

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2012/164892

発行日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成24年12月6日 (2012. 12. 6)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

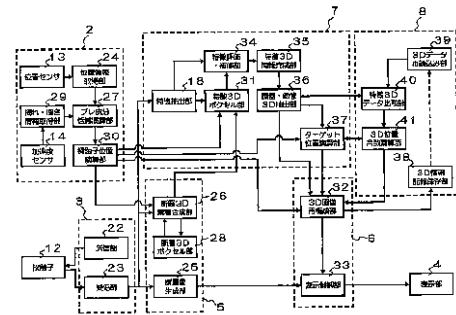
出願番号 特願2013-517861 (P2013-517861)	(71) 出願人 000001270 ユニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/003426	
(22) 国際出願日 平成24年5月25日 (2012. 5. 25)	
(31) 優先権主張番号 特願2011-119978 (P2011-119978)	(74) 代理人 100105050 弁理士 鷲田 公一
(32) 優先日 平成23年5月30日 (2011. 5. 30)	(74) 代理人 100155620 弁理士 木曾 孝
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 渡辺 良信 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
	(72) 発明者 佐竹 克己 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法

(57) 【要約】

超音波診断装置において、各位置の受信信号を取得した探触子の位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、前記位置情報が関連付けられた受信信号に基づき、測定対象を含む3次元画像を構築するための情報を生成する特徴抽出演算部と、過去に取得した3次元画像を構築するための情報と前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶し、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる特徴データ比較部と、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に基づく3次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う画像表示処理部と、を備える。



- 4 Display unit
- 12 Probe
- 13 Position sensor
- 14 Acceleration sensor
- 19 Feature extraction unit
- 22 Transmission unit
- 23 Receiving unit
- 24 Position information-acquiring unit
- 25 Tomographic image-generating unit
- 26 Tomographic image 3-D cumulation combination unit
- 27 Blurring component reduction-computing unit
- 28 Tomographic image 3-D voxel unit
- 29 Vibration / slope information-acquiring unit
- 30 Probe position-computing unit
- 31 Feature 3-D voxel unit
- 32 3-D image reconstruction unit
- 33 Display control unit
- 34 Feature evaluation / repair unit
- 35 Feature 3-D information-completing unit
- 36 Organ / blood vessel 3-D extraction unit
- 37 Target position-computing unit
- 38 3-D information storage unit
- 39 3-D data re-read unit
- 40 Feature 3-D data-comparing unit
- 41 3-D alignment-computing unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象における、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置であって、前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する探触子駆動部と、

前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、

前記各位置の受信信号と前記位置情報とを関連付ける画像生成制御部と、

前記位置情報が関連付けられた受信信号に基づき、前記測定対象を含む 3 次元画像を構築するための情報を生成する特徴抽出演算部と、

過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶し、前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる特徴データ比較部と、

前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う画像表示処理部と、

前記画像表示処理部の出力を表示する表示部と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置であって、

前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する探触子駆動部と、

前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、

前記各位置の受信信号に基づき断層像情報を生成し、前記断層像情報と前記位置情報とを関連付ける画像生成制御部と、

前記位置情報が関連付けられた断層像情報に基づき、前記測定対象を含む 3 次元画像を構築するための情報を生成する特徴抽出演算部と、

過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶し、前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる特徴データ比較部と、

前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う画像表示処理部と、

前記画像表示処理部の出力を表示する表示部と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像表示処理部は、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像に、前記探触子位置情報取得部で取得された現在の位置情報を重畳し前記表示部で表示させる、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と、前記過去に特性計測した前記

10

20

30

40

50

測定対象の位置情報とを記憶する記憶部を備えた、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記特徴抽出演算部は、前記特徴データ比較部において、前記測定対象に対する現在の探触子の位置と、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置とが合致した場合、前記画像表示処理部に前記表示部において合致したことを示す表示を行うよう指示する、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記特徴抽出演算部は、前記測定対象の構造情報に基づき、前記 3 次元画像を構築するための情報の中から、前記測定対象の 3 次元画像を構築するための情報を抽出する、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記画像表示処理部は、前記特徴抽出演算部で抽出された前記測定対象の 3 次元画像を構築するための情報を前記表示部で表示させる、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記特徴データ比較部は、前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを、前記測定対象の構造情報に基づき比較する、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記測定対象は頸動脈であって、前記特性計測は血管の特性計測である、請求項 1 から 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 10】

前記血管の特性計測は、I M T 計測である、請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記特徴データ比較部は、頸動脈の総頸動脈から内径動脈および外形動脈に分岐する総頸動脈分岐部の構造に基づき、前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較する、請求項 9 または 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記特徴データ比較部は、頸動脈の血管径に基づき、前記過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報と現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較する、請求項 9 から 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 13】

超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波を用いた画像取得方法であって、

前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する工程 A と、

40

前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する工程 B と、

前記測定対象を含む各位置の受信信号と前記位置情報とを関連付ける工程 C と、

前記位置情報が関連付けられた受信信号に基づき、前記測定対象を含む 3 次元画像を構築するための情報を生成する工程 D と、

過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づき、現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる工程 E と、

前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う工程 F と、を含む超音波を用いた画像取得方法。

50

【請求項 1 4】

超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置の制御方法であって、

前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する工程 A' と、

前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する工程 B' と、

前記測定対象を含む各位置の受信信号に基づき断層像情報を生成し、前記断層像情報と前記位置情報とを関連付ける工程 C' と、

前記位置情報が関連付けられた断層像情報に基づき、前記測定対象を含む 3 次元画像を構築するための情報を生成する工程 D' と、

過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づき、現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる工程 E' と、

前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う工程 F' と、を含む超音波を用いた画像取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、例えば、人体内の血管や内臓の状態を表示させるためなどの医療的活用情報を取得する場合に用いられる。この超音波診断装置は、主に、探触子、送信部、受信部、断層像生成部および表示部を備え、表示部に断層像生成部で生成した断層像を表示させる。

【0003】

しかしながら、超音波診断装置を用いて人体内の血管や内臓などの断層像が表示されただけの状態では、医療的活用情報として不足する場合がある。具体的には、超音波診断装置を用いた定期的な検査であって、毎回同一の位置で断層像を取得する必要がある場合や、定期的な検査ではなくても、血管あるいは内臓の所定の位置で断層像を取得する必要がある場合などである。

【0004】

例えば、動脈硬化の診断においては、超音波診断装置で頸動脈の断層像を取得し、その断層像に基づき頸動脈の内中膜複合体厚 (*Intima-Media Thickness* : 以下、*IMT* と略す。) の測定が行われる。この *IMT* 測定によって、動脈硬化の進行状況や治療状況を把握するためには、毎回、頸動脈の同一の位置で取得した断層像に基づき、診断が行われることが望ましい。

【0005】

そのため、*IMT* 測定に特化したものではないが、超音波診断装置で取得した断層像と、X線CT装置で取得した 3 次元画像を組み合わせることで、医療的活用情報としての価値を向上しようとするものが提案されている (例えば、特許文献 1 を参照。) 。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】国際公開第 2006 / 59668 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0007】**

上記特許文献1の例では、超音波診断装置で取得した断層像と、X線CT装置で取得した3次元画像とを組み合わせる必要がある。これには、X線CT装置で取得し、予め記憶保存していた保存画像を読み出し構築した3次元画像データと、被検体のある位置で超音波の送受信を行うことで取得した断層像とを合致させなければならない。しかし、この合致作業は、各断層像の取得時の探触子の位置、傾斜角、移動方向などが異なれば極めて難しいという課題を有していた。

【0008】

さらに詳細に説明すると、超音波診断装置で取得した断層像の位置情報と、X線CT装置で取得した3次元画像の位置情報とは、それぞれ別の機器で付与されたものであるため、それを合致させるためには、画像毎の基準点をそれぞれ指定し、それらの基準点の位置を合わせることによって、両者の位置情報を合わせ込む必要がある。しかし、基準点の設定や画像の切り出し位置が違ったり、切り出した画像の大きさが違ったりすると、この画像を合致させる作業は煩雑なものとなる。

10

【0009】

特に、超音波診断装置で取得した断層像が、傾斜状態で取得されている場合、その傾斜時の断層像を、X線CT装置で取得した3次元画像データに合致させるのは極めて難しく、極めて使い勝手が悪かった。

【0010】

そこで、本発明は、簡単な操作で、探触子の位置を所定の位置に合わせることができ、容易に画像を合致させることができるように使い勝手を向上した超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法を提供することを目的とするものである。

20

【課題を解決するための手段】**【0011】**

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象における、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置であって、前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する探触子駆動部と、前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、前記各位置の受信信号と前記位置情報とを関連付ける画像生成制御部と、前記位置情報が関連付けられた受信信号に基づき、前記測定対象を含む3次元画像を構築するための情報を生成する特徴抽出演算部と、過去に取得した3次元画像を構築するための情報と前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶し、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる特徴データ比較部と、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に基づく3次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う画像表示処理部と、前記画像表示処理部の出力を表示する表示部とを備える。

30

40

【0012】

本発明の一態様に係る他の超音波診断装置は、超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置であって、前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する探触子駆動部と、前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、前記各位置の受信信号に基づき断層像情報を生成し、前記断層像情報と前記位置情報とを関連付ける画像生成制御部と、前記位置情報が関連付けられた断層像情報に基づき、前記測定対象を含む3次元画像

50

を構築するための情報を生成する特徴抽出演算部と、過去に取得した3次元画像を構築するための情報と前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶し、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる特徴データ比較部と、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に基づく3次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う画像表示処理部と、前記画像表示処理部の出力を表示する表示部とを備える。

【0013】

前記画像表示処理部は、前記現在に取得した3次元画像を構築するための情報に基づく3次元画像に、前記探触子位置情報取得部で取得された現在の位置情報を重畳し前記表示部で表示させる。

【0014】

前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報とを記憶する記憶部を備える。

【0015】

前記特徴抽出演算部は、前記特徴データ比較部において、前記測定対象に対する現在の探触子の位置と、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置とが合致した場合、前記画像表示処理部に前記表示部において合致したことを示す表示を行うよう指示する。

【0016】

前記特徴抽出演算部は、前記測定対象の構造情報に基づき、前記3次元画像を構築するための情報の中から、前記測定対象の3次元画像を構築するための情報を抽出する。

【0017】

前記画像表示処理部は、前記特徴抽出演算部で抽出された前記測定対象の3次元画像を構築するための情報を前記表示部で表示させる。

【0018】

前記特徴データ比較部は、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを、前記測定対象の構造情報に基づき比較する。

【0019】

前記測定対象は頸動脈であって、前記特性計測は血管の特性計測である。

【0020】

前記血管の特性計測は、IMT計測である。

【0021】

前記特徴データ比較部は、頸動脈の総頸動脈から内径動脈および外形動脈に分岐する総頸動脈分岐部の構造に基づき、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを比較する。

【0022】

前記特徴データ比較部は、頸動脈の血管径に基づき、前記過去に取得した3次元画像を構築するための情報と現在に取得した3次元画像を構築するための情報とを比較する。

【0023】

本発明の一態様に係る画像取得方法は、超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波を用いた画像取得方法であって、前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する工程Aと、前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する工程Bと、前記測定対象を含む各位置の受信信号と前記位置情報とを関連付ける工程Cと、前記位置情報が関連付けられた受信信号に基づき、前記測定対象を含む3次元画像を構築するための情報を生成する工程Dと、過去に取得し

10

20

30

40

50

た 3 次元画像を構築するための情報に基づき、現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる工程 E と、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う工程 F とを含む。

【 0 0 2 4 】

本発明の一態様に係る他の画像取得方法は、超音波の送受信を行い、そのエコー信号を電気信号へと変換する探触子と接続可能であり、被検体の測定対象に対し、所定の位置で特性計測を行う超音波診断装置の制御方法であって、前記探触子を駆動し、前記超音波を送信する送信処理と、前記電気信号から受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体の測定対象を含む各位置の受信信号を取得する工程 A' と、前記各位置の受信信号を取得した前記探触子の位置情報を取得する工程 B' と、前記測定対象を含む各位置の受信信号に基づき断層像情報を生成し、前記断層像情報と前記位置情報とを関連付ける工程 C' と、前記位置情報が関連付けられた断層像情報に基づき、前記測定対象を含む 3 次元画像を構築するための情報を生成する工程 D' と、過去に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づき、現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報とを比較し、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に、前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報を反映させる工程 E' と、前記現在に取得した 3 次元画像を構築するための情報に基づく 3 次元画像、前記特徴データ比較部で反映された前記過去に特性計測した前記測定対象の位置情報、および現在の探触子の位置情報を表示するための処理を行う工程 F' とを含む。

【発明の効果】

【 0 0 2 5 】

本願に開示された超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法によれば、簡単な操作で、プローブ位置を所定の位置に合わせることができ、操作性の高い超音波診断装置を実現し得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図 1】本発明による超音波診断装置の一実施形態を示す概略的なブロック図である。

【図 2】(a) 図 1 に示す超音波診断装置の外観斜視図であり、(b) は位置情報取得部の要部を示す斜視図である。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置の詳細なブロック図である。

【図 4】図 1 に示す超音波診断装置を用い、1 回目の I M T 測定を行う手順を示すフローチャートである。

【図 5】(a) は探触子を被検体に当接した状態を示す図であり、(b) は頸動脈を含む断層像を示す図である。

【図 6】(a) は、首筋表面のハンドスキャンを示す図であり、(b) は表示部に表示される頸動脈の 3 次元画像の一例を示す図である。

【図 7】頸動脈の I M T 測定を行った位置を示す 3 次元画像の図である。

【図 8】図 1 に示す超音波診断装置を用い、2 回目以降の I M T 測定を行う手順を示すフローチャートである。

【図 9】(a) から (d) は、I M T 測定において、現在取得した 3 次元画像と過去に取得した 3 次元画像の合致を説明する図である。

【図 10】(a) から (d) は、2 回目以降の I M T 測定において、表示部に表示させる 3 次元画像を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下、図面を参照しながら本発明による超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法の実施形態を説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

図 1 は、本発明による超音波診断装置の一実施形態の概略ブロック図を示している。

【 0 0 2 9 】

超音波診断装置 1 は、探触子 1 2、探触子位置情報取得部 2、探触子駆動部 3、画像生成制御部 5、特徴抽出・演算部 7、特徴データ比較部 8、画像表示処理部 6 および表示部 4 を備えている。本実施形態では超音波診断装置 1 は探触子 1 2 を備えているが、探触子 1 2 が接続可能であればよく、探触子 1 2 を備えていなくてもよい。

【 0 0 3 0 】

探触子 1 2 は、超音波振動子を有し、超音波振動子を通じて超音波を被検体に送信するとともに、その反射超音波であるエコー信号を受信し、そのエコー信号を電気信号に変換する。

【 0 0 3 1 】

探触子位置情報取得部 2 は、探触子 1 2 の位置情報を取得し、出力する。

【 0 0 3 2 】

探触子駆動部 3 は、超音波の送信処理として、探触子 1 2 が超音波を送信するための駆動用信号を供給する。そして、超音波の受信処理として、探触子 1 2 からの電気信号を増幅、検波などの断層像の構築に必要な一般的な受信処理を行い、受信信号を生成する。

【 0 0 3 3 】

画像生成制御部 5 は、探触子駆動部 3 の受信信号に基づき、受信信号の座標変換などを行って、断層像情報を生成する。また、受信信号と探触子位置情報取得部 2 が取得した位置情報とを関連付ける。なお、ここでいう、断層像情報とは、構築された断層像そのものに加え、受信信号に基づき断層像を構築するための情報（例えば、輝度情報）のことを指す。

【 0 0 3 4 】

特徴抽出・演算部 7 は、探触子位置情報取得部 2 の出力である位置情報、および探触子駆動部 3 の受信信号に基づき、測定対象の 3 次元画像を構築するためのデータ処理を行う。

【 0 0 3 5 】

特徴データ比較部 8 は、過去に測定した時の測定対象の測定データ・断層像、3 次元画像を記憶保持し、現在の測定において取得された特徴抽出・演算部 7 からの出力と比較する。

【 0 0 3 6 】

画像表示処理部 6 は、画像生成制御部 5 で構築された断層像を表示するための処理を行うとともに、特徴抽出・演算部 7 で処理されたデータ、画像生成制御部 5 の断層像、および探触子位置情報取得部 2 の出力である位置情報を合成して測定対象の 3 次元画像を表示するための表示データを制御する。

【 0 0 3 7 】

表示部 4 は、画像表示処理部 6 からの出力を表示する。

【 0 0 3 8 】

次に、図 2 に本発明の超音波診断装置の外観図の一例を示す。

【 0 0 3 9 】

超音波診断装置 1 は、図 2 (a) に示すように、例えば、下方に 4 つのタイヤ 6 2 を設けたキャスター台 6 1 上に本体ケース 6 3 が搭載されている。これにより、超音波診断装置 1 は可動自在である。

【 0 0 4 0 】

超音波診断装置 1 の本体ケース 6 3 背面側には、多関節アーム 6 5 が設けられ、その先端には探触子 1 2 が配置されている。探触子 1 2 は、本体ケース 6 3 内の探触子駆動部 3 と電氣的に接続されている。

【 0 0 4 1 】

多関節アーム 6 5 は、図 2 (b) で示すように、回動する 2 つの関節 7 0、7 1 と、回

10

20

30

40

50

動する２つの関節 70、71 との間に設けられた折れ曲がる複数の関節 66 ~ 69 (図 2 (b) では 4 つの関節を備えた構成を示している。) とを備えている。そして、これら全ての関節 66 ~ 71 には、それぞれの関節の回転角度を検出する角度センサが設けられている (不図示。) 。さらに、回動する２つの関節 70、71 にはそれぞれの関節における 3 次元方向の加速度を検出する加速度センサが設けられている (不図示。) 。

【 0042 】

これら、多関節アーム 65 のそれぞれの関節 66 ~ 71 に設けられた角度センサ、加速度センサを含む構成が探触子位置情報取得部 2 であって、これら構成により探触子 12 の位置情報を取得し、出力する。

【 0043 】

すなわち、探触子 12 は、複数の関節 66 ~ 71 を有する多関節アーム 65 によって、上下、左右はもちろん、全周にわたって自由に動かすことができるようになっている。そして、探触子 12 の位置情報は、この多関節アーム 65 の関節に設けられた角度センサで得ることができる。また、多関節アーム 65 が揺れているとか、傾斜しているとかのブレは、加速度センサによって検出することができ、これにより角度センサによって得られた位置情報を補正する。

【 0044 】

なお、本実施形態では、探触子位置情報取得部 2 として、角度センサおよび加速度センサを備え、探触子 12 を支持する多関節アーム 65 を例示したが、これは探触子 12 の位置情報を取得するための一例であって、本発明はこれに限定されない。すなわち、探触子 12 の位置情報が取得できる構成であれば特に限定されず、例えば、磁気センサ、ジャイロセンサ、光学センサやこれら組み合わせなどを用いてもよい。また、多関節アーム 65 の構成も、探触子 12 の位置情報を取得するための、本発明の一実施の形態に過ぎず、関節やセンサの数等は、図 2 (b) に示す構成に用いられているもの以外であってもよい。

【 0045 】

次に、図 3 を用いて、本実施形態の超音波診断装置の詳細な説明を行う。図 3 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 の詳細なブロック図である。以下において詳細に説明する探触子位置情報取得部 2、探触子駆動部 3、画像生成制御部 5、特徴抽出・演算部 7、特徴データ比較部 8、画像表示処理部 6 は、ハードウェアによって構成されていてもよく、CPU などの情報処理回路およびメモリ等の記憶部に記憶されたソフトウェアによって構成されていてもよい。この場合、情報処理回路は、以下において説明する画像取得方法の手順を規定するソフトウェアをメモリから読み出し、画像取得方法の手順を実行することによって、超音波診断装置の各構成要素を制御する。これら情報処理回路およびメモリに記憶されたソフトウェアによって実現される構成要素の一部は、専用の集積回路によって構成されていてもよい。また、これらの構成要素の一部は、汎用の情報処理装置、例えば、マイクロコンピュータ等により実現されてもよい。つまり、超音波診断装置とマイクロコンピュータとを含むシステムとして本実施形態が実現されてもよい。

【 0046 】

探触子駆動部 3 は、図 3 に示すように送信部 22 および受信部 23 を含む。送信部 22 は前述した送信処理を行い、受信部 23 は前述した受信処理を行う。

【 0047 】

探触子位置情報取得部 2 は、位置センサ 13、位置情報取得部 24、加速度センサ 14、揺れ・傾き情報取得部 29、ブレ成分低減演算部 27、および探触子位置情報演算部 30 を含む。

【 0048 】

位置センサ 13 は、前述した多関節アーム 65 に設けた複数の角度センサである。

【 0049 】

位置情報取得部 24 は、位置センサ 13 からの出力に基づき、探触子 12 の位置情報を取得する。

【 0050 】

10

20

30

40

50

加速度センサ 14 は、前述した回動する 2 つの関節 70、71 に設けた加速度センサであり、探触子 12 の移動時の加速度を検出する。

【0051】

揺れ・傾き情報取得部 29 は、加速度センサ 14 からの出力に基づき、探触子 12 の揺れ・傾き情報を取得する。

【0052】

ブレ成分低減演算部 27 は、位置情報取得部 24 で取得した探触子 12 の位置情報と、揺れ・傾き情報取得部 29 で取得した探触子 12 の揺れ・傾き情報とから探触子 12 のブレ成分を演算する。

【0053】

探触子位置演算部 30 は、ブレ成分低減演算部 27 の演算結果から、探触子 12 の正しい位置情報を演算する。

【0054】

すなわち、探触子位置情報取得部 2 は、加速度センサ 14 の出力に基づき揺れ・傾き情報取得部 29 によって求められる探触子 12 の揺れ・傾き情報と位置情報取得部 24 で得た位置情報とから、正確な探触子 12 の位置情報を取得する上でのノイズとなるブレ成分をブレ成分低減演算部 27 で演算し、演算結果から探触子位置演算部 30 にて探触子 12 の正しい位置を演算する構成を備える。探触子位置演算部 30 で演算された探触子 12 の位置情報は、後述する断層 3D 累積合成部 26、特徴 3D ボクセル部 31、および 3D 画像再構成部 32 に出力される。

【0055】

画像制御部 5 は、断層像生成部 25、断層 3D 累積合成部 26、および断層 3D ボクセル部 28 を含む。

【0056】

断層像生成部 25 は、受信部 23 で受信処理された受信信号に基づき、いわゆる一般的な断層像情報を生成する。

【0057】

断層 3D 累積合成部 26 は、被検体に対して複数位置で超音波の送受信を行うことで取得した受信信号と探触子位置演算部 30 の出力情報とを関連付ける。例えば、探触子 12 を被検体表面に当接させ、一方向に移動させながら超音波の送受信を行うことで、複数位置での受信信号を取得する。この場合、取得した複数位置における受信信号と、探触子位置演算部 30 から出力される探触子の複数の位置情報とを逐次関連付けていく。

【0058】

なお、本実施形態の断層 3D 累積合成部 26 は、受信信号と探触子 12 の位置情報とを関連付けるが、断層 3D 累積合成部 26 は、断層像情報と探触子の位置情報とを関連付けてもよい。この場合、断層 3D 累積合成部 26 は、受信部 23 ではなく断層像生成部 25 の出力を受け取る（図 3 には不図示）。

【0059】

断層 3D ボクセル部 28 は、断層 3D 累積合成部 26 からの複数の受信信号が入力され、また、入力された複数の受信信号を必要に応じて、断層 3D 累積合成部 26 へ出力する。

【0060】

特徴抽出・演算部 7 は、特徴抽出部 18、特徴 3D ボクセル部 31、特徴評価・補修部 34、特徴 3D 情報完成部 35、臓器・血管 3D 抽出部 36、およびターゲット位置演算部 37 を含む。

【0061】

特徴抽出部 18 は、受信部 23 から得られる受信信号に基づき、所定の測定対象の特徴となるデータを抽出する。所定の測定対象の特徴となるデータとは、受信信号を解析することにより得られる臓器や血管の境界情報や構造変化のある部位に関する情報を指す。

【0062】

10

20

30

40

50

特徴3Dボクセル部31は、特徴抽出部18で抽出された複数の所定の測定対象の特徴となるデータ、断層3D累積合成部26で蓄積した受信信号、および探触子位置演算部30から供給された探触子12の位置情報を蓄積する。また、これら情報を蓄積する際、複数位置で取得された被検体の受信信号それぞれに対応するように、これら3つの情報を関連付ける。

【0063】

特徴評価・補修部34は、特徴抽出部18が抽出したデータと特徴3Dボクセル部31で蓄積されたデータに基づき、所定の測定対象の抽出状況の評価する。具体的には、特徴3Dボクセル部31で蓄積されたデータから、人体構造として不自然なノイズ成分を除去したり、特徴3Dボクセル部31で蓄積された複数の所定の測定対象の特徴となるデータ

10

【0064】

特徴3D情報完成部35は、特徴評価・補修部34の出力に基づき、所定の測定対象の3次元画像を構築するための情報を完成させる。

【0065】

臓器・血管3D抽出部36は、特徴3D情報完成部35で完成した所定の測定対象の3次元画像を構築するための情報のうち、所望の血管や内臓など、別途指示により選択された所定の部位の3次元画像を構築するための情報を抽出する。

【0066】

ターゲット位置演算部37は、臓器・血管3D抽出部36で別途指示した所定の部位の3次元画像を構築するための情報および探触子位置演算部30から得られる探触子12の位置情報に基づき、所定の部位に対する探触子12の位置を、所定の部位の3次元画像に逐次、反映させる。そして、測定対象における測定を行った所定の部位の位置を後述する3D画像再構成部32を介して3D情報記録保存部38に記憶させる。また、以下において詳細に説明するように、過去に測定を行った所定の部位の位置(以後、ターゲット位置とする。)と現在測定を行っている探触子2の位置とが合致した場合、3D画像再構成部32に合致したことを示す情報出力し、3次元画像に反映させるための指示を行う。

20

【0067】

特徴データ比較部8は、3D情報記録保存部38、3Dデータ再読み込み部39、特徴3Dデータ比較部40、および3D位置合致演算部41を含む。

30

【0068】

3D情報記憶保存部38は、3D画像再構成部32から得られた3次元画像を構築するための情報およびターゲット位置を記憶する。

【0069】

3Dデータ再読み込み部39は、3D情報記憶保存部38で保存されているデータを読み出す。

【0070】

特徴3Dデータ比較部40は、3Dデータ再読み込み部39で読み込んだ過去の3次元画像を構築するための情報と、現在の測定において臓器・血管3D抽出部36で抽出された測定対象の3次元画像とを比較し、これらの位置ズレ成分を算出する。例えば、過去の3次元画像に含まれている測定対象の構造情報と、現在、診断中の測定対象の構造情報とを比較して、双方の位置ズレ成分を演算する。

40

【0071】

3D位置合致演算部41は、特徴3Dデータ比較部40から得られた位置ズレ成分に基づき、過去に取得した3次元画像と現在取得した3次元画像とが合致したかを演算する。そして、合致した場合は、ターゲット位置を、現在取得した3次元画像に反映させるため、その情報を、後述する3D画像再構成部32に出力する。

【0072】

表示制御部6は、3D画像再構成部32および表示制御部33を含む。

【0073】

50

3D画像再構成部32は、画像生成制御部5からの断層像、特徴抽出・演算部7で得た3次元画像、および探触子位置情報取得部2の出力である位置情報を合成して、表示部4に表示するように再構成する。また、3D位置合致演算部41で得た情報に基づき、過去に測定したターゲット位置を、現在取得した3次元画像に表示させる。さらに、ターゲット位置演算部37から、現在測定を行っている探触子2の位置がターゲット位置に合致したことを示す情報を受け取るとそれを示すための表示情報を表示制御部33へ出力する。なお、さらに特徴データ比較部8の過去の3次元画像との比較結果を加えて再構成してもよい。

【0074】

表示制御部33は、断層像生成部25で生成された断層像および3D画像再構成部32の出力を表示部4に表示できるように制御する。

10

【0075】

次に、図4～10を用いて、図1～3で示した本実施形態の超音波診断装置1の動作およびそれを用いた操作者の動作を説明する。なお、ここでは、頸動脈のIMT測定を例に説明を行う。以下では、期間において同じ被験者のIMT測定を2回行う場合の手順を説明する。この場合、2回目の測定を現在行っているとすれば、1回目の測定は過去の測定である。また、期間において同じ被験者のIMT測定をn(nは3以上の整数)回行う場合、以下の2回目のIMT測定はn回目のIMT測定であってよい。

【0076】

まず、1回目(初診時)に頸動脈のIMT測定を測定する場合における超音波診断装置の動作および操作者の動作を、図4の動作フローチャートに基づき説明する。

20

【0077】

ステップ1(S11)では、被検体の首筋表面に探触子12を当接させ、得られる断層像に基づき、頸動脈の探索を行う。

【0078】

具体的には、探触子駆動部3の送信部22および受信部23を駆動した状態で、図5(a)に示すように探触子12の先端部を首筋16表面に当接させる。この時、探触子12は、探触子12から送信される超音波ビームが、頸動脈における血管の伸長方向(以後、長軸方向とする。)に対して垂直方向に当接し、頸動脈の略円形状の断面(以後、短軸断面とする。)が含まれる断層像が得られるように配置する。すなわち、操作者は、断層像中に頸動脈の短軸断面が含まれるように、上記探触子12の向きを保ったまま探触子12を移動させ、頸動脈を探索する。適切な位置に探触子12が配置されると、断層像生成部25、表示制御部30を介して生成される断層像には、例えば、図5(b)に示す断層像17のように頸動脈の略円形状の短軸断面17が表示部4に表示される。

30

【0079】

ステップ2(S12)では、頸動脈の長軸方向における複数位置の受信信号を受信する。

【0080】

ステップ1(S11)の適切な位置の首筋表面に探触子12を当接させた状態で、例えば、図6(a)に示す矢印方向のように、探触子12を頸動脈の長軸方向に移動させる。そして、その移動に応じて、頸動脈の長軸方向の複数位置(図6(a)における位置(A)、(B)、(C))で超音波の送信およびその反射超音波であるエコー信号を受信する(以後、この操作をハンドスキャンとする。)。これにより、頸動脈の長軸方向の複数位置における頸動脈の短軸断面を含むエコー信号を受信することができる。

40

【0081】

なお、本実施形態においては、頸動脈の長軸方向の複数位置における頸動脈の短軸断面を含むエコー信号を受信するにあたって、ハンドスキャンによる構成を示したが、本発明は、これに限定されず、例えば、探触子として、いわゆる3Dプローブや4Dプローブを用いる構成であってもよい。この場合、ハンドスキャンではなく、電子的に頸動脈の長軸方向の複数位置における頸動脈の短軸断面を含むエコー信号を受信する。

50

【 0 0 8 2 】

次に説明するステップ 3 (S 1 3) ~ ステップ 6 (S 1 6) は、前述のステップ 2 (S 1 2) とほぼ同時に行われ、表示部 4 に頸動脈の 3 次元画像を表示させる。なお、ステップ 3 (S 1 3) ~ ステップ 6 (S 1 6) は、ハンドスキャンをしながら逐次行われる。

【 0 0 8 3 】

ステップ 3 (S 1 3) では、ハンドスキャンにより頸動脈の長軸方向の各位置で得られた複数の受信信号と、その複数の受信信号を取得した探触子 1 2 の位置情報とを関連付ける。

【 0 0 8 4 】

まず、ハンドスキャンにより各位置で取得した複数の受信信号は、受信部 2 3 から逐次、断層 3 D 累積合成部 2 6 に出力される。一方、これら受信信号を取得した探触子 1 2 の位置情報を、上述した探触子位置情報取得部 2 で取得する。そして、断層 3 D 累積合成部 2 6 にて、それぞれの受信信号およびそれらを取得した位置情報とを関連付け、その関連付けられた情報が、断層 3 D ボクセル部 2 8 に格納される。

【 0 0 8 5 】

ステップ 4 (S 1 4) では、ハンドスキャンにより各位置で取得した複数の受信信号から所定の測定対象の特徴となるデータを抽出する。

【 0 0 8 6 】

まず、ステップ 3 (S 1 3) 同様、ハンドスキャンにより頸動脈の長軸方向の各位置で得られた複数の受信信号は、受信部 2 3 から逐次、特徴抽出部 1 8 に出力される。特徴抽出部 1 8 は、これら受信信号に基づき、頸動脈を含む血管や臓器の境界情報を取得する。この境界情報を取得する方法としては、例えば、I M T 測定で一般的に用いられる血管境界検出手法である受信信号の振幅情報に基づき、所定の振幅以上のデータを抽出し、これを境界情報とする方法を用いることができる。これら境界情報の取得は、受信部 2 3 から受信信号が特徴抽出部 1 8 に出力されるたびに行われる。

【 0 0 8 7 】

なお、この境界情報は、3 次元画像を構築するための元となるデータであり、頸動脈の各位置で取得した境界情報をつなぎあわせ、後述するステップ 5 (S 1 5) で各種データ処理を行うことで 3 次元画像が構築される。

【 0 0 8 8 】

ステップ 5 (S 1 5) では、3 次元画像を構築するための情報を完成させる。

【 0 0 8 9 】

ここでは、特徴 3 D ボクセル部 3 1 に蓄積された特徴抽出部 1 8 のデータ、断層 3 D 累積合成部 2 6 の情報に基づき、特徴評価・補修部 3 4 で連続的な情報へと補修された後、特徴 3 D 情報完成部 3 5 で、頸動脈を含む所定の測定対象の 3 次元画像を構築するための情報を完成させる。

【 0 0 9 0 】

ステップ 6 (S 1 6) では、ステップ 5 (S 1 5) で完成した 3 次元画像を構築するための情報に基づき、測定対象たる頸動脈の 3 次元画像を選択・表示する。ステップ (S 1 5) で取得した 3 次元画像を構築するための情報は、頸動脈以外の血管や臓器も含まれている。このため、ステップ 6 (S 1 6) において、取得した 3 次元画像を構築するための情報から頸動脈の情報のみを抽出する。

【 0 0 9 1 】

頸動脈は一般的な血管よりも太く、また、その構造は総頸動脈、内頸動脈、および外頸動脈で構成される。そして、総頸動脈が、被検体の頭部に向かって伸長し、そして、内頸動脈、および外頸動脈に分岐する（いわゆる、総頸動脈分岐部のことをいう。） Y 字状の特徴的な構造を有している。

【 0 0 9 2 】

したがって、この特徴的な構造や標準的な頸動脈の太さ情報を予め、臓器・血管 3 D 抽出部 3 6 で記憶しておき、その特徴的な構造に基づき、ステップ 5 (S 1 5) で完成した

10

20

30

40

50

3次元画像の中から頸動脈の3次元画像を選択する。選択した頸動脈の3次元画像の情報が3D画像再構成部32へ出力される。3D画像再構成部32において、受け取った情報から頸動脈のみの3次元画像が構成され、表示制御部33を介して表示部4に表示される。

【0093】

なお、頸動脈の場合、その構造と太さ（血管径）とから、概ねハンドスキャンを開始してすぐに、頸動脈と判別し、頸動脈のみの3次元画像を表示することが可能である。しかし、仮に頸動脈の候補となる対象が2つ以上あり、3次元画像を表示する対象が判断できない場合、それら全てを表示部4に表示し、ハンドスキャンにより徐々に得られる情報を基に、逐時、頸動脈の構造情報と照らし合わせ、頸動脈でないと判断した対象を削除して

10

【0094】

以上のステップ3（S13）～ステップ6（S16）を経ることで、表示部4には、ハンドスキャンにより得られる断層像と、それにほぼ同期して、図6（b）に示すような頸動脈の3次元画像が表示される。

【0095】

図6（b）に示す3次元画像を表示させるにあたって、本実施形態の超音波診断装置の画像表示処理部6は、慣れない操作者であっても3次元画像の取得状況が把握し易いように、3次元画像に、探触子位置情報取得部2から得られる探触子の位置情報を重畳し、表示部4に表示させる。より具体的には、探触子12の模式図19と、その模式図19の先端の走査面位置に断層像の主な取得領域を示す一部四角形領域20を合成し、この合成画像を3次元画像に重畳して表示させる（以後、合成画像とする。）。この合成画像が、以下に説明するように、ハンドスキャンを行う時のガイドとなる。

20

【0096】

続いて、図6（a）で示すように、この探触子12を首筋16に沿って上方から下方に向かって移動させると（図6（a）で示す矢印方向。）、その移動にあわせて、図6（a）の（A）、（B）、（C）の位置で、それぞれ断層像が取得される（不図示。）。

【0097】

上述のステップ3（S13）～ステップ6（S16）を経ることで、超音波診断装置1の表示モニタ4上では、合成画像の一部四角形領域20に、ハンドスキャンにほぼ同期するように（A）、（B）、（C）の順に頸動脈21の3次元画像（50、51、52）が合成されて、累積表示されていく。

30

【0098】

以上のステップにより頸動脈の3次元画像の構築および表示がなされると、ステップ7（S17）におけるIMT測定へ進む。IMTの測定は、一般的な公知のIMT測定技術を本実施形態の超音波診断装置に用いることができる。このため図1および図3においては、IMT測定のための構成は示していない。ただし、従来のIMTの測定と異なり、本実施形態の超音波診断装置ではIMT測定を行った位置情報を取得する。

【0099】

まず、ステップ7（S17）の説明を行う前に、超音波診断装置を用いたIMT測定を簡単に説明する。

40

【0100】

IMTは、一般的に頸動脈を長軸方向で切断した断面（以後、長軸断面とする。）の受信信号または断層像に基づき、頸動脈の血管内腔と内膜との境界（以後、内腔内膜境界とする。）と、中膜と外膜との境界（以後、中膜外膜境界とする。）とを検出し、その内腔内膜境界と中膜外膜境界との距離を測定する。そして、血管壁の所定の測定範囲を関心領域として設定し、その関心領域内の最大厚（max IMT）や平均厚（mean IMT）をIMT値として算出する。この際、関心領域を設定する範囲として、総頸動脈の遠位側（頭側）の端1cmで測定することが望ましいとされている（「Journal of the American Society of Echocardiography

50

February 2008 (93~111頁)」を参照。)。

【0101】

このIMT測定を行うには、まずは上述のハンドスキャンにより、短軸画像を表示させて頸動脈の位置を特定する。そして、頸動脈の分岐部分の構造に基づき、操作者が概ね関心領域を設定すべき範囲に探触子12が配置されたと判断すれば、その位置で図5(a)の探触子12の向きを図7に示すように垂直(頸動脈の長軸方向と平行)に変え長軸画像を表示させる。その後、探触子12を垂直に配置した状態で、頸動脈の長軸断面の受信信号または断層像を取得し、IMT測定を行う。

【0102】

ステップ7(S17)においては、これらIMT測定を行った位置をターゲット位置演算部37で取得し、ステップ3(S13)~6(S16)で得た3次元画像とともに、3D情報記録保存部38で記憶する。すなわち、探触子位置情報取得部2によって得られる探触子12を垂直に配置した時の位置情報と、例えば、図7に示す頸動脈に対する一部四角領域20のようにIMT測定を行った頸動脈の位置情報を、頸動脈の3次元画像とともに記憶する。

10

【0103】

この際、IMT測定結果と一緒に記憶する構成であれば、2回目以降(再診時)にIMT測定をした際、過去(例えば1回目)の測定結果を容易に把握することができるので、より使い勝手の良い構成となる。

【0104】

次に、2回目(3回目以降も同様)に頸動脈を測定する場合における超音波診断装置の動作および操作者の動作を、図8の動作フローチャートに基づき、説明する。

20

【0105】

図8中のステップ1(S21)~ステップ5(S25)は、図4のステップ1(S11)~ステップ5(S15)に対応し、同様の動作であるので説明を省略し、ステップ6(S26)から説明を行う。

【0106】

ステップ6(S26)では、ステップ5(S25)で完成した3次元画像を構築するための情報に基づき、測定対象たる頸動脈の3次元画像を選択・表示する。これについては、図4のステップ5(S15)と同様である。したがって、2回目の測定における頸動脈の3次元画像の選択・表示する動作の説明は省略する。

30

【0107】

異なる点は、選択・表示された3次元画像に加え、1回目でIMT測定を行った計測位置を、2回目の診断で選択・表示された3次元画像に反映させることである。

【0108】

具体的には、まず、1回目の診断において、3D情報記録保存部38で記録された頸動脈の3次元画像を構築するための情報と、IMT測定を行った頸動脈の位置情報とを、3D再読み込み部39で読み込み、特徴3Dデータ比較部40に出力する(図9(a)および図9(b)を参照。)。

【0109】

2回目の診断において、臓器・血管3D抽出部36にて抽出された頸動脈の3次元画像を構築するための情報(図9(c)を参照。)と、特徴3Dデータ比較部40に出力された1回目のIMT測定を行った3次元画像を構築するための情報(図9(a)を参照。)とを、頸動脈の分岐部分であるY字状の構造等、上述した頸動脈の特徴的な構造に基づき比較を行う。そして、この比較に基づき、3D位置合致演算部41で、1回目の3次元画像を構築するための情報と、2回目の3次元画像を構築するための情報とが、合致したかを演算する。

40

【0110】

3D位置合致演算部41が演算結果に基づき1回目の3次元画像と、2回目の3次元画像を構築するための情報とが合致していると判断する場合、3D位置合致演算部41は、

50

1回目の頸動脈のIMTを測定した位置(図9(b)の一部四角領域53)を、2回目の測定で取得した3次元画像を構築するための情報に反映させるために、ターゲット位置演算部37に対して、3D画像再構成部32へ、1回目の頸動脈のIMTを測定した位置(図9(b)を参照。)を出力するよう指示する。例えば、1回目の頸動脈のIMT測定を行った位置を、2回目の測定で得た頸動脈の3次元画像(図9(c))上において、一部四角領域53で表示することによりその位置を反映させる(図9(d)を参照。)。過去に取得した3次元画像と現在取得した3次元画像とが合致したかを演算する。そして、合致した場合は、ターゲット位置を、現在取得した3次元画像に反映させるため、その情報を、後述する3D画像再構成部32に出力する。

【0111】

次にステップ7(S27)のIMT測定を行う。

【0112】

IMT測定を行う工程については、上述同様であり、説明を省略する。ステップ7(S27)で重要な点は、探触子12をターゲット位置に移動させる動作である。

【0113】

2回目の測定で取得した3次元画像と、それに反映されたターゲット位置である一部四角領域53が表示されると、操作者は、表示部4に表示された一部四角領域53を見ながら、探触子12をターゲット位置近傍まで移動させる。このとき、表示部4には、探触子位置情報取得部2の情報に基づき、表示されている3次元画像に対する探触子12の模式図19および断層像の主な取得領域を示す一部四角領域20(合成画像)が逐次更新して表示される。

【0114】

ターゲット位置近傍まで探触子12を移動させると、図10(a)および図10(b)に示すように、操作者は、探触子12の向きが垂直(頸動脈の長軸と平行)になるように向きを変えていく。このとき、表示部4には、探触子位置情報取得部2の情報に基づき、探触子12の模式図19および一部四角領域20合成画像の向きが逐次更新されて表示される。

【0115】

そして、図10(c)に示すように2回目の測定における一部四角領域20が、1回目で測定した位置を示す一部四角領域53と合致すると、ターゲット演算部37が3D画像再構成部32に合致したことを示すよう指示する。これに伴い、3D画像再構成部32は、表示部4において、例えば、図10(c)に示すような合致表示54を表示し、操作者に知らせる。その後、上述の通り、IMT測定が行われる。

【0116】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置は、超音波画像で3次元画像を生成するとともに、所望の血管や臓器のみを抽出した3次元画像を構築することができる。また、この3次元画像と取得した断層像とは同じ位置情報を持つ。このため、過去に測定した位置を、現在の測定における3次元画像に反映して表示することができ、極めて操作性の高い超音波診断装置が実現し得る。

【産業上の利用可能性】

【0117】

本願に開示された超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法によれば、簡単な操作で、プローブ位置を所定の位置に合わせることができるため、良好な操作性を得ることができる。すなわち、血管や内臓など、所望の測定対象のみを抽出して3次元画像とすることができ、しかも、この3次元画像と断層像とは同じ位置情報を持つ。

【0118】

このため、例えば、測定対象の3次元画像において位置を特定すれば、その部分の断層像も簡単に確認することもできる。したがって、本願に開示された超音波診断装置および超音波を用いた画像取得方法は、IMT測定のほか、種々の診断に適した医療用超音波診断装置に好適に用いることができる。

10

20

30

40

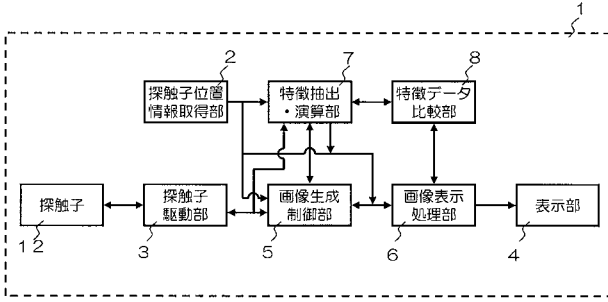
50

【符号の説明】

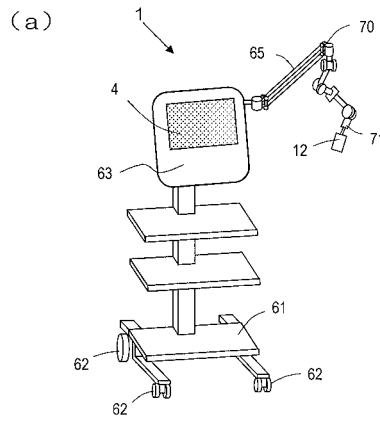
【0119】

1	超音波診断装置	
2	探触子位置情報取得部	
3	探触子駆動部	
4	表示部	
5	画像生成制御部	
6	画像表示処理部	
7	特徴抽出・演算部	
8	特徴データ比較部	10
12	探触子	
13	位置センサ	
14	加速度センサ	
15	被検体	
16	首筋	
17	短軸断面	
18	特徴抽出部	
19	探触子の模式図	
20、53	一部四角形領域	
21	頸動脈	20
22	送信部	
23	受信部	
24	位置情報取得部	
25	断層像生成部	
26	断層3D累積合成部	
27	ブレ成分低減演算部	
28	断層3Dボクセル部	
29	揺れ・傾き情報取得部	
30	探触子位置演算部	
31	特徴3Dボクセル部	30
32	3D画像再構成部	
33	表示制御部	
34	特徴評価・補修部	
35	特徴3D情報完成部	
36	臓器・血管3D抽出部	
37	ターゲット位置演算部	
38	3D情報記録保存部	
39	3Dデータ再読み込み部	
40	特徴3Dデータ比較部	
41	3D位置合致演算部	40
50、51、52	頸動脈の3次元画像	
54	合致表示	
61	キャスター台	
62	タイヤ	
63	本体ケース	
65	多関節アーム	
66~71	関節	

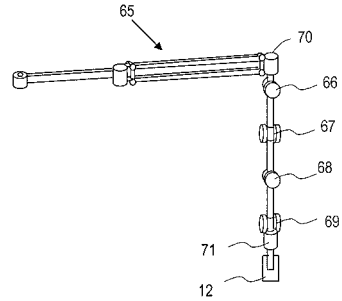
【図1】



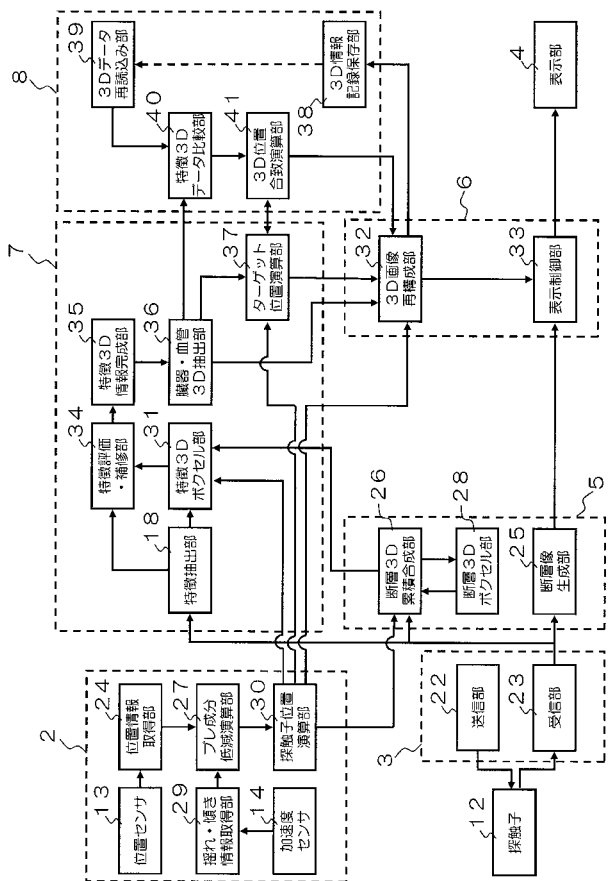
【図2】



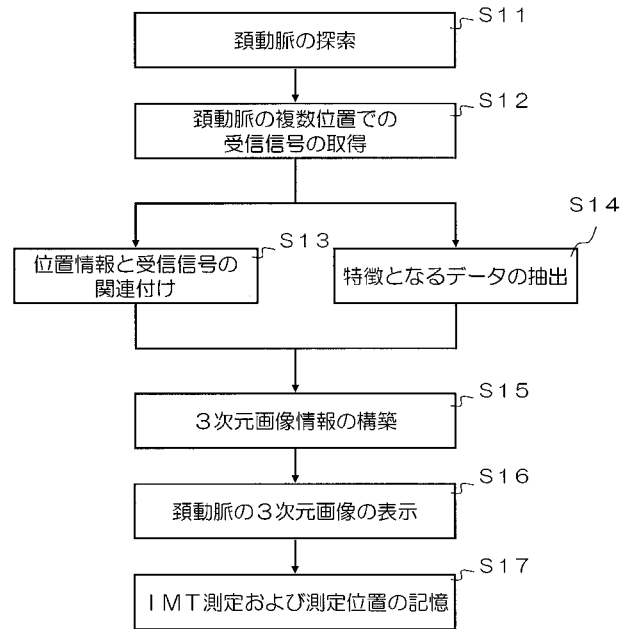
(b)



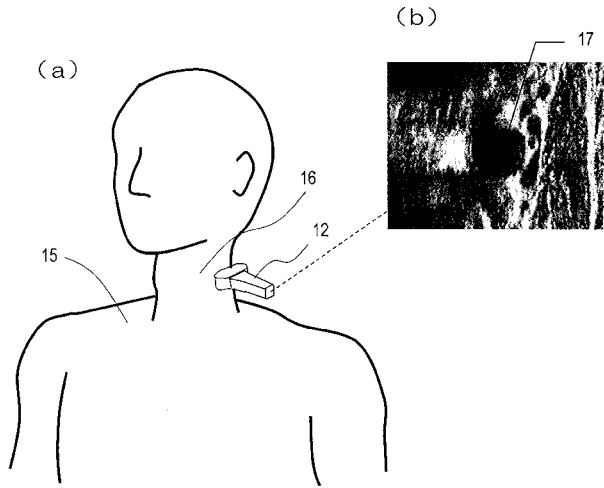
【図3】



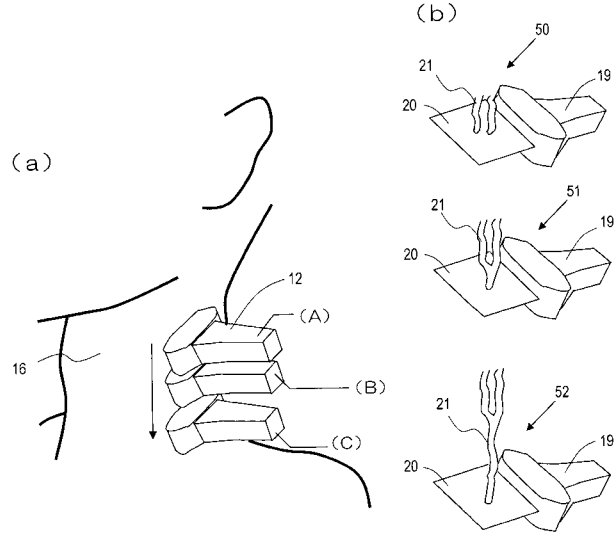
【図4】



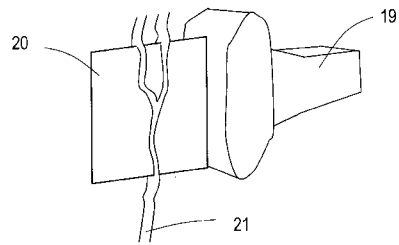
【 図 5 】



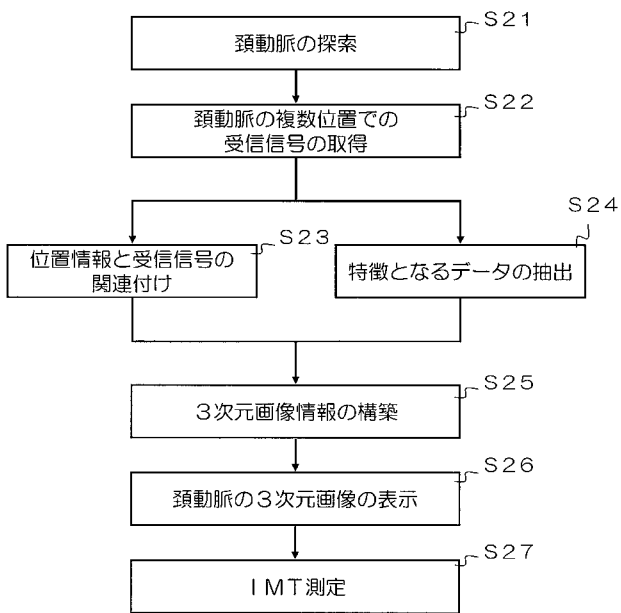
【 図 6 】



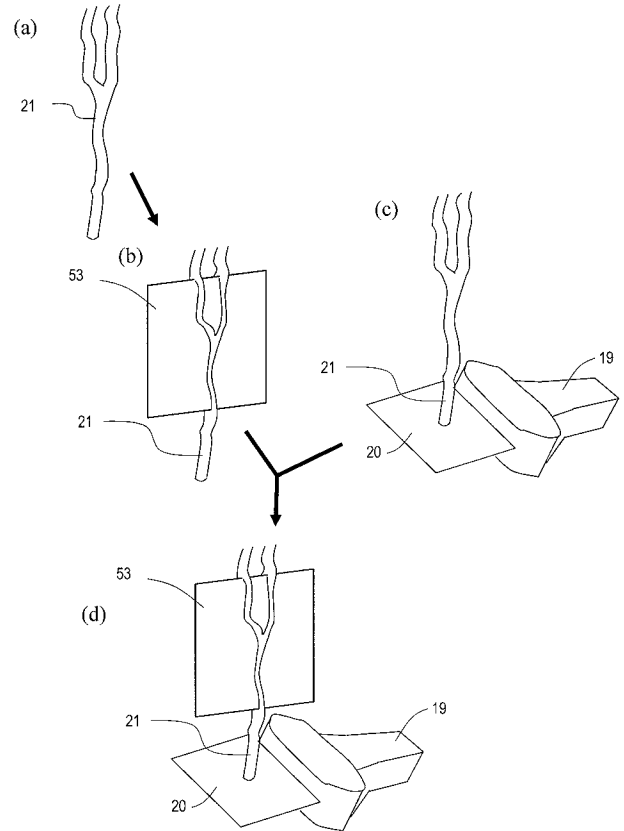
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/003426
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/010782 A1 (Hitachi Medical Corp.), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0043] to [0062]; fig. 1, 3, 5 to 7 (Family: none)	1-14
A	JP 2008-86742 A (Toshiba Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), entire text; all drawings & US 2007/0239004 A1 & CN 101002681 A	1-14
A	WO 2006/059668 A1 (Hitachi Medical Corp.), 08 June 2006 (08.06.2006), entire text; all drawings & JP 4470187 B	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X"
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y"
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&"
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
		document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
		document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
		document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 08 June, 2012 (08.06.12)		Date of mailing of the international search report 19 June, 2012 (19.06.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003426

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-51817 A (Hitachi Medical Corp.), 11 March 2010 (11.03.2010), entire text; all drawings & JP 4470187 B	1-14
A	JP 2005-296436 A (Hitachi Medical Corp.), 27 October 2005 (27.10.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	WO 2004/098414 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), entire text; all drawings & JP 2011-83638 A & US 2007/0010743 A1 & EP 1623674 A1 & CN 1805711 A & CN 101422378 A & CN 101669831 A	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 3 4 2 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006,01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	WO 2010/010782 A1 (株式会社日立メディコ) 2010.01.28, 全文, 全図, 特に段落[0043]-[0062], 第1, 3, 5-7 図参照 (ファミリーなし)	1-14									
A	JP 2008-86742 A (株式会社東芝) 2008.04.17, 全文, 全図 & US 2007/0239004 A1 & CN 101002681 A	1-14									
A	WO 2006/059668 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.06.08, 全文, 全図 & JP 4470187 B	1-14									
A	JP 2010-51817 A (株式会社日立メディコ) 2010.03.11, 全文, 全図 & JP 4470187 B	1-14									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 08.06.2012		国際調査報告の発送日 19.06.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 3 4 2 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-296436 A (株式会社日立メディコ) 2005.10.27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	WO 2004/098414 A1 (株式会社日立メディコ) 2004.11.18, 全文, 全 図 & JP 2011-83638 A & US 2007/0010743 A1 & EP 1623674 A1 & CN 1805711 A & CN 101422378 A & CN 101669831 A	1-14

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 長谷川 欣也

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

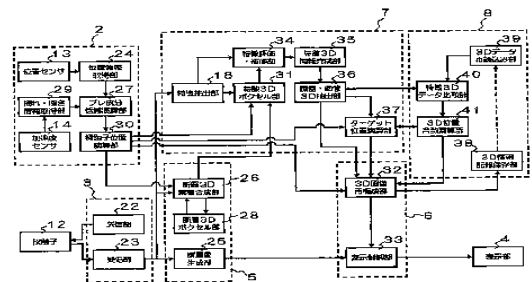
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB17 DD01 DD14 EE09 EE10 EE11 GA18 GA22 GA23
GA24 GA25 KK12 KK21

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法		
公开(公告)号	JPWO2012164892A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2013517861	申请日	2012-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	渡辺良信 佐竹克己 長谷川欣也		
发明人	渡辺 良信 佐竹 克己 長谷川 欣也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4218 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA22 4C601/GA23 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/KK12 4C601/KK21		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2011119978 2011-05-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

的超声波诊断装置，所获取的探针探针获取位置信息相关联基于所接收的信号中的每个位置的接收信号的探头换能器位置信息取得单元的位置信息，包括三维测量对象存储所述特征提取运算部用于构建图像生成的信息，然后特性测量信息用于构建在过去和测量对象的过去的位置信息获取的三维图像，其中，所述过去的所获取的三维图像与信息用于构建具有用于建筑物的当前信息而得到的三维图像进行比较，用于构造获取的3维图像信息的所述电流，特性与过去的反射测量的测量对象物的位置信息的特征数据比较单元，所述三维图像目前基于用于建筑所获取的三维图像信息，特性与过去由所述特征数据比较单元的反射据测定以及图像显示处理单元，其执行用于显示测量目标的位置信息和探针的当前位置信息的处理。



- | | | | |
|----|---|----|--|
| 4 | Display unit | 30 | Probe position-computing unit |
| 12 | Probe | 31 | Feature 3-D voxel unit |
| 13 | Position sensor | 32 | 3-D image reconstruction unit |
| 14 | Acceleration sensor | 33 | Display control unit |
| 18 | Feature extraction unit | 34 | Feature evaluation / repair unit |
| 22 | Transmission unit | 35 | Feature 3-D information-completing unit |
| 23 | Receiving unit | 36 | Organ / blood vessel 3-D extraction unit |
| 24 | Position information-acquiring unit | 37 | Target position-computing unit |
| 25 | Tomographic image-generating unit | 38 | 3-D information storage unit |
| 26 | Tomographic image 3-D cumulative combination unit | 39 | 3-D data re-read in unit |
| 27 | Blurring component reduction-computing unit | 40 | Feature 3-D data-comparing unit |
| 28 | Tomographic image 3-D voxel unit | 41 | 3-D alignment-computing unit |
| 29 | Vibration / slope information-acquiring unit | | |