローブであつてもよい。

40

【0023】

50

プローブ10に対しては送信部(図示省略)及び受信部16が接続される。送信部は送信ビームフォーマーであり、送信時において送信部からアレイ振動子に対して複数の送信信号が供給される。これにより送信ビームが形成される。生体内からの反射波がアレイ振動子にて受波されると、アレイ振動子から複数の受信信号が並列的に出力される。受信部16は受信ビームフォーマーであり、入力される複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより整相加算後の受信信号としてビームデータを出力する。そのビームデータは1つの超音波ビームに対応するものである。

【0024】

図示されていないビーム走査制御部により、上述した第1走査面12及び第2走査面14、さらに必要に応じて第3走査面の形成が制御されており、それらの走査条件及びその順番に従って個々のビームデータが受信部16から出力されることになる。第1走査面12に対応する各ビームデータ及び第2走査面14に対応する各ビームデータはドブラ情報処理部18へ出力される。一方、二次元断層画像形成用のビームデータは図示されていないBモード画像処理部へ出力される。

10

【0025】

ドブラ情報処理部18は、本実施形態において、直交検波回路、ウォールモーションフィルタ回路、自己相関回路、速度演算回路等の公知の回路群を備えており、受信信号中に含まれるドブラ成分を抽出し、そのドブラ成分から各サンプルポイントでの速度情報すなわちビーム方向に沿った速度成分を演算している。そのように演算された結果もビームデータと称することができる。そのビームデータは深さ方向に並ぶ複数の速度データからなるものである。

20

【0026】

ドブラ情報処理部18の後段には、図1に示す構成例において、第1変換部20と第2変換部22とが並列的に設けられている。それらの変換部20, 22はそれぞれデジタルスキャンコンバータに相当するものである。第1変換部20は第1走査面12に対応する複数のビームデータを処理するモジュールであり、第2変換部22は第2走査面14に対応するビームデータを処理するモジュールである。それらは互いに同一の構成を具備している。

【0027】

第1変換部20によって、第1走査面12の形成により得られた速度データアレイが表示座標系に従う第1補間速度データアレイに変換される。第2変換部22によって、第2走査面14の形成により得られた第2速度データアレイが表示座標系に従う第2補間速度データアレイに変換される。それぞれのデータアレイは1フレームを構成するものである。各変換部20, 22における変換処理の具体的内容は後に詳述する。

30

【0028】

ベクトル演算器24は、表示座標系に従う共通データ配列を持った第1補間データアレイ及び第2補間データアレイに基づき、共通データ配列上の画素位置ごとに二次元速度ベクトルを演算し、これによって二次元速度ベクトルアレイを構成する。その処理は表示フレーム単位で実行される。二次元速度ベクトルアレイは表示処理部26へ送られ、必要な表示処理が施された後に表示器28へ送られる。表示器28の画面上には、二次元速度ベクトルアレイが所定の表示態様をもって表示される。その場合において、必要に応じて背景画像として二次元断層画像が表示される。表示処理部26は背景画像としての二次元断層画像上にグラフィック画像としての二次元速度ベクトルアレイを合成する機能を備えている。

40

【0029】

以下に、変換部20, 22について説明する。それらは上述したように同一の構成を有しているため、以下においては変換部20を代表させてその構成を具体的に説明する。

【0030】

変換部20は、フレームメモリ34A、補間器36A、フレームメモリ38A、変換器40A及び発生器42Aを有している。フレームメモリ34Aは、走査面12に対応する

50

1 フレーム分のビームデータが格納されるメモリであり、そのフレームデータは上述した第1速度データアレイである。フレームメモリ34Aの記憶アドレスは第1走査面についての第1送受波座標系を定義する r_1 、 θ_1 に対応している。補間器36Aは、フレームメモリ34Aから読み出された、注目画素近傍の例えば4つの速度データに基づいて注目画素についての補間速度データを補間処理により求めるものである。それにより生成された補間速度データがフレームメモリ38A上に書き込まれる。

【0031】

フレームメモリ38Aは、表示フレームデータに相当する第1補間速度データアレイを構成するメモリであり、発生器42Aから出力された表示座標系に従うアドレスに対応するメモリアドレスに補間器36Aから出力された補間速度データを格納している。フレームメモリ38Aは上述したように表示座標系に従った記憶空間を有し、すなわち水平表示アドレス x 及び垂直表示アドレス y に対応したメモリアドレスを有している。本実施形態において、表示座標系は2つの走査面に対する共通の座標系として機能している。

10

【0032】

発生器42Aは、表示座標系に従って、ラスタースキャンの順番で各表示アドレスを順次生成するアドレス発生器である。アドレス発生器42Aにおいて、特定の表示アドレスが生成されると、その表示アドレスが変換器40A及びフレームメモリ38Aに送られる。変換器40Aにおいては表示座標系に従う表示アドレスを中心として、その近傍に存在する4つの実データすなわち4つの速度データを特定するものである。具体的には、変換器40Aから変換後の4つのアドレスがフレームメモリ34Aに対して与えられている。それらの4つのアドレスは、それぞれ第1走査面12つまり第1送受波条件に従うアドレスであり、上述したように r_1 及び θ_1 によって特定されるアドレスである。

20

【0033】

フレームメモリ34Aから、注目している表示アドレス近傍の4つの速度データが読み出されると、補間器36Aは上述したようにそれらの速度データに基づいて重み付け線形補間処理を実行し、その演算結果として補間速度データを出力する。その補間速度データが発生器42Aにおいて特定された表示アドレスに対応するフレームメモリ38A上のアドレスに格納される。したがって、発生器42Aにおいてラスタースキャンに従って個々の表示アドレスを順次発生すると、それに対応して個々の表示アドレスごとに補間速度データが順次生成され、それらがフレームメモリ38A上にラスタースキャンの順番でマッピングされることになる。ちなみに、変換器40Aは変換テーブルを有しており、それは表示座標系に従う表示アドレスを、第1送受波座標系に従う4つのアドレスに変換するものであり、またそれと同時に、補間処理に必要な4つの重み値を補間器36Aに対して出力するものである。

30

【0034】

上述したように、変換部22は変換部20と同様の構成を有している。すなわち、フレームメモリ34B、補間器36B、フレームメモリ38B、変換器40B及び発生器42Bを有している。ただし、フレームメモリ34Bのアドレスは、第2走査面14を生成する際に適用された第2送受波座標系に従ったものであり、すなわち r_2 及び θ_2 で特定されるものである。ちなみに、2つの変換部20、22においてメモリを除く部分をソフトウェアの機能として実現することが可能である。すなわち符号100で示す部分をスキャンコンバージョンプログラムによって実現することが可能である。その場合においては単一のプログラムを用い、プロセスを複数個実行させることにより、第1変換部20の機能と第2変換部22の機能とを実現するようにしてもよい。そのような構成によれば、リアルタイムで実質的に同時に2つの補間速度データアレイを得ることが可能となる。ただし、図1に示したように、2つの変換部20、22をハードウェアとして構成し、それらを並列的に配置してもよい。

40

【0035】

制御部30はCPU及び動作プログラムにより構成され、図1に示される各構成の動作制御を行っている。操作パネル32はキーボードやトラックボールなどを有し、それらに

50

よって装置の動作条件がユーザにより設定される。上述した各送受波条件はビーム走査条件を意味しており、上述したように、本実施形態においては互いに異なる2つのビーム走査条件が交互にあるいは実質的に同時に適用されている。

【0036】

上記の補間器36A、36Bでの補間演算は次のように実行される。第1送受波座標系又は第2送受波座標系に従うデータ配列において、mを深さ方向のインデックスとし、nをビームラインのインデックスとした場合、n番目のライン上の深さm番目の位置での実データ(速度データ)がd(m,n)で表される。画素位置Cは表示座標系(つまり共通座標系)に従うものであり、その画素位置Cでの補間データ(補間により生成される速度データ)をD_Cとする。また、a(m,n)を重み係数とする。重み係数は画素位置Cから実データd(m,n)までの距離により規定される。以上の前提の下で、以下の計算式(1)により補間データD_Cが演算される。

10

【0037】

【数1】

$$D_C = \sum_{m,n} a(m,n) \times d(m,n) \quad \dots(1)$$

【0038】

上記補間データD_Cは、第1送受波座標系又は第2送受波座標系において、画素位置Cを通過するビームラインを想定した場合に、画素位置Cで観測され得るであろうビームライン方向の速度成分である。

20

【0039】

既に説明したように、第1送受波座標系(第1ビーム走査条件)に従う第1データ配列をもった第1速度データアレイを用いて、表示座標系に従う共通データ配列上の全画素位置に対して、上記の補間演算を実行した結果として、表示座標系に従う共通データ配列をもった第1補間データアレイが構成される。同様に、第2送受波座標系(第2ビーム走査条件)に従う第2データ配列をもった第2速度データアレイを用いて、表示座標系に従う共通データ配列上の全画素位置に対して、上記の補間演算を実行した結果として、表示座標系に従う共通データ配列をもった第2補間データアレイが構成される。そして、共通データ配列をもった第1補間データアレイと、共通データ配列をもった第2補間データアレイと、を利用して、共通データ配列上の全部又は一部の画素位置ごとに、図6に示した原理に基づき、二次元速度ベクトルが演算される。二次元速度ベクトルの演算に先立って、各画素位置につき、そこでクロスする2つのビームライン方向に沿った2つの速度成分が演算されているので、二次元速度ベクトルを正確に演算することが可能であり、しかもそれを迅速に演算することが可能である。なお、2つの速度成分の演算とそれらに基づく二次元速度ベクトルの演算とを計算上統合してもよい。その場合においても、一連の計算処理において、2つの速度成分を演算する部分と、それに続いて二次元速度ベクトルを演算する部分と、を概念上分離することができる。

30

【0040】

図2には第1速度データアレイ46と第2速度データアレイ48の関係が概念的に示されている。第1速度データアレイ46は上述した第1走査面に対応するものであり、すなわち第1送受信条件の下で生成された第1ビームデータ列を構成するものである。第2速度データアレイ48は第2走査面に対応するものであり、上述したように、それは第2送受信条件の下で得られた第2ビームデータ列に相当するものである。図2において、第1速度データアレイ46を構成する1つのビームデータが符号50で示されており、そのビームデータ50は深さ方向に並んだ複数の速度データ52により構成されるものである。図2において速度データ52が白丸で表されており、それは補間データに対する実データとして理解することが可能である。

40

【0041】

一方、第2速度データアレイ48を構成する1つのビームデータが符号54で示されて

50

おり、それは深さ方向に並ぶ複数の速度データ56により構成されるものである。各速度データ56が図2において黒丸で示されており、それも実データと称することが可能である。

【0042】

図2に示されるように、第1速度データアレイ46と第2速度データアレイ48は第1送受信条件と第2送受信条件の相違に起因して互いに不一致となっており、すなわち2つのデータ配列が合致していない。したがってそのような状況において直ちに二次元速度ベクトルを演算することは困難である。このため上述したように共通の座標系への変換が実行されており、それについて以下に図3を用いて説明する。

【0043】

図3には、表示画素マトリクス60が示されている。図2に示した構成と同一の構成には同一符号を付している。表示画素マトリクス60上においては、複数の垂直表示ライン62、複数の水平表示ライン64を観念することができる。それらのラインの交点66が表示画素すなわちピクセルに相当している。

【0044】

本実施形態においては、表示画素ごとに、第1速度データアレイに基づいて第1補間速度データが生成されている。また、それとは別に、表示画素ごとに、第2速度データアレイに基づいて第2補間速度データが生成されている。具体的には、注目する画素の周囲に存在する4つの近傍データ(4つの速度データ)が参照され、それに対して重み付け補間処理を実行することにより補間データが生成されている。その補間データは速度成分を表すものであり、具体的には注目画素を通過するビームを観念した場合における当該ビーム方向の速度成分である。したがって各画素毎にそこにおいて交差する仮想的な2つのビームが観念され、それぞれの仮想的なビームに沿って速度成分が補間値として演算されることになる。したがって、図1に示したベクトル演算器24においては、共通の座標系において、個々の画素毎に2つの速度成分が求められているため、それらを利用して簡便に二次元速度ベクトルを計算することが可能となる。

【0045】

図4には、表示例が示されている。表示画面68上において、符号70は第1走査面に対応する第1領域を示しており、符号72は第2走査面に対応する第2領域を示している。それらは実際には可視化されないものである。もちろんそれらを個別的に表示させるようにしてもよい。

【0046】

第1表示領域70と第2表示領域72との重合部分が交差領域74であり本実施形態においては、その交差領域74内の全部または一部について画素ごとに二次元速度ベクトルが演算されている。符号76は二次元速度ベクトルアレイのグラフィック表示を示している。各二次元速度ベクトルが矢印のマークерによって表現されており、その矢印の向きが血流の方向を示しており、その矢印の長さが速度の大きさを示している。

【0047】

ちなみに、符号77は二次元断層画像が表示される領域を示しており、その頂点は2つの表示領域70, 72の頂点の中間位置にある。ちなみに、図4に示す例では、2つの表示領域70, 72が交差領域の外側にはみ出す部分を有しているが、そのようなはみ出し部分は二次元速度ベクトルの演算に寄与しないため、できる限りはみ出し部分がないように走査面の形状を定めるのが望ましい。たとえばセクタ走査の中心軸から左右非均等の形状が採用されてもよい。

【0048】

上述した実施形態においては2つの電子セクタ走査が適用されていたが、それらを電子リニア走査に代えることも可能である。その一例が図5に示されている。符号78はアレイ振動子を示しており、それは直線上に配列された複数の振動素子78aにより構成されている。第1のビーム走査条件が適用される場合、符号80で示されるように垂直方向に超音波ビームが形成され、それが電子リニア走査される。これにより第1走査面82が矩

10

20

30

40

50

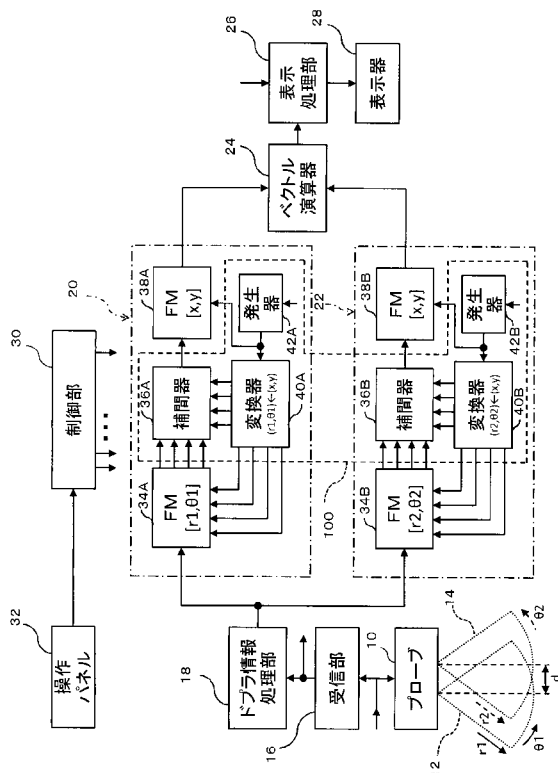
形の領域として構成されることになる。次に、2番目の操作においては、符号84で示されるように一定角度、超音波ビームが偏向され、そのような角度を維持したまま超音波ビームが電子リニア走査される。これにより符号84で示すような平行四辺形の形態をもった走査面が構成される。このような方式を利用して各表示画素ごとに2つの速度成分を得ることが可能であり、すなわち画素毎に二次元速度ベクトルを演算することが可能である。このような変形例においても、複数の座標系を互いに一致させる処理が必要であるため、上述した共通座標系への座標変換が適用されるのが望ましい。

【符号の説明】

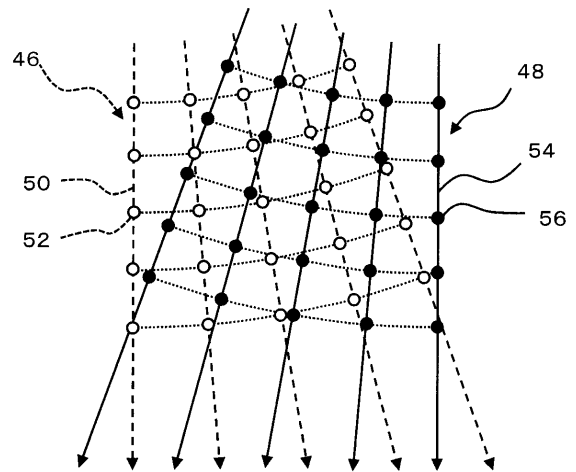
【0049】

20 第1変換部、22 第2変換部、34A, 34B フレームメモリ、36A, 36B 補間器、38A, 38B フレームメモリ、40A, 40B 変換器、42A, 42B 発生器。

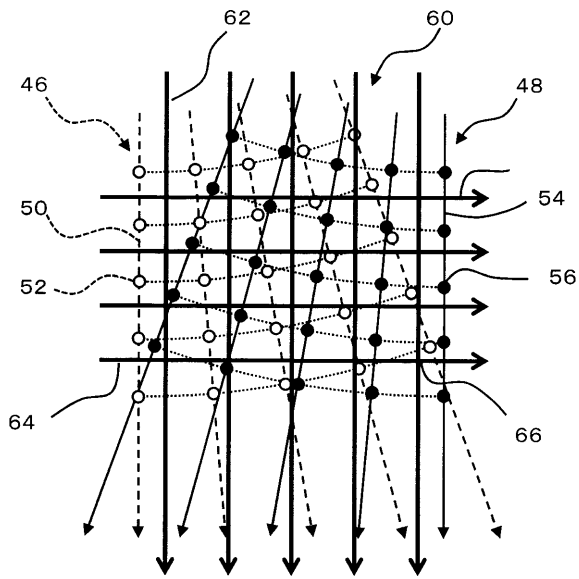
【図1】



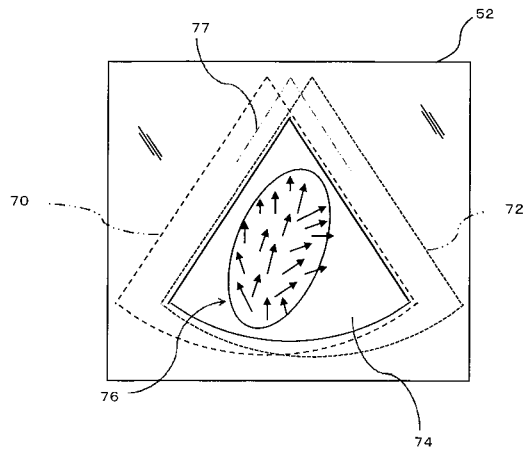
【図2】



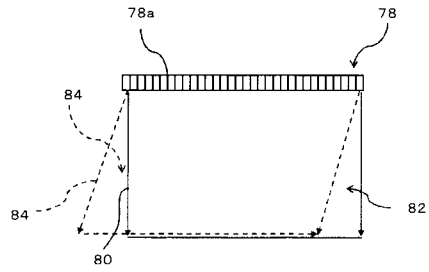
【 図 3 】



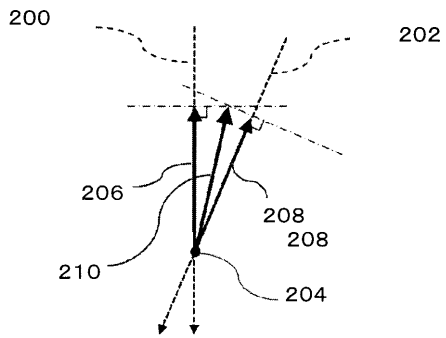
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013165922A	公开(公告)日	2013-08-29
申请号	JP2012032362	申请日	2012-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	岡田孝 小野友也		
发明人	岡田 孝 小野 友也		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/GB04 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/KK20 4C601/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：计算超声诊断设备中每个显示像素的二维速度矢量。解决方案：通过形成第一扫描表面来获取第一速度数据阵列46。通过形成第二扫描表面来获取第二速度数据阵列48。各个数据阵列彼此不同。执行基于第一速度数据阵列的插值数据的生成，并且对显示像素矩阵60上的每个像素66执行基于第二速度数据阵列48的插值数据的生成。因此，针对每个像素66获得两个速度分量。在显示坐标系之后，使得基于这两个分量计算二维速度矢量。

