

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5508401号
(P5508401)

(45) 発行日 平成26年5月28日(2014.5.28)

(24) 登録日 平成26年3月28日(2014.3.28)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-512262 (P2011-512262)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年6月2日(2009.6.2)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2011-521763 (P2011-521763A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成23年7月28日(2011.7.28)	(74) 代理人	100070150
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/052322		弁理士 伊東 忠彦
(87) 国際公開番号	W02009/147621	(74) 代理人	100091214
(87) 国際公開日	平成21年12月10日(2009.12.10)		弁理士 大貫 進介
審査請求日	平成24年5月30日(2012.5.30)	(74) 代理人	100107766
(31) 優先権主張番号	61/058,951		弁理士 伊東 忠重
(32) 優先日	平成20年6月5日(2008.6.5)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】誘導EFOV走査による拡張視野の超音波イメージング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

誘導拡張視野(EFOV)像を生成する超音波診断イメージングシステムであって：

対象物の表面に沿って前進方向に動かすことが可能なアレイトランスデューサを有する超音波プローブ；

前記アレイトランスデューサと結合するビーム形成器であって、前記プローブが前記表面に沿って前記前進方向に動かされる際に前記アレイに対して各異なる面の向きをとる複数の像平面を繰り返し走査するように前記プローブを制御する、ビーム形成器；

前記アレイトランスデューサから受信した信号にตอบสนองして、前記プローブが動かされる際に前記各異なる面の向きをとる一連の像を生成する、像処理装置；

一連の像にตอบสนองしてプローブ運動の推定を行う運動推定器；

前記プローブ運動の推定にตอบสนองして一連の像からEFOV像を生成するように動作するEFOVサブシステム；

前記運動推定器にตอบสนองして前記前進方向及び該前進方向に対して横方向でのプローブ運動の表示を生成するプローブ運動インジケータ；及び、

前記EFOVサブシステムと前記プローブ運動インジケータにตอบสนองして、前記プローブが動かされる際の前記プローブ運動インジケータと前記EFOV像を表示するディスプレイ；

を有する超音波診断イメージングシステム。

【請求項2】

前記プローブ運動インジケータがプローブ速度の表示を生成する、請求項1に記載の超

10

20

音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記プローブ運動インジケータは、ユーザーが前記プローブを動かすことを意図した前記前進方向のプローブ運動速度の表示と、前記前進方向に対して横方向でのプローブ運動速度の表示を生成する、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記プローブ運動インジケータが、プローブの進行距離の表示を生成する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記プローブ運動インジケータが、公称進行経路からのプローブ運動のずれを示すディスプレイグラフィックを有する、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 6】

前記公称進行経路は前記前進方向を有し、かつ
前記横方向は前記前進方向に対して横を向く方向である、
請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記プローブ運動インジケータが、ゼロ速度に前記プローブの運動の速さを示すディスプレイグラフィックを有する、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記プローブ運動インジケータ及び前記EFOV像のいずれも、前記プローブが動かされる際に表示される、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 9】

前記プローブ運動インジケータは、前記プローブが前記表面に沿って動かされる際に、前記プローブの進行経路をグラフィック表示する手段を有する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

前記のプローブの進行経路をグラフィック表示する手段が、前記経路の増分を表示する手段を有する、請求項9に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記プローブ運動インジケータは、前記プローブが動かされる際の、距離、時間、又は取得される像の枚数の単位の量を示す、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 12】

前記のプローブの進行経路をグラフィック表示する手段が、前記進行経路に対する前記プローブの現在位置を印すグラフィックを有する、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 13】

前記ディスプレイが成分像の表示領域をさらに有し、
前記成分像の表示領域では、EFOV像の生成に用いられる最近取得された像が表示される

40

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 14】

前記ディスプレイが成分像の表示領域をさらに有し、
前記成分像の表示領域では、プローブ運動の推定の生成に用いられる最近取得された像が表示される、

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 15】

前記ディスプレイが第2の成分像の表示領域をさらに有し、
前記第2の成分像の表示領域では、プローブ運動の推定の生成に用いられる最近取得された像が表示され、

50

第1の成分像と第2の成分像は、各異なる向きの像平面から前記超音波プローブによって取得される、

請求項13に記載の超音波診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システムに関し、より詳細には、誘導パノラマイメージングすなわち拡張視野(EFOV)イメージングを行う超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

2次元の拡張視野(EFOV)イメージングすなわちパノラマイメージングは、大きな構造又は長い構造(たとえば大腿動脈、頸動脈) - これらは従来の超音波イメージングでは全体を見ることができなかった - を可視化するのに有用な手法である。特許文献1に記載されているように、2次元(2D)パノラマイメージングでは、多数の2D像が、1次元超音波トランスデューサアレイを有するプローブを実質的に2D像平面(方位方向)に沿って手動で掃引することによって取得される。取得された重なり像は、プローブの運動の推定を利用することによってパノラマ像を生成するように組み合わせられる。プローブの運動の推定は一般的に、連続して重なっている像間での表示を評価することによって測定される。特許文献2に記載されているように、さらに長い像は有利となるように、広いアスペクト比を有するディスプレイ上で見ることができる。1D超音波トランスデューサを用いた従来の拡張視野イメージングに係る一の制約は、運動方向と一致していると推定される一の像平面に沿った運動しか追跡されないことである。運動方向がトランスデューサの像平面と一致しない場合、パノラマ像における幾何学的歪みが存在することになり、かつ正確な測定を行う能力が損なわれる。

【0003】

長い構造を可視化する他の方法は、フリーハンド走査を介することである。フリーハンド走査では、超音波プローブは、像平面とは垂直な方向(つまり高さ次元)に手動で走査されることで、互いにほぼ平行な各異なる面から一連の像が取得される。フリーハンド3次元(3D)イメージングとして知られる3D体積を生成するように、これらの像を組み合わせることができる。フリーハンド走査は特許文献3に記載されている。フリーハンド3D走査イメージングは、2D像から構造の3Dの向きの解釈を医療者自身が行うことを求める代わりに、各異なる向き及び面から組織構造を表示する能力を有する。フリーハンド3D走査は、超音波システムのアクセス可能な音響窓及びデータ記憶のサイズによってしか制限されないため、体積サイズがそのプローブの機械的又は電子的な最大掃引角度によって制限される従来の3D超音波イメージングと比較して複数の診療上の利点を有する。

【0004】

間隔又は体積の厳密な測定がフリーハンド3Dパノラマ像からなされる場合、像の取得は、構造のサイズ及び向きが幾何学的に正確になるように校正されなければならない。校正された3Dパノラマイメージングでは、プローブの運動の追跡及び再構成が、校正体積を生成する上で重要となる。超音波プローブを追跡することによって運動の推定が行われる。運動の推定は、プローブの掃引中にそのプローブの運動を補償するのに直接用いられる。信頼性のある3D体積の再構成はまた、アーティファクトに係る像品質の損失を最小限に抑制する上でも重要である。さらに、標的構造全体にわたる走査を支援するのにリアルタイムのユーザーフィードバックを供することも重要である。

【0005】

特許文献4及び5では、3Dパノラマイメージングで、1Dアレイプローブによるフリーハンドの取得を行うことが提案された。この方法では、プローブの運動は、様々な高さの面から順次取得された像でのスペckルパターンのデコリレーション速度を評価することによって追跡される。しかしそのスペckルパターンが、一連の像において部分的にも相関し

10

20

30

40

50

たままであることが必要となる。そのスペックルパターンが部分的にも相関したままであることは常に - 特にプローブを迅速に掃引している間では - 可能というわけではない。またスペックルのデコリレーションに基づく運動の推定は、非常に信頼性がなく、かつアーティファクト - たとえば明るい鏡面反射 - による強い影響を受ける。特許文献6に記載されているように、より信頼性のある運動の追跡のため、外部に設置されたセンサ（たとえば磁気的なもの又は光学的なもの）が1Dアレイプローブに取り付けられて良い。しかしこれらの追跡デバイスは、干渉と低感度に悩まされ、かつ精度は不十分である恐れがある。その方法ではまた、追加の装置をプローブとシステムの両方に取り付けることも求められる。これは不便である。

【0006】

10

近年メカニカル1Dアレイプローブが、電子的に操縦される2Dアレイプローブの導入によって置き換えられてきた。2次元アレイトランスデューサは、ビームを段階的に操縦することによって、3次元にわたって体積領域を電子的に走査することができる。3Dを取得するのに、身体全体にわたってプローブを機械的に掃引する必要はなく、かつそのプローブ中には可動部分は存在しない。特許文献7に記載されているように、2Dアレイプローブは、リアルタイムで3D体積像を生成することが可能で、かつより小さな3次元体積を取得することが可能である。そのより小さな3D像はとじ合わせられることで、より大きな体積像が生成される。それと協調して血流が循環する状態で表示される。しかし2Dアレイプローブは、メカニカル1Dアレイプローブと同じ制限を有している。その制限とはつまり、視野がそのプローブの下の領域に制限されることである。

20

【0007】

3Dイメージングへのさらに他の方法は、近年提案されたイオンビーム又は電子ビームプローブである。これらは、特許文献8に記載されているように、1つの基本イメージングアレイと2又は3つの隣接する垂直追跡アレイを有する。しかしこの方法には、その追跡アレイの向きによって設定されたあらかじめ決められた方向のプローブ運動しか推定できないという制限がある。しかも係るシステムは高価である。その理由は、1つのプローブに多数のアレイが作製されなければならないからである。プローブ位置の精度は追跡アレイのサイズによって制限される。その追跡アレイのサイズは通常、イメージングアレイよりもはるかに小さい。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】米国特許第6442289号明細書

【特許文献2】米国特許第6516215号明細書

【特許文献3】米国再発行特許発明第36564号明細書

【特許文献4】米国特許第5899861号明細書

【特許文献5】米国特許第6572549号明細書

【特許文献6】米国特許第6517491号明細書

【特許文献7】米国特許第5993390号明細書

【特許文献8】米国特許第6102865号明細書

40

【特許文献9】米国特許第5997479号明細書

【特許文献10】米国特許第6436048号明細書

【特許文献11】米国特許第6299579号明細書

【特許文献12】米国特許第5572291号明細書

【特許文献13】米国特許出願公開第2004/0254466号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、医療診断超音波システムに関し、より詳細には、パノラマイメージングすなわち拡張視野(EFOV)イメージングを行う超音波システムに関する。

50

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の原理によると、2Dアレイプローブから多数の平面像が、電子的ビーム操縦を用いることによって取得される。これらの平面像は拡張視野像又は体積を取得するのに用いられる一方で、多数の方向でのプローブの運動を同時に追跡する。好適実施例では、フリーハンドパノラマ像は、任意の像平面内でビームを電子的に操縦することが可能な2Dアレイプローブによって生成及び表示される。基本面からのBモード及び/又はカラードップラー（たとえば速度、出力、及び/又はばらつき）を有する一連の平面像が、標的対象物全体にわたって2Dアレイプローブを手動で掃引する間に取得される。その面及び必要な場合には他の面からの超音波データは、それらの面に沿って取得される連続する像間での表示を計算することによってプローブの運動を追跡するために取得され、かつ用いられる。各面からの運動の推定は、プローブの全体的な運動ベクトルが見いだされるように結合される。全体的な運動の推定は、基本面の像から校正された体積を再構成する際に、プローブの運動を補償するのに用いられる。本発明の他の態様によると、部分的な体積は、リアルタイムでユーザーにフィードバックするため、2Dアレイプローブの掃引中に表示される。他の実施例では、1つ以上の平面像が、走査の進行を示すために表示される。それに加えて、基本面からの像は、1つ以上の運動を推定する面から生成される2Dパノラマ像と一致するように表示されて良い。本発明の他の態様によると、プローブの掃引中に、プローブの運動速度及び/又は方向を医療者に知らせるようにアイコンが表示される。

10

【図面の簡単な説明】

20

【0011】

【図1】本発明の原理に従って構築された超音波診断イメージングシステムをブロック図の形式で図示している。

【図2】対象物の皮膚にわたって運動する2Dアレイトランスデューサを図示している。

【図3】2Dアレイトランスデューサが運動する際に2つの面での超音波情報を取得する様子を図示している。

【図4】2Dアレイトランスデューサが運動する際に3つの面での超音波情報を取得する様子を図示している。

【図5】拡張した長さの血管を可視化する図4の像取得方法を図示している。

【図6】a-cは、像を取得する2Dアレイトランスデューサが運動する際に、各異なる面での像の構造の位置の変化を表している。

30

【図7】図1の超音波システムの運動を推定する構成要素のより詳細なブロック図である。

【図8】図7のEFOVサブシステムのより詳細なブロック図である。

【図9】図8の3D体積再構成装置のより詳細なブロック図である。

【図10】a-dは、本発明による2Dアレイプローブを用いた3DEFOV像が発展する様子を図示している。

【図11】走査速度を示すプローブ運動インジケータを備えた本発明の超音波システムによって生成された表示を示している。

【図12】走査進度を示すプローブ位置インジケータを備えた本発明の超音波システムによって生成された別な表示を示している。

40

【発明を実施するための形態】

【0012】

最初に図1を参照すると、本発明の原理による超音波システムがブロック図の形式で図示されている。プローブは、2次元アレイトランスデューサ500及びマイクロビーム形成器502を有するシステムと結合する。マイクロビーム形成器502は、2次元アレイトランスデューサ500の素子（「パッチ」）からなる群に印加される信号を制御する回路を有し、かつ各群の素子によって受信されるエコー信号の一部処理を実行する。プローブでのビーム形成は有利となるように、前記プローブと当該超音波システムとの間のケーブル503中での導体数を減らす。プローブでのビーム形成は特許文献9及び10に記載されている。

50

【 0 0 1 3 】

前記プローブは、当該超音波システムのスキャナ310と結合する。スキャナ310はビーム形成制御装置312を有する。ビーム形成制御装置312は、ユーザー制御36にตอบสนองし、かつ、伝送ビームのタイミング、周波数、方向、及び集束について支持するマイクロビーム形成器502へ制御信号を供する。ビーム形成制御装置312はまた、アナログ - デジタル(A/D)変換器316及びビーム形成器116の制御によって、スキャナ310によって受信されるエコー信号のビーム形成をも制御する。前記プローブによって受信されるエコー信号は、スキャナ310内のプリアンプ及びTGC(時間 - ゲイン制御)回路314によって増幅される。続いてデジタル化されたエコー信号は、ビーム形成器116によって十分に操縦及び集束されたビームに生成される。前記エコー信号は続いて、デジタルフィルタリング、Bモード検出、及びドップラー処理を実行し、かつ他の信号処理 - たとえば調和分離、周波数合成を介したスペックルの減少、及び他の必要な画像処理 - をも実行することもできる画像処理装置318によって処理される。

10

【 0 0 1 4 】

スキャナ310によって生成されるエコー信号はディスプレイサブシステム320と結合する。ディスプレイサブシステム320は、所望の画像形式における表示のために前記エコー信号を処理する。前記エコー信号は画像ライン処理装置322によって処理される。画像ライン処理装置322は、前記エコー信号をサンプリングし、複数のビームのセグメントを完全なライン信号につなぎ合わせ、かつ信号対雑音比の改善又は流れの持続のためにライン信号を平均化することが可能である。画像ラインは、当業者に知られている、R-変換を実行するスキャンコンバータ324によって、所望の画像形式に走査されて変換される。続いて前記画像は画像メモリ328に記憶される。画像メモリ328から前記画像をディスプレイ150上に表示することができる。メモリ中の前記画像はまた、該画像によって表示されるグラフィックスで覆われる。前記グラフィックスは、ユーザー制御36にตอบสนองするグラフィックス生成装置330によって生成される。個々の画像又は画像シーケンスは、画像ループ又はシーケンスの取り込み中にシネメモリ326内に記憶されて良い。リアルタイムでの体積イメージングでは、ディスプレイサブシステム320もまた、3DのEFOVサブシステム304(図8及び図9で詳述する)内の3D像レンダリング処理装置をも有する。前記3D像レンダリング処理装置は、リアルタイムで3次元像をレンダリングするため、ディスプレイ150上で表示を行うため画像メモリ328と結合する画像ライン処理装置322から画像ラインを受け取る。

20

30

【 0 0 1 5 】

本発明の原理によると、3DEFOVサブシステムは、拡張視野像イメージング用の像を生成する。EFOV像は、特許文献1及び2に記載されているように2次元の平面像であって良く、又は3D像であっても良い。複数のEFOV像は、シネメモリ326によって供される像データを用いる運動推定器302でプローブの運動を推定することによって集められる。運動推定器302は、たとえば特許文献11に記載されているようなMSADブロックマッチングと呼ばれる手法を用いて、連続的に取得された像のデータを記録することによって、患者の身体に沿ったプローブの運動を追跡することができる。必要に応じて他の運動推定器 - たとえば非剛体記録(non-rigid body registration) - が用いられても良い。ブロックマッチング法は、少なくとも一部が重なっている連続して取得された像の間での変位を計算する。その変位が各異なる面の向きにおける像について計算されるとき、変位ベクトルの大きさも方向も、運動推定器302によって3次元的に計算することができる。変位ベクトルは、プローブが動く際に各異なる面から取得される像の相対的な位置設定を行うため、位置情報をEFOVサブシステム304に供する。連続する像が、EFOVサブシステム304によって相互に対して適切に位置設定されているときには、幾何学的に正確な2次元又は3次元のEFOV像が生成される。

40

【 0 0 1 6 】

本発明のEFOVイメージング法は、2DアレイプローブがEFOV像を取得する際の運動を表す斜視図である図2を最初に参照することによってより十分に理解することが可能である。図2では、簡明を期すため、周囲のプローブケースとトランスデューサ積層体が省略され

50

た2Dアレイトランスデューサ500が図示されている。図2において、2Dアレイトランスデューサ500は、患者の皮膚表面2に沿って移動し、かつ移動する際に像データを取得する。2Dアレイトランスデューサ500は大きな矢印の方向に移動している。この大きな矢印は、「前」方向で、かつプローブの後ろである「後」方向から遠ざかる方向である。運動方向の両側は「左」方向と「右」方向である。

【0017】

これらの方向を示す参照記号に留意した上で図3を参照する。図3は2つの面「S」（サジタル面）と「T」（横断面）を図示している。面内では、プローブが矢印に示された方向に移動することで像が取得される。この例では2つの面は長方形の形状で表されている。しかし所与の実施例においては、2つの面は他の形状 - たとえば扇形又は台形 - を有しても良い。2つの面SとTは、2Dアレイトランスデューサ500から「下」方向に延在するように見える。2Dアレイトランスデューサ500は、多くの像平面及び特にアレイトランスデューサの下全体積を走査することが可能であるが、この実施例では、2つの面SとTの走査が必要とされない。2つの面の走査が必要ないということは、前記2つの面の走査を交互に行うことによって、迅速に連続した像の取得が可能であることを意味する。

10

【0018】

取得フレーム速度が高いということは、像と像の間では相対的に小さな運動しか起こらず、かつ連続する像の像データ内容において顕著な重なりが存在することで、像データにおいて同一性を発見し、かつ運動ベクトルを計算する能力が改善され、かつ校正された体積の以降の再構成についての空間サンプリングが改善されることを意味する。連続する像の間での変位は正確に推定することが可能で、かつ、相互の像の位置を正しく設定することによって、幾何学的に厳密なEFOV像を集めることができる。

20

【0019】

図3の例では、2種類のEFOV像が形成されて良い。一の像は、2Dアレイトランスデューサが矢印の方向に移動する際に取得される一連のS面の像で形成される。後ろから前へ向かう方向での運動は、連続的に取得されたS面の像の内容に反映される。上下運動もまたS面の像の内容に反映される。連続するT面の像の間での変位は、左方向又は右方向の運動を明らかにし、かつ上下の運動をも明らかにする。よってこれらの変位の推定は、一のS面の像から次のS面の像への相対的変位のベクトルを生成するのに用いられる。続いて一連のS面の像は、位置合わせされた状態で重ね合わせられ、かつ一つにまとめられることで、2次元EFOV像が生成される。この2次元EFOV像は矢印の方向において最長寸法を有する。1Dトランスデューサを用いた従来のEFOVイメージングとは異なり、本発明の原理によると、プローブの運動をS面に対して厳密に位置あわせする必要がないことを明記することは重要である。たとえ運動がこの面からずれているとしても、このずれはT面によって追跡されることで、十分校正されたパノラマ像を生成することができる。

30

【0020】

図3の例において取得可能な他のEFOV像は、連続的に取得されたT面の像をまとめることによって生成された3DEFOV像である。連続的に取得されるT面の像の間での変位ベクトルは、前述したS面のT面の像情報から計算され、かつ続いて一連のT面の像を相互に適切な位置設定を行うのに用いられる。T面の像が矢印の方向において取得され続けるので、一連のT面の変位が先に取得されて位置設定された像の前方となるにつれて、矢印の方向における3次元像の厚さは大きくなる。よって3DのEFOV像は、T面に垂直な最長寸法を有する。

40

【0021】

同時に2つの像を生成することが可能である。その理由は、2DのEFOV像と3DのEFOV像のいずれについても、平面像は同じように取得されるからである。たとえば、一連のT面の像によって切り取られる(intercepted)細胞組織の拡張体積像が取得され、かつこの体積の中心から下へ向かって延在した切断面が、一連のS面のEFOVによって生成されて良い。S面とT面は物理的なトランスデューサアレイ500の特定寸法に関連づけられる必要はない。しかしS面とT面は、S面がいずれかの寸法に沿った向きをとり、かつT面がこの向きに垂直

50

となるように取得されて良い。S面は、図3に図示されているように2Dアレイの下で中心をとる必要はない。S面は、中央のいずれかの側部で、又は傾いた角度で取得されることで、3DのEFOV像の3D像の様々な向きの切断面でEFOV像を生成しても良い。S面及びT面の開口部の選択に依存して、T面は必ずしもS面と垂直でなくても良い。

【 0 0 2 2 】

図4の例では、2次元アレイの主要面に平行な面が既知であるので、第3取得面である“C”面（断面）が加わる。C面の連続する像の間での変位は上述したように計算される。そしてその変位は、後ろから前へ向かう方向と左右方向の両方における2Dアレイトランスデューサの運動を表す。連続するT面の像が上下方向における変位情報を供するので、3次元変位ベクトルは、S面からの如何なる情報も必要とせずに計算可能である。このことは、S面からの像をまとめることによって構成される2DのEFOV像については、可視化のためにS面の取得が最適化されて良く、かつ変位の測定のためにT面とC面の取得が最適化されて良いことを意味する。あるいはその代わりに、一連のT面が3DのEFOV像内にまとめられる場合には、C面とS面の取得が変位測定のために最適化される一方で、T面の取得が可視化用に最適化されて良い。変位測定の像のサイズを小さくして良いし、あるいは変位測定の像ラインの間隔を増大させながら、たとえば同時に、像平面を大きくして、かつ高解像度の像用の高ライン密度にしても良い。

【 0 0 2 3 】

図4の例においては、必要に応じて一連のC面の像から2DのEFOV像をまとめることによって構成することも可能である。C面が取得されるとき、如何なる追加的な音響伝送を行わなくても、C面とプローブとの間での体積データが取得される。体積データの一連のシーケンスは、全体の取得プロセスにおけるそのプローブの6つの自由度（3つの並進自由度と3つの回転自由度）を見つける3D記録によって位置合わせされて良い。これにより、3D又は2DのEFOV像の正確な再構成が可能となる。

【 0 0 2 4 】

面に垂直な運動によって、像平面の内容が、一の面から他の面へ急速に相関を失わせることで、その方向における変位の推定に問題を生じさせてしまうことは、知られている。しかし多数の異なった向きの面を利用することで、他の像平面においてもそのような高さの変位を起こすことが可能となる。ここで、像間での相関は高いままであり、かつ依然として変位を正確に推定することができる。

【 0 0 2 5 】

図5は、T面、S面、及びC面を用いた体内の血管VのEFOV走査を図示している。この例では、EFOV像が血管Vの相当な長さにならって生成されることで、その血管のほとんどすべての特性を1つの像で診断することが可能となる。2Dアレイトランスデューサプローブが動く際、S面は血管Vの中心に位置合わせされた状態を保持する。それによりその血管の垂直方向の中心から下へ向かうように切断された面の像を生成することができる。C面の深さは、血管が体内において一定の深さととどまる場合には、その血管の水平方向の中心を切断し続けるように設定される。T面は、プローブが動く際、血管とその周辺を切断し続ける。この構成はたとえば、多数のEFOV像、一連のT面の像からの血管VのEFOV像、及び一連のT面の像とC面の像から直交するような向きをとる2D切断面を同時に生成するのに用いられる。

【 0 0 2 6 】

図6a-6cは、様々な向きをとる一連の面からすぐに決定することのできる様々な面内変異を図示している。図6aに図示されているように、プローブが矢印の方向に移動するときには、一のS面の像において前に現れている構造 s_1 は、構造の連続する位置 s_1 と s_2 との間の小さな矢印で示されているように、次の連続するS面の像において後へ移動したように見える。上の構造と下の構造も、一連の像におけるその構造の相対位置からすぐに識別可能である。図6Bは、プローブが左へ移動するとき、一のT面の像における s_1 構造の位置が一連のT面の像における s_2 の位置に変化することを示している。上下の変位もまた一連のT面の像からすぐに識別可能である。図6Cに図示されているように、一連のC面の像は、プ

10

20

30

40

50

ローブの前から後ろへの運動及び左右の運動をすぐに明らかにする。

【0027】

図7は、図1の運動推定器302と3DのEFOVサブシステム304との間の接続を示すブロック図である。この実施例では、シネメモリ326は、受信した平面像をEFOV像に利用する前に記憶する。Bモード像は、この例では運動の推定に用いられる。なぜならBモード像は、ドップラー信号のパルス化又はフラッシュアーティファクトを示さないからである。運動推定器は、一連のBモード像を解析し、像間での変位ベクトルを推定する。これらの運動の推定は、3DのEFOVサブシステムへ送られる。前記3DのEFOVサブシステムでは、これらの運動の推定は、取得された像を相対的に位置合わせするのに用いられる。位置合わせされた像は、シネメモリから3DのEFOVサブシステムへ転送される、ドップラー像及び/又はBモード像であって良い。運動の推定はまた、グラフィックス生成装置330用の運動の情報を生成する。グラフィックス生成装置330は、後述するように画像ディスプレイ上の1つ以上の運動を示すアイコンを表示するためにその情報を利用する。

10

【0028】

図8は、本発明の原理によって構築された3DのEFOVサブシステムのさらなる詳細を表すブロック図である。運動推定器302からの運動の推定は、2Dモザイク作成器310、3Dドップラー体積再構成器308、及び3DのBモード体積再構成器306と結合する。シネメモリ326内に記憶されるBモード像は、2Dモザイク作成器310、運動推定器302、及び3DのBモード体積再構成器306へ供給される。ドップラー像は3Dドップラー体積再構成器308へ供給される。3Dドップラー体積再構成器308は、特許文献12に記載された3D像レンダリング装置と同じように機能する。特許文献12に記載された3D像レンダリング装置では、運動推定器の運動の推定によって導かれるようにして互いの向きが定められた複数の2D像から3D像がレンダリングされる。1つ又は2つの3Dレンダリング - これは供給される像情報に依存する - は3Dディスプレイサブシステム330と結合する。3Dディスプレイサブシステム330では、Bモード及びドップラーレンダリングの細胞組織と流れの像は、特許文献12に記載されているように、その細胞組織と流れの像の3D像を生成するために1つにまとめられる。様々な3D可視化の改善 - たとえば多断面再構成やサーフェスレンダリング - はまた、3Dディスプレイサブシステムで適用されても良い。3D像は表示のために像メモリ328へ供給される。2Dモザイク作成器310は、部分的に重なる3D像フレームを組み合わせることで、特許文献1に記載されたように2DのEFOV像を生成する。2DのEFOV像は像メモリ328へ供給される。また2DのEFOV像は、独立して表示されて良いし、又は3DのEFOV像と共に表示されても良い。たとえば3Dディスプレイサブシステム330は、体内の体積の3DのEFOV像を供することが可能な一方で、2Dモザイク作成器は、3D体積を貫通する平面スライスの2DのEFOV像を供する。

20

30

【0029】

図9は、本発明の実施例に係る3D体積再構成器のさらなる詳細を表すブロック図である。図示された3D体積再構成器306,308は、順再構成器(forward reconstructor)332と逆再構成器(backward reconstructor)334の手段によって順データ(forward data)と逆データ(backward data)の両方を有する3D像を同時に生成して良い。3D体積は順マッピング(forward mapping)によって再構成される。順マッピングでは、入力データは、運動の推定によって供される変換行列に依存して、直接的に出力ボクセルにマッピングされる。この手法は、入力2D像と同じ解像度を有しながら速い応答を供することが可能である一方で、新たな像データが受信されるとすぐ、その新たな像データはレンダリングされた体積に加えられるので、その結果生成される3D像は再構成された体積中に穴を有する恐れがある。他方、後方再構成器逆マッピング(backward mapping)法は逆変換行列を利用することで、より詳細な出力ボクセルが補間の手段によって入力データから生成される。逆マッピングによる3D再構成では、再構成された体積中に現れる穴は少なくなるが、応答は遅くなる。なぜなら面間の像データが補間可能となる前に、再構成は走査からのすべての入力データを待たなければならないからである。利用可能な適切な補間方法は次式で表される。

40

【0030】

【数1】

$$Q_0 = \frac{d_1}{d_1 + d_2} Q_2 + \frac{d_2}{d_1 + d_2} Q_1$$

ここで、 Q_0 は2つの取得された画素 Q_1 と Q_2 との間での補間された画素値で、この値は、画素 Q_1 及び Q_2 からそれぞれ距離 d_1 及び d_2 だけ離れている。他の高次の補間方法 - たとえば多項式及びスプライン - が代わりに用いられても良い。図示された実施例は順再構成と逆再構成の両方を供することで、ユーザーは、表示用に、速い再構成とより詳細な再構成のいずれかを選択できる。

10

【0031】

図10a-10dは、どのようにして患者が走査されることで3DのEFOV像が超音波システムのディスプレイ上に現れるのかを図示している。プローブが図10aの矢印によって示された方向に移動することで、血管Vと交差する像面は順次、走査及び表示されている体積100の前面に追加される。プローブは患者の皮膚に沿った運動を続けているので、より多くの面が走査されて体積の前面に追加され、かつその体積は図10bの長くなったEFOV体積100で示されているように、この方向に成長する。プローブがまたさらに移動することで、前方へ向かうより多くの面が体積に追加される。その体積は、図10cに図示されているように成長する。上で説明したように、新たな面の各々は、運動の推定、すなわち最後に取得された面から現在の面までの変位の推定によって、その体積の前の面に対して位置設定される。この変位情報は、1つ以上の直交する走査面 - たとえば図3、4、及び5に図示されている像平面C又はS - の像データから計算されて良い。よって新たに取得された面の各々は、過去に取得された面及び体積に対する正しい幾何学的関係を考慮した上で追加される。よってその結果生成された体積は、幾何学的に正確で、かつその体積で示された構造の定量的測定を支援することができる。図10dは、本発明によって取得及び生成された実際の3DのEFOV像を図示したものである。(図10dでは簡明を期すため、その像の画素の黒白グレースケール範囲では、通常の黒地の白(white-on-black)が反転している。)

20

図11は、本発明の原理によって構築された超音波システムのEFOVディスプレイ50を図示している。EFOVディスプレイ50は、超音波プローブを動かしてEFOV像を取得する医療者へガイダンスを供する。この例では、2DのEFOV像66は、図3のサジタル面S内で取得された一連の成分の像をまとめることで生成される。プローブが動く際、成分の像は、サジタル面Sと横断面Tの両方において連続的に取得される。両面での像は、そのプローブの移動を追跡するため、運動推定器302によって用いられる。横断成分の像とサジタル成分の像の一部又は全部はディスプレイの上部に示される。52は最近取得された横断面の像であり、54は最近取得されたサジタル面の像である。グラフィックス生成装置330によって生成されたグラフィックアイコン56と58は、成分の像52と54の上に表示され、かつ、対応する面の向きを色で示すようにハイライトされたバーを有する。この例では、面の向きは、その面がトランスデューサ500の上方から横向きに見られているように表示されている。

30

【0032】

本発明の原理によると、2つのプローブ運動インジケータ6がディスプレイ50の中心に示されている。各プローブ運動インジケータは、範囲を明示するカラーバー60,62及びその範囲内の点を示す小さな三角形(矢印で示されている)を有する。この例では、各プローブ運動インジケータは、プローブが動いている速さを医療者に示し、2つのプローブ運動インジケータはそれぞれ横断面とサジタル面の運動を表している。各バーの上方のグラフィックの三角形の位置は、運動推定器302及びフレームが取得される既知の期間によって推定されるフレーム間での変位から計算される。これらの期間及び間隔の値を知ることによって、所与の方向における速度を直接推定することが可能となる。この例では、医療者は、図3に図示されているように、前方のサジタル方向にプローブを動かすことによってEFOV走査を実行するので、横断面の運動インジケータは、医療者に対して、その医療者のプローブが身体に沿った直線内に位置しているか、又は左若しくは右にドリフトしているのかを

40

50

知らせる。この例において、小さな三角形がカラーバー60全体の中心のままとどまるときには、プローブは、前方へ向かう直線に沿って動いている。このことは、EFOV像66を生成するのに用いられる一連のサジタル成分の像の各々が実質的に同じ像平面内にあることを意味している。しかしプローブが左右に動き始める場合、一連の成分の像は共面ではなくなり、かつそれに対応して小さな三角もカラーバーの中心から左右に移動することで、この運動にずれが存在することを示す。プローブの左右への移動が速くなればなるほど、小さな三角形のカラーバーの中心からの表示されたずれは大きくなる。プローブが前方へ向かう直線に沿った移動に再び戻るとき、その小さな三角形は再び中心にとどまる。

【0033】

この例では、カラーバー62を有するサジタル方向のプローブ運動インジケータは前方方向での速度を示している。走査が始まり、かつプローブが患者上で静止する前に、小さな三角形はカラーバーの左端の上方であるゼロ速度地点に位置している。医療者がプローブを動かすはじめ、かつその速度が増大すると、小さな三角形は右へ動き始めることで、サジタル方向の前方方向でのそのプローブの速度を示す。均一なEFOV像のためには、均等に分けられた時間的及び空間的な間隔で成分の像が取得されるように、一定の速度でプローブを動かすことが望ましい。所与の実施例において利用可能なパラメータ - たとえば像の所望の長さ、利用可能なシネメモリの大きさ、成分の像の重なり程度等 - を用いることによって、プローブが所望の速度で動いているときに小さな三角形がカラーバーの中心に位置するように、医療者は自己のシステムを設定することができる。よって、所望の速度でまっすぐに伸びた組織を走査するために、医療者は、プローブが動いている際、2つの

小さな三角形のいずれもが各対応するカラーバーの中心にとどまっているのを見ることしか必要とされない。このような小さな三角形の位置設定を維持することによって、医療者は自身が望む高品質のEFOV像を得る。一部のユーザーが取得中に表示された像を夢中になって見てしまう恐れがあるので、プローブの動きが速すぎたり遅すぎたりするときには、聞き取ることでできる警告音 - たとえばベル音 - を供することも可能である。

【0034】

プローブ運動インジケータのいずれか又は両方は、速度以外の単位で指定されて良いことに留意して欲しい。たとえば医療者は、身体の上の50cmの距離にわたってEFOV像を取得することを決定しても良い。よってサジタル方向のプローブ運動インジケータバー62は、この距離へ向かう進行程度を示すように設定されることで、カラーバー62の左側に位置するゼロから始まって、右側に位置するカバーされた距離である50cmまで続けられて良い。医療者が走査を開始すると、小さな三角形は、開始点からのプローブの変位によって移動し始める。小さな三角形が、完全にカラーバーの右端まで移動したとき、医療者は50cmの走査が完了したことを知る。プローブ運動インジケータでの指定が可能な他の単位はたとえば時間である。

【0035】

図12は、本発明の原理によって構築された超音波システムの第2のEFOVディスプレイ50を図示している。第2のEFOVディスプレイ50は、超音波プローブを動かしてEFOV像を取得する医療者へガイダンスを供する。この例では、ディスプレイは、成長しているときのEFOV像を表示せず、取得されたときの成分の像52と54のみを表示する。まさに成分の像が、運動推定器によるプローブの動きの追跡に用いられる。これまでの例のように、面の向きを表すアイコン56,58が、各対応する成分の像52,54の上方に図示されている。

【0036】

ディスプレイ領域内では、EFOV走査が実行される際にプローブが横断する経路のグラフィック追跡記録が表示される。この例では、追跡記録70は一連の小さな点によって形成される。追跡記録70の下にある向きを示す矢印は、横断方向（左右）及びサジタル方向（上下）を表す。追跡記録70は、運動推定器302によってなされた変位の推定から生成される。一連の円72は、追跡記録70に沿って設けられる。一連の円72は、追跡記録70によって示される経路に沿って1cmずつ増えるように設けられている。あるいはその代わりに、所与の数の成分のフレームが取得された後に、又は、走査中にさらに時間期間が経過した後に

10

20

30

40

50

、円72が設けられることで、プローブの運動の均一性を医療者に検知させることができる。追跡記録70の端部で、大きな点8がプローブの運動中での現在のプローブ位置を示している。追跡記録70の経路は、たとえばS面とT面との交差軸、及び、プローブの位置設定を行う参照点として2Dアレイ上の原点を用いることによって、アレイの特定地点に関連づけられて良い。

【0037】

この例では、3DのEFOV像は一連の横断面52をまとめることによって作成される。この図示された例では、走査されている細胞組織の体積は、横断成分の像52の横方向断面とサジタル成分の像54の縦方向断面とで表される血管Vを有する。医療者は、自分のプローブの動きを、図に示されているように、血管Vの横方向断面が、連続する横断成分の像52の各々の中央部で中心をとる状態を保つように導くことが可能である。このとき一連のサジタル成分の像54は、血管Vの主要な縦方向の切断面を示し続ける。それにより医療者は、血管Vを完全に含む3DのEFOV像を取得するように導かれる。導かれた像の取得が完了した後、医療者は、3DのEFOV像 - たとえば図10dの図 - の閲覧に切り替えることができる。

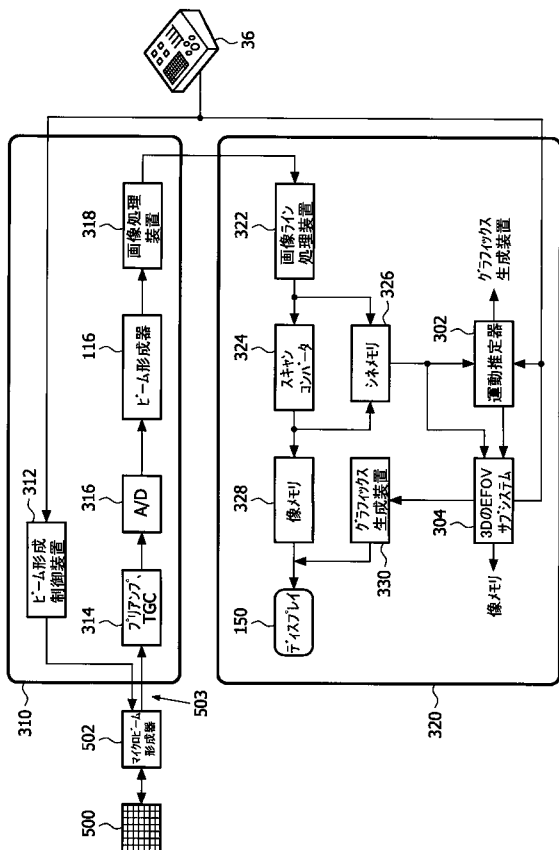
10

【0038】

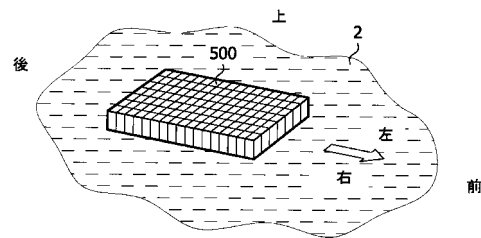
好適実施例は、プローブが移動する際に所望の像平面全体にわたってビームを電子的に操縦する2Dアレイトランスデューサを利用しているが、EFOVの走査と像取得はまた、プローブが動く際にそのプローブ内で1Dアレイを前後に振動させるメカニカル3D走査プローブによって実行されても良い。たとえば特許文献13に示されている3Dメカニカルプローブは、本発明によるEFOV走査に用いられて良い。動く1Dアレイが該1Dアレイの振動掃引における所与の位置に到達するたびに、そのアレイの位置の像平面の向きで像を取得することができる。アレイが有する1つ又は数個の近くにある素子を、そのアレイが振動する際に、直交する面を連続的に走査するように連続的に動作させることができる。プローブが患者の皮膚に沿って動く際に、プローブがEFOV走査において動くとき、これらの2つの像取得は2つの異なる面を連続的に走査する。

20

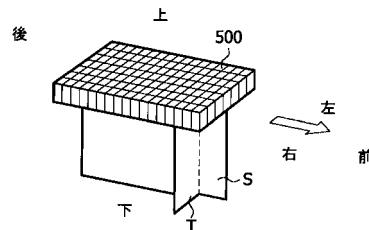
【図1】



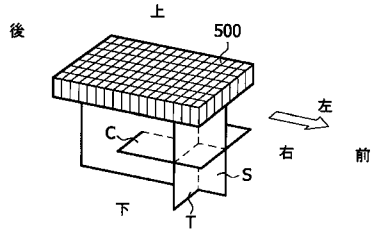
【図2】



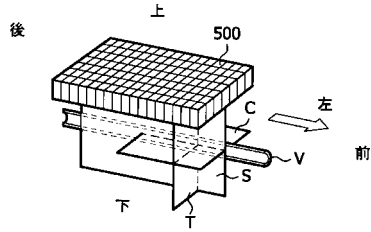
【図3】



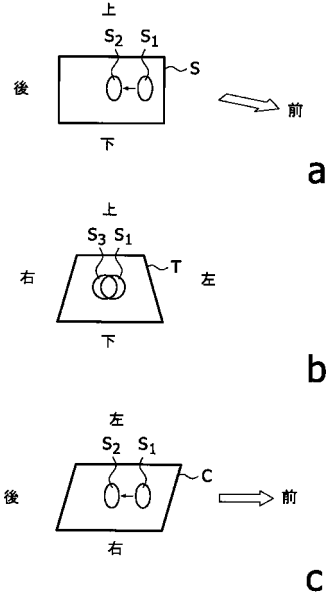
【図4】



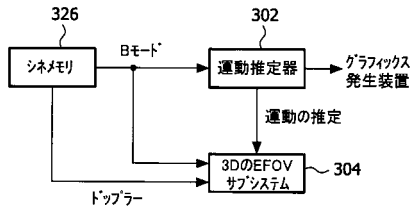
【図5】



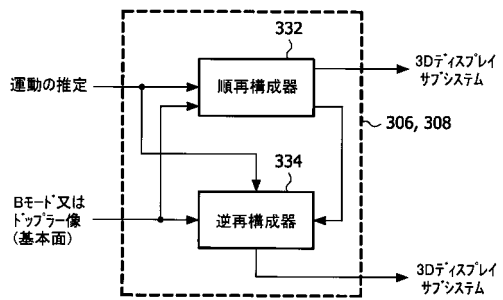
【図6】



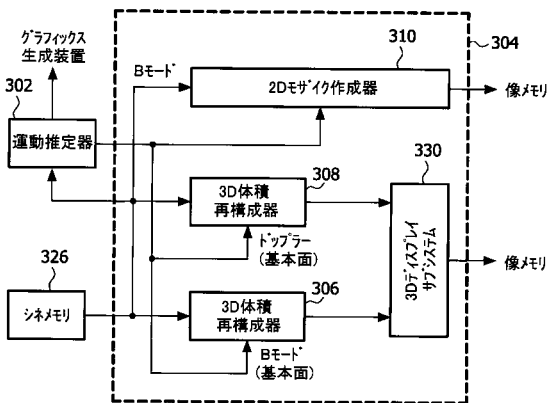
【図7】



【図9】



【図8】



【図10a】

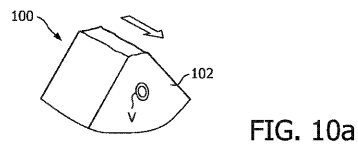


FIG. 10a

【図10b】

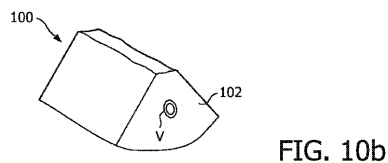


FIG. 10b

【図10c】

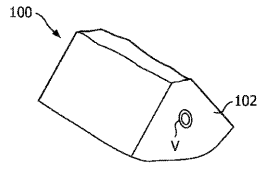


FIG. 10c

【図10d】

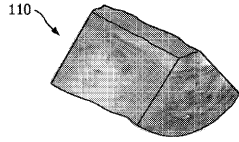
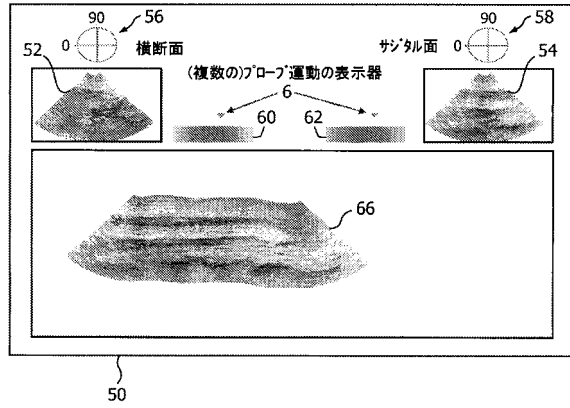
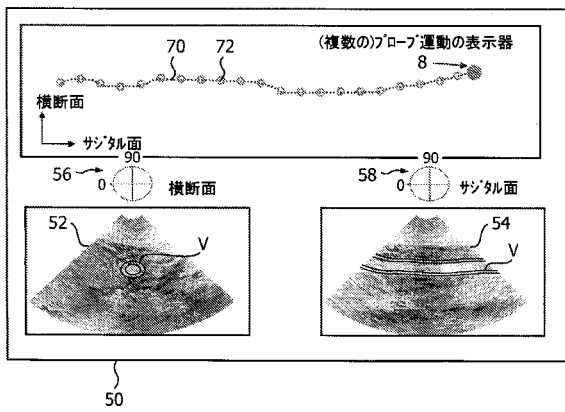


FIG. 10d

【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (72)発明者 ユ, ヤンモ
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22100, ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 ジャゴ, ジェイムズ
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22100, ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 ジョン, ジンミン
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22100, ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 エントレキン, ロバート
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22100, ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 オルソン, ラーズ ジョナス
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22100, ピー・オー・ボックス 3003

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平10-43182 (J P , A)
特開平10-192278 (J P , A)
特開2001-104312 (J P , A)
特開2001-157677 (J P , A)
特表2001-521404 (J P , A)
特表2003-503140 (J P , A)
特開2004-358219 (J P , A)
特表2011-521762 (J P , A)
米国特許第5782766 (U S , A)
国際公開第2006/040967 (W O , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0