

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4476430号  
(P4476430)

(45) 発行日 平成22年6月9日(2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日(2010.3.19)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 OOF
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 1 2
	A 6 1 M 25/00 4 4 OZ

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2000-124490 (P2000-124490)
(22) 出願日	平成12年4月25日 (2000.4.25)
(65) 公開番号	特開2001-299756 (P2001-299756A)
(43) 公開日	平成13年10月30日 (2001.10.30)
審査請求日	平成18年10月17日 (2006.10.17)

(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(73) 特許権者	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】カテーテルまたは細径プローブの位置を検出可能な超音波診断装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、

前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、

前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第1の送信駆動手段と、

前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第2の送信駆動手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第1の送信駆動手段及び前記第2の送信駆動手段を制御する制御手段と、

前記複数の位置検出用超音波に基づく超音波受信信号を加算し、当該加算後の受信信号に基づいて前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記位置情報に基づいて、前記超音波画像と共に前記カテーテル又は細径プローブの位置を表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記演算手段は、三箇所の異なる超音波振動子で受信された超音波受信信号を用い、その三箇所の超音波受信信号における最大振幅位置又は重心位置の時間差に基づいて、前記位置情報を求ることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記演算手段は、超音波振動子で受信された超音波受信信号の中から所定の間隔以上離れた異なる三箇所の超音波受信信号を選択して、その超音波受信信号に基づいて前記位置情報を求ることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

超音波診断装置で受信された超音波受信信号を用いて、最大振幅に対応する位置の時間的变化を求める手段と、10

前記最大振幅に対応する位置の時間的变化を用いたフィッティング処理により、所定の関数を求める手段と、さらに備え、

前記演算手段は、前記関数に基づいて前記位置情報を求ること、

を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記超音波プローブは、

前記被検体内の三次元領域に対して超音波を送受波するものであり、

表示する超音波画像の断層位置を変更するための入力手段を有すること、

を特徴とする請求項1乃至4のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。20

**【請求項 6】**

前記超音波プローブは、

前記被検体内の三次元領域に対して超音波を送受波するものであり、

カテーテル又は細径プローブの位置の表示・非表示を切り換えるための入力手段を有すること、

を特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、30

前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、

前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第1の送信駆動手段と、

前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第2の送信駆動手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第1の送信駆動手段及び前記第2の送信駆動手段を制御する制御手段と、

前記超音波振動子から出力される超音波受信信号に所定の走査線に沿ってフォーカスする遅延加算を行うことにより超音波受信信号を形成するものであって、前記位置検出用の超音波送波に伴って前記走査線の方向が変わるように遅延特性が変わる遅延加算手段と、40

前記遅延加算された超音波受信信号に基づいて、前記カテーテル又は細径プローブの方向及び深さの位置情報を求める位置演算手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記位置情報と前記超音波画像に基づいて、前記超音波画像上で前記カテーテル又は細径プローブの位置を示す情報を含む表示画像を生成する表示画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 8】**

先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル50

又は細径プローブと、

前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、

前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第1の送信駆動手段と、

前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第2の送信駆動手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第1の送信駆動手段及び前記第2の送信駆動手段を制御する制御手段と、

前記位置検出用超音波に対応する超音波受信信号に基づいて、前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、

前記超音波画像生成用の超音波に対応する超音波受信信号に基づいて、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記位置情報に基づいて、前記超音波画像の断層位置を変える断層位置変更手段と、  
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項9】

前記断層位置変更手段は、前記カテーテル又は細径プローブの位置から所定の距離離れた位置に断層位置を変更するものであることを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。  
。

#### 【請求項10】

前記断層位置変更手段は、前記カテーテル又は細径プローブの位置を含む第1の断層の超音波画像と、

前記カテーテル又は細径プローブの位置を含み、且つ、前記第1の断層とは異なる第2の断層の超音波画像を表示するものであることを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

#### 【請求項11】

前記断層位置変更手段は、過去の前記位置情報と現在の前記位置情報に基づいて、過去の位置と現在の位置の間で順次断層位置が変わるように断層位置の変更を行うものであることを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

#### 【請求項12】

先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、

前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、

前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第1の送信駆動手段と、

前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第2の送信駆動手段と、

前記複数の位置検出用超音波に基づく超音波受信信号を加算し、当該加算後の受信信号に基づいて前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第1の送信駆動手段及び前記第2の送信駆動手段を制御する制御手段と、

前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記位置情報に基づいて、前記超音波画像と共に前記カテーテル又は細径プローブの位置を自動的に表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項13】

10

20

30

40

50

前記制御手段は、前記第1の送信駆動手段による1ボリューム分以上の駆動信号発生に対して、前記第2の送信駆動手段による駆動信号発生が少なくとも一回実行されるようにタイミングを制御し、

前記カテーテル又は細径プローブの位置はリアルタイムで自動的に更新されて前記超音波画像と共に表示されること、

を特徴とする請求項1\_2記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記超音波発生手段が発生する超音波の繰り返し周期は、任意に設定可能であることを特徴とする請求項1\_2記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管や胆管などの管腔にカテーテル、細径プローブ等の挿入手段を挿入し、診断や治療を行う際のモニタリング技術に係わり、特に体外用3次元超音波診断装置を用いたカテーテルや細径プローブ等の位置を検出可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

20

【従来の技術】

近年、患者の血管および胆管等の管腔内に直接カテーテルや細径プローブを挿入し、病変や狭窄、管壁への浸潤度を診断し、術式計画や術後の治療効果判定を行ったり、T A E（経カテーテル動脈塞栓術）やP T C A（経皮的冠動脈拡張術）、P T C R（経皮的冠動脈内血栓溶解術）等の治療が試みられている。このため、術者はカテーテルや細径プローブの侵入位置（特に、先端位置）を把握し、先端部が診断部位あるいは治療部位に到達することを確認する必要がある。

【0003】

従来、このカテーテルや細径プローブの先端位置の把握法として、X線透視装置を用いて体内のカテーテルや細径プローブ侵入部位を撮影し、術者はモニタに映し出されたX線画像を見ながら、カテーテルや細径プローブの先端位置をモニタリングしている。しかし、X線透視によるモニタリングでは、患者はもちろんのこと、術者も過剰なX線被爆を受けるので、人体に悪影響を及ぼすという問題がある。

【0004】

30

このため、X線透視装置に代わり、超音波診断装置を用いてカテーテルや細径プローブの先端位置を確認する方法が提案されている。その方法の一つとして、カテーテルや細径プローブの先端にトランスジューサを設置し、体外用プローブから送信された超音波ビームを受信することで位置情報を得るものがある。この方法は、例えば特開平4-129543等で提案されている。

【0005】

一方、従来の二次元超音波診断装置は、一般的に一次元アレイ超音波トランスジューサから超音波ビームを送信することで一つの面内を走査し、断層画像を再構成、表示するシステムとなっている。近年、このシステムによって、超音波プローブから超音波ビームを被検体内へ三次元的に照射して診断画像を収集し、3次元情報を得る試みが盛んに行われており、超音波診断装置における三次元画像の表示は新たな可能性を期待されている。具体的には、例えば、腹部用のコンベックスプローブやリニアアレイプローブを手動または機械的に移動させたり、電子セクタプローブを回転させる機構を持った経食道用マルチプレーンプローブを用いる等によって研究が進められている。

40

【0006】

しかしながら、従来の二次元超音波診断装置は、一般的に一次元アレイ超音波トランスジューサから超音波ビームを送信することで一つの面内を走査し、断層画像を再構成、表示するシステムとなっている。従って、上述した第1の方法、すなわちコンベックスプローブやリニアアレイプローブを手動させる手法、電子セクタプローブを回転させる手法によれば、3次元情報を得ること自体に従来の断層像走査に比べてかなりの時間を要するため

50

、心臓などの動きの早い対象の場合は動きの情報が捉えられない。また、動きが心臓ほど速くない腹部にしてもプローブの固定が十分に一定でない場合は、画像が大きく歪むという問題がある。

#### 【0007】

従って、仮に従来の2次元超音波診断装置を用いて、カテーテルあるいは超音波プローブの先端に体外用プローブ超音波による通信を行い位置を検出する目的で超音波トランスジューサを設置したとしても、3次元的な血管や管腔の走行を1画面上に表示することは困難である。従来の2次元超音波診断装置は、主に1次元アレイ超音波トランスジューサの走査面内の断層像を表示するものであるため、術者的人為的作業によって血管や管腔の走行が表示された一断層像を探り当てる必要があるからである。

10

#### 【0008】

また、カテーテルや細径プローブの先端の位置が常に走査面内に収まるよう維持し続けなければならず、被験者の呼吸や心拍などによって動きやプローブの固定位置のずれによって走査面からはずれた場合、あらためて走査面内を探さなければならず、検査や治療の時間に影響を与えるという問題点がある。

#### 【0009】

そこで2次元のフェイズドアレイ超音波トランスデューサを有し、超音波ビームを立体的に走査できる機能を持つ超音波プローブを備え、3次元のボリューム像を当該フレームで走査し、表示できる3次元超音波診断装置の開発が研究途上にある。この様な三次元超音波診断装置を利用して、被検体内に挿入されるカテーテル等に設置された超音波トランスジューサの位置を検出する技術も、例えば特開平10-277040に開示されている。

20

#### 【0010】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したこれらの超音波診断装置においては、フレームレートを上げるために、1回の送信ビームを太くし、受信時に前記送信ビームが含む複数のラスタ（例えば2方向や4方向）の信号を受信する並列同時受信方式が用いられている。従って、カテーテルあるいは細径プローブの先端の位置検出用超音波トランスジューサで受信し位置検出を行う場合、ラスタ方向すなわち方位方向への位置精度は、送信ビームの広がりと感度の低下という両面から悪くなる傾向にある。ましてや、近年研究途上にあるリアルタイムに3次元空間を走査し、表示する超音波診断装置においては、表示レートを十分に確保するために、並列同時受信数を例えば16方向と更に増大、すなわち送信ビームを太くする必要があり、検出位置精度は益々低下するという問題がある。

30

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明は上記を解決するためになされたもので、カテーテルや細径プローブの位置をモニタリングする際、術者に操作上の負担を軽減し、自動的に精度良く位置検出が可能で、モニタリングをする上で効果的な表示法を具備した3次元超音波診断装置を提供することにある。

#### 【0012】

請求項1に記載の発明は、先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第1の送信駆動手段と、

40

前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第2の送信駆動手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第1の送信駆動手段及び前記第2の送信駆動手段を制御する制御手段と、前記複数の位置検出用超音波に基づく超音波受信信号を加算し、当該加算後の受信信号に基づいて前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記位置情報に基づいて、前

50

記超音波画像と共に前記カテーテル又は細径プローブの位置を表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 7 に記載の発明は、先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第 1 の送信駆動手段と、前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第 2 の送信駆動手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第 1 の送信駆動手段及び前記第 2 の送信駆動手段を制御する制御手段と、前記超音波振動子から出力される超音波受信信号に所定の走査線に沿ってフォーカスする遅延加算を行うことにより超音波受信信号を形成するものであって、前記位置検出用の超音波送波に伴って前記走査線の方向が変わるように遅延特性が変わる遅延加算手段と、前記遅延加算された超音波受信信号に基づいて、前記カテーテル又は細径プローブの方向及び深さの位置情報を求める位置演算手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記位置情報と前記超音波画像に基づいて、前記超音波画像上で前記カテーテル又は細径プローブの位置を識別可能に構成した表示画像を生成する表示画像生成手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置である。10

請求項 8 に記載の発明は、先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第 1 の送信駆動手段と、前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第 2 の送信駆動手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第 1 の送信駆動手段及び前記第 2 の送信駆動手段を制御する制御手段と、前記位置検出用超音波に対応する超音波受信信号に基づいて、前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、前記超音波画像生成用の超音波に対応する超音波受信信号に基づいて、超音波画像を生成する画像生成手段と、前記位置情報に基づいて、前記超音波画像の断層位置を変える断層位置変更手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置である。20

請求項 1\_2 に記載の発明は、先端付近に超音波を発生する超音波発生手段を備え、被検体内に挿入されるカテーテル又は細径プローブと、前記被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を二次元的に配列してなる超音波プローブと、前記超音波プローブが超音波画像生成用の超音波送波を行うように駆動信号を発生する第 1 の送信駆動手段と、前記超音波発生手段が位置検出用超音波送波を複数回行うように駆動信号を発生する第 2 の送信駆動手段と、前記複数の位置検出用超音波に基づく超音波受信信号を加算し、当該加算後の受信信号に基づいて前記カテーテル又は細径プローブの位置情報を求める位置演算手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波と前記位置検出用超音波送波とが異なるタイミングで交互に実行されるように、前記第 1 の送信駆動手段及び前記第 2 の送信駆動手段を制御する制御手段と、前記超音波画像生成用の超音波送波に対応する超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記位置情報に基づいて、前記超音波画像と共に前記カテーテル又は細径プローブの位置を自動的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。30

#### 【 0 0 2 7 】

本発明に係る実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成用件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要件が省略されることで発明が抽出された場合、その抽出された発明を実施する場合には省略部分が周知慣用技術で適宜補われるものである。40

#### 【 0 0 2 8 】

#### 【発明の実施の形態】

10

20

30

40

50

以下、本発明の第1実施形態～第3実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

**【0029】**

まず、本発明に係る超音波診断装置10のブロック構成を、図1をもとに説明する。

**【0030】**

図1は、本発明に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

**【0031】**

本超音波診断装置10は、3次元超音波診断装置と、カテーテル（または細径プローブ）およびカテーテル先端に搭載された位置検出用超音波トランスジューサ駆動ユニットとに大きく分けることができる。以下、3次元超音波診断装置、位置検出用超音波トランスジューサ駆動ユニットの順に説明する。10

**【0032】**

3次元超音波診断装置は、被験者との間で超音波信号の送受信を担う2次元アレイ超音波プローブ21と、この超音波プローブを駆動しつつ超音波プローブ21の受信信号を処理する装置本体20と、この装置本体に接続されかつオペレータからの指示情報を装置本体に入力可能な操作パネル40を具備する。

**【0033】**

2次元アレイ超音波プローブ21は、超音波振動子をマトリックス状に配列した超音波探触子である。この2次元アレイ超音波プローブ21によって、断層面に垂直なスライス方向のダイナミックフォーカス、三次元領域の走査が可能である。20

**【0034】**

装置本体20は、超音波送信部22、超音波受信部23、RFメモリ部24、位置検出部25、レシーバ部26、グレイスケールモード用3次元像再構成部27、ドプラユニット28、ドプラ用3次元像再構成部29、イメージメモリ部30、メモリ合成部31、制御回路32、表示部33を具備する。

**【0035】**

超音波送信部22は、パルス発生器221、遅延回路222およびパルサ223からなり、パルス状の超音波を生成して走査を行うためのものである。2次元アレイプローブ21においては、遅延回路222の遅延制御により、空間の任意方向のエコー信号を得るためにフォーカス点制御に加えて、断層像と垂直方向の音場制御を行うことで1次元アレイプローブに比べてより焦点を絞ったエコー信号が得られる。30

**【0036】**

プローブ21からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部23に取り込まれる。ここでエコー信号は、チャンネル毎にプリアンプ231で増幅され、受信遅延回路232により受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算器233で加算され（整相加算）、アナログデジタルコンバータ（A/Dコンバータ）を介して出力される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより送受信の総合的な超音波ビームが形成される。40

**【0037】**

超音波受信部23の出力データは、RFメモリ部24に記録保持される。

**【0038】**

そして、通常のプローブ21の送受信による被写体内の解剖学的あるいは機能的な情報に関するデータに関しては、RFメモリ部24からレシーバ部26またはドプラユニット28に送られる。

**【0039】**

グレイスケールモード用のデータは、レシーバ部26に送られる。レシーバ部26は図示しないが対数増幅器、包絡線検波回路、エコーフィルタから構成され、レシーバ部26の出力は、イメージメモリ部30に送られる。

**【0040】**

10

20

30

40

50

グレイスケール用3次元像再構成部27では、前記イメージメモリ部30に記録された3次元データをもとに、表示に必要なデータを再配列して、任意断像を切り出したり、任意の視点から所望の2次元写像法を用いて2次元平面にマッピングした後、ビデオフォーマットのラスタ信号列に変換し、イメージメモリ部30およびメモリ合成部31に送る。イメージメモリ部30では前記再配列されたデータを記憶保持し、メモリ合成部31は画像と設定パラメータ等の情報を並べる、あるいは重ねるなどしてビデオ信号として表示部33に出力する。以上、このようにして被写体の3次元組織形状を表す3次元グレイスケールモード像が表示される。

#### 【0041】

カラードプラ法においては、ドプラユニット28にてドプラ信号を検波し、速度あるいは10  
パワーあるいは分散等の3次元情報が計算される。計算された3次元情報はグレイスケール  
モード同様イメージメモリ部30に記録保持され、ドプラ用3次元像再構成部29にて任  
意画面の切り出し、あるいは所望の2次元写像法を用いて2次元平面にマッピングした後  
、イメージメモリ部30およびメモリ合成部31に送られる。メモリ合成部31において  
3次元グレイスケールモード像に重畠した形式で表示する。

#### 【0042】

イメージメモリ部30は前記の3次元データの他に、3次元像再構成部の信号（3次元像  
再構成によりマッピングされた2次元信号列、ビデオフォーマットのラスタ信号列、いず  
れか一方または両者）を記録保持する機能も有す。また、前述したようにイメージメモリ  
部30はグレイスケールモードおよびカラードプラの3次元情報を記録保持する。これら  
の記録情報は、例えば診断後に操作者が呼び出して利用することが可能となっており、そ  
の場合、3次元像再構成部27、29、メモリ合成部31を経由して表示部33に出力さ  
れる。  
20

#### 【0043】

位置検出部25、制御回路32は、本発明に係る超音波診断装置において特徴的な構成要  
素である。

#### 【0044】

位置検出部25は、位置検出用超音波トランスジューサ52からパルスが送信かつ同期して30  
プローブ21が受信した場合のみ、前記RFメモリ部24の位置情報用データをもとに最大振幅位置あるいは重心位置を求め、得られた位置情報を制御回路32へ出力する。

#### 【0045】

制御回路32は、各ロック制御のための信号を送信している。また、位置検出部25からの位置に関する情報を用いて、後段の3次元像再構成部27、29やメモリ合成部31を制御し、表示に関する実施例に示すように画像構成や位置のマーキング処理を実行させ  
る。

#### 【0046】

なお、位置検出部25が実行する位置検出、制御回路32が実行する送受信制御シーケンスについては、図2、図3、図4を用いて後で詳しく説明する。

#### 【0047】

操作パネル40には、トラックボール42、キーボード43、フットスイッチ44などが接続あるいは設置されて成る。これらは、従来の診断では装置条件の設定、関心領域（ROI）の設定を行うものであるが、同様に本発明の諸処の設定条件を変えるためにも使用される。  
40

#### 【0048】

次に、位置検出用超音波トランスジューサ駆動ユニット50について説明する。

#### 【0049】

位置検出用超音波トランスジューサ駆動ユニット50は、3次元超音波診断装置と電気的に接続され、3次元超音波診断装置からの制御信号をもとに、同期してカテーテル51先端に搭載された位置検出用超音波トランスジューサ52を駆動し、超音波の送信を行う。

#### 【0050】

10

20

30

40

50

(位置情報検出処理)

次に、上記構成を有する超音波診断装置が実行する、カテーテル51の位置情報の検出処理について説明する。当該位置検出処理は、従来の方式と異なり、受信した位置検出用超音波信号を遅延加算によりフォーカスした後の情報に基づいて位置情報を求めるところの特徴としている。以下に述べる位置検出処理によれば、従来と比してS/N比を向上させることができ、精度の高い画像情報を提供できるのである。

**【0051】**

制御回路32は、前記カテーテル51先端に搭載した位置検出用トランジスタ52と、体外用2次元アレイプローブ21とに対して、お互いに干渉しあわないように送受信制御する。すなわち、制御回路32は、送信については、一方が送信している場合、もう一方は送信を止める。一方、制御回路32は、受信については、体外用2次元アレイプローブ21が常に行うように制御する。

10

**【0052】**

より具体的には、次の様である。すなわち、制御回路32は、位置検出用トランジスタ52で送信する場合、位置情報に関するデータを体外用2次元アレイプローブ21で受信する。この時プローブ21は送信を停止する。また、体外用2次元アレイプローブ21で送信する場合、生体内からの反射エコー、すなわち生体内情報の画像構成に関するデータをプローブ21で受信する。この時、位置検出用トランジスタ52は送信を停止する。

20

**【0053】**

これらの送受信制御シーケンスにより回路構成や信号処理手順は変化する。図2、図3を参照して、送受信制御の処理シーケンスに関して説明する。

**【0054】**

図2(a)は、第1の処理シーケンス例を説明する為の図であり、各ボリュームの始まりを示すボリューム初期信号、生体内の情報を得るために超音波パルスを送信するための体外用2次元アレイプローブ21の送信トリガ、位置検出用超音波パルスを送信するための位置検出用トランジスタ52の送信トリガ、及び位置検出処理に関するタイミングチャートを示している。

**【0055】**

また、図3は、図2(a)中の期間A、Bのそれぞれに対応した送受信状態A(二次元アレイプローブ21のみによる体内モニタリング用超音波の1ボリューム分の走査を示す状態)、送受信状態B(位置検出用トランジスタ52からの位置検出用超音波送信、二次元アレイプローブ21による位置検出用超音波受信を示す状態)を説明するための図である。なお、体内モニタリング用超音波走査と位置検出用超音波走査とによる一ボリューム走査期間をCとすると、C = A + Bである。

30

**【0056】**

図2(a)に示した第1の処理シーケンスは、1ボリューム走査(期間C)のうち、1レートあるいは数レートのみ位置検出用の送受信を行い、他のレートは通常の画像構成用の送受信を行う例である。2次元アレイプローブ21の各chに収集された画像構成用のデータは、前述したように、超音波受信部23で信号増幅、遅延、加算処理を受け、RFメモリ部24で記憶され、収集データのモードに応じてレシーバ部26またはドプラユニット28で処理を受ける。その後、グレースケールモード用3次元像再構成部27あるいはドプラ用3次元像再構成部29へ送られる。

40

**【0057】**

一方、位置検出用受信データは、図2(a)に示した期間Bにおいて、超音波受信部23を通り、RFメモリ部24に記憶される。このとき、位置検出用受信データは、超音波受信部23にて遅延処理を受けず、加算処理はS/N向上の用途で数レートの送受信があつたときに行われるよう制御される。超音波受信部23にて遅延処理が行われないのは、走査のリアルタイム性を損なわないように、位置検出部25で並列に処理するためである。そして、RFメモリ部24に記憶された位置検出用データは、位置検出部25に読み出

50

される。

**【 0 0 5 8 】**

次に、送受信制御の処理シーケンスの他の例について説明する。

**【 0 0 5 9 】**

図2(b)は、第2の処理シーケンス例を説明する為の図である。第2の処理シーケンスは、数ボリュームもしくは1ボリュームの通常走査の後、1ボリュームを使って位置検出用の送受信を行う例である。

**【 0 0 6 0 】**

すなわち、超音波受信部23を流用し、RFメモリ部24に記憶されたデータを用いて、位置検出部25にて最大振幅位置検出を行う。これを交互または数ボリュームおきに行う。この第2の処理シーケンスの利点は、超音波受信部23が流用できるため、位置検出部における演算処理が少ないと、およびS/Nの点で有利であるということである。10

**【 0 0 6 1 】**

なお、第2の処理シーケンスでは、位置検出のため1ボリューム分の走査を行わなければならないため、ボリュームレートが低下することが考えられる。この場合の対処法として、位置検出用信号は通過バスが通常の走査時の半分であることを利用し、位置検出用信号受信時にパルス繰り返し周波数(PRF)を2倍に切り換える。すなわちボリューム間でPRF切り換える機能を設ける。これにより、ボリュームレート低下の程度を抑えることが可能となる。例えば、1ボリューム交互で通常走査、位置検出用走査を行った場合、同PRFではボリュームレートが1/2に低下するが、PRF切り換えが可能ならば2/3の低下で済む。20

**【 0 0 6 2 】**

また、上記第1、第2の処理シーケンスの実施例に対し、最大振幅位置検出に代えて、重心位置を求めてても良い。

**【 0 0 6 3 】**

次に、上記位置検出処理を実現する位置検出部25の回路構成例を説明する。

**【 0 0 6 4 】**

図4(a)は、位置検出部25の第1の回路構成例を示している。

**【 0 0 6 5 】**

図4(a)に示すように、位置検出部25は、位置検出のための演算を行う演算部251及び検出結果を随時記憶保持するためのメモリ252で構成されている。読み出された位置検出用データは、演算器251において、受信遅延演算、加算、振幅演算、振幅比較の処理を受け、最大振幅位置すなわちカテーテル先端の位置が随時検出される。振幅比較で選択される最大振幅位置は、比較の都度メモリ252で更新され、最終的に検出された位置情報は制御回路32に送られる。検出位置情報は制御回路32から3次元像再構成部27および29に送られ、検出位置に時間的に対応する画像構成用のデータを用いて、例えば検出位置を含む断面を切り出すのに用いられる。また、同時に位置情報はメモリ合成部31に送られ、3次元像再構成部27または29で作成された画像上にカテーテル先端位置を示すマーカを付けるために用いられる。なお、マーカ表示ON/OFFは各外部入力装置41~43等の入力信号により制御される。30

**【 0 0 6 6 】**

また、位置検出部25が行う位置検出処理は、演算による負荷を減らす目的で、前述したような全chのデータを用いずに、数chの位置検出用データのみを用いても良い。その場合、対象とする各chの位置検出用データのみがRFメモリ部24から読み出され、演算器251において、最大振幅位置検出が行われる。各chにおける最大振幅位置はメモリ252に記憶され、これらの値をもとに、あらためて演算器251にて3点測量による位置検出や、最小二乗法を用いた2次曲面フィッティングによる極値の検出のための演算が行われ、最終的な検出位置情報が制御回路32に出力される。この検出処理は、ボリュームレートの低下を伴わないという利点がある。最大振幅位置検出に十分なS/Nを確保できた場合、1レートまたは数レートのみの送受信で済むからである。従って、比較的少40

ない情報から位置検出を行うことができるので、回路構成を簡略化することができる。また、フィッティングを行うことにより、ノイズによる各点の位置のばらつきの影響を小さくすることができる。

【0067】

なお、本発明に係る装置においては、最低異なる3箇所の超音波振動子で受信された受信信号が存在すれば、位置検出処理を行うことが可能である。

【0068】

また、上記位置検出処理において、受信した複数の位置検出用の超音波信号の中から適した3箇所の超音波受信信号を選択し、当該選択された3箇所の信号の到達時間差に基づいた3点測量により位置検出を行っても良い。この3箇所の選択方法として、例えば、所定間隔以上離れた異なる3箇所の超音波振動子で受信された受信信号を選択する方法が考えられる。この方法では3点の信号から位置情報を求めるので、回路構成を簡略化することができる。

10

【0069】

位置検出装置25は、さらに位置精度を向上させるために、図4(b)に示す構成とすることも可能である。

【0070】

図4(b)は、位置検出部25の第2の回路構成例を示している。

【0071】

図4(b)に示すように、位置検出装置25は、前記最大振幅位置検出はサンプリングされたラスタ位置と深さ位置を与えるものであるので、位置精度を向上させるために位置検出部25に補間回路253を設けても良い。この場合、前記演算器251で検出された最大検出位置に対するラスタ及び深さデータに対し、前後の少なくとも1つ以上のデータが必要となる。そこで、それらのデータは演算器251で検出された位置情報をもとに、RFメモリ部24から補間回路253に読み出される。読み出されたデータをもとに補間処理が行われ、補間されたデータはメモリ252に記憶される。メモリ252に記憶された補間データは、あらためて演算器251に読み出され、最大振幅位置検出のための処理を受け、最終的な検出位置情報を制御回路32に出力される。但し、通常深さ方向には十分細かくサンプリングされているので、特に補間を行う必要がないが、例えばセクタプローブのような深部で走査線密度が低くなる場合には走査線方向について補間を実施する。本補間処理は、図4(a)の位置検出部25に同様に適用しても良い。

20

【0072】

なお、位置検出用信号を受信する場合、受信フォーカスのための遅延時間は、通常の体外用プローブで行っている遅延時間の2倍に相当するので(通過バスが片道分になるため)、遅延時間の切り替え制御が必要である。

30

【0073】

(位置検出情報表示)

続いて、検出位置情報に関する表示について、二つの表示法を例として説明を行う。

【0074】

図5は、第1の表示方法を説明するための図である。

40

【0075】

図5に示すように、第1の表示法は、グレイスケール像を主とした表示である。すなわち、検出されたカテーテル先端位置を追従及びマーカで表示し、常に先端位置を含む断層像を自動的に更新表示するものである。

【0076】

例えばセクタプローブであれば、その2次元アレイトランスデューサの配置位置の中央点とカテーテル先端位置の2点を含む断層像を表示する。これは前述したように、位置検出部25にて検出された位置情報に基づき、制御回路32から3次元像再構成部27又は29に送られた制御信号により実行される。但し、断層像内にカテーテル先端位置が含まれてはいるが、カテーテルが挿入された血管や胆管などの管腔は三次元構造を有するので、

50

必ずしも操作者が所望している断層像であるとは限らない。従って、例えば、前記 2 点を結ぶ直線を回転軸として、外部入力装置であるトラックボール 4 1 等を用いて断層面を任意に変更し、表示する機能を有することが好ましい。なお、回転軸を決める 2 点のうち 1 点は検出位置であるが、もう 1 点は任意に設定可能であり、トラックボール 4 1 等の外部入力装置により必要に応じて決めることが可能である。

#### 【 0 0 7 7 】

また、断層像の方向を決めるための外部入力装置については、操作者が容易にかつ速やかに扱えるように、例えばプローブ本体に搭載しても良い。

#### 【 0 0 7 8 】

図 6 ( a )、( b )、( c )は、断層像の方向を決めるための外部入力装置を搭載したプローブ 2 1 の例を示している。すなわち、図 6 ( a )は、トラックボールとマーカ表示 ON / OFF 用スイッチ、図 6 ( b )は、ジョイスティックとマーカ表示 ON / OFF 用スイッチとを、プローブ内部に組み込んで搭載した例を示している。また、図 6 ( c )は、アタッチメントとしてトラックボールとマーカ表示 ON / OFF 用スイッチとを搭載した例を示している。10

#### 【 0 0 7 9 】

なお、上記いずれの例においても、赤外線等を用いた従来の通信技術により、コードレス化しても良い。また、入力装置の型は本例に示したトラックボール等に限定されず、所望の入力が可能な形態であれば良い。また、プローブ 2 1 と一体化する必要はなく、リモートコントローラーの形態をとり、片手でプローブ 2 1 を操作し、もう一方の手でリモートコントローラーを外部入力装置として操作しても良い。装置上の操作パネルにわざわざ向き変えることなく、手元で必要な最小限の操作を行うことができれば、スムーズに診断を行うことが可能となる。例えば、片手で操作できるリモートコントローラは、フットスイッチ 4 3 よりも複雑な操作が可能で、慣れてくればブラインドタッチで扱うことが出来るようになる。20

#### 【 0 0 8 0 】

また、前述したような断層面を決めるための任意の一点を外部入力装置により、マニュアルで操作して決定するのではなく、次のようにして過去のカテーテル又は細径プローブの検出位置を利用して断層面を自動的に装置に決定させることも可能である。

#### 【 0 0 8 1 】

新たに更新された検出位置情報と少なくとも過去の一つ以上の検出位置情報を用いて、管腔の走行方向を直線或いは曲線として推定し、その直線或いは曲線の接線を含み、例えば二次元アレイトランステューサの配置方向の中央点を通るような断面を決めれば、管腔の縦断面を自動的に表示することが可能である。最も単純な例は、単に一つ過去の位置情報或いは幾つか離れた過去の検出位置情報と更新された検出位置情報を用いて、直線を決めることである。なお、カテーテル或いは細径プローブが位置検出される間に動きを生じなかった場合は、直線や曲線がうまく決まらないのが、ある閾値以下移動の場合はエラー処理としてその前に表示した断面を表示することで回避することができる。30

#### 【 0 0 8 2 】

また、検出されたカテーテル 5 1 または細径プローブの先端位置を表示するマーカは、位置検出部 2 5 で得られた情報をもとに、制御回路 3 2 からメモリ合成部 3 1 を制御することで付加されることを前提とする。しかし、VR 表示を利用してマーカ位置に奥行き感を出すために、3 次元像再構成部 7 及び 9 でマーカを付ける処理をしても構わない。前記マーカはある一定の色相、輝度、サイズで表示することをベースとするが、異なる色相あるいは輝度で、点灯あるいは点滅、または色相変化あるいは輝度変化、またはサイズ変化あるいは形状変化、またはそれらの組み合わせにより作成される等のバリエイションを持たせても良い。加えて前述したように、マーカ表示は外分入力装置 4 1 ~ 4 3 あるいは操作パネル 4 0 あるいは前述したプローブ 2 1 本体に搭載・装着された外部入力装置あるいはリモートコントローラーにより、表示 ON / OFF の切り替えが成される。40

#### 【 0 0 8 3 】

50

20

30

40

50

更に、本断層像をそのまま表示するモード以外に、走査ボリュームの内、どの断層像を表示しているのかを同時に示すために、図7(a)に示す走査ボリューム領域を示すワイヤーフレームに断層像をはめ込み合成表示する。さらにワイヤーフレーム部分に、解剖学的な情報を付加するために図7(b)に示すように走査表面の画像を張り付けて表示したり、ボリュームレンダリングに貼り付けて3次元表示する形態をとっても良い。

#### 【0084】

別表示として図7(c)および(d)に示すように、カテーテル先端位置を含む2断面表示あるいはプローブ1のトランスジューサアレイ面に平行なCモード面を用いた2断面表示、あるいは図7(e)に示すような3断面表示を行っても良い。但し、ここで重要なポイントは、前記表示が単なる2断面(Cモード面も含む)、3断面表示ではなく、必ずそれらの面内にカテーテルの先端位置が含まれ、カテーテルの移動に伴い自動的に追尾して表示されるという特長を有していることである。10

#### 【0085】

また、前記数断面の同時表示に加えて、位置ガイドとしての3次元表示画像(図7の例)と、前記断層像(図5の例)の2画面表示機能を有す。この場合、主として3次元表示画像はカテーテル51先端位置を示す断層像が解剖学的にどの位置にあるのかを理解することを目的として、一方断層像は診断を目的として利用する。この場合、後者の断層像には診断の目的のため高解像度が要求されるが。前者の三次元表示画像には、目的により必ずしも高解像度が要求されるとは限らない。そこで、画像処理演算の負荷低減、表示レート向上のために、位置ガイド用の3次元表示画像は処理するボクセルデータ数を減らし、解像度を犠牲にして演算量を減らしても良い。また、同目的で位置ガイド用の3次元表示画像側の更新回数を下げたり(更新しないで前の状態で画像を続けて表示する、つまり3次元表示用に画像を作成するのは数ボリュームに1回とする)、あるいは表示した3次元表示画像はフリーズ画像とし単にカテーテル51先端位置を示すマーカを更新するだけでも良い。但し、操作者の要求に応じ、フリーズ画像は更新可能である機能を有す(更新スイッチが押された場合、例えば、その次のボリューム走査時に3次元表示用の画像作成を行う)。逆に、表示レートを下げても、カテーテル51位置を詳細に知りたい要求にも応えられるように、3次元表示画像の解像度優先モード、表示レート優先モード、中庸モードなどのモード切替スイッチを備え付ける。これにより、操作者が目的に応じて容易に使い分けることが可能となる。20

#### 【0086】

なお、上記断層像表示はグレイスケールに限らず、ドプラ像を表示しても良い。

#### 【0087】

次に、第2の表示法について図8を参照して説明する。

#### 【0088】

第2の表示法は図8に示すように、カラードプラや造影剤を用いたハーモニック像等により、カテーテル挿入の対象となる血管または体腔等の管腔の3次元像を構築することを中心とした表示法であり、構築した管腔の3次元像上にカテーテル位置をマーカで合成表示するものである。背景にあたる部分として、グレイスケール像を組み合わせて表示する。この場合、グレイスケール像は固定面を表示しても良いし、検出されたカテーテルに等距離だけ離れて追従する機能を有してもよい。また、グレイスケール像表示は、ON/OFF機能を有しており、第1の表示法で示したような外部入力装置により制御される。また、これらの表示画像は任意方向への回転が可能である。40

#### 【0089】

従って、本実施形態で述べた超音波診断装置によれば、従来の装置と比較して、以下の実益がある。

#### 【0090】

(1) 従来の2次元超音波診断装置を用いて、カテーテルあるいは超音波プローブの先端に体外用プローブ超音波による通信を行い位置を検出する目的で超音波トランスジューサを設置したとしても、術者的人為的作業によって血管や管腔の走行が表示された一断層像50

を探り当てる必要があるため、3次元的な血管や管腔の走行を1画面上に表示することは困難であった。さらに、被験者の呼吸や心拍などによって動きやプローブの固定位置のずれによって走査面からはずれた場合、カテーテルや細径プローブの先端の位置が常に走査面内に収まるよう、人為的作業によって維持し続けなければならないため、あらためて走査面内を探さなければならず、検査や治療の時間に影響を与えてしまっていた。

#### 【0091】

これに対し、本実施形態で述べた超音波診断装置によれば、カテーテル等の位置は自動的に検出され、三次元画像としての血管や胆管などの管腔とともに自動的に表示される。従って、人為的作業によって断層像を探り当てる必要がなく、自動的に精度良く位置検出が可能で、モニタリングをする上で効果的な画像を表示することができる。あわせて、術者の作業負担も軽減することができる。10

#### 【0092】

(2) 従来の超音波診断装置においては、フレームレートを上げるために、1回の送信ビームを太くし、受信時に前記送信ビームが含む複数のラスター（例えば2方向や4方向）の信号を受信する並列同時受信方式が用いられている。従って、カテーテルあるいは細径プローブの先端の位置検出用超音波トランスデューサで受信し位置検出を行う場合、ラスター方向すなわち方位方向への位置精度は、送信ビームの広がりと感度の低下という両面から悪くなる傾向にある。さらに、リアルタイムに3次元空間を走査し、表示する超音波診断装置においては、表示レートを十分に確保するために、並列同時受信数を例えば16方向と更に増大、すなわち送信ビームを太くする必要があり、検出位置精度は益々低下するという問題がある。20

#### 【0093】

これに対し、本実施形態で述べた超音波診断装置によれば、位置検出用トランスデューサと体外用二次元アレイプローブとは、一方が送信している場合他方は送信を止め、受信は体外用二次元アレイプローブが常に行う構成となっている。従って、超音波ビームの広がりや干渉を発生せず、自動的に精度良く位置検出が可能で、モニタリングをする上で効果的な画像を表示することができる。

#### 【0094】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。30

#### 【0095】

##### 【発明の効果】

以上本発明によれば、カテーテルや細径プローブの位置をモニタリングする際、術者に操作上の負担を軽減し、自動的に精度良く位置検出が可能で、モニタリングをする上で効果的な表示法を具備した3次元超音波診断装置を実現できる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。

【図2】図2(a)、(b)は、カテーテルの位置情報検出処理に関するシーケンス例を示している。40

【図3】図3は、図2(a)中の期間A、Bのそれぞれに対応した送受信状態A、送受信状態Bを示した図である。

【図4】図4(a)、(b)は、位置検出処理を実行する位置検出部25の回路構成例を示した図である。

【図5】図5は、位置検出情報に関する表示方法を説明するための図である。

【図6】図6(a)、(b)、(c)は、断層像の方向を決定するための外部入力装置を搭載したプローブ例を示している。

【図7】図7は、位置検出情報に関する表示方法を説明するための図である。

【図8】図8は、位置検出情報に関する他の表示方法を説明するための図である。

##### 【符号の説明】

10

20

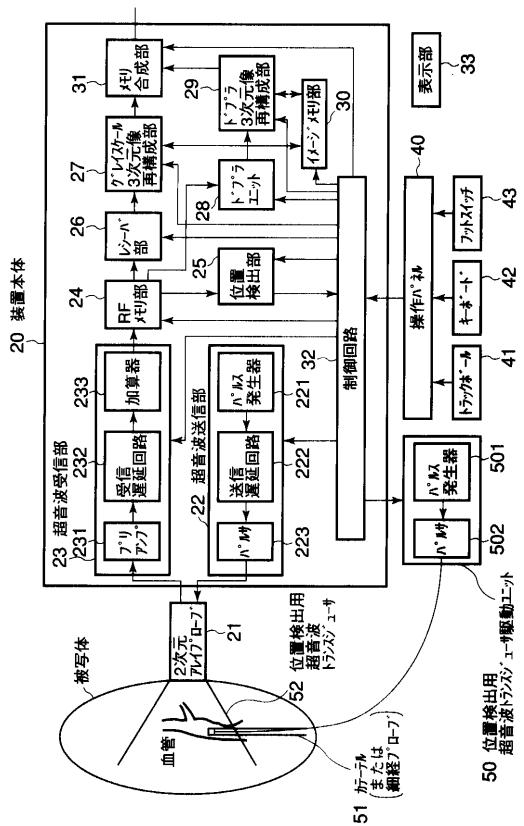
30

40

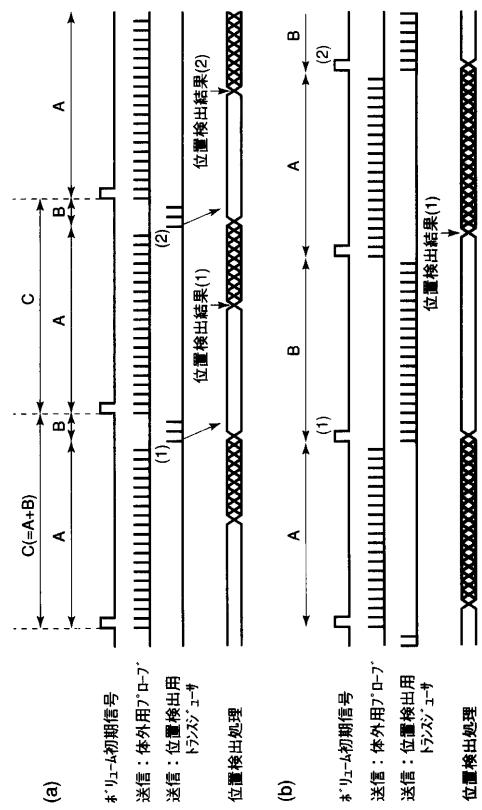
50

1 0 ... 超音波診断装置	
2 0 ... 装置本体	
2 1 ... 二次元アレイプローブ	
2 2 ... 超音波送信部	
2 3 ... 超音波受信部	
2 4 ... R F メモリ部	
2 5 ... 位置検出部	
2 6 ... レシーバ部	
2 7 ... グレイスケール三次元像再構成部	
2 8 ... ドプラユニット	10
2 9 ... ドプラ三次元像再構成部	
3 0 ... イメージメモリ部	
3 1 ... メモリ合成部	
3 2 ... 制御回路	
3 3 ... 表示部	
4 0 ... 操作パネル	
4 1 ... トランクボール	
4 2 ... キーボード	
4 3 ... フットスイッチ	
5 0 ... 位置検出用超音波トランスデューサ駆動ユニット	20
5 1 ... カテーテル	
5 2 ... 位置検出用超音波トランスデューサ	
2 2 1、5 0 1 ... パルス発生器	
2 2 3、5 0 2 ... パルサ	
2 2 2 ... 送信遅延回路	
2 3 1 ... プリアンプ	
2 3 2 ... 受信遅延回路	
2 3 3、2 5 1 ... 加算器	
2 5 2 ... メモリ	
2 5 3 ... 補間器	30

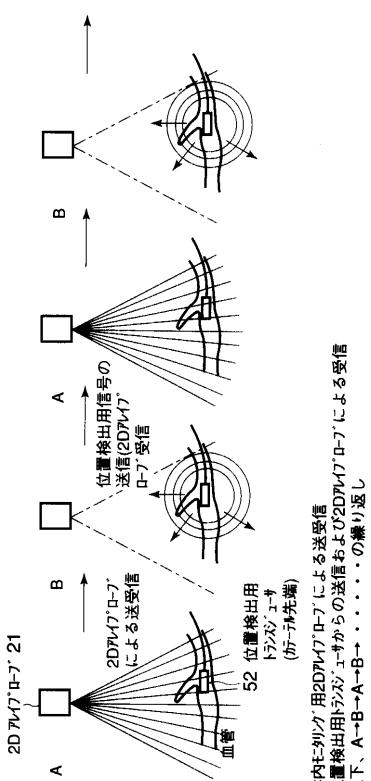
【図1】



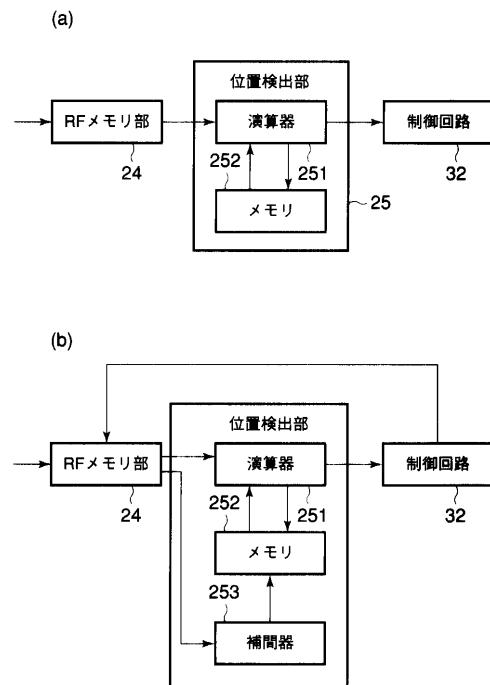
【図2】



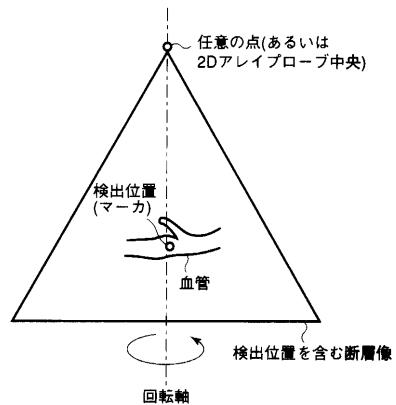
【図3】



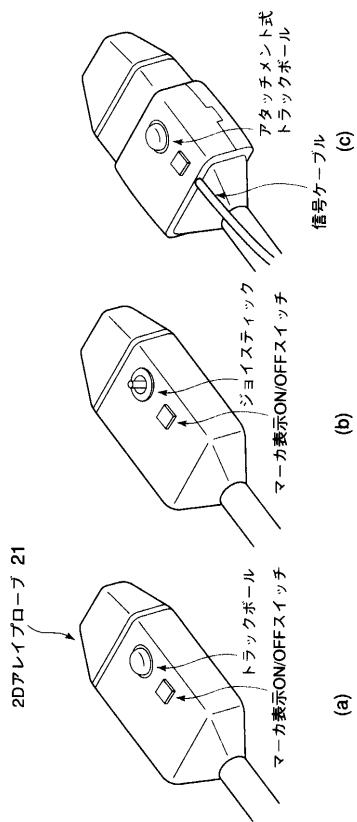
【図4】



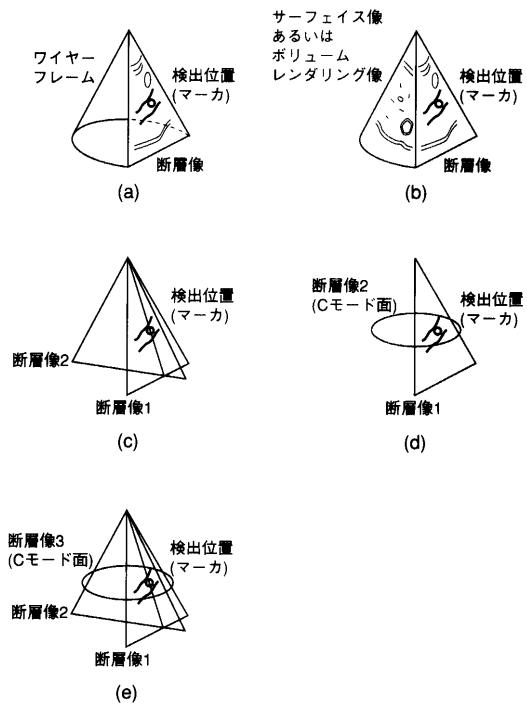
【図5】



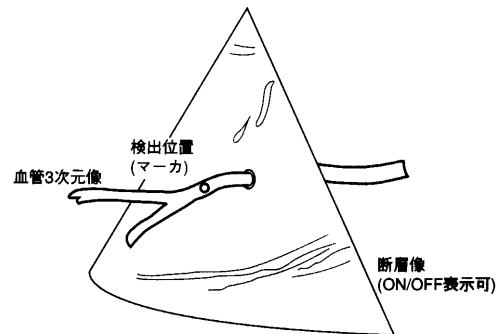
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎

(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久

(74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎

(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘

(74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次

(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子

(74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓

(74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三

(74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元

(72)発明者 小笠原 洋一  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 石黒 雅明  
埼玉県大宮市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平10-277040 (JP, A)  
特開平11-299782 (JP, A)  
特開平11-226129 (JP, A)  
特開平05-161634 (JP, A)  
特開平11-056852 (JP, A)  
特開平09-308630 (JP, A)  
特表2001-515373 (JP, A)  
国際公開第97/045724 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

A61B 1/00

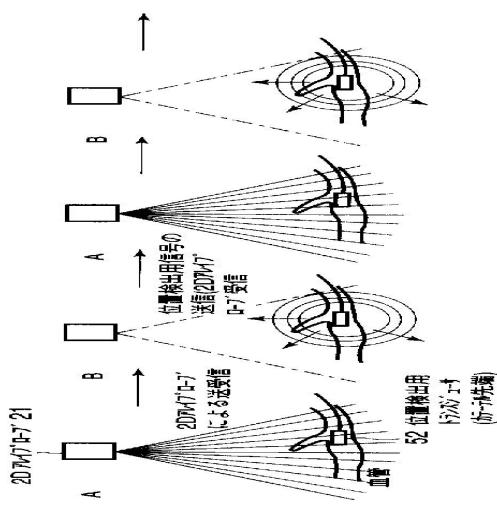
A61B 8/14

A61M 25/00

专利名称(译)	一种能够检测导管或小直径探针的位置的超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4476430B2</a>	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	JP2000124490	申请日	2000-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 富士胶片株式会社		
[标]发明人	小笠原洋一 石黒雅明		
发明人	小笠原 洋一 石黒 雅明		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B8/14 A61M25/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B8/14 A61M25/00.312 A61M25/00.440.Z A61B1/00.530 A61M25/00.532 A61M25/095		
F-TERM分类号	4C061/AA06 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/NN05 4C061/WW16 4C161/AA06 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/HH55 4C161/NN05 4C161/WW16 4C167/AA01 4C167/BB02 4C167/BB45 4C167/BB63 4C167/CC08 4C167/CC22 4C167/HH11 4C267/AA01 4C267/BB02 4C267/BB45 4C267/BB63 4C267/CC08 4C267/CC22 4C267/HH11 4C301/BB13 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/EE14 4C301/FF09 4C301/GA06 4C301/GB09 4C301/HH04 4C301/KK12 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK27 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA06 4C601/GA20 4C601/GA28 4C601/GB01 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH12 4C601/HH13 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK44		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	<a href="#">JP2001299756A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种三维超声波检查仪，能够自动，高精度地检测导管或小直径探针的定位，减少操作员在监测导管定位或小直径时的操作负担探测器，并提供有效的监视显示方法。解决方案：用于检测定位的超声波通过换能器从受试者的内部传输，用于检测安装在导管或小直径探针上的定位。而且，用于产生图像数据的超声波由外部二维阵列探头传输。两个超声波的传输在它们可能不相互干扰的时刻进行，并且其接收由外部二维阵列探针进行。基于超声检测到的用于检测定位的导管远端的定位基于超声图像数据显示在三维图像上。



本特許が開20MHz帯による送信  
位検出用符号による送信および20MHz帯による送信  
以下、A-B-A-B+...の順で送信