

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2007/144933

発行日 平成21年10月29日(2009.10.29)

(43) 国際公開日 平成19年12月21日(2007.12.21)

(51) Int. Cl. F 1 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

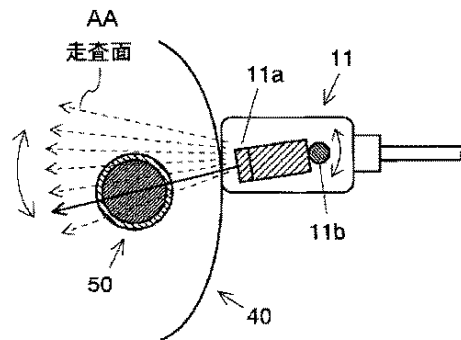
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

出願番号 特願2008-521047 (P2008-521047)	(71) 出願人 000001993 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2006/311776	
(22) 国際出願日 平成18年6月12日(2006.6.12)	
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(71) 出願人 500420627 メディアクロス株式会社 東京都新宿区南元町4-40-104 (74) 代理人 100095670 弁理士 小林 良平 (72) 発明者 加藤 潤一 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 (72) 発明者 伊藤 正男 東京都新宿区南元町4-40-104 メディアクロス株式会社内
	Fターム(参考) 4C601 BB16 DD14 EE09 EE11 GA40 GB04

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

血管の断面画像を撮像し該画像に基づいて血管径を計測する血管径計測手段を備えた超音波診断装置において、超音波ビームの走査を行う超音波振動子11aを有し該振動子が前記超音波ビームの走査方向と直交する向きに回転可能な超音波プローブ11と、振動子11aを所定の間隔で回転させ、各位置において振動子11aによる超音波ビームの走査を行うことで、複数の断面における前記血管50の断面画像を撮像する複数断面撮像手段と、撮像された各断面画像に基づいて血管径の計測を行った結果を比較し、最大の血管径を示す画像が撮像された位置を最大血管径撮像位置として決定する撮像位置決定手段と、前記撮像位置決定手段によって決定された位置へと前記振動子11aを回転させる最大血管径捕捉手段とを設ける。これにより駆血解放時の急速な減圧によるプローブのずれを手動で直す手間を省き、%FMD計測を円滑に行うことが可能となる。



AA SCANNING SURFACE

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管の超音波断層画像を撮像し、該画像に基づいて血管径の計測を行う血管径計測手段を備えた超音波診断装置において、

a) 超音波ビームの走査を行う超音波振動子を有し、該超音波振動子が前記超音波ビームの走査方向と直交する向きに回動又は並進可能な超音波プローブと、

b) 前記超音波振動子を所定の間隔で回動又は並進させ、各位置において該振動子による超音波ビームの走査を行うことにより、複数の断面における前記血管の超音波断層画像を撮像する複数断面撮像手段と、

c) 前記複数断面撮像手段によって撮像された各超音波断層画像について上記血管径計測手段による計測を行った結果に基づき、適切な血管径を示す画像が撮像された位置を診断用画像撮像位置として決定する撮像位置決定手段と、

d) 前記撮像位置決定手段によって決定された位置へと前記超音波振動子を回動又は並進させる最大血管径捕捉手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記超音波プローブが、診断対象となる血管の軸方向と上記超音波振動子による超音波ビームの走査方向が略平行になるように配置されるものであり、

上記撮像位置決定手段が、最大の血管径を示す画像が撮像された位置を診断用画像撮像位置として決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

更に、

e) 被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を駆血し、所定時間経過後に減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を出力する駆血手段、
を有し、

上記複数断面撮像手段が、前記減圧開始信号に応じて上記複数断面の撮像を開始することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、血管径の測定に好適に使用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈硬化は狭心症・心筋梗塞等の心疾患や脳梗塞等の原因となるため、定期的に検査を行うことが望ましい。このような動脈硬化の初期診断のために血管のしなやかさを非侵襲的に評価する手法として、超音波診断装置を利用した血流依存性血管拡張反応 (Flow Mediated Dilatation: FMD) 試験が知られている (例えば、特許文献 1 を参照)。

【0003】

血流依存性血管拡張反応とは、血流の増大によって生じる血管内皮へのずり応力の作用により、血管内皮細胞から血管拡張因子である一酸化窒素 (NO) が発生して血管径を拡張させる反応である。また、血流依存性血管拡張反応試験とは、前腕部を一定時間駆血した後一気に解放した際の上腕部血管径の拡張度を計測するものであり、該拡張度を表す % FMD は以下の式で定義される。

【数 1】

$$\%FMD = \frac{D_1 - D_0}{D_0} \times 100 (\%) \quad \dots (1)$$

ここで、 D_0 は駆血前の安静時における最大血管径（以下、「安静時最大血管径」と呼ぶ）を意味し、 D_1 は駆血解放後の最大血管径（以下、「解放後最大血管径」と呼ぶ）を意味する。

【0004】

上記血流依存性血管拡張反応試験（以下、「%FMD計測」と呼ぶ）を行う際には、まず、超音波プローブを被検者の上腕部に当接させ、超音波走査により安静時の上腕動脈の断層画像を描出してVCR（Video Cassette Recorder：ビデオ・カセット・レコーダ）に保存する。続いて、被検者の前腕部をカフによって加圧することで一定時間駆血し、その後、一気に解放した後の上腕動脈の断層画像を描出して再びVCRに保存する。一連の撮像完了後に、上記安静時及び駆血解放後に取得された血管画像から適切な時刻の画像を選択し、これらの画像中に描出された血管の直径を画像解析によって計測する。これにより計測された安静時最大血管径 D_0 及び解放後最大血管径 D_1 から、上記の式（1）に基づいて%FMDが算出される。

【0005】

【特許文献1】特開2003-180690号公報（[0002]）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のような%FMD計測においては、安静時及び駆血解放後の最大血管径に基づいて%FMDの値を算出するため、最大の血管径を示す断面の超音波画像を描出できるように、予めプローブの位置決めを行っておく必要がある。このため、上記一連の撮像を開始する前に図9（a）（血管の中心軸に直交する断面を示す）のように、オペレータが被検者の上腕部40の所定位置にプローブ71を当接させ、超音波走査によって描出される上腕動脈50の血管の中心軸に平行な断面の超音波画像（以下、「軸方向断層画像」と呼ぶ）を確認しながら血管径が最大となるようなプローブ71の位置及び角度を探し出し、該位置にプローブ71を固定した状態で安静時及び駆血解放後の血管断層像の撮像を行う。

【0007】

しかし、上記カフによる駆血を解除する際に、急激な減圧によりプローブ71と血管50の位置がずれることがあり（図9（b））、そのような場合には、オペレータが手動でプローブ71の位置や角度を動かして最大血管径を描出できるように微調整（図9（c））を行わなければならないという煩雑さがあった。また、このような微調整は敏速に行う必要があり、仮に微調整に時間が掛かってしまうと解放後最大血管径の計測に必要な画像を保存すべき時間に適切な画像を描出できなくなり、解析結果に影響を及ぼす可能性もあった。

【0008】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、最大血管径を示す断層画像を容易に描出することができ、%FMD計測等における血管径の測定に好適に使用することのできる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために成された本発明の超音波診断装置は、血管の超音波断層画像を撮像し、該画像に基づいて血管径の計測を行う血管径計測手段を備えた超音波診断装置において、

- a) 超音波ビームの走査を行う超音波振動子を有し、該超音波振動子が前記超音波ビームの走査方向と直交する向きに回動又は並進可能な超音波プローブと、
- b) 前記超音波振動子を所定の間隔で回動又は並進させ、各位置において該振動子による超音波ビームの走査を行うことにより、複数の断面における前記血管の超音波断層画像を撮像する複数断面撮像手段と、
- c) 前記複数断面撮像手段によって撮像された各超音波断層画像について上記血管径計測手段による計測を行った結果に基づき、適切な血管径を示す画像が撮像された位置を診

断用画像撮像位置として決定する撮像位置決定手段と、

d) 前記撮像位置決定手段によって決定された位置へと前記超音波振動子を回動又は並進させる最大血管径捕捉手段と、
を有することを特徴としている。

【0010】

上記超音波プローブとしては、例えば、4Dイメージング（リアルタイム3次元イメージング）用プローブとして一般的に用いられるものなどを利用することができる。なお、このようなプローブは、通常、図7（a）に示すように超音波ビームの走査方向と直交する方向に振動子11aを回動させることにより走査面の切り替えを行う構成となっているが、本発明に係る超音波プローブは、図8（a）に示すように振動子11aを超音波ビームの走査方向と直交する方向に並進させることで走査面の切り替えを行うものとしてもよい。

10

【発明の効果】

【0011】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、適切な撮像位置の探索と該撮像位置への振動子の位置合わせを自動的に行うことができ、%FMD計測等における血管径の計測を円滑に行うことができるようになる。

【0012】

なお、%FMD計測のように血管をその軸方向に平行な断面で撮像し、その断面画像から血管径を測定して診断に利用する場合には、上記超音波プローブを血管の軸方向と超音波ビームの走査方向が略平行となるように配置して使用する。このとき、上記超音波振動子は上記複数断面撮像手段によって該血管の軸方向と略直交する向きに回動又は並進されることになる。この場合、上記撮像位置決定手段は画像中の血管径が最大となる位置を診断用画像撮像位置として決定する。

20

【0013】

一方、その他の計測において、血管をその軸方向と直交する断面で撮影し、その断層画像から血管径を測定して診断に利用する場合には、血管の軸方向と超音波ビームの走査方向が交わるように上記超音波プローブを配置し、上記複数断面撮像手段により上記超音波振動子が該血管の軸方向と略平行な向きに回動されるようにする。この場合、上記撮像位置決定手段は画像中の上下方向（皮膚に垂直な方向）の血管径が最小となる位置を診断用画像撮像位置として決定するものとする。

30

【0014】

本発明の超音波診断装置は、更に、被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を一定時間駆血し、その後減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を出力する駆血手段を有し、上記複数断面撮像手段が、前記減圧開始信号に応じて上記複数断面の撮像を開始する機能を備えたものとするのが望ましい。これにより、駆血の解放に応じて自動的に撮像位置の微調整を開始させることができ、%FMD計測におけるオペレータの手間を更に低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

40

【図1】 本発明の一実施例に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】 同実施例に係る超音波プローブを被検者の上腕部に当接させた状態を示す断面図であり、上腕動脈の血管軸に平行な断面を示す。

【図3】 同実施例に係る超音波プローブを被検者の上腕部に当接させた状態を示す断面図であり、上腕動脈の血管軸と直交する断面を示す。

【図4】 同実施例の超音波診断装置を用いた%FMD計測の手順を示すフローチャート。

【図5】 カフ及び超音波プローブを被検者に固定した状態を示す模式図。

【図6】 モニタ上に描出される上腕動脈の軸方向断層画像の一例を示す図。

【図7】 振動子回動機構を備えた超音波プローブを説明する図であって、（a）は該超音波プローブによる複数断面の撮像方法を示す概念図であり、（b）は該超音波プローブの

50

構成例を超音波ビームの走査方向と直交する面で示した断面図である。

【図8】振動子並進機構を備えた超音波プローブを説明する図であって、(a)は該超音波プローブによる複数断面の撮像方法を示す概念図であり、(b)は該超音波プローブの構成例を超音波ビームの走査方向と直交する面で示した断面図である。

【図9】従来の超音波診断装置による血管径測定時の血管とプローブの位置関係を血管軸と直交する断面で示した図であって、(a)は撮像開始前の状態を、(b)は位置ずれが発生した状態を、(c)はオペレータによる撮像位置の微調整行程を示す。

【符号の説明】

【0016】

10	超音波診断装置本体	10
11、71	超音波プローブ	
11a、71a	超音波振動子	
11b	振動子回動機構	
12	送受信制御部	
13	回動制御部	
14	超音波信号処理部	
15	表示処理部	
16	モニタ	
17	血管径測定部	
18	測定結果記憶部	20
19	画像保存部	
20	制御部	
21	入力部	
30	駆血ユニット	
31	カフ	
32	エアパイプ	
33	圧縮ポンプ	
34	駆血制御部	
40	上腕部	
50	上腕動脈	30
51	血管内腔	
52	血管壁	
61	モータの回転軸	
62、63	プーリ	
64	伝動ベルト	
65	偏心円板	
66	リンク	
67	スライダ	

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明を実施するための最良の形態について実施例を用いて説明する。図1に本実施例の超音波診断装置の概略構成を示す。図2及び図3は、本実施例の超音波診断装置に係る超音波プローブを被検者の上腕部に当接させた状態を示すものであり、図2は、上腕動脈の軸方向に平行な断面を示し、図3は上腕動脈の軸方向と直交する断面を示す。

【0018】

超音波プローブ11は、超音波を被検者の体内に送波すると共に、被検者の体内で反射された超音波を受波して電気信号に変換するものである。本実施例に係る超音波プローブ11には、一次元状に配列された多数の超音波振動子で構成されリニアスキャン方式による超音波ビームの走査を行う振動子アレイ11aと、該振動子の配列方向に平行な仮想的回転軸の回りに振動子アレイ11aを回動させる（すなわち、超音波ビームの走査方向と

直交する方向に振動子アレイを回動させる) 振動子回動機構 11b とが内蔵されている。ここで、振動子回動機構 11b は、例えば、図 7 (b) に示すように、モータ (図示略) の回転軸 61 と振動子アレイ 11a にそれぞれ取り付けられた 2 つのプーリ 62、63 と、両プーリ 62、63 間に掛け渡された伝動ベルト 64 等によってモータの回動力を振動子アレイ 11a に伝達する構成とすることができる。

【0019】

送受信制御部 12 は、前記振動子アレイ 11a による超音波ビームの走査を制御するものであり、回動制御部 13 は、前記振動子回動機構 11b による振動子アレイ 11a の回動を制御するものである。

【0020】

超音波プローブ 11 が出力する反射超音波の電気信号は、超音波信号処理部 14 に入力される。超音波信号処理部 14 は、この電気信号を画像データに変換し、該画像データに対して更に整相加算、ゲイン調整、対数圧縮等、画像表示に適したデータ処理を行う。処理後のデータは超音波信号処理部 14 から表示処理部 15 に出力される。表示処理部 15 では、画像データからモニタ 16 に表示するための電気信号を生成し、この電気信号をモニタ 16 に出力する。ここまでの動作が所定の周期で繰り返し行われ、モニタ 16 には超音波画像が動画として表示される。なお、オペレータの指示に応じて該動画を任意の期間に亘り VCR から成る画像保存部 19 に保存させることもできる。

【0021】

血管径測定部 17 は、表示処理部 15 のメモリに記憶された血管の断層画像に対し所定の画像解析アルゴリズムにより血管壁の検出及び該血管壁間の距離の計測を行うことによ

10

20

【0022】

って血管径を導出するものであり、測定結果記憶部 18 は、血管径測定部 17 による測定結果を記憶するものである。

【0023】

更に、上記制御部 20 は、被検者の上腕動脈を駆血するための駆血ユニット 30 と接続されている。駆血ユニット 30 は、被検者の前腕部に巻き付けて使用されるカフ 31 と、カフ 31 にエアを送り込むためのエアパイプ 32 及び圧縮ポンプ 33、並びにこれらの動作を制御する駆血制御部 34 を備えている。圧縮ポンプ 33 にはエアを排出するための電磁弁が設けられており、駆血解除時には、該電磁弁が開放されると同時に、カフ 31 の減圧開始を知らせる減圧開始信号が超音波診断装置本体 10 の制御部 20 へと出力される。更に、駆血制御部 34 には、超音波診断装置本体 10 に設けられた入力部 21 を介してオペレータからの指示を入力することができる。

30

【0024】

次に、本実施例の超音波診断装置を用いた %FMD 計測の手順について図 4 のフローチャートを用いて説明する。

【0025】

(1) プローブの固定 (ステップ S11)

まず、被検者の前腕部にカフ 31 を巻き付けて 15 分間安静状態とした後、上腕部 40 の所定の位置にプローブ 11 を当接させる (図 5)。このとき、プローブ 11 は振動子アレイ 11a の配列方向 (すなわち、超音波ビームの走査方向) が腕の軸方向と平行になるようにする。続いて振動子アレイ 11a による超音波ビームの走査を行い、上腕動脈 50 の軸方向断層画像 (図 6) をモニタ 16 上に描出させる。オペレータは該画像をモニタ 16 上で確認しながらプローブ 11 の位置や角度を手で少しずつ動かすことによって描出される血管 50 の径が最大となる位置を探し出し、プローブ 11 が当該位置から動かないよう固定具 (図示略) によって固定する。

40

【0026】

50

(2) 安静時血管画像の取得 (ステップS12)

上記の状態では超音波画像の撮像を行い、オペレータが入力部21で所定の操作を行うことにより該画像を所定の時間に亘って画像保存部19に保存させる。ここで取得された画像を以下、「安静時血管画像」と呼ぶ。

【0027】

(3) 駆血 (ステップS13) 及び解放 (ステップS14)

安静時血管画像の取得が完了した後、カフ31による上腕動脈の駆血を開始する。駆血ユニット30では駆血制御部34が圧縮ポンプ33を制御して被検者の前腕部に巻き付けられたカフ31にエアを送り込み、カフ圧が250mmHgに達したところでエアの供給を停止する。その後5分が経過すると、駆血制御部34は圧縮ポンプ33に設けられた電磁弁を開放し、エアを排出させて一気に減圧を行う。このとき、駆血制御部34は、電磁弁の開放に伴って超音波診断装置本体10の制御部20に減圧の開始を知らせる信号(減圧開始信号)を送出する。

【0028】

(4) 撮像位置の微調整 (ステップS15)

続いて、本発明の特徴である撮像位置の微調整行程について説明する。上記減圧開始信号が制御部20に入力されると、制御部20は回動制御部13及び送受信制御部12に撮像位置微調整の実行を指示する。回動制御部13は振動子回動機構11bを制御することにより、図3に示すように、振動子アレイ11aを所定の角度間隔で回動させ、送受信制御部12は振動子アレイ11aを制御して各回動角においてリニアスキャン方式による超音波走査を実行させる。これにより、断面位置が少しずつ異なった上腕動脈50の軸方向断層画像が順次撮像されてモニタ16上に描出される。

【0029】

血管径測定部17では、画像表示のために表示処理部15のメモリに格納された画像データ(各画素の輝度値)からその輝度分布に基づいて血管内腔51と2つの血管壁(皮膚から近い側と遠い側)52との境界位置(図6の矢印で示した箇所)を検出し、両境界位置の間の距離を血管径として測定する。各画像について得られた測定値は、該画像が撮像された際の振動子アレイ11aの角度位置と関連づけて測定結果記憶部18に記憶される。なお、このような血管壁の検出及び血管径の計測には、例えば、従来既知のアルゴリズムを用いることができる。

【0030】

所定枚数の画像の撮像と血管径の計測が完了すると、各画像について計測された血管径の値が測定結果記憶部18から読み出され、各測定値が比較される。これにより最大の血管径を示す画像が特定されると共に、該画像が撮像された際の振動子アレイ11aの角度位置が最大血管径を捕捉可能な撮像位置として決定される。これに従い、回動制御部13の制御により該撮像位置まで振動子アレイ11aが回動され、当該撮像位置において以降の撮像が行われる。

【0031】

(5) 解放後血管画像の取得 (ステップS16)

上記撮像位置の微調整が完了したら、オペレータが入力部21を介して画像の保存を指示し、駆血の解除から所定の時間が経過するまでの間、上記プローブ11によって描出される上腕動脈50の断層画像を画像保存部19に保存させ、撮像を完了する。このとき取得された画像を以下、「解放後血管画像」と呼ぶ。

【0032】

(6) %FMDの算出 (ステップS17)

以上の一連の撮像行程が完了した後、オペレータが入力部21を操作することにより、画像保存部19に保存された安静時血管画像を再生させる。更に、所定の操作を行うことにより適切な時点で画像をフリーズさせ、血管径の測定を指示すると、血管径測定部17は上記ステップS15と同様に画像の輝度分布に基づいて、該画像中に描出された血管50の直径を測定し、得られた値を安静時最大血管径D₀として測定結果記憶部18に記憶

する。なお、このような画像のフリーズ及び血管径の測定を複数回繰り返して行い、得られた値を平均化することでより精度の高い結果を得られるようにしてもよい。更に、同様にして、画像保存部19に保存された解放後血管画像から解放後最大血管径 D_1 を測定し、上述の式(1)を用いてこれら D_0 及び D_1 の値から%FMDを算出してモニタ16上に表示する。

【0033】

以上のように、本実施例の超音波診断装置によれば、振動子回動機構11bを備えた超音波プローブ11により振動子アレイ11aを回動させると共に、血管径測定部17による測定結果を基に最大血管径を描出可能な角度位置を探索し、自動的に撮像位置の微調整を行うことができる。このため、従来のように、オペレータがプローブ11の位置や角度を手動で微調整する必要がなくなると共に、解放後最大血管径の計測に適した画像を確実に描出及び保存することができるようになる。また、このような撮像位置の微調整は、駆血ユニット30から送出される減圧開始信号に応じて自動的に開始されるため、%FMD計測に係るオペレータの手間を一層低減することができ、円滑な計測を行うことができるようになる。

10

【0034】

以上、実施例を用いて本発明を実施するための最良の形態について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲内で種々の変更が許容されるものである。例えば、本発明の超音波診断装置による撮像位置の微調整は、上記実施例のように駆血解放時におけるプローブと血管の位置ずれ修正のために用いるほか、一連の測定開始前に超音波プローブを上腕部に固定する際の位置合わせなどにも利用することができる。このような場合、上述のようにプローブを固定具によって上腕部に固定する際には大まかな位置合わせのみを行い、その後、本発明の複数断面撮像手段、撮像位置決定手段、及び最大血管径捕捉手段を利用して詳細な位置合わせを行う。なお、この場合には、上記実施例のように駆血ユニットからの減圧開始信号を受けて自動的に撮像位置の微調整を開始するほか、オペレータの指示に応じて撮像位置の探索を開始することのできる構成とする。

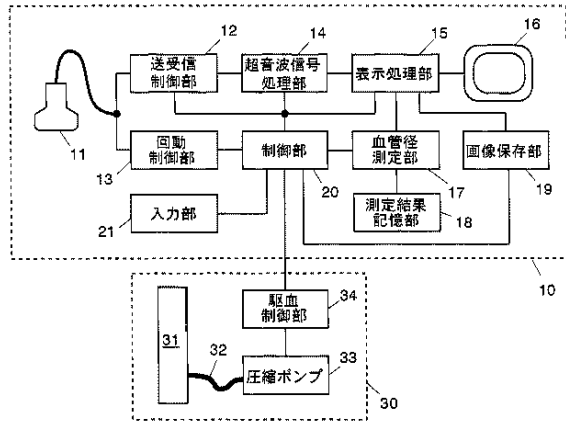
20

【0035】

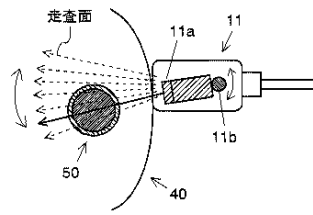
また、本発明の超音波診断装置に係る超音波プローブとしては、上記実施例のような振動子回動機構の代わりに、振動子を超音波ビームの走査方向と直交する方向に所定間隔で並進させるための振動子並進機構を備えたものを用いてもよい。この場合、該振動子並進機構は、例えば、図8(b)に示すように、モータ(図示略)の回転軸61に取り付けられた偏心円板65と、リンク66、及びスライダ67によってモータの回動を振動子11aの並進運動に変換する構成等とすることができる。

30

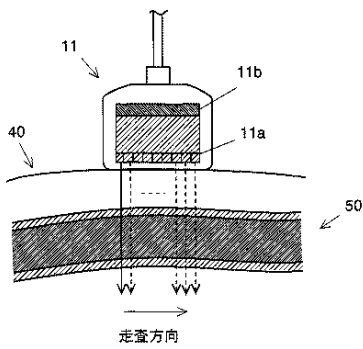
【図 1】



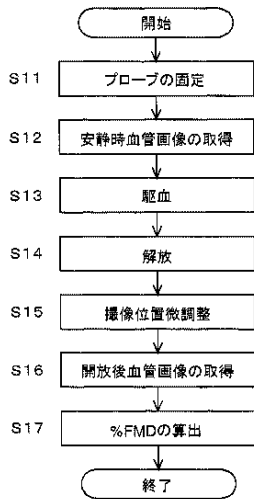
【図 3】



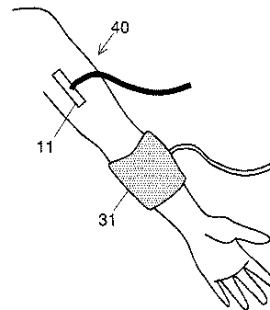
【図 2】



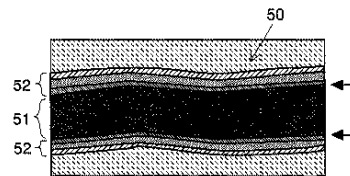
【図 4】



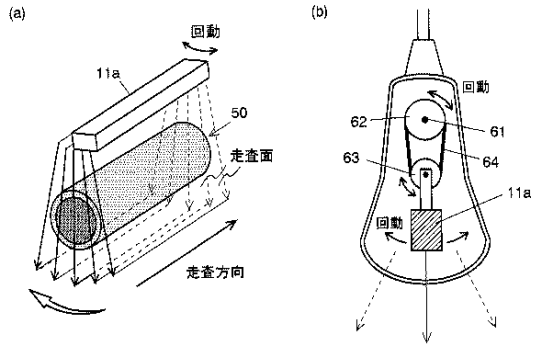
【図 5】



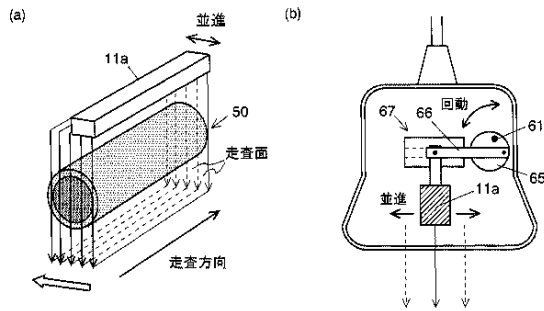
【図 6】



【図 7】

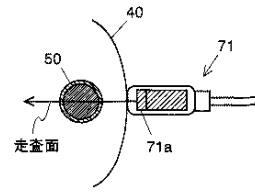


【図 8】

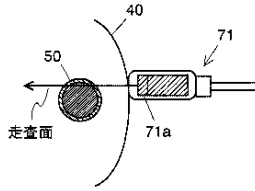


【図 9】

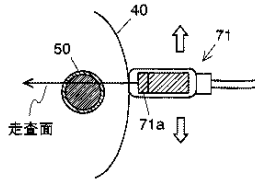
(a) プローブ位置の固定



(b) 位置ずれの発生



(c) 撮像位置の微調整



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/311776
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(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) A61B8/08		
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 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
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.
A	JP 2006-81640 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC.), 30 March, 2006 (30.03.06), Particularly, Par. Nos. [0050], [0051] (Family: none)	1-3
A	JP 2001-299752 A (Aloka Co., Ltd.), 30 October, 2001 (30.10.01), Particularly, Figs. 2, 3 & EP 1123687 A2 & US 6673020 B2	1-3
A	JP 2006-6686 A (Aloka Co., Ltd.), 12 January, 2006 (12.01.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-3
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" 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</p> <p>"X" 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</p> <p>"Y" 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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 03 October, 2006 (03.10.06)		Date of mailing of the international search report 10 October, 2006 (10.10.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/311776									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(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. A61B8/08											
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>1971-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2006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	1971-2006年	日本国実用新案登録公報	1996-2006年	日本国登録実用新案公報	1994-2006年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2006年										
日本国実用新案登録公報	1996-2006年										
日本国登録実用新案公報	1994-2006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 請求の範囲の番号									
A	JP 2006-81640 A (ジーン・メテイカルシステムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2006.03.30 特に、第50,51段落 (ファミリーなし)	1-3									
A	JP 2001-299752 A (アロカ株式会社) 2001.10.30 特に、第2,3図 &EP 1123687 A2 &US 6673020 B2	1-3									
<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 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 03.10.2006		国際調査報告の発送日 10.10.2006									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 後藤 順也	2Q 3101								
		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 0 6 / 3 1 1 7 7 6

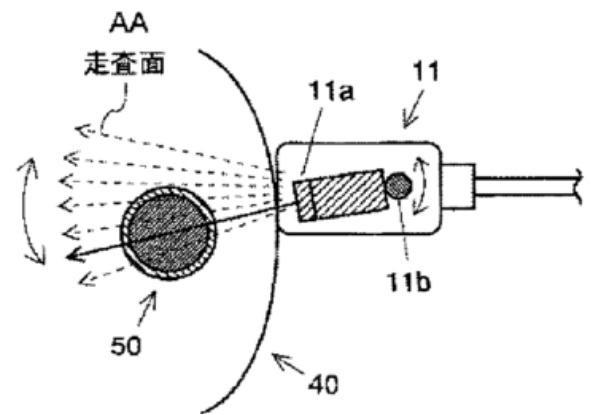
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2006-6686 A(アサヒ株式会社) 2006.01.12 全文、全図 (ファミリーなし)	1-3

(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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2007144933A1	公开(公告)日	2009-10-29
申请号	JP2008521047	申请日	2006-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 媒体跨		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 媒体交叉有限公司		
[标]发明人	加藤 潤一 伊藤 正男		
发明人	加藤 潤一 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B5/02007 A61B5/489 A61B8/06 A61B8/0858 A61B8/13 A61B8/4461 A61B8/4483 G01S15/894 G01S15/8945		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB16 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA40 4C601/GB04		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种具有血管直径测量装置的超声检查仪，用于拍摄血管的超声断层图像，然后基于该图像测量血管直径，包括：具有用于超声波扫描的超声振荡器11a的超声探头11，该振荡器是可在与超声波束的扫描方向正交的方向上旋转；多部分成像装置，用于以预定间隔倾斜振荡器11a，以便在每个位置处由振荡器11a执行超声波束扫描，以便在多个部分拍摄血管50的断层图像。成像位置确定器，用于基于每个拍摄的断层摄影图像比较血管直径的测量结果，并且确定呈现最大血管直径的图像已被作为最大血管直径成像位置的位置；最大血管直径获取装置，用于使振荡器11a倾斜到由成像位置确定器确定的位置。这样就省去了因释放无血管形成过程中的快速减压而手动固定探头位移的麻烦，从而实现了平滑的%FMD测量。



AA SCANNING SURFACE