

(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2004-129797

(P2004-129797A)

(43) 公開日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/06

F I  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C301  
4C601

審査請求有 請求項の数5 O L (全8頁)

(21) 出願番号 特願2002-296634(P2002-296634)  
(22) 出願日 平成14年10月9日(2002.10.9)

(71) 出願人 000005821  
松下電器産業株式会社  
大阪府門真市大字門真1006番地  
(74) 代理人 100093067  
弁理士 二瓶 正敬  
(72) 発明者 西垣 森緒  
神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内  
(72) 発明者 佐藤 利春  
神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内  
Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 EE11 EE13 GB02  
GB04 HH54 JB28 JB30 JB50  
KK27 LL04

最終頁に続く

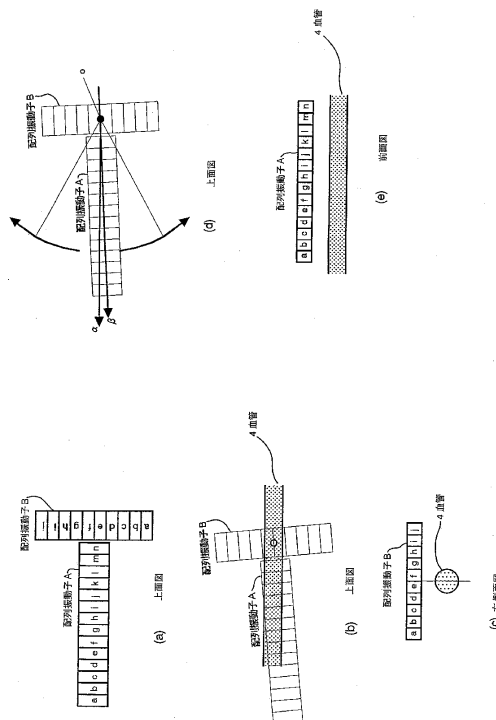
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血管を観察する超音波診断装置において、探触子と血管の位置合わせを容易にする。

【解決手段】 配列振動子Aと配列振動子Bは被検体に対してT字型に配置され、配列振動子Bで血管の横断面を位置合わせして配列振動子Aの一端を固定した後、配列振動子Aを円弧状に操作することで、血管の長手方向と配列振動子Aの配列方向を合わせる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

任意の角度で接合された複数の配列振動子と、前記複数の配列振動子の各々からそれぞれ得られる映像を表示する手段とを備え、前記配列振動子は複数の振動子を並列状態に並べて構成されている超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記複数の配列振動子の配列方向が直交するように配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記複数の配列振動子は、2つの配列振動子が T 字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。 10

## 【請求項 4】

前記複数の配列振動子は、2つの配列振動子が十字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記複数の配列振動子は、3つの配列振動子が H 字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】 20

本発明は、例えば血管のように直線上の臓器の情報を得るための超音波診断装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

配列振動子を用いて体内に超音波の送受信を繰り返し行うことで、体内の 2 次元情報を得る超音波診断装置の原理は既に公知のものとなっている。また、超音波診断装置の信号処理として、振幅情報を用いた B モード表示、移動する血液の反射波の位相が経時的に変化していくことを利用したドプラ血流計、カラーフロー血流映像装置の原理についても既に知られているのでここでは省略する。

## 【0003】 30

近年、血液の比較的速い動きだけでなく、臓器の比較的ゆっくりした動きの情報を得る方法、例えば下記の特許文献 1 に記載されているものなどが知られている。以下、この文献について説明する。図 6 は下記特許文献 1 における装置のブロック図である。図 6 において、送受信器 111 から出力された高圧の電気パルスは超音波探触子 112 において超音波信号に変換され、生体 113 の情報を得たい方向に伝えられる。超音波パルスは生体 113 内の情報を得たい臓器（あるいは血管など）で反射して超音波探触子 112 で受信され、送受信器 111 を経由して直交検波器 114 で送信周波数とほぼ等しい周波数の参照信号を用いて検波され、I、Q の 2 つの信号が出力される。

## 【0004】

## 【特許文献 1】 40

特公平 7 - 67451 号公報

## 【0005】

I、Q の 2 信号は振幅演算器 116 に入力して振幅情報に変換され、この信号は B モード表示に用いられる。I、Q の信号はまた、自己相関器 124 に入力し、自己相関器 124 では 2 回同じ方向に送受信した信号の同一の深さに対し、相関を取ることで、位相の回転量を求める。位相の回転量は臓器の移動量に比例する。この計算を行うのが変位量演算器 125 である。変位量演算器 125 で演算された変位量は変位量積分器 126 により積分することにより、ある時点からの微小な動きのトータルにより、臓器がどこまで動いたのかを求めることができる。

## 【0006】 50

振幅演算器 116 で求めた B モード画像と、変位量積分器 126 で求めた変位量は、スキャンコンバータ 121 を経て、表示器 122 に表示される。また、生体信号センサ 129 及び生体信号検出器 127 は、生体 113 の情報、例えば心拍などを検知し、変位量積分器 126 における基準位置を決める。生体 113 に超音波パルスを放射する方向を順次変えながら上記の動作を行うことで、2次元画像として動きを表示することも可能となる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来例において、直線上の臓器として、例えば血管を観察した場合に、超音波探触子 112 の配列方向を血管の方向に合わせるのが難しいという問題が発生する。ここで、超音波探触子 112 に近い血管壁、血液部分、超音波探触子 112 から遠い血管壁というように画像が出るよう、超音波探触子 112 を位置合わせすることが望ましいが、これには熟練を要する。

10

【0008】

本発明はこれらの問題を解決し、熟練を要せず血管のように直線上の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明は上記目的を達成するために、

任意の角度で接合された複数の配列振動子と、前記複数の配列振動子の各々からそれぞれ得られる映像を表示する手段とを備え、前記配列振動子は複数の振動子を並列状態に並べる構成とした。

20

【0010】

すなわち、一例として、複数の配列振動子の配列方向が直交するよう配置する。具体的には、例えば、2つの配列振動子を T 字型に配置し、また、2つの配列振動子を十字型に配置し、また、3つの配列振動子を H 字型に配置する。

【0011】

上記構成により、複数の配列振動子の一方の中心を直線上の臓器に位置合わせした後、他方の配列方向を直線上の臓器の方向に位置合わせすることができるので、熟練を要せず血管のように直線上の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる。

30

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施について図 1 ~ 図 5 を用いて説明する。

< 第 1 の実施の形態 >

図 1 は本発明の第 1 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に位置合わせする説明図である。図 1 ( a ) は 2 つの配列振動子 A、B の配置方向を示している。配列振動子 A は振動子 a ~ n が直線上に配列されて構成され、配列振動子 B は振動子 a ~ j が直線上に配列されて構成されている。配列振動子 A と配列振動子 B は図 1 ( a ) のように、被検体に対して T 字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ~ n の中心を貫く中心線 ( 図示せず ) の延長上に配列振動子 B の中心が位置している。

40

【0013】

2 つの配列振動子 A、B に接続する超音波診断装置のブロック図の例を図 2 に示す。図 2 は、図 6 に示した従来例の装置と比較して、配列振動子 B のために送受信器 11、直交検波器 14、振幅演算器 16 が設けてあり、スキャンコンバータ 121 の入力が 3 つになっている点が異なり、表示器 122 には配列振動子 B の振幅情報の画像をも表示できるようになっている。

【0014】

すなわち図 2 において、超音波探触子 ( 以下単に探触子ともいう ) 12 は 2 つの配列振動子 A、B により構成され、送受信器 111、11 からそれぞれ高圧の電気パルスが配列振

50

動子 A、B に出力され、配列振動子 A、B において超音波信号に変換され、生体 13 の情報を得たい方向に伝えられる。配列振動子 A、B の超音波パルスはそれぞれ、生体 13 内の情報を得たい臓器（あるいは血管など）で反射して配列振動子 A、B で受信され、送受信器 111、11 を経由して直交検波器 114、14 で送信周波数とほぼ等しい周波数の参照信号を用いて検波され、I、Q の 2 つの信号が出力される。

【0015】

直交検波器 114、14 からの I、Q の 2 信号は、それぞれ振幅演算器 116、16 に入力して振幅情報に変換され、この信号は B モード表示に用いられる。I、Q の信号はまた、自己相関器 124 に入力して、自己相関器 124 では、2 回同じ方向に送受信した信号の同一の深さに対し、相関を取ることで、位相の回転量を求める。位相の回転量は臓器の移動量に比例する。この計算を行うのが変位量演算器 125 である。変位量演算器 125 で演算された変位量は変位量積分器 126 により積分することにより、ある時点からの微小な動きのトータルにより、臓器がどこまで動いたのかを求めることができる。振幅演算器 116、16 で求めた B モード画像と、変位量積分器 126 で求めた変位量は、スキャンコンバータ 121 を経て、表示器 122 に表示される。

10

【0016】

図 3 は 2 つの配列振動子に接続する超音波診断装置の他のブロック図である。この例では、図 2 に示す配列振動子 B 側の回路 11、14、16 を省略し、スイッチ 32 により配列振動子 A、B のどちらかに切り替えて使用することができる。

20

【0017】

次に本実施の形態における動作を説明する。図 1 (b) は血管 4 上に探触子 12 を載せた状態を示す。この時点では、配列振動子 B の画像が表示器 122 に表示されている。操作者は、配列振動子 B の中央部分の振動子 e と f の間に血管 4 の半径方向（輪切り方向）の中心が来るように探触子 12 の位置を調節する。このとき、画像上において、振動子 e と f の間に相当するラインを表示すると、調節がしやすい。調節が終わった段階で、配列振動子 B と血管の関係は、図 1 (c) のように各中心が位置合わせされる。

【0018】

次に操作者は配列振動子 A が血管 4 の長手方向に合うように探触子 12 を操作する。このとき、図 1 (d) に示すように配列振動子 B の中心点 o を軸にして配列振動子 A（配列方向）を円弧状に動かすことで、血管 4 の方向に沿うように合わせることができる。この作業においては、配列振動子 A の画像が表示されている。このとき作業上、配列振動子 B の形状は、凸状をしていたほうが中心点 o をずらさずに円弧状操作を行うことができる。合わせ終わったときの配列振動子 A と血管 4 の位置関係は図 1 (e) のように各方向が位置合わせされる。

30

【0019】

以上のように、配列振動子 A と直交する配列振動子 B を用いることで、配列振動子 A の一端を決めることができ、その後、円弧状操作により配列振動子 A を血管の長手方向に合わせることが容易にでき、優れた血管の画像を得ることができる。

【0020】

< 第 2 の実施の形態 >

図 4 は本発明の第 2 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に合わせる説明図である。図 4 (a) は、2 つの配列振動子 A、B の配置を示したものである。第 1 の実施の形態と同様に、配列振動子 A は個々の振動子 a ~ r から構成され、配列振動子 B は個々の振動子 a ~ j で構成されている。配列振動子 A と配列振動子 B は図 4 (a) のように十字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ~ r の中心を貫く中心線（図示せず）と配列振動子 B の振動子 a ~ j の中心を貫く中心線（図示せず）は直角に交差している。

40

【0021】

本発明の第 2 の実施の形態でも、図 4 (b)、(c) に示すように配列振動子 B の画像を表示しながら配列振動子 B の中心と血管 4 の中心を揃える。次に配列振動子 A と配列振動

50

子 B の交点を中心として、図 4 ( d ) に示すように配列振動子 A を回転させることにより、図 4 ( e ) に示すように血管の長手方向に合わせることができる。

【 0 0 2 2 】

< 第 3 の実施の形態 >

図 5 は本発明の第 3 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に合わせる説明図である。この実施の形態には 3 つの配列振動子 A、B、C を用いる。図 5 ( a ) は、3 つの配列振動子 A、B、C の配置を示したものである。配列振動子 A は個々の振動子 a ~ j から構成され、配列振動子 B、C はそれぞれ個々の振動子 a ~ j で構成されている。配列振動子 A、配列振動子 B と配列振動子 C は図 5 ( a ) のように H 字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ~ j の中心を貫く中心線 ( 図示せず ) の延長は配列振動子 B と配列振動子 C の中心に位置している。

10

【 0 0 2 3 】

本発明の第 3 の実施の形態の探触子に接続する超音波診断装置は、おおむね図 2、3 と同様のものであり、図 2 に配列振動子 C 用の回路を追加したもの、あるいは、図 3 のスイッチ 3 2 を 3 分岐にしたものである。

【 0 0 2 4 】

本実施の形態では、まず、平行な配列振動子 B、C の内、任意の、例えば配列振動子 B を用いてその画像を表示し、図 5 ( b )、( c ) のように配列振動子 B と血管の各中心を合わせる。次に配列振動子 B と平行な配列振動子 C の画像を表示し、図 5 ( d ) に示すように配列振動子 B の中心 O 1 を軸に探触子を回転させ、図 5 ( e ) に示すように配列振動子 C と血管 4 の中心を揃える。このとき、配列振動子 A と血管の長手方向は図 5 ( f ) のように揃っている。

20

なお、配列振動子の配置は、以上説明した実施の形態に限らず、これらの組み合わせた状態であってもよく、例えば、T 字型、H 字型を 2 つ以上組み合わせたハシゴ型でもよい。

【 0 0 2 5 】

【 発明の効果 】

本発明は上記実施の形態より明らかなように、配列振動子を 2 つ以上備えた探触子を用い、初めに 1 つの探触子で血管の輪切り方向を揃え、次にこれに直交したもう 1 つの探触子を円弧状に操作することで、血管の長手方向と振動子の方向を揃えることが容易にでき、画質の良好な画像を得ることができ、熟練を要せず血管のように直線上の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図

- ( a ) 2 つの配列振動子 A、B の配置方向
- ( b ) 配列振動子 B による位置合わせ中の状態
- ( c ) 配列振動子 B により位置合わせ完了した状態
- ( d ) 配列振動子 A による位置合わせ中の状態
- ( e ) 配列振動子 A により位置合わせ完了した状態

40

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置の一例を示すブロック図

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置の他の例を示すブロック図

【 図 4 】 本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図

- ( a ) 2 つの配列振動子 A、B の配置方向
- ( b ) 配列振動子 B による位置合わせ中の状態
- ( c ) 配列振動子 B により位置合わせ完了した状態
- ( d ) 配列振動子 A による位置合わせ中の状態
- ( e ) 配列振動子 A により位置合わせ完了した状態

【 図 5 】 本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位

50

置合わせを示す説明図

- (a) 3つの配列振動子A、B、Cの配置方向
- (b) 配列振動子Bによる位置合わせ中の状態
- (c) 配列振動子Bにより位置合わせ完了した状態
- (d) 配列振動子Cによる位置合わせ中の状態
- (e) 配列振動子Cにより位置合わせ完了した状態
- (f) 配列振動子Cにより位置合わせ完了した状態

【図6】従来例における超音波診断装置のブロック図

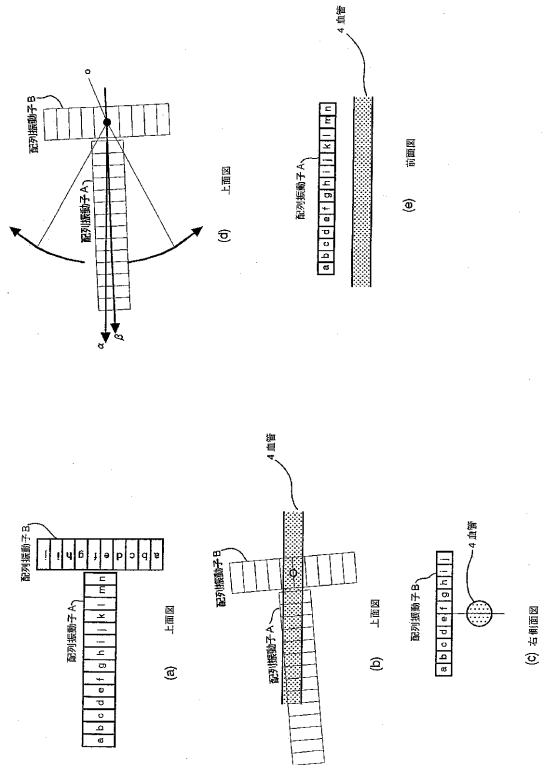
【符号の説明】

- A、B、C 配列振動子
- 4 血管
- 11、111 送受信器
- 12 超音波探触子
- 13 生体
- 14、114 直交検波器
- 16、116 振幅演算器
- 32 スイッチ
- 121 スキャンコンバータ
- 122 表示器
- 124 自己相関器
- 125 変位量演算器
- 126 変位量積分器
- 127 生体信号検出器
- 129 生体信号センサ

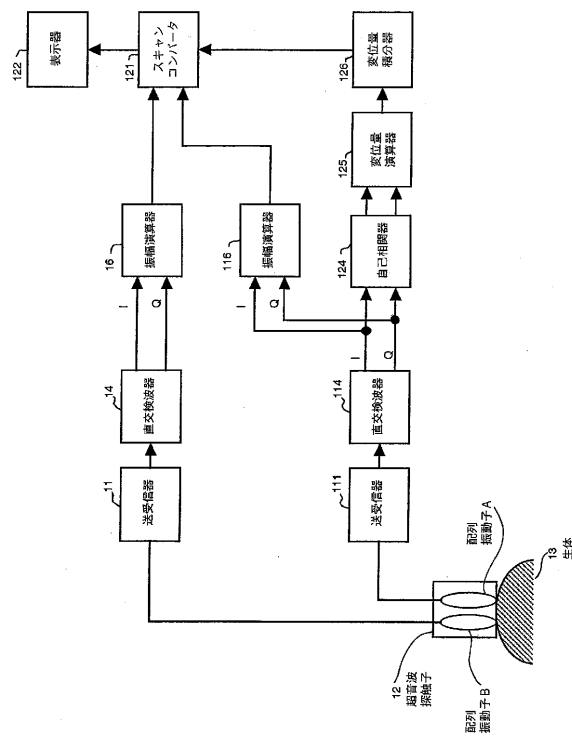
10

20

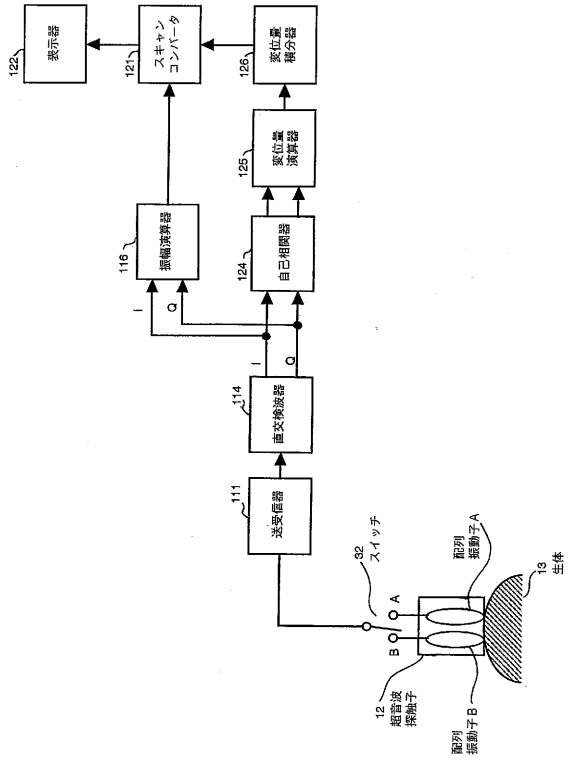
【図1】



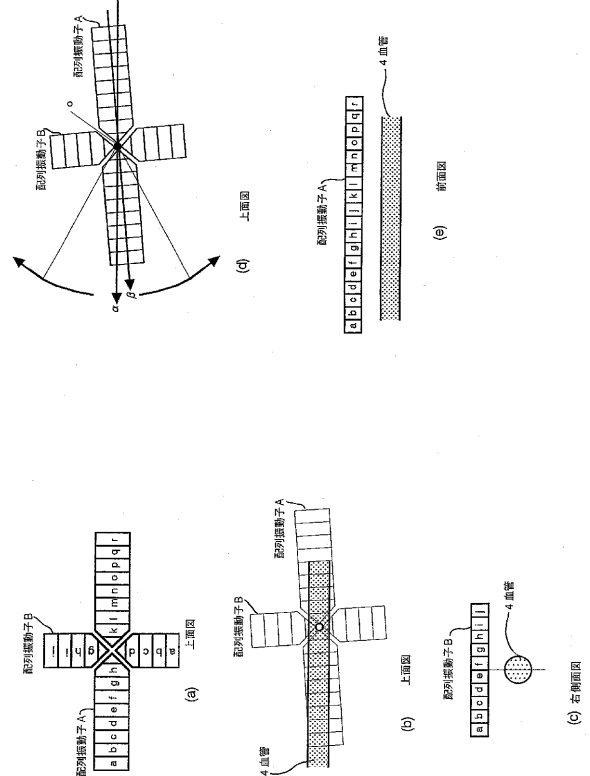
【図2】



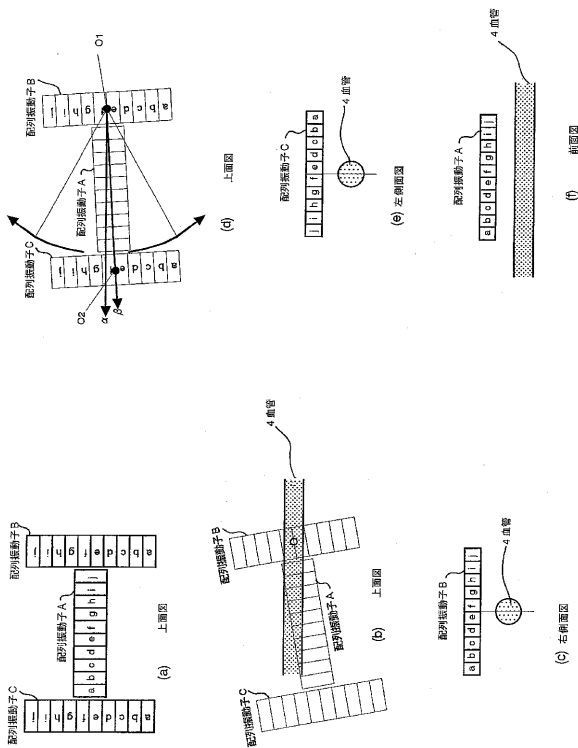
【図3】



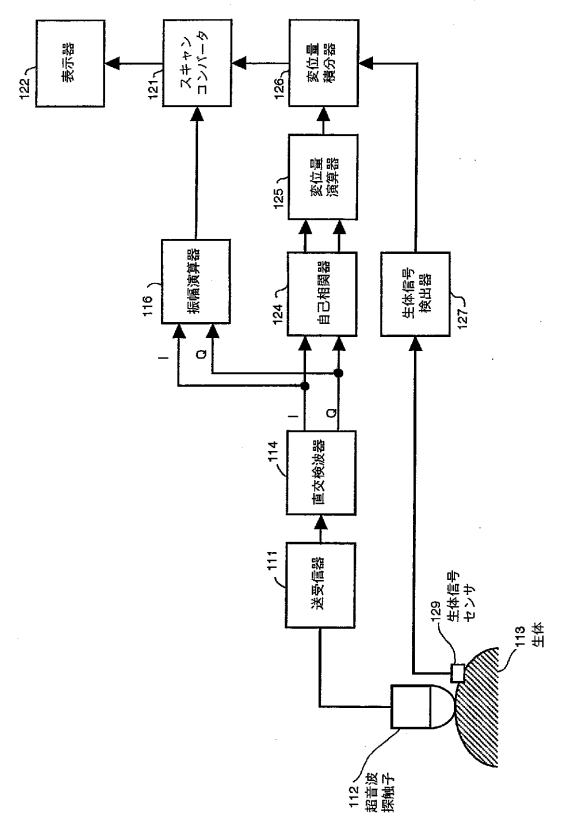
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 GB01 GB03 GB04 JB21 JB23 JB24 JB34 JB41  
JB46 JB55 JB60 KK12 KK31 LL01 LL02

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004129797A</a>	公开(公告)日	2004-04-30
申请号	JP2002296634	申请日	2002-10-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西垣森緒 佐藤利春		
发明人	西垣 森緒 佐藤 利春		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/GB02 4C301/GB04 4C301/HH54 4C301/ JB28 4C301/ JB30 4C301/ JB50 4C301/ KK27 4C301/ LL04 4C601/ EE09 4C601/ EE11 4C601/ GB01 4C601/ GB03 4C601/ GB04 4C601/ JB21 4C601/ JB23 4C601/ JB24 4C601/ JB34 4C601/ JB41 4C601/ JB46 4C601/ JB55 4C601/ JB60 4C601/ KK12 4C601/ KK31 4C601/ LL01 4C601/ LL02		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在超声诊断仪中轻松对准探头和血管以观察血管。阵列换能器A和阵列换能器B相对于对象以T形布置，并且在使血管的横截面与阵列换能器B对准并且固定阵列换能器A的一端之后。通过使阵列振荡器A为圆弧状，可以使血管的长度方向与阵列振荡器A的阵列方向一致。

[选型图]图1

