

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4537405号
(P4537405)

(45) 発行日 平成22年9月1日(2010.9.1)

(24) 登録日 平成22年6月25日(2010.6.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-535067 (P2006-535067)
 (86) (22) 出願日 平成17年7月20日(2005.7.20)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/013281
 (87) 国際公開番号 W02006/027899
 (87) 国際公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)
 審査請求日 平成19年5月25日(2007.5.25)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-256448 (P2004-256448)
 (32) 優先日 平成16年9月3日(2004.9.3)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 110000350
 ポレール特許業務法人
 (72) 発明者 東 隆
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内
 (72) 発明者 梅村 晋一郎
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子から超音波パルスを被検体に送信し、前記被検体から反射される超音波パルスを受信して、前記被検体の断層像を撮像する超音波撮像装置において、

前記被検体から受信される受波信号に基づいて、前記被検体の関心部位の動きをラスタ毎に検出する手段を備え、

検出した前記被検体の関心部位のラスタ毎の動きに追従してラスタ毎に修正した撮像面をもとに前記被検体の断層像を撮像するよう構成したことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記検出手段は、ベクトルドップラ法により前記被検体の関心部位の動きを検出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記被検体の断層像を撮像する断層像撮影モードと、
 前記被検体の関心部位の動きを検出する変位検出モードとを備え、
 それらを切替える手段を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記超音波探触子は、素子を 2 次元に配列した超音波探触子であることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波撮像装置。

10

20

【請求項 5】

素子が 2 次元に配列された超音波探触子から超音波パルスを送信し、前記被検体から反射される超音波パルスを受信して、前記被検体の断層像を撮像する超音波撮像装置において、

前記超音波パルスにより送波超音波ビームを形成する送波ビームフォーマと、
受信された前記超音波パルスにより受波超音波ビームを形成する受波ビームフォーマと

、
前記受波ビームフォーマの出力結果により前記受波ビームフォーマの口径方向に沿った前記被検体の動きをベクトルドップラ法によりラスタ毎に検出するベクトルドップラ演算部と、

前記ベクトルドップラ演算部の演算結果により前記被検体の関心領域の動きベクトルをラスタ毎に求める変位量検出部と、

前記被検体の動きベクトルに基づいて超音波の撮像部位を決定する走査面設定部と、

前記受波ビームフォーマの出力結果により検波を行う検波部と、

前記検波部の結果を画像化するスキャンコンバータと、

前記スキャンコンバータの出力を表示する表示部とを備え、

前記送波ビームフォーマは、前記走査面設定部の設定により設定された走査面上の送波点に対して送波を行い、

前記受波ビームフォーマは、前記走査面設定部の設定により設定された走査面上の点にフォーカスするように設定されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記被検体の画像を撮像する断層像撮影モードと、

前記被検体の関心部位の断面の動きをラスタ毎に検出する変位検出モードとを備え、

それらを切替える変位検出 / 画像撮像切り替え部を有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波ビームを用いて、被検体内の断層像を表示する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波ビームを送信し、被検体から受信される受波信号に基づいて診断に必要な情報を得るものである。特に、心臓のように生体内でも動きが早い部位に関しては、他の撮像方法、例えば X 線 CT や MRI などの撮像方法に比べ、超音波撮像の撮像速度の速さを活かすことが出来る。

【0003】

拍動に伴う、心筋の厚みの変化は、心臓の様々な疾患を調べるために有用な要素であり、超音波断層像上で心筋厚み変化を計測することが、従来から広く行なわれている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0004】

虚血性心疾患において、病状が進んだ場合には、心筋厚みが薄くなった部位が病変部として判別される。拍動時に伴う心筋の厚み変化率に着目すると、厚みが薄くなるほど病状が進行する前に、病変部の検出が可能になる。また、病状の進行状況を把握することも可能となるので、心筋の厚み計測は臨床的な価値が高い。

【0005】

【特許文献 1】特開 2001 - 70303 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

心臓の拍動は、1秒に1回程度であり、そのうち最も高速に動くのに追従出来るにはデータ取得レートが1/20秒程度であることが知られている。これに対して超音波断層像の撮像速度は1/50秒程度であるため、断層像の撮像速度としては、心臓の拍動に追従することが出来る。

【0007】

しかし、実際は、心臓の拍動は三次元的な動きである。超音波三次元撮像に関しては、一次元トランスデューサアレイをアレイ化方向と直交方向に機械走査する機械走査式と、二次元トランスデューサアレイを用いる電子走査式があるが、いずれにしても断層像と同じ程度の画像空間分解能を維持するには、断層像の撮像時間掛ける撮像枚数となるので、秒単位の時間を要し、心臓の動きに追従した画像を得ることは出来ない。

10

【0008】

図1は、心臓の拍動に伴う変形と超音波撮像面（断層面）の関係を示す。図1に示すように、心筋拡張期、心筋収縮期における拍動中の心筋の位相によって、撮像面A上で観測されている関心部位（この例では、心筋梗塞前兆部位などの病変部）Bがずれてしまう。心筋の場合は、血液を心室、心房から効率よく送り出すため、あたかも雑巾を絞るようにねじれる動きをするため、このようになる。その結果、厚み変化の追跡は不正確なものになってしまう。

【0009】

厚み計測に問題が生じている例は、図4と図5を比べることで明らかである。図4は、心筋拡張期における心筋の断層像（模式図）であり、斜線部が心筋を示す。図中、XとYは、説明の便宜上、心筋と心腔の部分に置いた代表点（黒点）であり、このXとYの間の距離が、心筋拡張期における心筋厚みとして測定される。図5は、心筋収縮期における心筋の断層像（模式図）であり、斜線部が心筋を示す。図5中に示すX、Yは、図4をもとにフレーム間相関法で代表点X、Yを追跡した結果であり、図5をもとに境界点を求めた結果が、X、Y'である。この結果から、心筋拡張期の代表点を時間変化とともに追跡した結果の点X、Y'と、画像上の見かけの境界位置X、Yがずれていることがわかる。そのため、XとYの間の距離が、心筋収縮期の心筋厚みとして判定されてしまう。

20

【0010】

これは、図1で説明した対象物が撮像面（断層面）Bからずれていくため、断面そのものの像に加えて、周辺の面の側面像が重なってきているためと考えられる。このとき、見かけの断層面を使って、心筋の厚さとする、正確な心筋厚み変化を見間違える恐れがある。

30

【0011】

本発明の目的は、対象物が、撮像断面からずれて動く場合にも、対象物の断面を追従して画像化することが可能な超音波撮像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の超音波撮像装置は、以下のような特徴を有する。
(1) 超音波探触子から超音波パルスを被検体に送信し、前記被検体から反射される超音波パルスを受信して、前記被検体の断層像を撮像する超音波撮像装置において、前記被検体から受信される受波信号に基づいて、前記被検体の関心部位の動きを検出する手段を備え、検出した前記被検体の関心部位の動きに追従して修正した撮像面をもとに前記被検体の断層像を撮像するよう構成したことを特徴とする。

40

【0013】

前記構成において、前記検出手段は、ベクトルドップラ法により前記被検体の関心部位の動きを検出することを特徴とする。また、前記被検体の断層像を撮像する断層像撮影モードと、前記被検体の関心部位の動きを検出する変位検出モードとを備え、それらを切替える手段を有することを特徴とする。

【0014】

(2) 素子が2次元に配列された超音波探触子から超音波パルスを送信し、前

50

記被検体から反射される超音波パルスを受信して、前記被検体の断層像を撮像する超音波撮像装置において、前記超音波パルスにより送波超音波ビームを形成する送波ビームフォーマと、受信された前記超音波パルスにより受波超音波ビームを形成する受波ビームフォーマと、前記受波ビームフォーマの出力結果により前記受波ビームフォーマの口径方向に沿った前記被検体の動きをベクトルドップラ法により検出するベクトルドップラ演算部と、前記ベクトルドップラ演算部の演算結果により前記被検体の関心領域の動きベクトルを求める変位量検出部と、前記被検体の動きベクトルに基づいて超音波の撮像部位を決定する走査面設定部と、前記受波ビームフォーマの出力結果により検波を行う検波部と、前記検波部の結果を画像化するスキャンコンバータと、前記スキャンコンバータの出力を表示する表示部とを備え、前記送波ビームフォーマは、前記走査面設定部の設定により設定された走査面上の送波点に対して送波を行い、前記受波ビームフォーマは前記走査面設定部の設定により設定された走査面上の点にフォーカスするように設定されることを特徴とする。

10

【0015】

前記構成において、前記被検体の画像を撮像する断層像撮影モードと、前記被検体の関心部位の断面の動きを検出する変位検出モードとを備え、それらを切替える変位検出／画像撮像切り替え部を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、複雑かつ高速に3次元空間上で変形する対象物の関心領域の断面を常に追従して画像化することが可能な超音波撮像装置を実現できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

【0018】

図3は、本発明の一実施例になる超音波撮像装置の構成例を示す。制御系2と、素子が2次元に配列された超音波探触子1と、超音波探触子1に接続し、任意の素子に信号を送信、任意の素子から受信を可能とする、送受切り替えスイッチ4と、前記送受切り替えスイッチ4に接続し、被検体（図示してない）中の所定の位置に超音波を送信する、送波ビームフォーマ3と、前記送受切り替えスイッチ4に接続し、被検体の所定の位置からの受波信号を選択的に増幅する受波ビームフォーマ5と、前記受波ビームフォーマ5の出力から、包絡線成分を検波する検波部6と、前記検波部6の出力を表示部10に表示するためのスキャンコンバータ9とを備える。本発明においては、2次元超音波探触子を用いるが、撮像速度の制約から表示部10においては、2次元断層像を表示する。初期の2次元断層像は、後述する図2の断層面Aで示すように、関心部位Bを含む平面になるように送波ビームフォーマ3と受波ビームフォーマ5において設定されている。

30

【0019】

本発明は、送波ビームフォーマ3と受波ビームフォーマ5の焦点で形成される断層面の位置を被検体の変形に応じて追従させることにあり、そのために、特に、本発明においては、前記被検体の断層像を撮像する通常の断層像撮像モードに加えて、被検体の動き（変位）を検出する変位検出モードを備え、変位検出モードと断層像撮像モードを変位検出／画像撮像切り替え部11によって切り替え可能な構成とする。以下、超音波の送波方向と送受波口径の中心を結ぶ線をラスタと呼ぶ。断層像撮像モードでは、ラスタ方向に超音波を送信し、同ラスタ上からの超音波をダイナミックフォーカス法により、エコー信号を計測する。このラスタ上の深さ方向の強度分布を輝度に変換し、ラスタを所定の断面上を走査することにより、断層像を得る。

40

【0020】

それに対して、変位検出モードでは、公知のベクトルドップラ法（参照文献：特開平7-146304号公報）を用いる。最も単純なベクトルドップラ法の実現は、図6に示すように、受波ビームフォーマ5の口径の両端で口径内の各素子における受信信号に対する

50

重みを正負に反転させ、口径方向に感度分布が出るような受波ビームとすることで可能である。このように、口径に平行な方向に感度分布があると、対象物の横移動（口径方向）に対して感度を持つ。図6に示した口径は、2次元アレイ上で、まず、前記の撮像モードでの撮像面に対して垂直方向にベクトルドップラ計測用の口径を定義し、この口径に沿った方向の被検体の動きを検出する。このベクトルドップラ演算を行なうのが、ベクトルドップラ演算部7である。ベクトルドップラ演算部7の結果に基づいて変位量検出部8によって、被検体の動き（変位）ベクトルを求める。求まった被検体の動きベクトルに応じて、走査面設定部12において、前記の撮像モードにおけるラスタ位置の修正を行う。このラスタ位置の修正結果に基づいて、撮像モードで、送波フォーカス位置および受波フォーカス位置の修正を行い、断層像の撮像を行う。

10

【0021】

図2は、本発明による心臓の拍動に伴う変形と超音波撮像面（断層面）の関係を示す。前記の撮像モードで、変位量検出モードを繰り返すことにより、図2に示すように、撮像面（断層）Aの位置が、ベクトルドップラ法により検出された変位ベクトルDに基づいて修正され、被検体の動きに追従した新撮像面Cの位置が求められる。すなわち、心筋拡張期において、撮像面A上で観測されている関心部位（この例では、心筋梗塞前兆部位などの病変部）Bが、心筋収縮期においてずれて動いても、上記のように動きに追従して修正された新撮像面Cにより、対象部位の断面を画像化することができる。

【0022】

この結果により、既に記述した断層面上の心筋の厚みの時間変化を、正確に計測することが可能となる。図7は、本発明を用いた場合の効果を説明する図である。心筋拡張期は、図4と同じデータを元にしており、心筋収縮期が断層面を追従させた結果を表している。断層面の位置を追従させることによってYの位置が心筋の境界部分と重なって表示され、XとYの間の距離が、正確な心筋厚みを反映している。

20

【0023】

つぎに、本発明の別の実施例として、前述した方法で被検体の動きに対して断層面を追従させることにより、歪像の撮像が可能となる例について説明する。

【0024】

歪像においては、フレーム間で関心領域内のRFデータ同士で相関をとり、各関心領域の平均移動量を求める。このフレーム間相関において、関心領域が、断層面から外れてしまうと、相関が取れなくなり、移動量、すなわち変形量が解らなくなる。本発明の方式を用いると、常に関心領域が追跡可能となるので、心筋のように動きが大きい、もしくは早い場合に対しても、断層面から外れることなく、撮像が可能となる。これまで公知の歪像撮像においては、外部から加圧を加え、加圧中の変形をモニタすることで、硬さのイメージングを行ってきたが、心臓の場合は加圧しなくても心筋が自発的に運動しているので、そのまま相関をとることで歪像すなわち、弾性率に関連したパラメータの測定が可能となる。

30

【0025】

さらにまた、本発明は、心筋コントラスト法に関しても適応可能である。心筋コントラスト法は、造影剤を静脈投与し、心筋の各部位の造影剤の染まり具合を見ることで、心筋の中の虚血部位を検出する診断方法である。音の通り道によって、減衰が異なるため、画像内で単純に輝度を比較しても造影剤による染まり具合の定量的な比較とはならない。これに対して、輝度Iを $I = A p(-\alpha t)$ と表して、 α を調べることで虚血を判定する方法が提案されている。上式を考えることで、音の通り道による減衰の違いは係数Aに含まれ、 α に対しては影響を与えない。この輝度変化率を推定するときに、本明細書で述べてきたように、観測部位がずれてしまうと、 α の推定に大きな誤差をもたらす。本発明による対象物の動きに応じて画像撮像部位を調整する方法は、上記課題を本質的に解決する方法となる。

40

【0026】

上述した実施例いずれにおいても、断層像撮像モードと変位量検出モードを交互に切り

50

替えることで、断層像撮像モードの信号取得レートは半分に低下するが、3次元撮像する場合は短軸方向のフレーム数の分、典型的には50から100フレーム分低下するため、3次元撮像に比べると、本方式においては、データ取得レートが約25倍から50倍優れる。特に、心臓の拍動がターゲットの場合、3次元撮像では間に合わないところが、本発明の方式ではフレームレート25程度は確保出来るので、十分に追従可能であるといえる。

【0027】

これまで、特に深さ方向で変位量が異なる場合に関しての説明を行っていないが、その場合には、平均値を使うか、もしくは信号の強度の重みを付けて平均をとる、関心領域に近いほど重みを大きくするなどの方法がある。また、送波多段フォーカスを同様に、変位量検出部位も深さ方法に数点備え、撮像位置も深さ方向で複数点の位置に変形させることも可能である。

【0028】

また、変位量検出部で、1フレーム内で検出する検出点数としては、下記のような。超音波断層像の場合は、点応答関数の幅が、反射物の分布パターンの最高周波数の逆数より大きいというは、口径方向のサンプリング数を増やした方が、情報量が多くなる。しかし、変位量検出時においては、対象物の変形は、図2のCに示すように、高々1次から2次の関数で近似できるような、なだらかな変形になるので、断層像撮像時ほどは細かくサンプリングする必要がなく、間引いて変位量を検出し、間引かれた点に関して、補間で復元することによって、撮像速度の低下を最小限に抑えることが可能となる。

【0029】

図8に、探触子と、撮像面、変位検出方向の空間的な関係を示す。ここでは、セクタ型の探触子を用いた例で説明する。撮像用口径100を用いて撮像面101を撮像する。このとき撮像面101内の複数のラスタ102毎に、探触子表面103上に撮像面に直交する方向に変位検出用口径104を定義する。この変位検出用口径104を用いて、撮像面と探触子表面のいずれにも直交する変位検出用撮像面105が形成する。撮像面101を撮像するのに、複数のラスタで構成され、例えばラスタの本数を n とすると、ラスタは $102-1$ から、 $102-n$ となり、それぞれに対応して、変位検出用口径104は $104-1$ から $104-n$ となる。変位検出用撮像面105内の撮像面101と直交する方向の対象物の動きを推定することで、次のフレームでのラスタ位置が修正され、対象物の動きに追従可能となる。シーケンスとしては、撮像口径100を用いて、 $102-1$ 、 $102-2$ 、 $\dots$ 、 $102-i$ 、 $\dots$ 、 $102-n$ をまず連続して送受波を行い、続いて、口径 $104-1$ 、 $104-2$ 、 $\dots$ 、 $104-i$ 、 $\dots$ 、 $104-n$ を用いて各ラスタに対応した対象物の動きのうちの、撮像面101に直交する成分を推定。ここで、1フレームの撮像が完了する。次のフレームの撮像には、1フレーム目の撮像で推定された、動き量に応じて、図9に示すように、ラスタ位置を修正して撮像を行う。これを繰り返すことで、常に動きに追従した面での撮像が可能となる。尚、既に説明したように、変位検出用口径104は、全てのラスタに対応させる必要はなく、複数のラスタに対して、一つの変位検出用口径104を定義して、補間によって間の変位量を推定するというような空間的な間引きも可能である。また、毎フレーム間で変位検出を行わずに、数フレーム毎に一度変位推定を行うという、時間的な間引きも可能である。いずれも間引きによって、画像のフレームレートが向上する。変位量推定を行った後、変位の速度 $\times$ フレームレートから、フレーム間での移動量を計算し、これが、スライス厚より小さい場合には、変位検出を時間的に間引いたり、隣接ラスタ間で変位量があまり変動しない場合には、変位検出の空間的な間引きを行うという方法を選択するように構成することも出来る。

【0030】

ここまです、等方的な2次元探触子を用いる例で説明を行ってきた。しかし、撮像面は探触子に対して、片方の方向に限定されている。よって、探触子の素子数や素子間隔を、撮像面に沿った方向と、それに直交する方向で、異なる構成にしてもよい。図10は、撮像

面に直交する方向の素子間隔を、撮像面に沿った方向の素子間隔より粗くした構成例である。いわゆる 1.5 次元アレイとよばれるような、短軸のフォーカスだけを切り替えるものと異なり、ビームの偏向方向も傾ける必要があるので、1.5 次元アレイよりは素子間隔を細かく設定する必要があるが、いずれにしても通常の 3 次元ボリューム像を取得するための 2 次元アレイよりは、片方の軸に関して、素子間隔を粗くすることで、装置を簡素化することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【0031】

以上詳述したように、本発明によれば、複雑かつ高速に 3 次元空間上で変形する対象物の関心領域の断面を常に追隨して画像化することが可能な超音波撮像装置を実現できる。これによって、関心部位の厚みの時間変化や、関心部位の弾性率の時間変化の正確な測定が可能となり、医療分野においてその利用可能性大である。

10

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図 1】従来における心臓の拍動に伴う変形と超音波撮像面の関係を説明する図。

【図 2】本発明による心臓の拍動に伴う変形と超音波撮像面の関係を説明する図。

【図 3】本発明の一実施例になる超音波撮像装置の構成例を説明する図。

【図 4】心筋の断面図の一例を示す図。

【図 5】心筋の断面図と、境界点追跡の結果の例を示す図。

【図 6】本発明におけるベクトルドブ法適用の説明する図。

20

【図 7】本発明を用いた場合の効果を説明する図。

【図 8】本発明を用いた場合の探触子と撮像面と変位検出面の関係を説明する図。

【図 9】本発明を用いた場合の探触子と撮像面と変位検出面の関係を説明する図。

【図 10】本発明を用いた場合の探触子と撮像面と変位検出面の関係を説明する図。

【符号の説明】

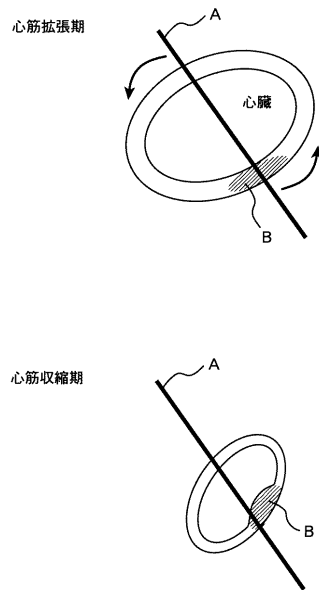
【0033】

1 ... 超音波探触子、2 ... 制御系、3 ... 送波ビームフォーマ、4 ... 送波受波切り替えスイッチ、5 ... 受波ビームフォーマ、6 ... 検波部、7 ... ベクトルドブ演算部、8 ... 変位量検出部、9 ... デジタルスキャンコンバータ、10 ... 表示器、11 ... 変位検出 / 画像撮像切り替え部、12 ... 走査面設定部、100 ... 撮像用口径、101 ... 撮像面、102 ... ラスター、103 ... 探触子表面、104 ... 変位検出用口径、105 ... 変位検出用撮像面。

30

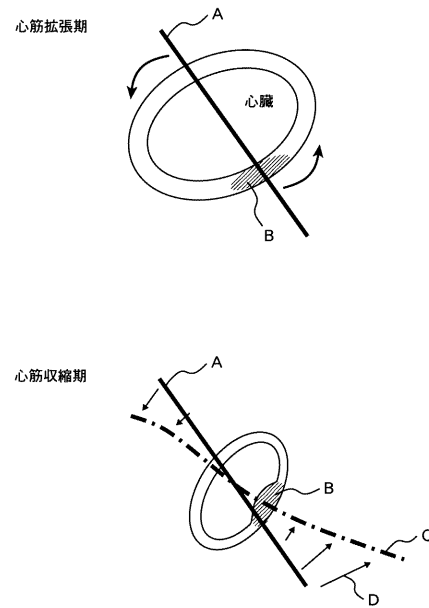
【図 1】

図 1



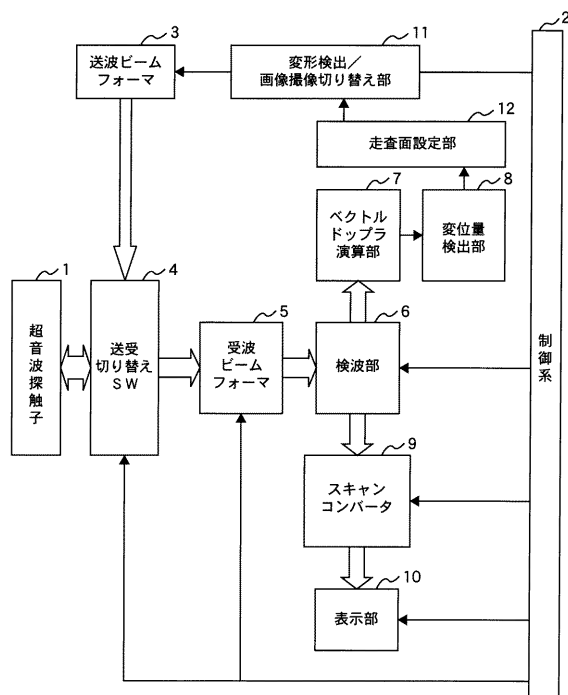
【図 2】

図 2



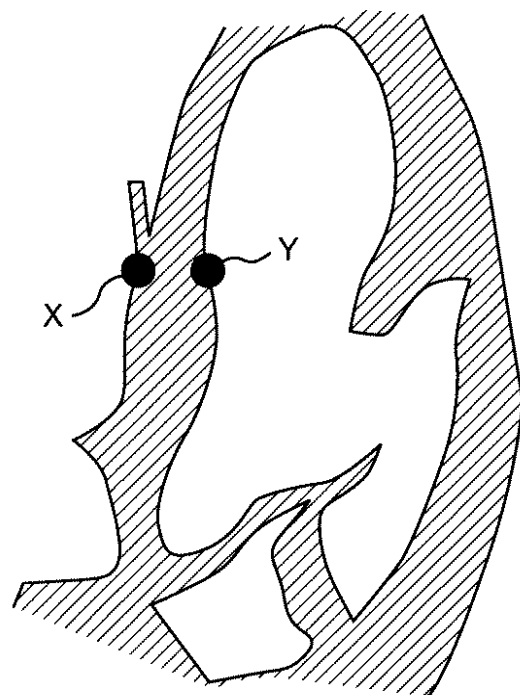
【図 3】

図 3



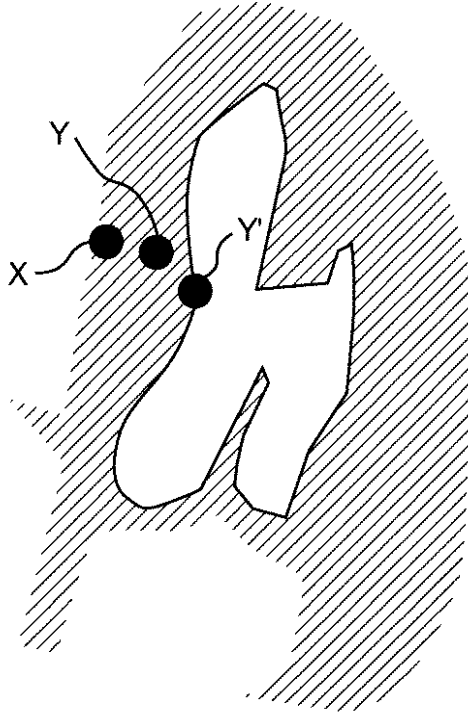
【図 4】

図 4



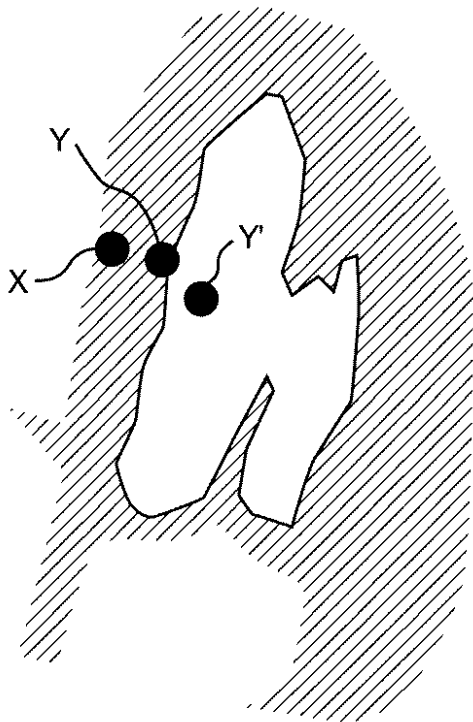
【図 5】

図 5



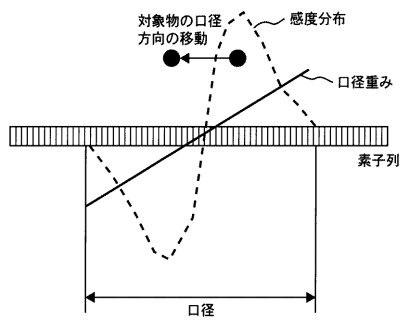
【図 7】

図 7



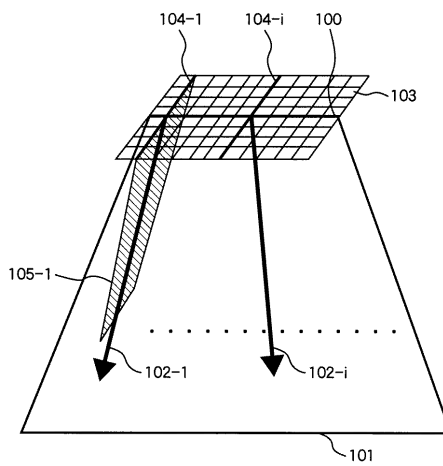
【図 6】

図 6



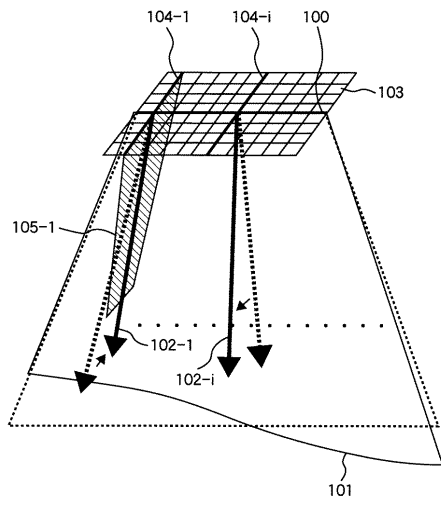
【図 8】

図 8



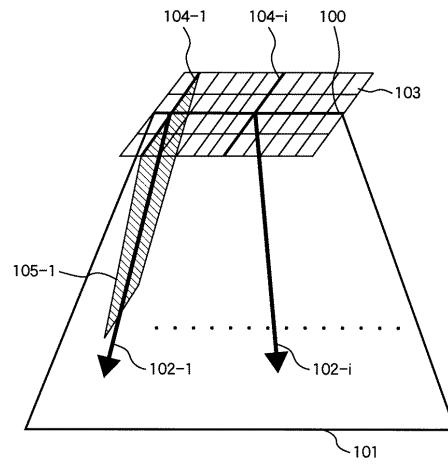
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



フロントページの続き

(72)発明者 谷口 陽

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平09-131344(JP,A)

特開2000-245733(JP,A)

特開平11-262489(JP,A)

特開平07-146304(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4537405B2	公开(公告)日	2010-09-01
申请号	JP2006535067	申请日	2005-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎 谷口陽		
发明人	東 隆 梅村 晋一郎 谷口 陽		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/13 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2004256448 2004-09-03 JP		
其他公开文献	JPWO2006027899A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声波成像设备，即使当物体从成像部分移开时，该超声波成像设备也能够跟踪物体的横截面。从超声波探头发送超声波脉冲的超声波成像装置，其中元件以二维方式布置到对象，接收从对象反射的超声波脉冲，并显示对象的断层图像，矢量化检测，检测对象沿接收波束形成器的口径方向的移动包括插头运算单元，用于检测由向量多普勒计算单元的计算结果的对象的目标区域的运动的位移量检测单元，通过其确定超声波，传输的摄像区域中的位移量检测单元扫描平面设置单元波束形成器在通过设置扫描表面设置单元设置的扫描表面上透射光波接收波束形成器5设置成聚焦在通过设置扫描表面设置单元设置的扫描表面上的点上。

