

(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2019-150296
(P2019-150296A)

(43) 公開日 令和1年9月12日 (2019.9.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2018-37563 (P2018-37563)
(22) 出願日 平成30年3月2日 (2018.3.2)

(71) 出願人 504132881
国立大学法人東京農工大学
東京都府中市晴見町3-8-1
(74) 代理人 100079049
弁理士 中島 淳
(74) 代理人 100084995
弁理士 加藤 和詳
(74) 代理人 100099025
弁理士 福田 浩志
(72) 発明者 榎田 晃司
東京都府中市晴見町3-8-1 国立大学
法人東京農工大学内
(72) 発明者 神田 浩輔
東京都府中市晴見町3-8-1 国立大学
法人東京農工大学内

最終頁に続く

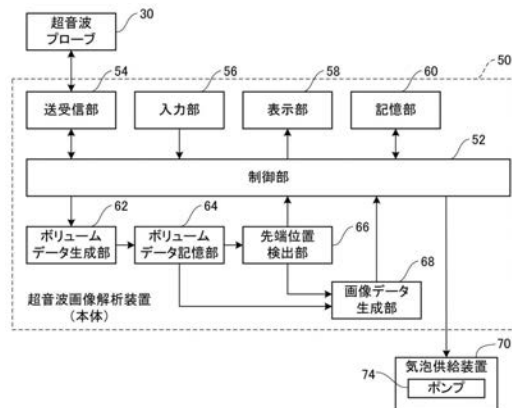
(54) 【発明の名称】 超音波画像解析装置、カテーテルシステム、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像に基づいて、生体内に挿入されたカテーテル先端の位置を精度よく検出することができる、超音波画像解析装置、カテーテルシステム、及びプログラムを提供する。

【解決手段】超音波画像を撮像する撮像手段と、生体内に挿入されたカテーテルに微小気泡を供給する供給手段と、超音波画像の撮像中にカテーテルの先端から微小気泡が噴射されるように撮像手段及び供給手段を制御する制御手段と、取得された時系列の超音波画像データから超音波画像による撮像対象領域のうち時間変化する変化領域を抽出する抽出手段と、抽出された変化領域の超音波画像データから、カテーテルの先端の位置を検出する位置検出手段と、を備えた超音波画像解析装置とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に超音波を照射して前記生体の超音波画像を撮像する撮像手段と、
前記生体内に挿入されたカテーテルに微小気泡を供給する供給手段と、
超音波画像の撮像中に前記カテーテルの先端から微小気泡が噴射されるように、前記撮像手段及び前記供給手段を制御する制御手段と、
取得された時系列の超音波画像データから、撮像対象領域のうち超音波画像が時間変化
する変化領域を抽出する抽出手段と、
抽出された前記変化領域の超音波画像データから、前記カテーテルの先端の位置を検出
する位置検出手段と、
を備えた超音波画像解析装置。

10

【請求項 2】

前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、
前記カテーテルの先端の位置の計測誤差が予め定めた閾値未満になるまで、
前記抽出手段が、前記撮像対象領域を複数の領域に分割して、分割された複数の領域の
中から、他の領域より超音波画像の時間変化が大きい特定領域を抽出することと、
前記制御手段が、撮像対象領域を前記特定領域に絞込み、前記特定領域の超音波画像の
撮像中に前記カテーテルの先端から微小気泡が噴射されるように、前記撮像手段及び前記
供給手段を制御することと、
前記位置検出手段が、前記カテーテルの先端の位置を検出することとを、
繰り返し行う、
請求項 1 に記載の超音波画像解析装置。

20

【請求項 3】

前記カテーテルが超音波により誘導される場合は、前記予め定めた閾値を誘導用の超音
波のビーム径とする、
請求項 2 に記載の超音波画像解析装置。

【請求項 4】

前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、
前記制御手段が、前記微小気泡の供給量を減らし、超音波画像の撮像中に前記カテー
テルの先端から微小気泡が減少後の供給量で噴射されるように、前記撮像手段及び前記供給
手段を制御することと、
前記抽出手段が、取得された時系列の超音波画像データから、撮像対象領域のうち超音
波画像が時間変化する変化領域を抽出することと、
前記位置検出手段が、前記カテーテルの先端の位置を検出することとを、
繰り返し行う、
請求項 1 に記載の超音波画像解析装置。

30

【請求項 5】

前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、
微小気泡の拡散パターンの形状と前記微小気泡の拡散に関わる拡散因子とから、前記カ
テーテルの先端の位置を推定する、
請求項 1 に記載の超音波画像解析装置。

40

【請求項 6】

前記拡散因子が、
前記カテーテルが挿入された血管の構造、前記血管を流れる血流の速度である、
請求項 5 に記載の超音波画像解析装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 までに記載の超音波画像解析装置と、
生体内に挿入されるカテーテルと、
前記生体内の前記カテーテルに対し前記超音波とは異なるプローブから第 2 の超音波を
放射して、前記第 2 の超音波の放射圧により前記カテーテルを誘導する誘導手段と、

50

を含むカテーテルシステム。

【請求項 8】

前記制御手段に表示制御される表示手段を更に含み、
前記制御手段は、

取得された前記カテーテルの先端の位置と、前記誘導手段により放射される前記第 2 の超音波の進行方向とが重畳表示された超音波画像を、前記表示手段に表示させる、

請求項 7 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 9】

コンピュータを、請求項 1 から請求項 6 までのいずれか 1 項に記載の超音波画像解析装置の、撮像手段及び供給手段以外の各手段として機能させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像解析装置、カテーテルシステム、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、薬液及び輸液等を血管内に投与するための製剤注入装置と、当該注入経路に被検出剤を注入するための被検出剤注入装置と、血管内に流れる前記被検出剤を検出するための検出装置とを備えたことを特徴とする血管内注入監視装置が開示されている。

20

【0003】

特許文献 2 には、侵襲的医療デバイスを撮像する超音波診断撮像システムであって、流体経路を持つ侵襲的医療デバイスと、前記流体経路に結合され、前記流体経路に対してマイクロバブル流体を提供するマイクロバブル流体のソースと、前記侵襲的医療デバイスの位置を含む超音波画像フィールドをスキャンする超音波プローブと、前記超音波プローブに結合され、前記マイクロバブルの位置の画像を表示するため、前記流体の前記マイクロバブルから前記プローブにより受信される非線形超音波信号に応答する超音波撮像システムとを有する、超音波診断撮像システムが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献 1】国際公開 2013/146696 号

【特許文献 2】特表 2013-533759 号公報

【特許文献 3】特開 2015-8745 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カテーテルは、細くて柔軟な管状の器具である。カテーテルは、カテーテルを通して患部に薬剤を注入する、患部の組織を採取する等の目的で、生体内の血管に挿入される。従来、医師が、血管に挿入されたカテーテルを X 線透視下で観察しながら、金属製のガイドチューブを用いて、カテーテルの先端を目的部位に到達させていた。

40

【0006】

超音波画像による観察は、放射線被曝を回避できる点で、X 線透視下での観察に比べて有利である。しかしながら、血管に挿入されたカテーテルを超音波画像で観察した場合、カテーテルを血管そのものと区別するのが難しい。例えば、カテーテルを挿入した状態の超音波断層像では、細かい血管の断面を示す円または楕円状の形状が無数に描出され、カテーテルがどこにあるか判定できない場合がある。

【0007】

近年、通常のカテーテルでは到達できない細い血管へ到達させるために、例えば直径が 0.5 mm 以下のカテーテルが開発されている。このように小径のカテーテルを血管に挿

50

入する場合、金属製のガイドチューブは使用できない。このため、発明者は、血管の分岐部において外部から超音波を照射して、音響放射力によりカテーテルを屈曲制御する方法を提案している（特許文献3）。超音波でカテーテルを屈曲制御するにしても、超音波画像からカテーテル先端の位置を精度よく検出する必要がある。

【0008】

本発明の目的は、超音波画像に基づいて、生体内に挿入されたカテーテル先端の位置を精度よく検出することができる、超音波画像解析装置、カテーテルシステム、及びプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、生体に超音波を照射して前記生体の超音波画像を撮像する撮像手段と、前記生体内に挿入されたカテーテルに微小気泡を供給する供給手段と、超音波画像の撮像中に前記カテーテルの先端から微小気泡が噴射されるように、前記撮像手段及び前記供給手段を制御する制御手段と、取得された時系列の超音波画像データから、撮像対象領域のうち超音波画像が時間変化する変化領域を抽出する抽出手段と、抽出された前記変化領域の超音波画像データから、前記カテーテルの先端の位置を検出する位置検出手段と、を備えた超音波画像解析装置である。

【0010】

請求項2に記載の発明は、前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、前記カテーテルの先端の位置の計測誤差が予め定めた閾値未満になるまで、前記抽出手段が、前記撮像対象領域を複数の領域に分割して、分割された複数の領域の中から他の領域より超音波画像の時間変化が大きい特定領域を抽出することと、前記制御手段が、撮像対象領域を前記特定領域に絞込み、前記特定領域の超音波画像の撮像中に前記カテーテルの先端から微小気泡が噴射されるように、前記撮像手段及び前記供給手段を制御することと、前記位置検出手段が、前記カテーテルの先端の位置を検出することとを、繰り返し行う、請求項1に記載の超音波画像解析装置である。

【0011】

請求項3に記載の発明は、前記カテーテルが超音波により誘導される場合は、前記予め定めた閾値を誘導用の超音波のビーム径とする、請求項2に記載の超音波画像解析装置である。

【0012】

請求項4に記載の発明は、前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、前記制御手段が、前記微小気泡の供給量を減らし、超音波画像の撮像中に前記カテーテルの先端から微小気泡が減少後の供給量で噴射されるように、前記撮像手段及び前記供給手段を制御することと、前記抽出手段が、取得された時系列の超音波画像データから、撮像対象領域のうち超音波画像が時間変化する変化領域を抽出することと、前記位置検出手段が、前記カテーテルの先端の位置を検出することとを、繰り返し行う、請求項1に記載の超音波画像解析装置である。

【0013】

請求項5に記載の発明は、前記抽出手段により前記変化領域が抽出されない場合に、微小気泡の拡散パターンの形状と前記微小気泡の拡散に関わる拡散因子とから、前記カテーテルの先端の位置を推定する、請求項1に記載の超音波画像解析装置である。

【0014】

請求項6に記載の発明は、前記拡散因子が、前記カテーテルが挿入された血管の構造、前記血管を流れる血流の速度である、請求項5に記載の超音波画像解析装置である。

【0015】

請求項7に記載の発明は、請求項1から請求項6までに記載の超音波画像解析装置と、生体内に挿入されるカテーテルと、前記生体内の前記カテーテルに対し前記超音波とは異なるプローブから第2の超音波を放射して、前記第2の超音波の放射圧により前記カテーテルを誘導する誘導手段と、を含むカテーテルシステムである。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

請求項 8 に記載の発明は、前記制御手段に表示制御される表示手段を更に含み、前記制御手段は、取得された前記カテーテルの先端の位置と、前記誘導手段により放射される前記第 2 の超音波の進行方向とが重畳表示された超音波画像を、前記表示手段に表示させる、請求項 7 に記載のカテーテルシステムである。

【 0 0 1 7 】

請求項 9 に記載の発明は、コンピュータを、請求項 1 から請求項 6 までのいずれか 1 項に記載の超音波画像解析装置の、撮像手段及び供給手段以外の各手段として機能させるためのプログラムである。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、超音波画像に基づいて、生体内に挿入されたカテーテル先端の位置を精度よく検出することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】本発明の実施の形態に係るカテーテルシステムの構成の一例を示す概略図である。

【 図 2 】本発明の実施の形態に係る超音波画像解析装置の構成の一例を示す概略図である。

【 図 3 】超音波画像データの一例を示す模式図である。

20

【 図 4 】噴射前後の超音波画像の時間変化の一例を示す模式図である。

【 図 5 】噴射前後の超音波画像の差分の時間変化の一例を示す模式図である。

【 図 6 】(A) は超音波画像に時間変化がある場合の模式図である。(B) は超音波画像に時間変化が無い場合の模式図である。

【 図 7 】撮像範囲の絞込みを示す概念図である。

【 図 8 】(A) 及び(B) は、ボリュームデータのデータサイズと撮像間隔との関係を示す概念図である。

【 図 9 】先端位置検出処理(プログラム)の流れの一例を示すフローチャートである。

【 図 1 0 】領域分割された撮像対象領域の構造の一例を示す模式図である。

【 図 1 1 】領域毎の輝度値の時間変化の一例を示すグラフである。

30

【 図 1 2 】投影面毎に取得されたカテーテルの先端位置を示す模式図である。

【 図 1 3 】マークが重畳された超音波画像の一例を示す模式図である。

【 図 1 4 】(A) は検証実験の様子を示す模式図である。(B) は角度 を定義する図である。

【 図 1 5 】(A) ~ (C) は各注入速度での撮像結果を示す超音波画像である。

【 図 1 6 】(A) は特定領域の $x y$ 平面への投影画像、(B) は特定領域の $y z$ 平面への投影画像、(C) は特定領域の $x z$ 平面への投影画像である。

【 図 1 7 】カテーテル先端位置の計測誤差を示すグラフである。

【 図 1 8 】超音波ビーム径と計測誤差との関係を説明するための図である。

【 図 1 9 】第 2 の実施の形態に係る先端位置検出処理の流れの一例を示すフローチャートである。

40

【 図 2 0 】第 3 の実施の形態に係る先端位置検出処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【 図 2 1 】第 4 の実施の形態に係るカテーテルシステムの構成の一例を示す概略図である。

【 図 2 2 】第 4 の実施の形態に係る超音波画像解析装置の構成の一例を示す概略図である。

【 図 2 3 】屈曲制御処理(プログラム)の流れの一例を示すフローチャートである。

【 図 2 4 】(A) 及び(B) は、マークが重畳された超音波画像の一例を示す模式図である。

50

【図 2 5】ボリュームデータから断層面が抽出される様子を示す概念図である。

【図 2 6】微小気泡により描出された血管の形状を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態の一例を詳細に説明する。

【0021】

[第1の実施の形態]

本実施の形態では、カテーテルの先端から微小気泡を噴射しながら、カテーテル先端周囲の超音波画像を撮像する。超音波画像では、気体と体液との音響インピーダンスの差が大きいことにより、微小気泡は鮮明に映し出される。そして、撮像された時系列の超音波画像を解析して、生体内に挿入されたカテーテル先端の位置を検出する。

10

【0022】

超音波画像による観察は、放射線被曝を回避できる点で、X線透視下での観察に比べて有利である。また、超音波画像の撮像装置は、X線を用いた撮像装置に比べ小型であるため、空間占拠性、コスト面等で有利である。また、超音波画像によれば、X線画像に比べて血管などの組織をより鮮明に映すことができる。

【0023】

<カテーテルシステム>

まず、カテーテルシステムについて説明する。

図1は本発明の実施の形態に係るカテーテルシステムの構成の一例を示す概略図である。図1に示すように、カテーテルシステム12は、カテーテル10、超音波画像解析装置28、及びカテーテル10に微小気泡を供給する気泡供給装置70を備えている。

20

【0024】

(カテーテル)

カテーテル10は、樹脂等の柔軟な材料からなる管状の器具である。断面形状は、例えば円形とすることができる。また、カテーテルの外直径は、1mm以下のものとすることができる。カテーテル10は、生体16外から生体内へと挿入され、生体内の血管18内に配置される。カテーテル10は、単独で血管18内に挿入されてもよいが、カテーテル10の外径より大きな内径を有する管状のガイドチューブ20と共に挿入されてもよい。

30

【0025】

ガイドチューブ20を利用する場合には、カテーテル10はガイドチューブ20内に配置され、カテーテル10とガイドチューブ20とで二重管を構成する。カテーテル10が細かい場合、ガイドチューブ20と共に血管に挿入すると、単独で血管内に挿入する場合に比べて、カテーテル10の挿入が容易になる。

【0026】

ガイドチューブ20が所定の位置まで送られたら、例えば血管18の内径が細かい部分に達したら、その後は、カテーテル10だけを挿入する。まず、ガイドチューブ20を挿入し、その後でカテーテル10をガイドチューブ20に沿って挿入してもよい。また、ガイドチューブ20内にカテーテル10を配した状態でこれら一体に挿入し、所定の位置まで挿入した後、カテーテル10のみを更に挿入するようにしてもよい。

40

【0027】

図1には、血管18の分岐した部分が示されている。分岐部18tより手前の部分を符号18aで示し、分岐部18tより奥の部分を符号18b、18cで示す。図1に示す例では、ガイドチューブ20は血管の分岐部18tから間隔をあげた手前の位置まで延びており、カテーテル10は分岐部18tの直前まで延びている。

【0028】

(微小気泡)

ここで「微小気泡」について説明する。

本明細書において「微小気泡」とは、直径が50µm以下である気泡を意味する。微小気泡は、シェル(殻)を有していなくてもよい。また、微小気泡は、シェルを有し、かつ

50

その内部に気体を内包した構造を有する粒子でもよい。

【0029】

微小気泡の大きさは、超音波画像として撮影されれば特に制限されない。具体的には、例えば、直径が10 μ m以下でもよく、1 μ m以下でもよく、0.5 μ m以下でもよい。また、例えば、直径が10nm以上でもよく、50nm以上でもよく、100nm以上でもよい。微小気泡の大きさは、顕微鏡による観察、動的光散乱法等の公知の方法により測定することができる。

【0030】

微小気泡がシェルを有する場合、シェルの材質は特に制限されない。例えば、天然高分子、合成高分子、リン脂質、界面活性剤等が挙げられる。シェルの構造は単層でも、2層以上でもよい。シェルの内部に内包される気体としては、炭化水素、ハロゲン化炭化水素（フッ素化炭化水素等）、炭酸ガス、空気などが挙げられる。

【0031】

シェルを有する微小気泡として、マイクロカプセル、マイクロバブル等と称して市販されている製品を利用してもよい。また、シェルを有する微小気泡は、公知の方法で作製できる。シェルを有する微小気泡に対しては、例えば、表面をポリエチレングリコール（PEG）等で修飾する等、必要に応じて表面処理を施してもよい。

【0032】

なお、微小気泡は、従来から、超音波診断における造影剤（例えば、ゾナゾイド（登録商標）など）として用いられている。カテーテルから微小気泡を血管内に放出することで、生体内での血管形状のコントラストが向上する。

【0033】

（気泡供給装置）

気泡供給装置70は、微小気泡を含有する液体を貯留する貯留部72と、ポンプ74とを備えている。貯留部72とポンプ74とは、図示しない管により繋がれている。ポンプ74は、超音波画像解析装置28の制御部52（図2参照）により駆動制御されて、貯留部72に貯留された液体を、設定された供給量でカテーテル10に注入する。これにより、カテーテル10の先端から微小気泡が噴射される。

【0034】

供給量は、例えば液体10mlを10秒で注入する等、単位時間当たりの注人体積（注入速度）等で設定できる。ここでは、液体中の微小気泡の濃度は一定とするが、微小気泡の濃度を調整できるようにしてもよい。例えば、微小気泡の濃度が異なる液体を貯留する複数の貯留部72を用意し、複数の貯留部72とポンプ74との間の接続を切り替えてもよい。

【0035】

（超音波画像解析装置）

超音波画像解析装置28は、超音波プローブ30と、超音波画像解析装置（本体）50とを備えている。超音波プローブ30は、複数の振動子を備えている。超音波プローブ30は、複数の振動子を用いて、生体16内に超音波を送信し、生体16内で反射した反射波を受信する。

【0036】

超音波プローブ30は、超音波ビームを走査することができ、走査したビームの反射波を受信することにより超音波画像を撮像する。走査は、1次元であってもよく、2次元であってもよい。1次元の走査により断層画像を得ることができ、2次元走査を行えば立体画像を取得することができる。

【0037】

図2は本発明の実施の形態に係る超音波画像解析装置の構成の一例を示す概略図である。超音波画像解析装置（本体）50は、制御部52、送受信部54、入力部56、表示部58、記憶部60、ポリウムデータ生成部62、ポリウムデータ記憶部64、先端位置検出部66、及び画像データ生成部68を備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

制御部 5 2 は、装置各部を統括的に制御する。例えば、制御部 5 2 は、カテーテル先端周囲の超音波画像の撮像中に、気泡供給装置 7 0 を駆動制御して、カテーテルの先端から微小気泡を噴射させる。

【 0 0 3 9 】

送受信部 5 4 は、超音波プローブ 3 0 が有する複数の振動子に対し、超音波を放射するための駆動信号を供給すると共に、複数の振動子が受信した受信信号を整相加算する。

【 0 0 4 0 】

入力部 5 6 は、キーボードやマウス等を備え、操作者からの情報の入力を受け付ける。表示部 5 8 は、ディスプレイ等を備え、操作者に対し情報を表示する。記憶部 6 0 は、HDD 等の記憶装置を備え、各種情報を記憶する。

10

【 0 0 4 1 】

図 3 は超音波画像データの一例を示す模式図である。図 3 に示すように、送受信部 5 4 から得られた受信信号は、ボクセルの集合体であるボリュームデータに変換される。ボリュームデータでは、各ボクセルに対し三次元空間での位置座標と輝度値とが設定されており、輝度値の三次元分布を表す。また、ボリュームデータ（3Dデータ）から、表示用画像データ、スライスデータ（2Dデータ）が生成される。

【 0 0 4 2 】

ボリュームデータ生成部 6 2 は、送受信部 5 4 から得られた受信信号を輝度変調処理してボリュームデータを生成し、生成されたボリュームデータをボリュームデータ記憶部 6 4 に記憶する。輝度変調処理では、反射強度である振幅の大きな受信信号の輝度値を高くする。

20

【 0 0 4 3 】

先端位置検出部 6 6 は、ボリュームデータ記憶部 6 4 から時系列のボリュームデータを読み出して、微小気泡の噴出前後に撮像された時系列のボリュームデータを解析し、輝度値の時間変化からカテーテル先端の位置を検出する。

【 0 0 4 4 】

画像データ生成部 6 8 は、図 3 に示すように、ボリュームデータをレンダリングして表示用画像データを生成し、生成された表示用画像データに基づいて表示部 5 8 に超音波画像を表示させる。例えば、再構築された三次元の血管構造が、超音波画像として表示される。なお、ボリュームデータをスライスしてスライスデータを生成し、生成されたスライスデータに基づいて表示部 5 8 に断層画像を表示させてもよい。

30

【 0 0 4 5 】

なお、カテーテルシステム 1 2 の構成は一例であり、必要な機能を損なわない範囲で適宜変更してもよい。例えば、超音波画像解析装置（本体）5 0 は、通信部、各種ドライブ等を備えていてもよい。

【 0 0 4 6 】

通信部は、有線又は無線の通信回線を介して外部装置と通信を行うためのインターフェースである。各種ドライブは、CD-ROM、USBメモリなどのコンピュータ読み取り可能な可搬性の記録媒体からデータを読み込んだり、記録媒体に対してデータを書き込んだりする装置である。

40

【 0 0 4 7 】

本実施の形態では、制御部 5 2 と各機能部（ボリュームデータ生成部 6 2、ボリュームデータ記憶部 6 4、先端位置検出部 6 6、画像データ生成部 6 8）とを、CPU、ROM、RAM、及びメモリを備えたコンピュータ等の情報処理装置で構成する例について説明する。後述する「先端位置検出処理（プログラム）」のプログラムが、CPUにより実行されることにより制御部 5 2 及び各機能部の機能が実行される。

【 0 0 4 8 】

プログラムの記憶領域はROMには限定されない。各種プログラムは、他の記憶装置に記憶されていてもよい。また、通信部を備える場合には、各種プログラムは、通信部を介

50

して外部装置から取得してもよい。また、各種ドライブを備える場合には、可搬性の記録媒体にプログラムを記録しておいて、これに対応するドライブで読み込んで実行してもよい。また、本実施の形態では、制御部及び各機能部の機能をソフトウェアにより実現する例について説明したが、専用のハードウェアにより実現してもよい。

【0049】

<先端位置検出の原理>

次に、カテーテルの先端位置検出の原理について説明する。

血管に挿入されたカテーテルを超音波画像で観察した場合、カテーテルは血管に紛れてしまい、カテーテル先端の位置が分からない。本実施の形態では、カテーテルの管構造を通して、カテーテルの先端から微小気泡を噴出させる。微小気泡の噴出により、超音波画像に変化が見られる。このため、噴射前後の時系列の超音波画像データを解析して、微小気泡の発生源、即ち、カテーテル先端の位置を推定する。

10

【0050】

図4は噴射前後の超音波画像の時間変化の一例を示す模式図である。血管10に挿入されたカテーテル18の先端から、微小気泡80が噴出している。図4に示すように、時刻 t_0 を噴射の開始時間とし、 Δt を撮像間隔とする。また、噴射前に撮像した超音波画像を V_m 、噴射中の一連の超音波画像を V_1 、 V_2 、 V_3 とする。超音波画像 V_m 、 V_1 、 V_2 、 V_3 は、ボリュームデータで表される。各ボリュームデータに対してノイズ除去処理を行うことが好ましい。

【0051】

図5は噴射前後の超音波画像の差分の時間変化の一例を示す模式図である。図5に示すように、噴射中の3枚の超音波画像 V_1 、 V_2 、 V_3 それぞれから、噴射前の超音波画像 V_m を減算処理すると、変化があった領域の情報だけが残る。微小気泡80が無い領域では、差分の結果が0になり、微小気泡80がある領域では何らかの値が存在する。

20

【0052】

超音波画像の差分の時間変化から、変化が生じた時点(V_1 の時刻)を逆算して推定し、さらにその時点のボリュームデータから微小気泡80の発生源を特定する。例えば、図5で得られたボリュームデータの差分結果の「絶対値」を加算処理し、輝度情報の集中している箇所が発生源であると推定する。

【0053】

差分結果の「絶対値」は、 $|V_1 - V_m|$ 、 $|V_2 - V_m|$ 、 $|V_3 - V_m|$ である。これら差分結果の絶対値を加算していくと、噴出の初期段階から微小気泡80が存在する位置は、加算値が他の位置より大きくなるので、加算値が大きい位置をカテーテル先端の位置と特定できる。

30

【0054】

なお、上記では、ボリュームデータの差分結果の「絶対値」を加算処理したが、微小気泡80の拡散パターンからカテーテル先端の位置を特定してもよい。図5に示すように、差分結果に対応する微小気泡80の拡散パターンでは、噴出の初期段階から微小気泡80が存在する位置が、拡散パターンの一端部となり、その位置を特定できる。例えば、微小気泡が円錐状に拡散する場合、円錐の頂点の位置をカテーテル先端の位置と特定できる。

40

【0055】

また、例えば、微小気泡は血流に乗って血管内に拡散するので、微小気泡の拡散パターン(空間分布)やその時間変化と、撮像間隔、血流速度、血管形状等の拡散因子とから、カテーテル先端の位置を推定することもできる。

【0056】

また、上記では、噴射中の各画像 V_1 、 V_2 、 V_3 と噴射前の画像 V_m とを比較したが、噴射中の複数の画像(V_1 、 V_2 、 V_3)同士を比較してもよい。例えば、画像 V_1 と画像 V_2 とを比較すると、噴出の初期段階から微小気泡が存在する位置は、ボリュームデータの輝度値の変化の度合いが小さいので、輝度値の変化の度合いが小さい位置をカテーテル先端の位置と特定できる。

50

【 0 0 5 7 】

しかしながら、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えられない場合がある。例えば、撮像範囲が広いと撮像間隔が長くなり、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えられない。図 6 (A) は超音波画像に時間変化がある場合の模式図である。図 6 (B) は超音波画像に時間変化が無い場合の模式図である。

【 0 0 5 8 】

微小気泡が予め定めた範囲（例えば、z 方向に 1 0 m m など）に拡散するのに要する時間を「拡散時間」とする。撮像間隔が拡散時間より短い場合は、図 6 (A) に示すように、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えることができる。これに対し、撮像間隔が拡散時間より長い場合は、噴射中の画像を撮像する前に微小気泡が拡散してしまい、図 6 (B) に示すように、超音波画像に顕著な変化は見られない。

【 0 0 5 9 】

本実施の形態では、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えるまで、例えば撮像範囲を絞り込むなど撮像条件を変更して、超音波画像の撮像を繰り返す。図 7 は撮像範囲の絞り込みを示す概念図である。図 7 に示すように、例えば、ボリュームデータに対応する撮像対象領域を複数の領域に分割し、複数の領域の中から、他の領域より超音波画像の時間変化が大きい「特定領域」を抽出する。

【 0 0 6 0 】

そして、「特定領域」を撮像対象領域とするように撮像範囲を絞り込んで、時系列の超音波画像の撮像を再開し、撮像中にカテーテルの先端から微小気泡を噴射させる。これらの手順を繰り返し行うことで、超音波画像の撮像範囲が徐々に絞り込まれて、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えることができる。

【 0 0 6 1 】

例えば、「特定領域」を更に複数の領域に分割し、更に分割された複数の領域の中から、他の領域より超音波画像の時間変化が大きい「次の特定領域」を抽出する。そして、「次の特定領域」を撮像対象領域とするように撮像範囲を絞り込んで、カテーテルの先端から微小気泡を噴射させながら、撮像範囲の時系列の超音波画像を撮像する。

【 0 0 6 2 】

図 8 (A) 及び (B) は、ボリュームデータのデータサイズと撮像間隔との関係を示す概念図である。超音波画像の撮像範囲を絞り込むほど、取得されるボリュームデータのデータサイズが小さくなって、撮像間隔が短くなり、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を明確に捉えることができるようになる。

【 0 0 6 3 】

< 先端位置検出処理 (プログラム) >

次に、第 1 の実施の形態に係る先端位置検出処理のプログラムについて説明する。

図 9 は先端位置検出処理の流れの一例を示すフローチャートである。先端位置検出処理のプログラムは、入力部を介して操作者により処理の開始が指示されたときに、超音波画像解析装置の CPU により実行される。

【 0 0 6 4 】

まず、ステップ 1 0 0 で、時系列の超音波画像データを解析する際の「解析条件」の設定を受け付ける。ここでの「解析条件」は、ボリュームデータのデータサイズ、微小気泡の供給量等である。例えば、表示部に設定画面を表示して、操作者からの設定を受け付ける。「解析条件」の初期設定は、操作者により行われる。

【 0 0 6 5 】

次に、ステップ 1 0 2 で、「解析条件」の初期設定が終了したか判断する。初期設定が終了した場合は、ステップ 1 0 4 に進む。初期設定が終了していない場合は、ステップ 1 0 2 で、初期設定が終了したか繰り返し判断する。

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ 1 0 4 で、超音波画像の撮像を開始する。続いて、ステップ 1 0 6 で、気泡供給装置のポンプを駆動制御して、カテーテルに微小気泡を含有する液体を供給して

10

20

30

40

50

、カテーテルの先端から微小気泡を噴射させる。設定された供給量に応じた速度で、微小気泡が噴射される。

【0067】

次に、ステップ108で、予め定めた時間が経過したか否かを判断する。例えば、上記の「拡散時間」を予め定めた時間としてもよい。予め定めた時間が経過した場合は、ステップ110に進む。予め定めた時間が経過していない場合は、ステップ108で、予め定めた時間が経過したか否かを繰り返し判断する。

【0068】

次に、ステップ110で、超音波画像の撮像を終了し、時系列の超音波画像データを取得する。上記の通り、受信信号はボリュームデータに変換されて記憶されている。ここで

10

【0069】

次に、ステップ112で、ボリュームデータに対応する撮像対象領域を、複数領域に分割する。図10は領域分割された撮像対象領域の構造の一例を示す模式図である。各領域を $W_{i,j,k}$ とする。 $0 \leq i < N$ 、 $0 \leq j < N$ 、 $0 \leq k < N$ 、 N は2以上の整数である。図示した例では、 $N = 3$ であり、撮像対象領域は27個($= 3 \times 3 \times 3$)に分割されている。

【0070】

次に、ステップ114で、時系列のボリュームデータを用いて、領域毎に輝度値の時間変化抽出する。図11は領域毎の輝度値の時間変化の一例を示すグラフである。図11に示す例では、 x 方向に並ぶ3つの領域(領域 $W_{i-1,j,k}$ 、領域 $W_{i,j,k}$ 、領域 $W_{i+1,j,k}$)について輝度値の時間変化が抽出されている。

20

【0071】

次に、ステップ116で、他の領域より輝度値の変化が大きい領域を特定する。図11に示す例では、領域 $W_{i,j,k}$ は、他の領域よりも輝度値の変化が大きい。輝度値の変化が大きい領域 $W_{i,j,k}$ が、カテーテル先端の位置を含む「特定領域」とされる。

【0072】

次に、ステップ118で、特定領域を各面に投影して、投影面毎に先端位置の座標を取得する。図12は投影面毎に取得されたカテーテル先端の位置を示す模式図である。図12に示す例では、 xy 平面への投影画像から座標 x_1 、座標 y_1 が取得される。 yz 面への投影画像から座標 y_2 、座標 z_1 が取得される。 xz 平面への投影画像から座標 x_2 、座標 z_2 が取得される。各方向での座標の平均値($[(x_1+x_2)/2]$ 、 $[(y_1+y_2)/2]$ 、 $[(z_1+z_2)/2]$)が、カテーテル先端の位置の座標とされる。

30

【0073】

次に、ステップ120で、計測誤差が許容範囲内か否かを判断する。領域 $W_{i,j,k}$ の一辺の長さを計測誤差とし、計測誤差が、予め定めた許容値以下か否かを判断する。計測誤差が許容範囲内の場合は、ステップ122に進む。計測誤差が許容範囲を超えている場合は、ステップ124に進む。なお、誤差の許容範囲については後述する。

【0074】

次に、ステップ122では、カテーテル先端の位置を重畳表示した超音波画像を表示部に表示させて、ルーチンを終了する。図13はマークが重畳された超音波画像の一例を示す模式図である。図13に示すように、再構築された三次元の血管18の構造を表す超音波画像に、カテーテル10の先端位置を示すマークMが重畳されて表示される。

40

【0075】

一方、ステップ124では、ステップ116で求めた「特定領域」だけが撮像されるように撮像範囲を絞り込んで、ステップ104に戻る。撮像範囲の絞り込みは、超音波の走査範囲(視野幅や視野深度)を調節することにより行われる。ステップ104で、特定領域の超音波画像の撮像を開始し、ステップ120で計測誤差が許容範囲内と判定されるまで、ステップ104以下の手順を繰り返し行う。

【0076】

50

図7、図9を参照して説明した通り、撮像範囲の絞込みは、計測誤差が許容範囲内となるまで行われる。計測誤差が許容範囲内である場合は、各方向の計測値の平均値を位置座標とする。一方、計測誤差が許容範囲内でない場合は、超音波画像の撮像範囲を特定領域に絞り込んで、カテーテルの先端から微小気泡が噴射する様子を撮像する。超音波画像の撮像範囲を絞り込むほど、微小気泡の噴出の時間及び位置を明確に捉えることができ、カテーテル先端の位置座標の検出精度が向上する。

【0077】

ここで「許容誤差」について説明する。

図18は超音波ビーム径と計測誤差との関係を説明するための図である。後述する通り、超音波ビームの音響放射力によりカテーテルを誘導する場合は、誘導用の超音波ビーム内にカテーテル先端が含まれていれば、カテーテル先端の位置を検出できたと言える。従って、特定領域の大きさ（計測誤差）が誘導用の超音波ビーム未満となるまで、撮像範囲を絞り込む。

10

【0078】

誘導用の超音波ビームのビーム径は、1mm～6mmの範囲としてもよい。例えば、誘導用の超音波ビームのビーム径が3mm～5mmであれば、例えば、計測誤差の許容範囲を、ビーム径より小さい「1mm以下」とする。計測誤差が1mm以下になるまで撮像対象領域を絞り込むと、特定領域そのものが超音波ビーム内に含まれるようになり、カテーテルの先端位置が、必ず超音波ビーム内に含まれるようになる。また、いずれもz方向に-4mm等、再現性のある誤差は補正可能であるため、補正を前提として許容範囲を設定してもよい。

20

【0079】

[第2の実施の形態]

第1の実施の形態では、無条件に「領域分割」を行う例について説明したが、第2の実施の形態では、時系列の超音波画像に時間変化が無い場合に「領域分割」を実施する。

【0080】

図19は第2の実施の形態に係る先端位置検出処理の流れの一例を示すフローチャートである。図9に示す第1の実施の形態に係る先端位置検出処理と同じ手順については同じ符号を付して説明を省略し、相違点のみ説明する。

【0081】

第2の実施の形態では、ステップ110で時系列のボリュームデータを取得した後、ステップ200に進む。ステップ200で、噴射前のボリュームデータと噴射中のボリュームデータとの輝度値の差分を算出する。

30

【0082】

例えば、図4、図5を参照して説明した通り、噴射中の3枚の超音波画像 V_1 、 V_2 、 V_3 それぞれから、噴射前の超音波画像 V_m を減算処理すると、変化があった領域の情報だけが残る。微小気泡が無い領域では、差分の結果が0になり、微小気泡がある領域では何らかの値が存在する。

【0083】

次に、ステップ202で、超音波画像が時間と共に変化するか否かを判断する。例えば、輝度値の差分があるボクセルの個数が予め定めた個数以上増減する等、輝度値の差分がある領域（微小気泡の拡散パターン）が時間と共に変化する場合は、超音波画像が時間と共に変化していると判断する。

40

【0084】

超音波画像が時間変化しない場合は、ステップ112に進む。そして、ステップ112で、撮像対象領域を複数領域に分割する。一方、超音波画像が時間変化する場合は、ステップ204に進む。そして、ステップ204で、ボリュームデータの輝度値の差分の時間変化から、カテーテル先端の位置を取得して、ステップ122に進む。

【0085】

第2の実施の形態では、最初の時系列の超音波画像の撮像により、微小気泡の噴出によ

50

る超音波画像の変化を捉えることができた場合には、最初に取得した時系列の超音波画像データから、カテーテル先端の位置を取得する。この場合は、特定領域のサイズが大きくても、微小気泡領域の発生源、即ち、カテーテル先端の位置は明確に捉えられる。

【 0 0 8 6 】

[第 3 の実施の形態]

第 1 の実施の形態では、無条件に「領域分割」を行う例について説明したが、第 3 の実施の形態では、時系列の超音波画像に時間変化が無く、微小気泡の供給量を減らすこともできない場合に「領域分割」を実施する。

【 0 0 8 7 】

図 20 は第 3 の実施の形態に係る先端位置検出処理の流れの一例を示すフローチャートである。図 9 に示す第 1 の実施の形態に係る先端位置検出処理と同じ手順については同じ符号を付して説明を省略し、相違点のみ説明する。

【 0 0 8 8 】

第 3 の実施の形態では、ステップ 1 1 0 で時系列のボリュームデータを取得した後、ステップ 2 0 0 に進む。ステップ 2 0 0 で、噴射前のボリュームデータと噴射中のボリュームデータとの輝度値の差分を算出する。

【 0 0 8 9 】

次に、ステップ 2 0 2 で、超音波画像が時間と共に変化するか否かを判断する。超音波画像が時間変化する場合は、ステップ 2 0 4 に進む。そして、ステップ 2 0 4 で、ボリュームデータとの輝度値の差分の時間変化から、カテーテル先端の位置を取得して、ステップ 1 2 2 に進む。

【 0 0 9 0 】

一方、超音波画像が時間変化しない場合は、ステップ 3 0 0 に進む。ステップ 3 0 0 で、微小気泡の供給量を変更できるか否かを判断する。微小気泡の供給量を変更できる場合は、ステップ 3 0 2 に進む。次に、ステップ 3 0 2 で、微小気泡を含有する液体の注入速度を遅くする等、微小気泡の供給量を減らして、ステップ 1 0 4 に戻る。ステップ 1 0 4 で、超音波画像の撮像を再開する。

【 0 0 9 1 】

超音波画像が時間変化せず、微小気泡の供給量を変更できない場合は、ステップ 1 1 2 に進む。そして、ステップ 1 1 2 で、撮像対象領域を複数領域に分割する。

【 0 0 9 2 】

図 6 (B) を参照して説明した通り、撮像間隔 が拡散時間より長い場合は、噴射中の画像を撮像する前に微小気泡が拡散してしまい、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えることができない。

【 0 0 9 3 】

第 3 の実施の形態では、最初の時系列の超音波画像の撮像により、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えることができた場合には、領域分割は行わずに、最初に取得した時系列の超音波画像データから、カテーテル先端の位置を取得する。この場合は、特定領域のサイズが大きくても、微小気泡領域の発生源、即ち、カテーテル先端の位置は明確に捉えられる。

【 0 0 9 4 】

また、第 3 の実施の形態では、微小気泡の供給量を変更できる場合は、微小気泡の供給量を減らして、微小気泡の拡散時間を長くする。微小気泡の供給量を減らして時系列の超音波画像を撮像しても、微小気泡の噴出による超音波画像の変化を捉えることができない場合に、領域分割を行う。

【 0 0 9 5 】

[第 4 の実施の形態]

第 4 の実施の形態は、カテーテル先端の位置を検出し、超音波ビームの音響放射力によりカテーテルを屈曲制御するカテーテルシステムに係る実施の形態である。

【 0 0 9 6 】

10

20

30

40

50

< カテーテルシステム >

まず、第 4 の実施の形態に係るカテーテルシステムについて説明する。

図 2 1 は本発明の実施の形態に係るカテーテルシステムの構成の一例を示す概略図である。図 2 2 は本発明の実施の形態に係る超音波画像解析装置の構成の一例を示す概略図である。図 2 1 に示すように、カテーテルシステム 1 2 は、カテーテル 1 0、誘導装置 1 4、超音波画像解析装置 2 8、三次元測量機 4 0、及びカテーテル 1 0 に微小気泡を供給する気泡供給装置 7 0 を備えている。

【 0 0 9 7 】

超音波画像解析装置 2 8 は、超音波プローブ 3 0 と、超音波画像解析装置（本体）5 0 とを備えている。カテーテル 1 0 及び気泡供給装置 7 0 は、第 1 の実施の形態と同じ構成である。超音波画像解析装置（本体）5 0 は、三次元測量機 4 0 及び誘導装置 1 4 と接続されている以外は、第 1 の実施の形態と同じ構成である。このため、同じ構成部分には、同じ符号を付して説明を省略する。

【 0 0 9 8 】

（誘導装置）

誘導装置 1 4 は、誘導用の超音波ビームを放射する誘導プローブ 2 4 と、送信制御部 2 6 を備えた誘導装置（本体）とを備えている。誘導プローブ 2 4 は、複数の振動子を備えている。複数の振動子は、送信制御部 2 6 により駆動制御されて、超音波ビームを放射する。誘導用の超音波ビームは、カテーテル 1 0 の先端周辺に収束する収束ビームとすることが好ましい。

【 0 0 9 9 】

（三次元測量機）

三次元測量機 4 0 は、超音波プローブ 3 0 の位置及び姿勢と、誘導プローブ 2 4 の位置及び姿勢とを算出する。ここで、プローブの位置とは、プローブの代表点の座標である。例えば、後述する反射部材の取付け位置としてもよい。プローブの姿勢とは、プローブの中心軸線の伸びる方向と向きである。

【 0 1 0 0 】

三次元測量機 4 0 は、例えば、赤外線トラッカとすることができる。誘導プローブ 2 4 と超音波プローブ 3 0 のそれぞれに、リフレクタ等の赤外線を反射する反射部材を取り付けておく。赤外線トラッカは、投光部、受光部、及び演算部を備えている。

【 0 1 0 1 】

赤外線トラッカの投光部から照射された赤外線は、反射部材で反射される。赤外線トラッカの受光部は、反射部材によって反射された反射光を受光する。赤外線トラッカの演算部は、受光した反射光に基づいて各プローブの位置及び姿勢を算出する。

【 0 1 0 2 】

（超音波画像解析装置）

超音波画像解析装置 2 8 は、三次元測量機 4 0 から、各プローブの位置及び姿勢を取得する。2 個のプローブ 2 4、3 0 の位置及び姿勢に基づき、それぞれのプローブが生成する超音波ビームの位置関係が把握される。

【 0 1 0 3 】

本実施の形態では、超音波画像解析装置 2 8 の CPU は、後述する「屈曲制御処理（プログラム）」を実行することにより、カテーテル先端の位置、誘導用の超音波ビームの放射方向等を重畳表示した超音波画像を表示部 5 8 に表示し、誘導用の超音波ビームの音響放射力によりカテーテルを屈曲させる。

【 0 1 0 4 】

< 屈曲制御処理（プログラム） >

次に、第 4 の実施の形態に係る屈曲制御処理（プログラム）について説明する。

図 2 3 は屈曲制御処理の流れの一例を示すフローチャートである。屈曲制御処理のプログラムは、入力部を介して操作者により処理の開始が指示されたときに、CPU により実行される。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 5 】

まず、ステップ 4 0 0 で、先端位置検出処理を実行して、カテーテル先端の位置を取得する。先端位置検出処理は、第 1 から第 3 の実施の形態に係る「先端位置検出処理」のうち、いずれかの処理手順で実行すればよい。

【 0 1 0 6 】

次に、ステップ 4 0 2 で、超音波プローブの位置及び姿勢と、誘導プローブの位置及び姿勢とを取得する。続く、ステップ 4 0 4 で、誘導プローブの位置及び姿勢から、誘導用の超音波ビームの放射方向を取得する。

【 0 1 0 7 】

次に、ステップ 4 0 6 で、カテーテル先端の位置と、誘導用の超音波ビームの放射方向とを重畳表示した超音波画像を表示部に表示させる。図 2 4 (A) 及び (B) は、マークが重畳された超音波画像の一例を示す模式図である。

10

【 0 1 0 8 】

図 2 4 (A) 及び (B) に示すように、再構築された三次元の血管 1 8 の構造を表す超音波画像には、カテーテル 1 0 の先端位置を示すマーク M と、超音波ビーム 4 2 の放射方向を示すマーク D とが重畳されている。超音波ビーム 4 2 の軸線が、直線 4 2 A で表されている。超音波ビーム 4 2 の放射方向を示すマーク D は、直線 4 2 A に沿った向きを表す矢印である。操作者は、入力部等を介して誘導用の超音波ビームを放射する指示を入力することができる。

【 0 1 0 9 】

次に、ステップ 4 0 8 で、誘導用の超音波ビームを放射する指示を受けたか否かを判断する。操作者による指示があった場合は、ステップ 4 1 0 に進む。予め定めた時間が経過しても指示がない場合は、ステップ 4 0 2 に戻る。ステップ 4 0 2 に戻った場合は、再度、プローブの位置及び姿勢を取得して、ステップ 4 0 2 以下の手順を繰り返す。

20

【 0 1 1 0 】

次に、ステップ 4 1 0 で、超音波プローブによる超音波画像の撮像を禁止する。超音波プローブからの超音波の放射を禁止して、超音波プローブ 3 0 から放射される超音波と、誘導プローブ 2 4 から放射される超音波とが干渉しないようにする。

【 0 1 1 1 】

次に、ステップ 4 1 2 で、誘導プローブから誘導用の超音波ビームを放射する。図 2 4 (A) 及び図 2 4 (B) に示すように、誘導プローブからカテーテル 1 0 の先端付近に向けて、誘導用の超音波ビーム 4 2 を放射すると、放射力によってカテーテル 1 0 の先端が移動する。図示した例では、カテーテル 1 0 の先端が、放射力によって折り曲げられ、分岐した一方の血管に侵入する。

30

【 0 1 1 2 】

次に、ステップ 4 1 4 で、終了指示を受けたか否かを判断する。操作者により終了が指示された場合は、ルーチンを終了する。予め定めた時間が経過しても終了が指示されない場合は、ステップ 4 1 6 に進む。

【 0 1 1 3 】

次に、ステップ 4 1 6 では、超音波プローブ 3 0 による超音波画像の撮像の禁止を解除して、ステップ 4 0 0 に戻る。ステップ 4 0 0 に戻った場合は、再度、先端位置検出処理を実施して、ステップ 4 0 0 以下の手順を繰り返す。

40

【 0 1 1 4 】

本実施の形態では、カテーテル先端の位置の検出からカテーテルの屈曲制御までを、超音波画像に基づいて行うことができる。外径が 1 mm 以下のカテーテルを用いた場合でも、血管に挿入されたカテーテルの先端位置を超音波画像で観察しながら、カテーテルを移動させることができる。

【 0 1 1 5 】

[変形例]

なお、上記実施の形態で説明したカテーテルシステム、超音波画像解析装置、及びプロ

50

グラムの構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内においてその構成を変更してもよいことは言うまでもない

【0116】

上記の実施の形態では、ポリウムデータから表示用画像データを生成して、再構築された三次元の血管構造を表す超音波画像を表示部に表示する例について説明したが、ポリウムデータからスライスデータを生成して断層画像を表示してもよい。

【0117】

図25はポリウムデータから断層面が抽出される様子を示す概念図である。例えば、微小気泡の拡散パターンの形状と血管形状とから、微小気泡が噴出方向を表すベクトルVが取得される。検出されたカテーテル先端の位置を表す点をPとする。点Pを通り、ベクトルVを含む二次元平面を、ポリウムデータから抽出する。ベクトルVを含む二次元平面としては、血管形状を反映した平面を抽出する。

10

【0118】

図26は微小気泡により描出された血管の形状を示す模式図である。微小気泡は血管18中に拡散して、生体内での血管形状のコントラストを向上させる。抽出した二次元平面の断層画像では、カテーテル先端周囲の血管形状(分岐の有無など)が、微小気泡の拡散パターン80により描出される。したがって、三次元の血管構造を表す超音波画像を生成しなくても、この断層画像からカテーテル先端(マークMで表示)の周辺の血管形状を把握することができる。

【0119】

上記の実施の形態では、先端位置検出処理、屈曲制御処理の手順は、コンピュータが行うこととしたが、超音波プローブによる走査や、カテーテルの操作など、手順の一部を人間が行うようにしてもよい。

20

【実施例】

【0120】

次に、実施例として「検証実験」の方法及び結果について説明する。本発明はこれらの実施例に何ら限定されるものではない。なお、以下の説明において、特に断りのない限り、「部」及び「%」はすべて質量基準である。

【0121】

検証実験では、水中でカテーテル先端から微小気泡を噴出させて超音波画像を撮像し、時系列の超音波画像からカテーテル先端の位置を検出した。

30

【0122】

(機器・材料)

まず、検証実験で用いた機器及び材料について説明する。

検証実験では、模擬カテーテルとして「パーフルオロアルコキシアルカン(PFA)チューブ」(平河ヒューテック社製)を使用した。PFAはフッ素樹脂の1種であり、実際に医療現場で使われるカテーテルに近い素材である。また、模擬カテーテルは、外直径が0.4mm、内直径が0.1mmである。以下では、模擬カテーテルを単に「カテーテル」と称する。

【0123】

微小気泡としては、松本油脂製薬社製の「マツモトマイクロスフェア(登録商標)」のFシリーズの「F-04E」を使用した。「マツモトマイクロスフェア(登録商標)F-04E」は、シェルを有する微小気泡であり、超音波断層像で観察する際に観察を容易に行える。各シェルには、膨張剤として炭化水素が内包されている。

40

【0124】

実験用の微小気泡の特性を以下に列記する。

平均粒子径：4 μm

真比重：0.1

シェルの膜厚：2 μ以上15 μm以下

シェルの材質：アクリロニトリル(AN)系コポリマー

50

【 0 1 2 5 】

微小気泡は、顕微鏡画像上で各粒径範囲に対する存在確率 を予め計測しておく。次に、微小気泡の懸濁液を作製する。微小気泡をそのまま保存しておく、気泡同士がくっつき大きな塊になってしまうので、実験を行う際は一度塊を潰しながら、微小気泡の懸濁液を作製する。

【 0 1 2 6 】

一旦、懸濁液の状態にすると微小気泡の濃度は計測できないので、予め顕微鏡画像上で計測していた各粒径範囲に対する存在確率 から、粒径を選別された懸濁液中の微小気泡の重量 $W [g]$ を算出する。その値を懸濁液の体積 $V [L]$ で除算し、次式 (1) のように懸濁液中の微小気泡の濃度 (重量濃度) $d [g / L]$ を得る。

$$d = W / V \quad \text{式 (1)}$$

10

【 0 1 2 7 】

検証実験では、超音波画像解析装置として、PHILIPS社製の「超音波診断装置 i U - 2 2 」を用いた。診断装置で使用する超音波プローブとしては、電子スキャン型マトリックスアレイ超音波プローブ X 6 - 1 を使用した。「超音波診断装置 i U - 2 2 」は、出力端子として、イーサネット (登録商標) 端子、コンジット端子、S 端子が使用可能である。また、「超音波診断装置 i U - 2 2 」は、CD、DVD、USB 等の記録メディアに対応するドライブを備えている。

【 0 1 2 8 】

(実験の手順)

次に、実験手順を述べる。

図 1 4 (A) は検証実験の様子を示す模式図である。図 1 4 (B) は角度 を定義する図である。図 1 4 (A) に示すように、検証実験を、脱気水で満たされた水槽内で行った。水槽の底面には吸音板が設置されている。水温は 4 0 に設定した。水槽内にカテーテルの先端を配置した。カテーテルは、三次元空間の z 軸と平行に配置した。注射器を用いてカテーテルの他端から微小気泡の懸濁液を注入し、水中自由空間でカテーテルの先端から微小気泡を噴射した。

20

【 0 1 2 9 】

この際に、微小気泡の重量濃度 d 及び注入速度を変えていく。微小気泡の重量濃度 d は、先に述べた式 (1) によって V を調整して、微小気泡の重量濃度 d を、 $0.039 g / ml$ 、 $0.39 g / mL$ 、 $3.9 g / ml$ 、 $39 g / ml$ と変化させた。また、 $10 ml$ の懸濁液をカテーテルから噴射し切る時間が t 秒となるように注入速度を調整した。この際、できるだけ一定の速度で注射器を押すようにする。注入速度は、 $10 / t (ml / 秒)$ である。懸濁液の注入速度を、 $1.0 ml / 秒$ 、 $0.5 ml / 秒$ 、 $0.33 ml / 秒$ と変化させた。

30

【 0 1 3 0 】

微小気泡が噴射される様子を、超音波診断装置及び超音波プローブを用いて撮像した。超音波プローブの軸方向とカテーテルに垂直な面が成す角度 を、図 1 4 (A) に示すように定義する。

【 0 1 3 1 】

図 1 5 (A) ~ 図 1 5 (C) は各注入速度での撮像結果を示す超音波画像である。各超音波画像は、微小気泡の重量濃度を $39 g / ml$ 、角度 $= 0^\circ$ として、水中自由空間でカテーテル先端から微小気泡を噴出させてから 5 秒後に撮像されたものである。懸濁液の注入速度は、図 1 5 (A) では $1.0 ml / 秒$ 、図 1 5 (B) では $0.5 ml / 秒$ 、図 1 5 (C) では $0.33 ml / 秒$ である。

40

【 0 1 3 2 】

各図の左側にはカテーテルの短軸方向 ($x y$ 断面)、右側には長軸方向 ($y z$ 断面) の撮像結果を示す。短軸方向の画像では、丸で囲んだ領域 A の輝度が高く、カテーテルの先端から微小気泡が噴射されている様子が見られた。同様に、長軸方向の画像からも、短軸方向の画像よりも明確に微小気泡が噴射されている様子が見られた。

50

【0133】

実際に解析を行った結果を述べる。微小気泡の体積濃度を 23.5 ml/ml 、角度 $= 0^\circ$ 、注入速度を 0.33 ml/秒 として、噴射の様子を連続して撮像した。図7に示すように、撮像対象領域を27個の領域に分割し、各領域に $(0, 0, 0) \sim (2, 2, 2)$ の名称を付けた。ここでは、撮像間隔を5秒、分割領域のサイズは一辺 $10 \text{ mm} \sim 20 \text{ mm}$ とした。カテーテルの先端は $(1, 1, 1)$ に含まれる。

【0134】

時系列のボリュームデータを解析して、各領域内の輝度平均値の時間変化を抽出したところ、カテーテルの先端が実際に存在する領域 $(1, 1, 1)$ の平均輝度値の変化が他の領域より大きいことが分かった。また、輝度値が変化した時刻も、実際にカテーテル先端から微小気泡を噴出した時刻と一致していた。領域 $(1, 1, 1)$ を、カテーテル先端を含む「特定領域」と決定した。

10

【0135】

図16(A)は特定領域の xy 平面への投影画像、図16(B)は変化領域の yz 平面への投影画像、図16(C)は変化領域の xz 平面への投影画像である。上記で検出された変化領域 $(1, 1, 1)$ に対して、輝度値の変化があった瞬間に、同領域を xy 平面、 yz 平面、 xz 平面でそれぞれ投影した画像を示す。実験の設定通り、変化領域 $(1, 1, 1)$ 内にカテーテル先端が含まれていることが分かる。

【0136】

図17はカテーテル先端位置の各方向の「ずれ量」を示すグラフである。図17は、図16(A)~(C)に示す各投影画像から推定された先端位置座標の「ずれ量」を示している。ここでは、角度 $= 0^\circ$ の場合の「ずれ量」を白丸で表し、角度 $= 45^\circ$ の場合の「ずれ量」を三角で表す。実施例では、カテーテル先端位置の位置座標は予め分かっている。各方向での「ずれ量」は、計測値の実際の位置座標値からのずれ量を表す。また、プロットされた値は、複数回の計測で得られたずれ量の平均値である。複数回の計測で得られたずれ量のばらつき(標準偏差)をエラーバーで示す。

20

【0137】

角度 $= 0^\circ$ の場合、 xy 平面内での「ずれ量」は、略0であり、 xy 平面内、つまりカテーテルの軸に垂直な面内では、「ずれ量」が発生していないことが分かる。 z 方向では約 5 mm の「ずれ量」が発生している。一方、角度 $= 45^\circ$ の場合、 x 方向の「ずれ量」に変化は無いが、 z 方向で約 2 mm 、 y 方向で約 5 mm の「ずれ量」が発生している。

30

【0138】

これらの「ずれ量」は、微小気泡の噴出速度に依存すると考えられる。「ずれ量」が発生する原因は、カテーテルの先端から飛び出した微小気泡が、数 mm の距離は相流として媒質内を進むのに対して、その後乱流となり、微小気泡の空間的な飛散が発生するため、先端から数 mm のところ輝度値の変化が大きくなるためであると考えられる。

【0139】

本実施例では、特定領域の一辺の長さが $10 \text{ mm} \sim 20 \text{ mm}$ であり、外直径が 1 mm 以下のカテーテルの先端が特定領域に含まれるとしても、 $10 \text{ mm} \sim 20 \text{ mm}$ の誤差が許容される。実際に、 5 mm 程度のずれ量が発生している。

40

【0140】

本発明ではカテーテルの先端が、超音波ビーム内に含まれるか否かを判定できる精度を求めている。例えば、超音波ビームのビーム径を $3 \text{ mm} \sim 5 \text{ mm}$ とする。この場合、特定領域の一辺の長さ(計測誤差)の許容範囲を、例えば、ビーム径より小さい「 1 mm 以下」とする。

【0141】

計測誤差が 1 mm 以下になるまで撮像対象領域を絞り込むと、特定領域そのものが超音波ビーム内に含まれるようになり、カテーテルの先端位置が必ず超音波ビーム内に含まれるようになる。例えば、一辺の長さが 10 mm の撮像対象領域に対し、領域分割(27分

50

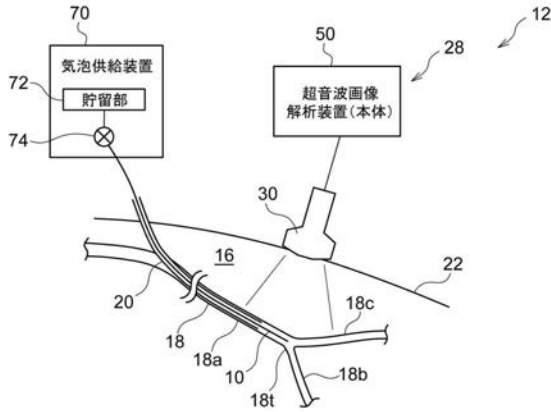
割) を更に 3 回繰り返すと、計測誤差が 1 mm 以下になる。

【符号の説明】

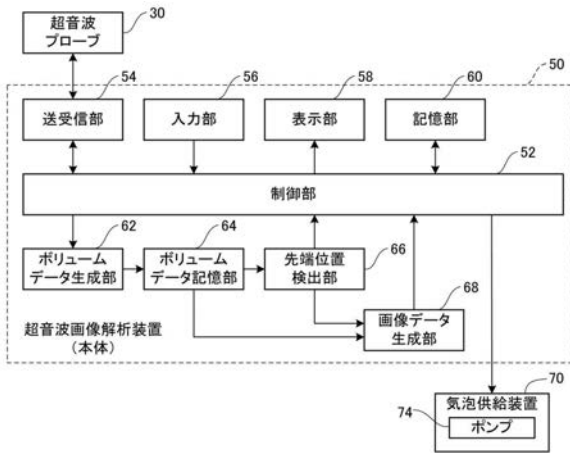
【0142】

10	カテーテル	
12	カテーテルシステム	
14	誘導装置	
16	生体	
18	血管	
18 t	分岐部	
20	ガイドチューブ	10
24	誘導プローブ	
26	送信制御部	
28	超音波画像解析装置	
30	超音波プローブ	
40	三次元測量機	
42	超音波ビーム	
52	制御部	
54	送受信部	
56	入力部	
58	表示部	20
60	記憶部	
62	ボリュームデータ生成部	
64	ボリュームデータ記憶部	
66	先端位置検出部	
68	画像データ生成部	
70	気泡供給装置	
72	貯留部	
74	ポンプ	
80	拡散パターン	
A	領域	30
D	マーク	
M	マーク	
P	点	
V	ベクトル	

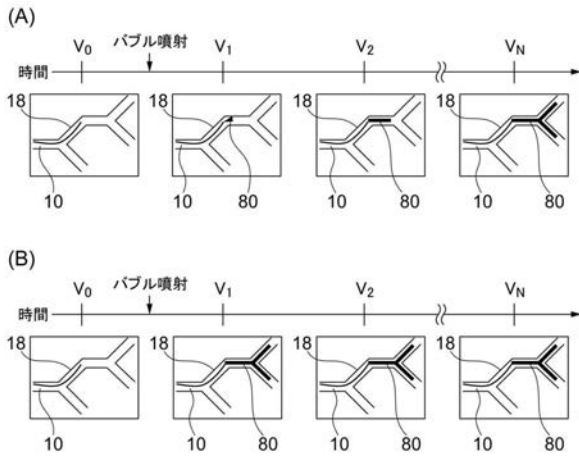
【図1】



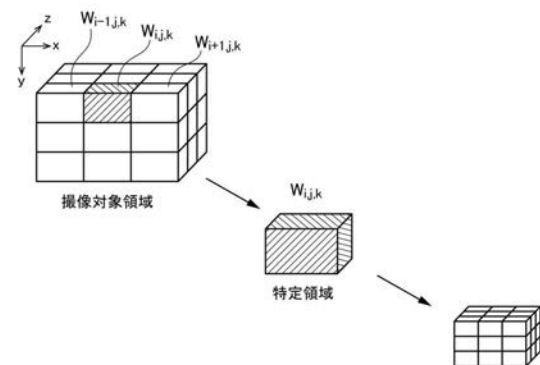
【図2】



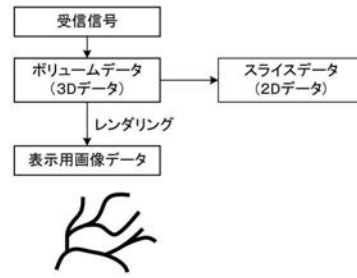
【図6】



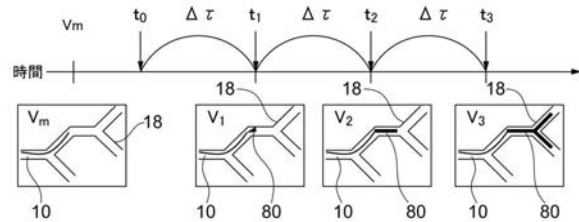
【図7】



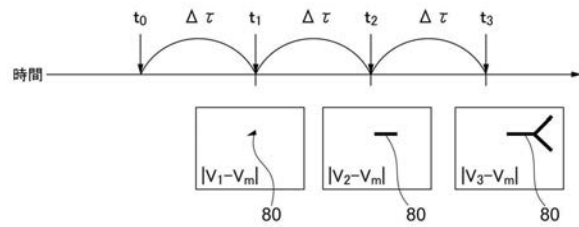
【図3】



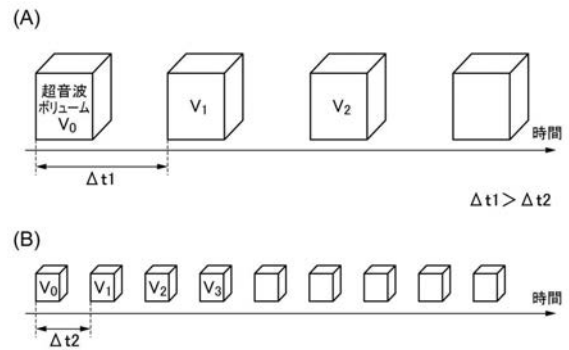
【図4】



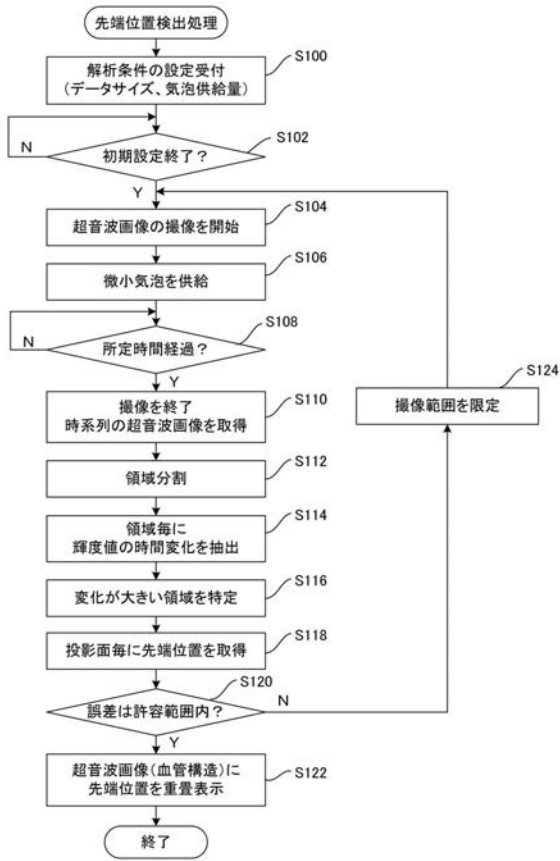
【図5】



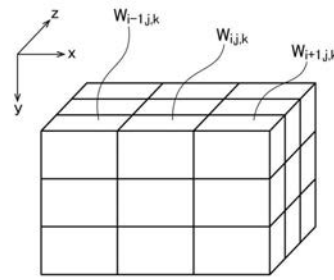
【図8】



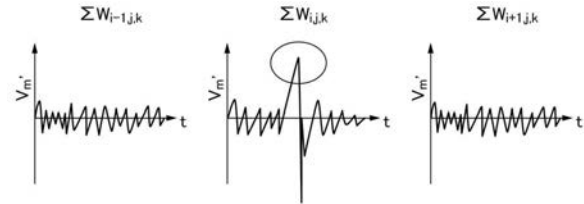
【図9】



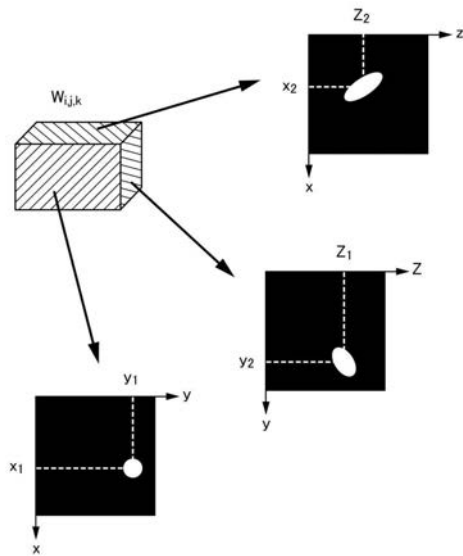
【図10】



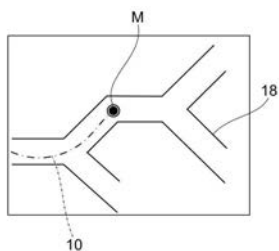
【図11】



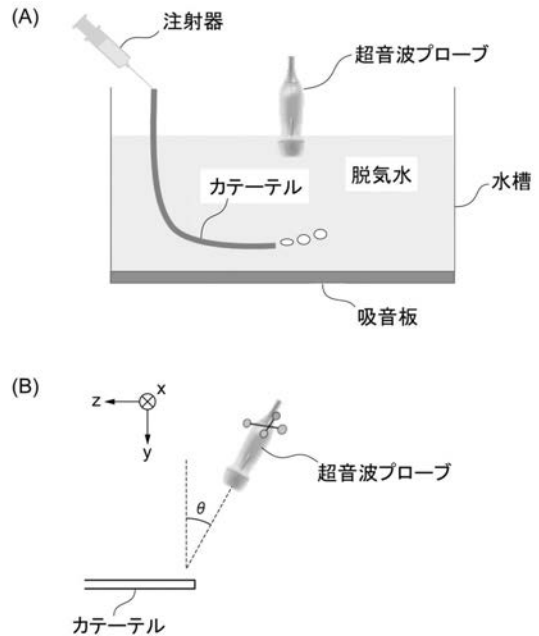
【図12】



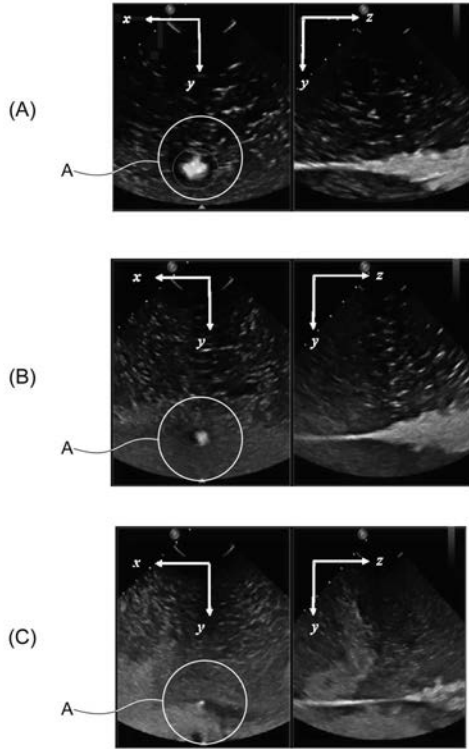
【図13】



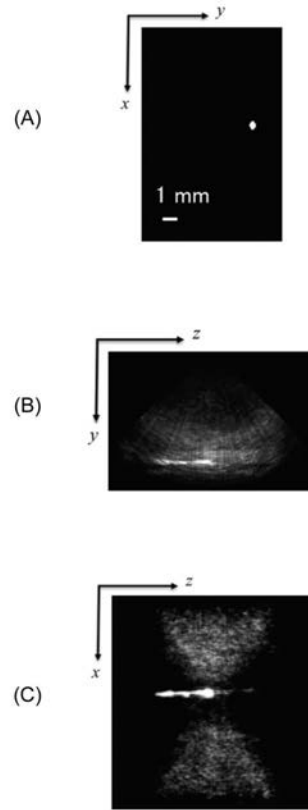
【図14】



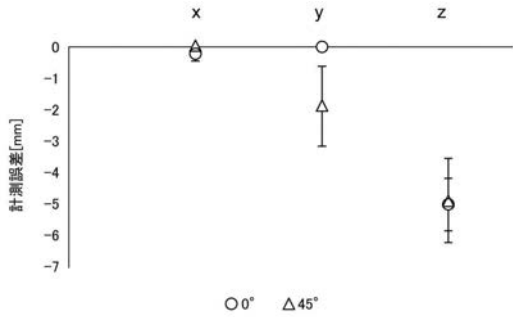
【図 15】



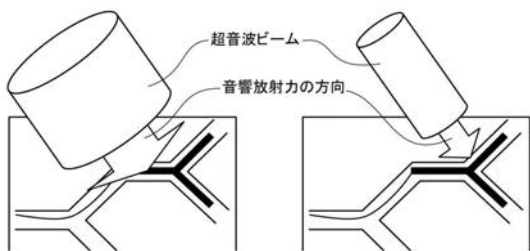
【図 16】



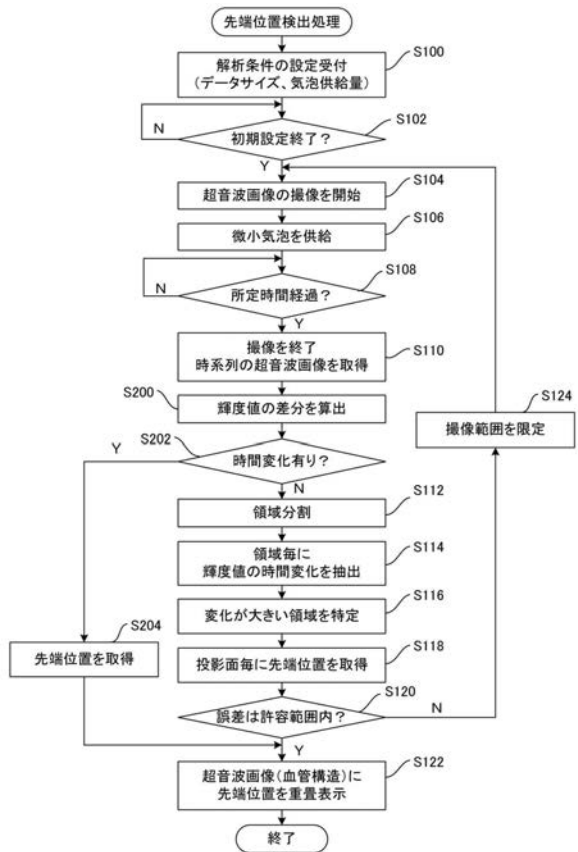
【図 17】



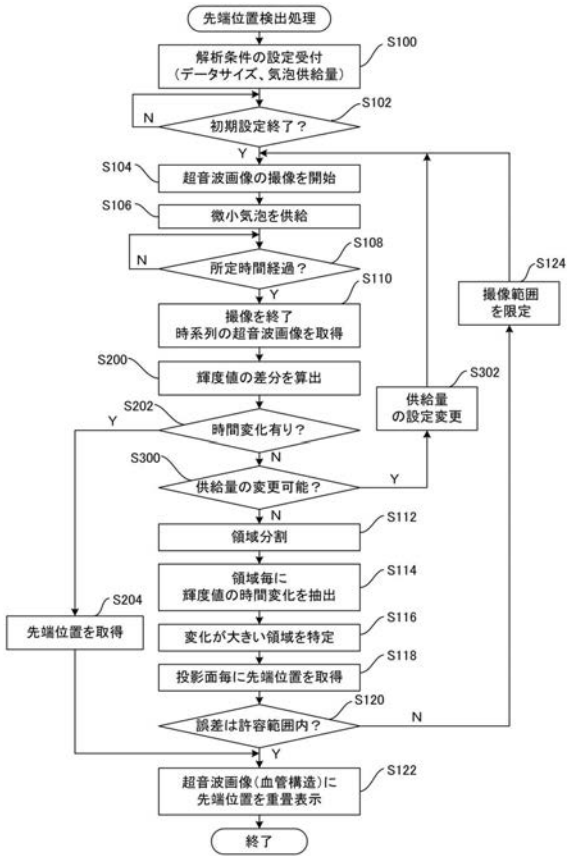
【図 18】



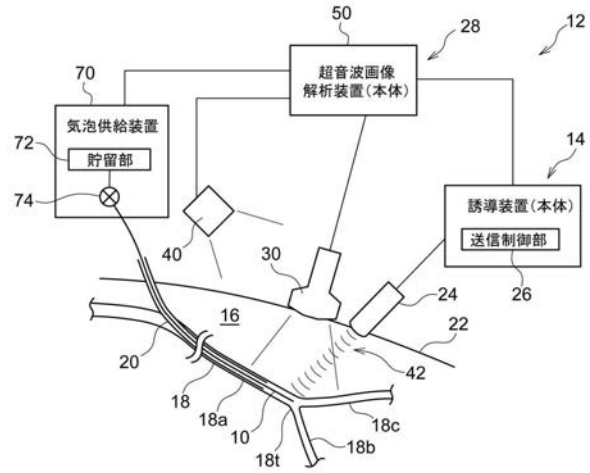
【図 19】



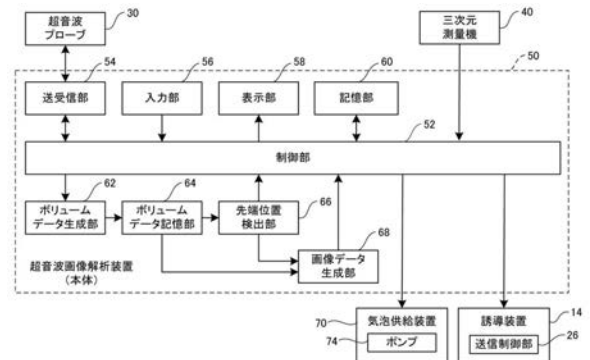
【図 2 0】



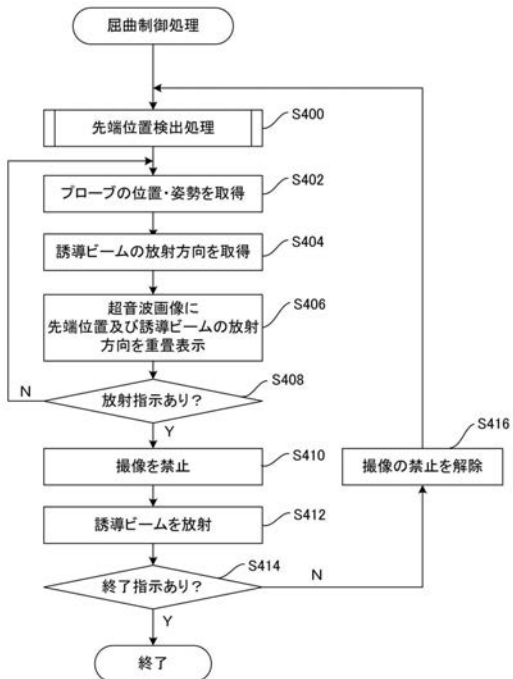
【図 2 1】



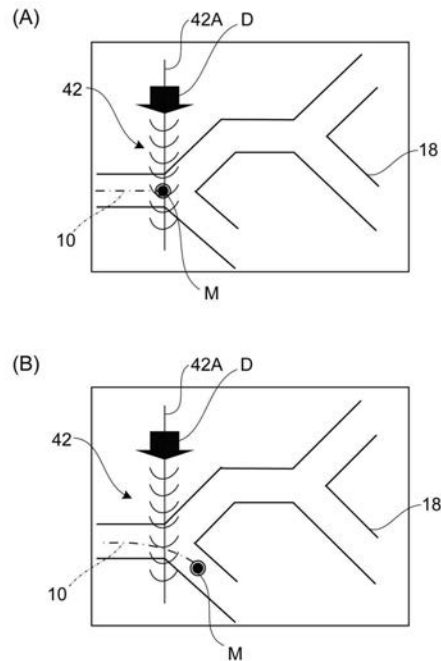
【図 2 2】



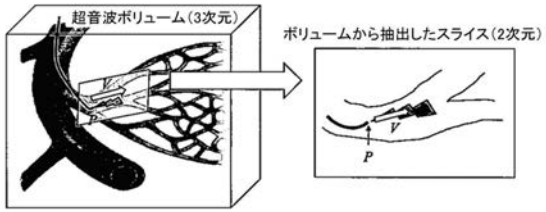
【図 2 3】



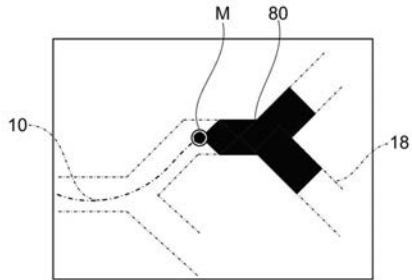
【図 2 4】



【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 DE06 EE09 GA18 GA20 JB45 JC06 JC26 KK31

专利名称(译)	超声图像分析装置，导管系统和程序		
公开(公告)号	JP2019150296A	公开(公告)日	2019-09-12
申请号	JP2018037563	申请日	2018-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
[标]发明人	榊田晃司		
发明人	榊田 晃司 神田 浩輔		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC26 4C601/KK31		
代理人(译)	中岛敦 福田浩		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种超声图像分析装置，导管系统和程序，该程序能够基于超声图像准确地检测插入到活体中的导管尖端的位置。捕获超声图像；供给装置，用于向插入生物体内的导管供给微气泡。控制装置，用于控制成像装置和供应装置，以便在捕获超声图像期间从导管的尖端喷射微泡。提取装置，用于从获取的时间序列超声图像数据中提取超声成像的目标区域中随时间变化的区域。位置检测装置，用于从提取出的变化区域的提取出的超声图像数据中检测导管的尖端位置。图2

