

(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2019-213680

(P2019-213680A)

(43) 公開日 令和1年12月19日(2019.12.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2018-112265 (P2018-112265)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成30年6月12日 (2018.6.12)	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
		(72) 発明者	田中 智彦 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
		(72) 発明者	今井 亮 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
		(72) 発明者	竹崎 泰一 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

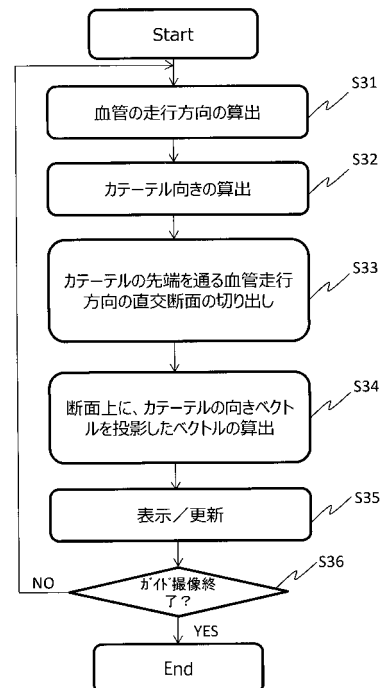
(57) 【要約】

【課題】フレキシブルな体内挿入デバイスについて、その進行方向の進路を精度よく推定する。

【解決手段】光音響イメージング機能を備えた超音波撮像装置であって、体内に挿入したデバイス先端に固定した光音響信号発生源に所定のタイミングで光を照射すると共に、光音響信号の発生・検出と交互に超音波撮像を行い、時系列で光音響信号と超音波画像とを得る。時系列の光音響信号からデバイス先端の三次元位置変化（移動情報）を得て、デバイスの進行方向の進路を推定する。さらにデバイスが挿入された血管の走行方向を算出し、走行方向と直交する断面の画像上に、推定したデバイス進路を表示する。

【選択図】 図6

図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子が接続され、超音波信号を送受信する送受信回路と、前記送受信回路が受信した信号を用いて検査対象の三次元画像を作成する信号処理部と、検査対象内に挿入されたデバイスに固定された光音響信号発生源に光音響信号を発生させるための光を発生する光発生部と、前記送受信回路及び前記光発生部の動作を制御する制御部と、を備え、

前記制御部は、超音波の送受信と、前記光発生部による光発生及び前記送受信回路による光音響信号受信とを交互に複数回繰り返し、

前記信号処理部は、前記複数回の繰り返しで得た時系列の光音響信号を用いて、前記検査対象内の光音響信号発生源の移動方向の進路を推定する演算部と、前記三次元画像またはそれから作成した画像上に推定した移動方向の進路を重畳した表示画像を作成する表示画像作成部とを備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記演算部は、前記時系列の光音響信号のうち、前記デバイスの挿入側先端を含む所定の範囲において取得された複数の光音響信号を用いて、それぞれを取得した時刻における前記光音響信号発生源の位置から前記デバイス先端の移動方向の進路を推定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

前記演算部は、前記デバイスの物理的特性をもとに前記所定の範囲を決定することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記演算部は、前記デバイスが挿入された検査対象内の血管について、前記デバイスの挿入側先端を含む所定の範囲の走行方向を算出する血管走行方向算出部を備え、

前記表示画像作成部は、前記血管の走行方向をもとに前記表示画像を作成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、

前記血管走行方向算出部は、前記血管の特徴量をもとに前記走行方向を算出する前記所定の範囲を決定することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、

前記表示画像作成部は、前記血管の走行方向に直交する断面画像を作成し、当該断面画像上に前記移動方向の進路を示すマークを表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、

前記表示画像作成部は、前記三次元画像としてレンダリング画像を作成し、当該レンダリング画像上に、各時刻の前記光音響発生源の位置またはそれから作成した画像を表示することを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、前記複数回の超音波の送受信で取得した時系列の三次元画像またはそれから作成した画像について画像間マッチングを行い、前記光音響信号発生源の位置を補正する補正部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置であって、

前記補正部は、マッチング対象の画像について、前記光音響信号発生源の位置に相当する位置の超音波信号を除去後にマッチングを行うことを特徴とする超音波撮像装置。

50

【請求項 10】

超音波探触子が接続され、超音波信号を送受信する送受信回路と、前記送受信回路が受信した信号を用いて検査対象の三次元画像を作成する信号処理部と、検査対象内に挿入されたデバイスに固定された光音響信号発生源に光音響信号を発生させるための光を発生する光発生部と、前記送受信回路及び前記光発生部の動作を制御する制御部と、を備え、

前記制御部は、超音波の送受信と、前記光発生部による光発生及び前記送受信回路による光音響信号受信とを交互に複数回繰り返し、

前記信号処理部は、前記複数回の繰り返しで得た時系列の光音響信号を用いて、前記検査対象内の光音響信号発生源の位置を検出する光音響信号発生源検出部と、前記複数回の超音波の送受信で取得した時系列の三次元画像またはそれから作成した画像について画像間マッチングを行い、前記光音響信号発生源検出部が検出した前記光音響信号発生源の位置を補正する補正部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置であって、

前記補正部は、マッチング対象の画像について、前記光音響信号発生源の位置に相当する位置の超音波信号を除去後にマッチングを行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

本発明は、超音波撮像装置に係り、特に光音響イメージング機能を備えた超音波撮像装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波撮像装置は、超音波を送受信する超音波プローブを介して、検査対象に照射した超音波ビームの反射波を受信し、検査対象の画像を生成する。超音波撮像装置は、簡便に人体の内部を画像化することができるので、例えば、人体内へのカテーテルや穿刺針の挿入などを行う際に、これらデバイスの進入を監視する画像装置として医療分野で広く使用されている。

30

【0003】

例えば、血管の狭窄や閉塞などの治療法として、血管内にガイドワイヤを挿入して狭窄部位や閉塞部位の詰まりを除去する手技がある。一般に血管は分岐があり、また狭窄や閉塞が起こっている部位は抹消血管に存在することも多く、ガイドワイヤを確実に治療対象部位に到達させることは難しい。このため、超音波画像でガイドワイヤの進行方向を導きながら治療を行うエコーガイドインターベンションが開発されている。しかし、ガイドワイヤには SUS やニッケルチタン等の金属で構成されたものが多用されており、金属は超音波の強反射体であるため超音波画像に含まれるノイズが多くなり、画像上でガイドワイヤ先端を見分けるのが困難な場合がある。

【0004】

40

一方、光を照射することで光音響信号を生成するデバイス（以下、光音響デバイスという）を利用して、デバイスの位置を画像化する光音響イメージング技術もまた、カテーテル等のトラッキングに利用されており、この光音響イメージング技術を搭載した超音波撮像装置が開発されている（例えば、特許文献 1、特許文献 2）。これら特許文献に記載された技術では、光音響デバイス（光音響材料）を穿刺針の先端に固定し、穿刺針の中空部分に挿入された光ファイバを通して光を光音響デバイスに送り、それによって光音響デバイスから発生する光音響信号を超音波プローブで受信する。そして、受信した光音響信号から作成した光音響画像を、超音波撮像により取得した超音波画像に重畳して表示する。これにより検査を行う医者等（以下、検者）は、穿刺針の位置を組織画像である超音波画像上で確認することができる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】国際公開2016/047143号

【特許文献2】国際公開2016/002258号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1、2に記載された技術は、穿刺針を対象としており、挿入位置と先端位置とがわかれば、穿刺針を含む断面の特定も容易であり、その断面の画像から、その後の穿刺針の進行方向は容易に予測できる。しかし、血管などの管腔内に挿入されるカテーテルのように可撓性のあるデバイスを挿入する場合には、デバイス先端位置の情報を得ただけでは、その進行方向の進路を推定することは困難であり、検者がデバイスをさらに進めてよいか否かを判断するのに十分な情報を提示することができない。またデバイス挿入によって血管自体の走行も影響を受けるため、走行状態の把握も困難である。

10

【0007】

本発明は、カテーテルのように可撓性のあるデバイスの追跡を可能とし、且つ進路を精度よく推定できる超音波撮像装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波撮像装置は、可撓性のあるデバイスについて、経時的な位置情報を取得し、3次元的な位置変化を追跡する手段を備える。

20

【0009】

即ち、本発明の一つの態様は、超音波探触子が接続され、超音波信号を送受信する送受信回路と、前記送受信回路が受信した信号を用いて検査対象の三次元画像を作成する信号処理部と、検査対象内に挿入されたデバイスに固定された光音響信号発生源に光音響信号を発生させるための光を発生する光発生部と、前記送受信回路及び前記光発生部の動作を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、超音波の送受信と、前記光発生部による光発生及び前記送受信回路による光音響信号受信とを交互に複数回繰り返し、前記信号処理部は、前記複数回の繰り返しで得た時系列の光音響信号を用いて、前記検査対象内の光音響信号発生源の移動方向の進路を推定する演算部と、前記三次元画像またはそれから作成した画像上に推定した移動方向の進路を重畳した表示画像を作成する表示画像作成部とを備える超音波撮像装置である。

30

【0010】

また本発明のもう一つの態様は、超音波探触子が接続され、超音波信号を送受信する送受信回路と、前記送受信回路が受信した信号を用いて検査対象の三次元画像を作成する信号処理部と、検査対象内に挿入されたデバイスに固定された光音響信号発生源に光音響信号を発生させるための光を発生する光発生部と、前記送受信回路及び前記光発生部の動作を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、超音波の送受信と、前記光発生部による光発生及び前記送受信回路による光音響信号受信とを交互に複数回繰り返し、前記信号処理部は、前記複数回の繰り返しで得た時系列の光音響信号を用いて、前記検査対象内の光音響信号発生源の位置を検出する光音響信号発生源検出部と、前記複数回の超音波の送受信で取得した時系列の三次元画像またはそれから作成した画像について画像間マッチングを行い、前記光音響信号発生源検出部が検出した前記光音響信号発生源の位置を補正する補正部を備える超音波撮像装置である。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、三次元画像における光音響信号発生源の位置をもとに、当該光音響信号発生源を固定したデバイスの位置変化を把握することで、デバイスの進路を推定することができる。

50

【 0 0 1 2 】

また三次元画像間のずれを調整し、その結果を光音響信号発生源の位置に反映することで、光音響信号発生源位置の検出や進路の推定において体動等の経時的な変化による誤差をなくすることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 光音響イメージング機能を備えた超音波撮像装置の概要を示す図。

【 図 2 】 体内挿入デバイスの一例を示す先端部拡大図。

【 図 3 】 光音響イメージングを伴う超音波撮像の手順の一例を示すフロー図。

【 図 4 】 制御部によるガイド撮像時の制御シーケンスの一例を示す図。

【 図 5 】 第一実施形態の信号処理部の構成を示すブロック図。

【 図 6 】 第一実施形態によるカテーテル進路の推定手順を示すフロー図。

【 図 7 】 (A) 血管走行方向算出を説明する図、(B) カテーテルの向き推定を説明する図。

【 図 8 】 血管走行方向と直交する断面におけるカテーテル向きを算出する手法を説明する図。

【 図 9 】 カテーテル進路の表示例を示す図。

【 図 1 0 】 カテーテル進路の別の表示例を示す図。

【 図 1 1 】 第二実施形態の信号処理部の構成を示すブロック図。

【 図 1 2 】 第二実施形態による補正手順を示すフロー図。

【 図 1 3 】 マッチング処理を説明する図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の超音波撮像装置の実施形態を、図面を参照して説明する。

【 0 0 1 5 】

まず図 1 に、光音響イメージング機能を備えた超音波撮像装置の概要を示す。図示するように、超音波撮像装置 1 は、本体 1 0 と、光発生部 2 0 と、本体 1 0 及び光発生部 2 0 の動作を制御する制御部 3 0 とを備える。本体 1 0 には、被検体 3 に接触させて被検体 3 に超音波ビームを送り、また被検体 3 からの反射を検出する超音波探触子 4 0 が接続される。光発生部 2 0 は、フレキシブルな体内挿入デバイス 5 0 に備えられた導光部材（光ファイバ）が接続され、デバイス 5 0 に固定された光音響発生部に光を照射する。フレキシブルな体内挿入デバイス 5 0 の典型的なものはカテーテルであり、以下では、体内挿入デバイスをカテーテルとして説明する。

【 0 0 1 6 】

また図示する実施形態では、本体 1 0 に備えられる制御部 3 0 が、光発生部 2 0 の制御も行う制御部 3 0 である場合を示しているが、制御部 3 0 は本体 1 0 とは別の制御装置であってもよい。

【 0 0 1 7 】

超音波撮像装置 1 は、さらに、本体 1 0 で作成された画像を表示したり、撮像条件や指令などの撮像に必要な情報を検者が入力するための UI を表示する表示部 1 4、ボタン、スイッチ、キーボードなどの入力デバイス 1 3、及び各種データや画像を記憶するメモリ 1 6 を備えることができる。表示部 1 4 と入力デバイス 1 3 は近接して配置され、ユーザインタフェースを構成している。さらに超音波撮像装置 1 は、図では省略するが、公知の超音波撮像装置が備える機能や補助装置を備えていてもよい。

【 0 0 1 8 】

本体 1 0 は、光音響信号を処理する機能が追加されている以外は、概ね従来の超音波撮像装置と同様の構成を有し、超音波探触子 4 0 に超音波信号を送信する送信部 1 1 と、超音波探触子 4 0 が検出した反射波（RF 信号）を受信し、整相、加算等の処理を行う受信部 1 2 と、受信部 1 2 が受信した RF 信号の処理を行う信号処理部 1 5 を備える。送信部 1 1 と受信部 1 2 とを併せて送受信回路ともいう。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

信号処理部 1 5 は、反射波である R F 信号を用いて B モード画像等の超音波画像を作成する B モード画像作成部 1 5 1 と、受信部 1 2 が受信した光音響信号を用いて、光音響信号発生部（光音響信号発生源）5 3 の位置を検出し、或いは光音響信号発生部 5 3 の超音波画像（以下、光音響画像という）を作成する光音響信号発生源検出部（以下、P A 源検出部と省略する）1 5 2 と、超音波画像や光音響画像を用いて、表示部 1 4 に表示させる画像を作成する表示画像作成部 1 5 3 と、超音波画像や光音響画像を用いて、体内に挿入されたカテーテルの進行方向の進路などの演算を行う演算部 1 5 4 と、を備える。

【 0 0 2 0 】

超音波探触子 4 0 は、送信部 1 1 からの電気信号により超音波ビームを発生するとともに、被検体 3 からの反射波である超音波と、光音響信号発生部 5 3 が発する光音響信号との両方を検出し、検出した R F 信号を受信部 1 2 に送る。超音波探触子 4 0 には、スキャン方式、形状及び構造がそれぞれ異なる種々のタイプのものがあり、撮像の対象部位や目的に応じて選択して用いる。本実施形態では、三次元画像を取得するために、例えば、超音波検出素子であるトランスデューサが二次元方向に配列したりニア型或いはコンベックス型の超音波探触子を用いる。

10

【 0 0 2 1 】

光発生部 2 0 は、カテーテル 5 0 の光音響信号発生部 5 3 に、光音響効果を生じさせる光を発生する。光源は特に限定されるものではないが、レーザーや発光ダイオードなどを強いパルス光を発生する光源が好適に用いられる。光源は、制御部 3 0 の制御のもと所定の時間、回数、光の照射を繰り返す。光発生部 2 0 は、光源に導光部材が連結された構造を有し、カテーテル 5 0 を使用した検査時には、図示しない光結合手段を介して導光部材とカテーテル 5 0 の導光部材とが結合するようにカテーテル 5 0 が接続される。

20

【 0 0 2 2 】

カテーテル 5 0 は、可撓性のあるチューブ状のデバイスで、図 2 に示すように、フレキシブルな中空のワイヤ 5 1 からなり、中空のワイヤ 5 1 の中空部内に光ファイバ 5 2 が配置されている。光ファイバ 5 2 の挿入側の端面には光音響信号発生部 5 3 が固定されている。ワイヤ 5 1 として、例えば、高トルク伝達性且つ低伸度の中空ワイヤロープが用いられる。また光音響信号発生部 5 3 は、光を受けて断熱膨張することによって音響信号を発する材料、すなわち光音響効果の高い材料で構成される。このような光音響材料としては、公知の色素（光増感剤）、金属ナノ粒子、炭素ベース化合物体などが使用される。

30

【 0 0 2 3 】

カテーテル 5 0 の挿入側の先端は、樹脂性の封止部材 5 4 で封止され、封止部材 5 4 によりワイヤ 5 1 の端面と光音響信号発生部 5 3 が覆われている。封止部材 5 4 を構成する樹脂としては、ワイヤ 5 1 の材料に対する接着性に優れ且つ耐薬品性や耐湿性に優れる材料が好ましく、例えば、UV 硬化型のカチオニック接着剤（例えば、C A S T 7 2 2 2 E M I : ユーヴィックス社）が用いられる。なお図 2 では、光音響信号発生部 5 3 はワイヤ 5 1 の先端に位置つけられているが、ワイヤ先端との位置関係が決まっていれば、ワイヤ先端には限らない。

40

【 0 0 2 4 】

次に、このような構成の超音波撮像装置の動作の概要を説明する。

【 0 0 2 5 】

通常超音波撮像の際は、従来の超音波撮像装置と同様であり、超音波探触子 4 0 を通じて送信部 1 1 から超音波の送信を行い、送信した超音波が被検体内部の組織から反射する反射波を超音波探触子 4 0 で受信する。受信部 1 2 は、フレームごとに受信した受信信号に対し整相、加算などの処理を行い、信号処理部 1 5 に送る。2 D 超音波探触子 4 0 を用いた場合、二次元方向と深度方向とを合わせた三次元方向の反射波の強度に対応する情報が得られる。信号処理部 1 5 の B モード画像作成部 1 5 1 は、受信部 1 2 からのフレーム信号を用いて超音波画像を作成する。本実施形態では、三次元の B モード画像データが作成される。

50

【0026】

一方、カテーテル50を被検体の体内、例えば血管内に挿入しながら、そのガイドとして超音響イメージングを行う際は、光発生部20を作動する。超音響イメージングは、上述した超音波撮像とは別に独立して行うことも可能であるが、ここでは超音響イメージングと超音波撮像を併用してカテーテルのガイドに利用する場合を説明する。ガイドのための超音響イメージングと超音波撮像とを併用した撮像を、以下ガイド撮像という。

【0027】

ガイド撮像時には、図3に示すように、まず光発生部20から撮像用レーザー光を照射する(S11)。光発生部20が発した光が、体内に挿入されたデバイス50の光ファイバ52を介して超音響信号発生部53に照射されると、超音響信号発生部53を構成する超音響材料から超音響信号(超音波)が発生する(S12)。デバイス50が挿入された部位の近傍に、超音波探触子40を押し当てて動作させることにより、受信部12が超音響信号発生部53からの超音響信号を受信する(S13)。

10

【0028】

受信部12は、超音波撮像の際の超音波反射信号と同様に超音響信号を処理し、三次元方向の超音波信号として、信号処理部15に送る。信号処理部15のPA源検出部152は、Bモード画像作成部151と同様の処理により、三次元の超音響画像を作成する。この超音響画像では、超音波である超音響信号が発生する位置は、超音響信号発生部53に限定された領域であり、得られる超音響画像は概ね超音響信号発生部53の位置のみが輝度情報を持つ画像となる。PA源検出部152は超音響画像において最大輝度となる位置(領域)を検出することにより、三次元空間における超音響信号発生部53の位置情報を取得することができる。PA源検出部152は、検出した位置情報をメモリ16に格納する(S14)。

20

【0029】

一方、超音波撮像装置1の送信部11は、光発生部20における光の照射をトリガー信号として、所定の待機時間を持って超音波撮像(超音波の送受信)を開始し、三次元の超音波画像を取得する(S21、S22)。所定の待機時間時間は、探触子40による超音響信号の検出と受信部12による受信とに必要な時間以上である。

【0030】

このような超音波撮像と超音響イメージングを複数回繰り返すことで、メモリ16には超音響発生部の経時的な位置情報がストアされる(S14)。超音波撮像と超音響イメージングを繰り返すタイミングは、特に限定されないが、その一例を図4に示す。図示する例では、超音響イメージングと超音波撮像とを交互に繰り返し、所定のタイミング(ここではT1、T2、...)で対の超音響画像と超音波撮像を得る。このようなシーケンスは、ガイド撮像時の撮像条件としてデフォルトで予め設定しておいてもよいし、検者が表示部14に表示されたUIやその他の入力部13の入力デバイス等を介して任意の間隔や回数を設定してもよい。

30

【0031】

演算部154は、この撮像の繰り返しによって得た、超音響信号発生部53の経時的な位置情報(ここではそのままカテーテル先端の位置)を用いて、体内に挿入されたカテーテルの進行方向のパスの演算や、時系列の撮像間に生じる体動等の影響を補正するための演算を行う(S15)。

40

【0032】

表示画像作成部153は、ガイド撮像によって取得した超音波画像及び超音響画像を用いて表示用の画像を作成する(S16)。例えば、両画像を重畳して合成画像を作成し、合成画像を表示部14に表示させる(S17)。或いは超音響信号発生源の位置を示すマークを超音波画像上に表示する。この際、表示画像には、時系列で得た画像及びそれを用いて演算部154が算出した情報を重畳したり、組み合わせたりすることができ、それによりカテーテルの進行方向について検者に有用な情報を提示することができる。その具体的な表示実施形態については後述する。

50

【 0 0 3 3 】

本実施形態の超音波撮像装置によれば、超音波撮像と光音響イメージングを繰り返して実施し、超音波画像上に光音響イメージングで経時的なカテーテル先端位置の変化を表示することで、検者にカテーテルの進行方向をガイドする有用な情報を提示することができる。

【 0 0 3 4 】

以下、信号処理部 1 5 の機能を中心に、ガイド撮像時の処理と表示の実施形態を説明する。

【 0 0 3 5 】

< 第一実施形態 >

本実施形態は、光音響発生部検出部 1 5 2 が取得した時系列の光音響画像を用いて、カテーテル先端位置の時間的に変化をもとに進行方向の進路（パス）を推定し、提示する。

【 0 0 3 6 】

本実施形態の機能を実現する信号処理部 1 5 の構成を図 5 に示す。本実施形態の信号処理部 1 5 は、B モード画像作成部 1 5 1 及び P A 源検出部 1 5 2 のほかに、演算部 1 5 4 の機能として、血管等カテーテルが挿入される組織の走行方向を算出する血管走行方向算出部 1 5 5 と、光音響発生部 5 3 の位置からカテーテルの向き（三次元ベクトル）を算出する 3 D カテーテル向き算出部 1 5 6 と、カテーテル向き算出部 1 5 6 が算出したカテーテルの向きを表すベクトルを、血管の走行方向に対し所定の関係にある断面に投影した二次元ベクトルを算出する 2 D カテーテル向き算出部 1 5 7 と、を備える。2 D カテーテル向き算出部 1 5 7 が三次元ベクトルを投影する断面は、例えば血管の走行方向に直交する断面、血管の走行方向に平行で且つ血管を縦断する断面、などであり、表示させたい断面を予め設定しておいてもよいし、検者が所望する断面を指定するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

また信号処理部 1 5 は、表示画像作成部 1 5 3 の機能として、断面画像作成部 1 5 8 及び画像合成部 1 6 0 を備える。またレンダリング画像作成部 1 5 9 を備えていてもよい。なお三次元画像から所定の断面の画像を作成する機能（断面画像作成部 1 5 8 の機能）やボリュームレンダリング像を作成する機能（レンダリング画像作成部 1 5 9 ）、画像を合成する機能（画像合成部 1 6 0 ）は、一般的に知られている画像処理技術と同様であり、具体的な処理手法の説明は省略する。

【 0 0 3 8 】

本実施形態によるカテーテル進行方向の進路の推定と表示の手法を、図 6 のフローを参照して説明する。ここでは一例として、カテーテル先端における血管の走行方向に直交する断面に、進行方向のパスを表示する場合を説明する。

【 0 0 3 9 】

まず血管走行方向算出部 1 5 5 は、カテーテルが挿入されている血管の表示断面を設定するために、時系列で得られる光音響信号発生部 5 3 の位置情報を用いて、血管の走行方向を算出する（S 3 1）。ここで走行方向を算出する血管の範囲は、図 7（A）に示すように、カテーテル先端から後方側に所定の範囲 L 1 であり、例えば、血管径 R の係数倍など、対象となる血管の特徴量を用いて決定することができ、デフォルトで或いは検者が予め設定しておくことができる。具体的には、血管走行方向算出部 1 5 5 は、メモリ 1 6 にストアされた光音響信号発生源の時系列位置情報から、設定された範囲 L 1 にある時系列の位置情報を選択し、これに対し関数フィッティングやスプライン補間によって、血管走行方向を算出する。この場合のフィッティングは、カテーテル自体の走行を算出するものではないので、光音響信号発生部 5 3 の位置を通る必要はなく、例えば、直線フィッティング等の粗いフィッティングでよい。

【 0 0 4 0 】

一方、3 D カテーテル向き算出部 1 5 6 は、時系列で得られる光音響信号発生部 5 3 の位置情報を用いて、カテーテルの向きを算出する（S 3 2）。ここでは、カテーテル先端すなわち最新の光音響信号発生部 5 3 の位置におけるカテーテル 5 0 の向きを算出する。

このためカテーテル50の向きを算出する範囲L2は、カテーテルの特徴量、例えばワイヤ51の剛性や組織（血管）の硬さに関連して決まるワイヤ51の可変半径をもとに決定することができる。なおワイヤ51の可変半径は、ワイヤの曲げ剛性IEを用いて、次式(1)で表すことができる。

【0041】

$$1 / \quad = M / I E \quad (1)$$

(式中、Mはワイヤにかかる曲げモーメント、曲げ剛性IEは、I(断面二次モーメント)とE(縦ヤング率)との積である。)

【0042】

曲げモーメントMは、ワイヤを押し当てたとき所定の硬さの組織に押し当てたときの組織の応力とほぼ同じとみなすことができ、組織の硬さは1kPa~100kPaであることが知られているので、式(1)から可変半径を推定することができる。そして可変半径からカテーテル50の向きを算出する範囲L2を決定することができる。例えば、可変半径の1/4程度のサンプリング間隔で数点の超音響信号を取得する範囲とする。

10

【0043】

3Dカテーテル向き算出部156は、このように設定されているカテーテル50の範囲L2について、その範囲にある時系列の位置情報を用い、これに対し例えばスプライン補間等を行い、カテーテル先端におけるカテーテルの向きを算出する。或いは、図7(B)に示すように範囲L2に存在する各点の位置 x_1 、 x_2 ・・・を、ベクトル X_1 、 X_2 ・・・としたときに、各ベクトルの差分を取ることで各点の位置ベクトル x_1 、 x_2 、・・・を算出し、最新の位置ベクトル x_n に対し、上述した可変半径を考慮した角度の補正を加えてカテーテル先端の向き(位置ベクトル)としてもよい。

20

【0044】

次に2Dカテーテル向き算出部157は、超音響信号発生部53の時系列の位置情報のうち最新の位置情報を用いて、図8に示すように、その位置を通り且つ血管走行方向算出部155が算出した血管走行方向81に直交する断面80を算出し(S33)、3Dカテーテル向き算出部156が算出したカテーテルの向き(ベクトル)82を、この断面に対し投影した向き(ベクトル)83を算出する(S34)。なお、スプライン補間等でカテーテルの向き(方向の情報)のみを算出した場合は、ベクトルの大きさは任意であるが、例えば、各点間の距離(例えば $x_n - x_{n-1}$)をベクトルの大きさとしてもよい。

30

【0045】

最後に断面画像作成部158が、三次元超音波画像からステップS33で算出した断面(図8の80)と同じ位置の断面を切り出し、画像合成部160が、切り出された断面画像の上に、ステップS34で算出したカテーテルの向きを示すマークを重畳して表示画像とし、表示部14に表示させる(S35)。

【0046】

表示の一例を図9に示す。図示する例では、カテーテル先端における血管走行方向に直交する断面の超音波画像Aと血管走行方向に沿った断面の超音波画像Bとが作成され、並列に表示されており、それぞれの超音波画像にカテーテルの位置を示すマーク等が表示されている。超音波画像Aでは、血管の断面画像に対し、カテーテル先端(最新の超音響信号発生部53:PA源の位置)を示す画像と、2Dカテーテル向き算出部157が算出した、その断面におけるカテーテルの向きを示す矢印とが、重畳して表示されている。また超音波画像Bでは、血管の走行方向において、時系列の超音響信号発生部53の位置が表示される。超音波画像Bは、例えば、最新の位置を含む3点の位置で確定される断面を三次元超音波画像から切り出し、その上にメモリにストアされた各点の位置を、その画像或いはマーク等で示すことにより作成することができる。或いは超音波ビーム(送信波)の方向と平行な断面であって血管を含む断面でもよく、その断面に各点の位置を投影して表示してもよい。画像を重畳して示す場合には、超音波画像の色とは異なる色にして、カテーテル先端の位置が表示画像上で明確になるようにすることが好ましい。


40

【0047】

50

カテーテルを体内に進行させる際、カテーテルは先端が血管の中心にあることが望ましい。超音波画像 B だけでは、先端が血管の中心にあるか否か判別できないが、超音波画像 A を確認することで、中心から外れたことを確認でき、さらにカテーテルの向き（進路）がわかる。これによりカテーテルを操作する検者は、カテーテルをさらに進めるべきか、向きを変える操作が必要か、などを判断しやすくなる。

【0048】

表示画像作成部 153 がレンダリング画像作成部 159 を備える場合には、三次元超音波画像からレンダリング像を作成したり、レンダリング像から三次元の血管切断像を作成し（両者をまとめてレンダリング像という）、これらレンダリング像に時系列の光音響信号発生部 53 の位置を表示してもよい。図 10 にレンダリング像を例示する。レンダリング像 C は、ボリュームレンダリング像上に矢印でカテーテルの向きを示した画像、レンダリング像 D は、カテーテル先端を含む所定長さの血管をその走行方向に沿って切断した切断像に光音響信号発生源の位置 P（各時点における位置）を示すマーク（図では ) を重畳して示したレンダリング像である。レンダリング像 D の切断の方向は、光音響信号発生源の位置の履歴がある断面であれば、超音波のビーム方向と平行な方向でもよいし、検者が UI を介して所望の断面を指定するようにしてもよい。その場合には、例えば、レンダリング像 C のような画像を表示部 14 に表示し、表示画像上で検者による指定を受け付けてもよい。

10

【0049】

このようなレンダリング像を表示することで、その先に存在する分岐や狭窄部分など、また血管におけるカテーテルの位置をより立体的に把握することができる。なおレンダリング像は、断面の画像（図 9 の画像）とは別に表示してもよいし、断面画像と並べて表示してもよい。

20

【0050】

上述したステップ S31 ~ S35 までの処理は、光音響イメージングと超音波撮像とを繰り返す毎に実行され、新たな光音響信号発生部の位置情報を得る度に、表示部 14 に表示される超音波画像を新たに作成した画像（図 9、図 10）を更新する。更新前の画像は、必要に応じてメモリ 16 にストアされる。

【0051】

本実施形態によれば、時系列で取得した光音響信号発生源の位置情報を用いて、カテーテルの進行方向の進路（向き）を推定し、推定した向きを所望の超音波画像上に、画像の態様に合わせた形で重畳して提示する。これにより複雑に走行する血管に挿入されたフレキシブルなワイヤの進路を確認し、予測することができるので、カテーテル手技を効果的に支援することができる。

30

【0052】

< 第二実施形態 >

本実施形態は、信号処理部 15 が、体動等の経時的な位置変化を補正する機能（補正部）を持つことが特徴である。

【0053】

第一実施形態で説明したように、第一実施形態の超音波撮像装置では、光音響信号を用いた光音響イメージングと超音波撮像を併用し、光音響信号発生部の時系列の位置を追跡する。一般に血管の位置は拍動や呼吸動の影響を受ける。また時系列で信号を取得する間に、被検体の小さな動きがあった場合にも影響も受ける。本実施形態は、カテーテル先端位置を追跡する際に、これら体動等による位置変化の影響を低減し、カテーテルの位置変化を表示する際の精度やカテーテル先端の向き推定の精度を高める。

40

【0054】

本実施形態の信号処理部 15 の構成を図 11 に示す。なお図 11 において図 5 に示す要素と同じ機能を持つ要素は同じ符号で示し、重複する説明を省略する。信号処理部 15 は、B モード画像作成部 151、PA 源検出部 152、表示画像作成部 153、演算部 154 に加え、体動補正部 170 を備える。なお表示画像作成部 153、演算部 154 は、図

50

5 に示す機能部を省略しているが同様の機能部を備えることができる。また体動補正部 170 は主として体動による組織の変化を補正するものであるが、変化の原因は体動には限定されない。

【0055】

以下、体動補正部 170 の機能を中心に、本実施形態の超音波撮像装置の動作を説明する。本実施形態においても、図 3 に示したようなフローに沿って、ガイド撮像を行うことは同様であるが、図 3 のステップ S 16 の画像合成処理において、体動補正部 170 による処理が加わる。図 12 のフロー及び図 13 の説明図を参照して、体動補正部 170 の処理を説明する。

【0056】

まず各時点の超音波画像を取得する (S 41)。図 13 には、時間 T 1 と T 2 で取得した 2 つの画像 411, 412 を示している。これら画像は、T 1 と T 2 の間に生じる拍動や体動の影響を受け、血管位置や形状が若干変化している。このため T 1 の画像 411 を T 2 の画像 412 に合わせて変化させる補正 (マッチング処理 S 43) を行うが、マッチング処理を正確に行うために、それに先立って画像のノイズを除去する。一般に金属は強反射体であるため、カテーテル 50 の金属部 (ワイヤ 51) は超音波撮像を行う際の信号ノイズの大きな原因となる。そこでノイズ除去では、光音響信号位置付近の超音波信号を削除することで、体動補正の精度を高める。

【0057】

すなわち、同じ時間 T 1、T 2 の光音響信号から、PA 源検出部 152 がそれぞれ取得した光音響信号発生源の位置情報を用いて、これら画像における光音響信号位置付近の超音波信号を削除する (S 42)。光音響信号位置付近の超音波信号の削除は、光発生部 20 による光照射時に超音波探触子 40 の各検出素子が検出する光音響信号は、同じ位置で超音波照射したときに超音波探触子 40 の各検出素子が検出する、光音響信号発生部 53 からの反射波である超音波信号と同等であることを利用し、超音波撮像時の超音波信号のうち、光音響信号に対応する信号を除去することで実現することができる。

【0058】

ついで光音響信号位置付近の超音波信号を削除した画像 421, 422 とのパターンマッチングを行い、一方を他方に合わせる処理を行う (S 43)。好適には、最新 (取得時間が最も新しい) の画像に合わせる。或いは、例えば対象となる血管が表示画面の中央となる位置を基準とし、この基準位置に合うように補正してもよい。この処理は、例えば、ブロックマッチングや勾配法などによりオプティカルフローを求めることにより実現できる。これにより、単に血管の位置の変化のみならず、位置変化やカテーテル挿入に伴う形状の変化にも対応したマッチングを行うことができる。

【0059】

このマッチング処理で得た画像 430 に、時系列の光音響信号源の位置をマッピングする (S 44)。画像 430 が最新の画像に合わせたものであるならば、各時点で取得した光音響信号源位置を最新の位置を基準としてマッピングする。ステップ S 42 で用いた各時点の光音響信号源の位置から、各時点の画像 411, 412 における光音響信号源の位置はわかっている。即ち各画像において光音響信号源の位置と血管との位置との関係はわかっている。従って、各画像 411, 412 に施したマッチング処理と同様の処理 (位置の変換) を光音響信号源の位置に対し施すことで、画像 430 へのマッピングを行うことができる。これにより最新の画像 430 上に光音響信号源位置をマッピングした画像を表示することができる。

【0060】

さらに、次 (例えば $t = T 3$) の画像が取得されたならば、同様の処理 (S 41 ~ S 44) を行い、それまでの時系列の光音響信号源の位置がマッピングされた画像を得る。この画像により、それ以前の画像を更新する (S 45)。これにより体動やカテーテル挿入によって血管の位置に変化を生じた場合にも、最新の血管形状の上にカテーテルの進行状況を示す位置と進路の情報を表示することができる。

10

20

30

40

50

【0061】

なお本実施形態においても、さらに、第一実施形態と同様に、時系列の光音響信号源の位置を用いて、図6に示したフローに沿って、カテーテルの進行方向の進路を推定する処理を行い、超音波画像（断面画像やレンダリング像）に重畳して、パスを示すマークなどを表示してもよい。この場合には、体動補正部170によって補正された光音響信号源の位置を基準にして時系列の光音響信号源の位置をマッピングした画像を用いることで、血管の時間的な変化による精度の低下がなく、パス推定の精度を高めることができる。

【0062】

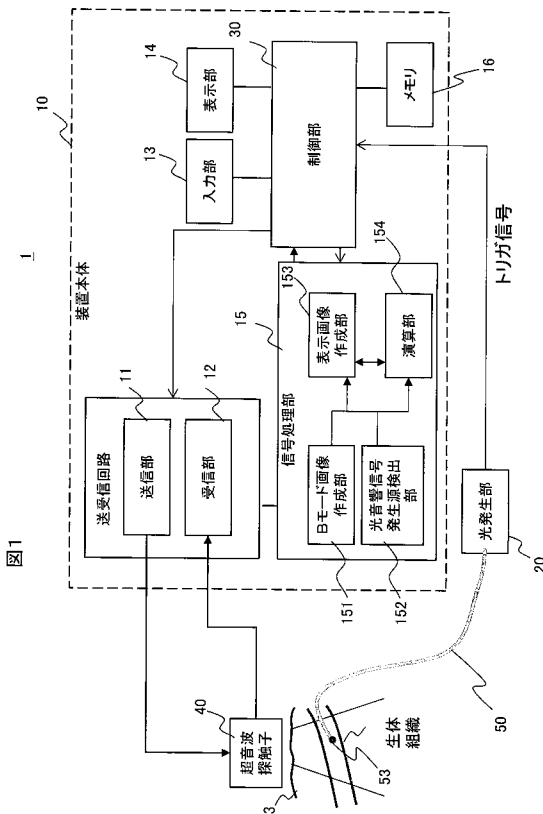
以上、血管内にカテーテルを挿入する際のガイドとして有用な超音波撮像装置の実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態に限定されるものではなく、フレキシブルな体内挿入デバイスを被検体の腔に挿入する場合に適用することができ、同様の効果が得られる。また実施形態で例示した表示の態様は、一例であって、三次元的に変化するデバイスの進行状況や進路を提示可能な態様であれば、任意の表示態様をとりえる。

【符号の説明】

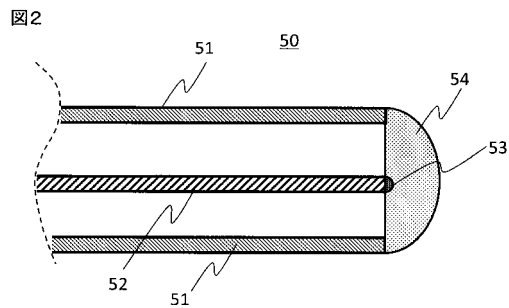
【0063】

1・・・光音響イメージング機能付き超音波撮像装置、3・・・被検体、10・・・超音波診断装置本体、11・・・送信部、12・・・受信部、13・・・入力部、14・・・表示部、15・・・信号処理部、16・・・メモリ、20・・・光発生部、30・・・制御部、40・・・超音波探触子、151・・・Bモード画像作成部、152・・・光音響信号発生源検出部（PA源検出部）、153・・・表示画像作成部、154・・・演算部、155・・・血管走行方向算出部、156・・・3Dカテーテル向き算出部、157・・・2Dカテーテル向き算出部、158・・・断面画像作成部、159・・・レンダリング画像作成部、160・・・画像合成部、170・・・体動補正部。

【図1】



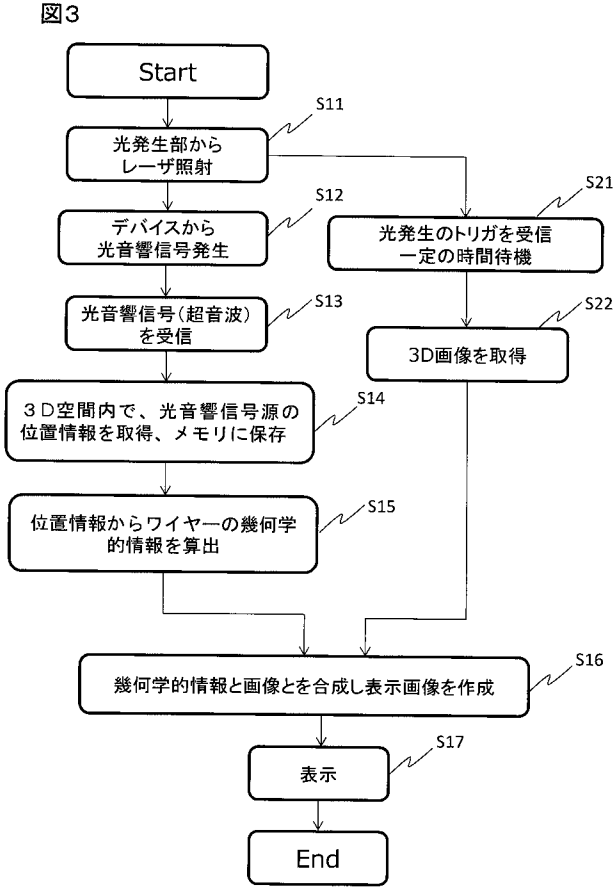
【図2】



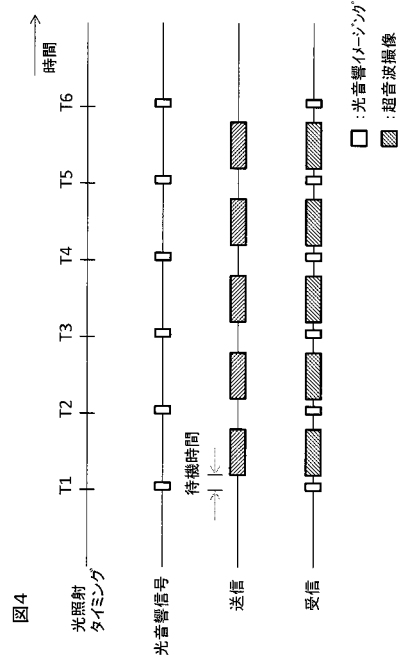
10

20

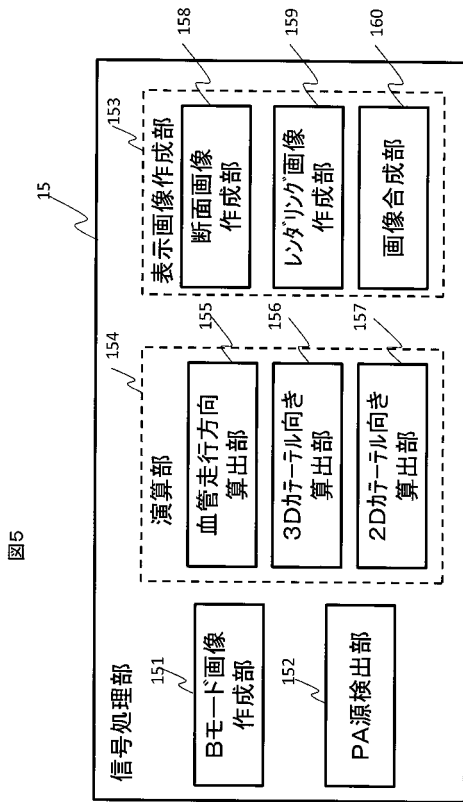
【 図 3 】



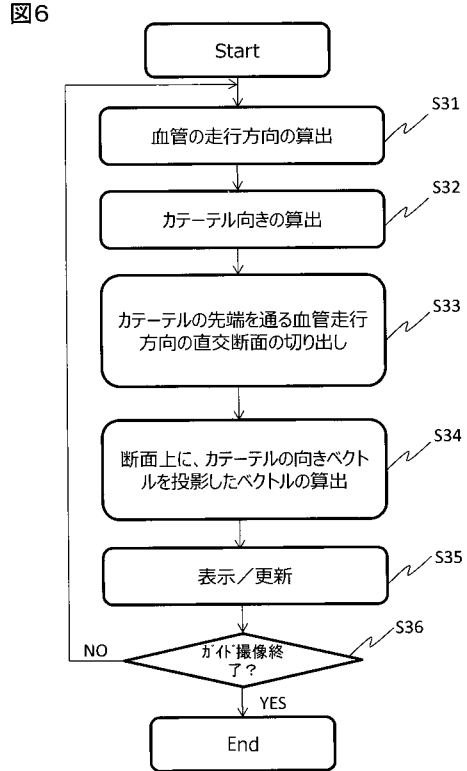
【 図 4 】



【 図 5 】

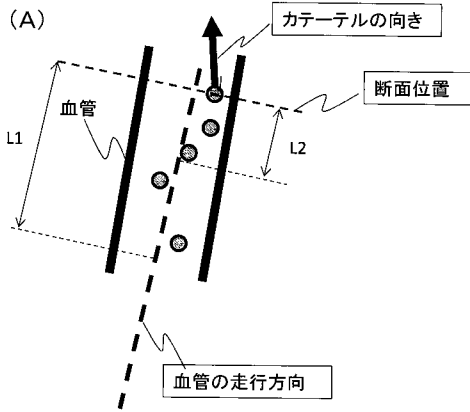


【 図 6 】

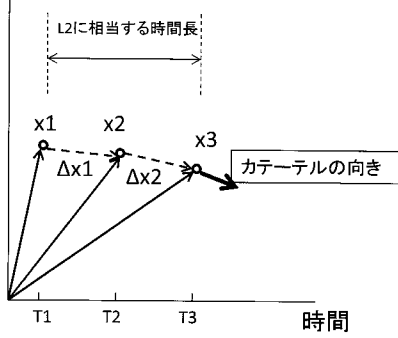


【 図 7 】

図7

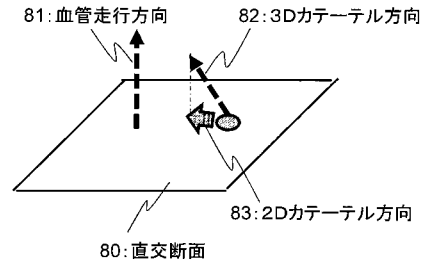


(B)



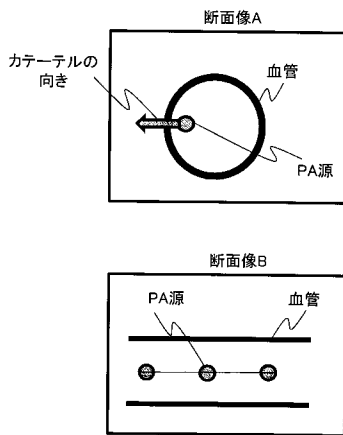
【 図 8 】

図8



【 図 9 】

図9



【 図 10 】

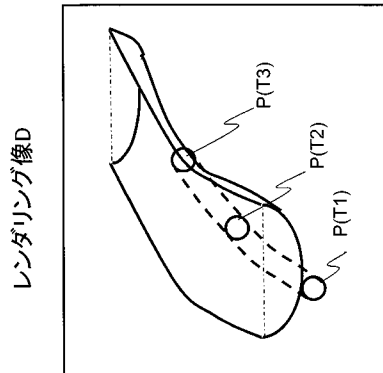
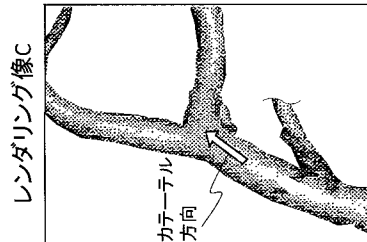
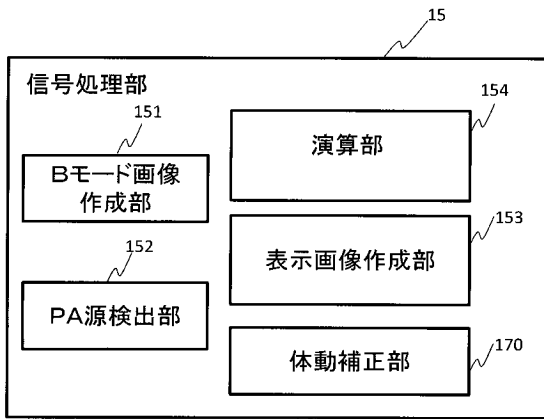


図10



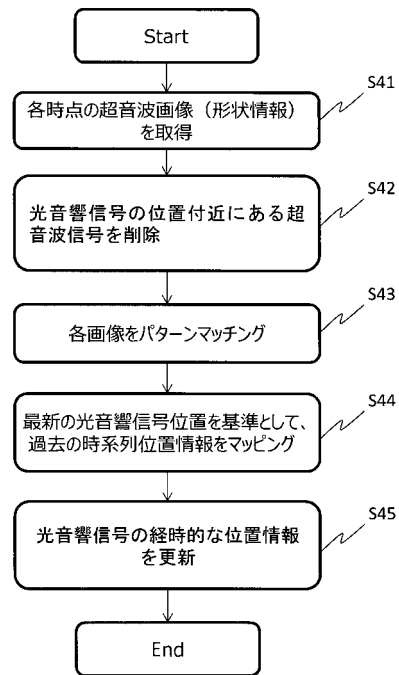
【図11】

図11



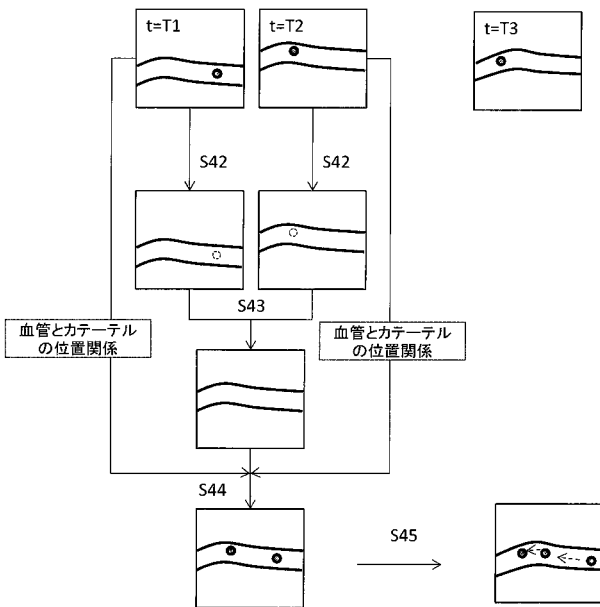
【図12】

図12



【図13】

図13



フロントページの続き

(72)発明者 田中 宏樹

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DE16 EE09 FE04 GB06 JB51 JC26

专利名称(译)	超声波成像仪		
公开(公告)号	JP2019213680A	公开(公告)日	2019-12-19
申请号	JP2018112265	申请日	2018-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田中智彦 今井亮 竹崎泰一 田中宏樹		
发明人	田中 智彦 今井 亮 竹崎 泰一 田中 宏樹		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/GB06 4C601/JB51 4C601/JC26		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决方案：具有光声成像功能的超声成像设备会在预定的时间将光投射到固定在插入体内的设备尖端的光声信号源上，并且交替执行超声成像与光声信号的生成和检测，从而获得时间序列的光声信号和超声图像。从时间序列光声信号获得设备尖端的三维位置的变化（运动信息），并估计设备在其行进方向上的路线。此外，计算出要插入该装置的血管的行进方向，并将估计出的行进路线显示在与行进方向正交的截面的图像上。图6

图6

