

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3863532号
(P3863532)

(45) 発行日 平成18年12月27日(2006.12.27)

(24) 登録日 平成18年10月6日(2006.10.6)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z
A 6 1 B 5/0285 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 O H
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-62171 (P2004-62171)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年3月5日(2004.3.5)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-245829 (P2005-245829A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年9月15日(2005.9.15)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成17年2月9日(2005.2.9)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波形計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

アレイ状に配列され、被検体内部の血管に対して超音波を送信し、当該血管からの反射波を受信するための複数の超音波トランスデューサと、

前記複数の超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号を繰り返し発生し、当該駆動信号を前記各超音波トランスデューサに供給する駆動信号発生手段と、

前記各超音波トランスデューサが受信する前記被検体からの反射波に基づいて、各時相における前記各超音波トランスデューサに対応するチャンネル毎の血流速度を計算する血流速度計算手段と、

前記チャンネル毎の血流速度の中から、各時相における最大値を判定する最大値判定手段と、

判定された最大値を時系列的に配列することで、前記被検体の脈波形を生成する脈波形生成手段と、

を具備することを特徴とする脈波形計測装置。

【請求項2】

前記最大値判定手段は、血流速度計算手段が取得したチャンネル毎の血流速度のうち、最も大きな血流速度を選択することで、前記最大値を判定することを特徴とする請求項1記載の脈波形計測装置。

【請求項3】

前記最大値判定手段は、計算によって得られた所定チャンネルの血流速度と、前記血流速度

10

20

度計算手段が前回計算した他のチャンネルの血流速度とを大小比較し、大きい方の血流速度を保持することで、前記最大値を判定することを特徴とする請求項 1 記載の脈波形計測装置。

【請求項 4】

前記駆動信号手段は、前記チャンネル毎に送信される超音波がパルス波となるように、前記駆動信号を発生することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の脈波形計測装置。

【請求項 5】

前記脈波形生成手段によって生成された前記脈波形を記憶する記憶手段をさらに具備する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の脈波形計測装置。

10

【請求項 6】

前記脈波形生成手段によって生成された前記脈波形を、ネットワークを介して他の装置に送信する送信手段をさらに具備する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の脈波形計測装置。

【請求項 7】

前記アレイ方向が、前記被検体内部の血管に実質的に垂直となるように、当該脈波形計測装置を前記被検体の一部に固定する固定手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の脈波形計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波ドプラ効果を用いて血流速度や脈波形を計測する超音波型脈波形計測装置に関し、特に、測定対象である動脈等への位置合わせを容易にできる脈波形計測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内の血流速度、及び血流速度を利用した脈波形等は、超音波のドプラ効果を用いて計測することができる。この超音波を利用した血流速度の計測手法は血流ドプラ計測と呼ばれ、例えば次の様にして実現される。

【0003】

30

まず、何らかの手段によって血管の位置を特定し、特定した血管に対して、図 8 に示すように超音波プローブ 31 からドプラ計測用の超音波（パルス波もしくは連続波）を照射する。照射された超音波は、被検体 32 の血管 33 中の血液（より具体的には、赤血球等）によって反射され、エコー波として超音波プローブ 31 に受信される。このエコー波の周波数と送信超音波の周波数とを比較することで、血流によるドプラシフト周波数を取得し、これより血流を算出することができる。

【0004】

一般に、ドプラシフト周波数 f は近似的に次式で表される。

【0005】

$$f = 2vc \cos \theta \quad (1)$$

40

ここで v は移動速度（血流速度）を、 θ は図 8 に示すような超音波の血管（血流）に対する入射角度（ドプラ角度）、 f_0 は超音波の周波数、 c は超音波の生体内の音速である。

【0006】

ここで重要な点は、血流ドプラ計測は、測定される血流速度の値は超音波トランスデューサの位置と血管とのなす角度 θ に大きく影響を受けることである。このため、精度良く血流速度を測定するためには、超音波プローブ 31 の正確な位置合せが必要となる。

【0007】

ところで、上記血流ドプラ計測を利用して脈拍、脈波形、血圧等の生体情報を取得する装置として、超音波診断装置、常着型計測システムがある。画像診断装置である超音波診断装置では、Bモード断層像を観察しながら超音波プローブを移動させることで、所望す

50

る血管の位置を正確に特定することができる。また、従来の常着型計測システムは、健康管理モニタとして身体に常時装着し、脈拍、脈波形、血圧等の生体情報を計測・管理するシステムである（例えば、特許文献1参照）。この常着型計測システムは、その用途を脈波形の生成等に特化していることから、超音波診断装置の如く画像収集のための機能を搭載しておらず、これにより高い携帯性を実現している。

【0008】

しかしながら、超音波診断装置、従来の常着型計測システムには、それぞれ次のような問題がある。

【0009】

すなわち、超音波診断装置は周知のとおり画像診断装置である。従って、画像診断のための種々の機能が搭載されており、携帯性に欠ける。特に、超音波診断装置を用いた脈波形計測システムとして、例えばビームを振ってドブラシフト周波数 f が最大になる位置に焦点を固定し、当該位置での血流速度を時系列的に追跡することで（当該位置での情報のみから）、脈波形を計測するものがある（例えば、特許文献2参照）。しかし、この方式では、システムがビームを振るための機構、及びドブラシフト周波数 f が最大になる位置を見つけるための機構、焦点を固定するための機構等を持つ必要がある。従って、仮に超音波診断装置の脈波形計測機能のみを取り上げた場合であっても、携帯可能なものにすることは不可能である。さらに、超音波診断装置は医師等によって使用されるものであるから、脈波形等の計測という観点に特化した場合には、実用性に欠けるものとなる。

【0010】

また、従来の常着型計測システムは、携帯性を重視するため、図9に示すように一個から数個の開口部分面積の小さな超音波トランスデューサ41、42を用いて血管33に対し超音波を照射する。従って、血管33に対して正確に超音波を照射するためには、測定対象である動脈の近傍にトランスデューサを設置する必要がある。

【0011】

しかしながら、常着型計測システムでは、超音波画像診断装置のように血管画像を見ながら位置合せすることは出来ない。そのため、通常ではおおよその見当で位置合せを行うこととなるが、このような操作では、使用者間での位置合せ誤差は非常に大きく、再現性が低下するという問題がある。

【特許文献1】特開2003-204964号公報

【特許文献2】特表2003-500151号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波ドプラ効果を用いて血流速や脈波形を計測する超音波型脈波形計測装置であって、容易に位置合わせすることができ、測定対象である動脈等容易に位置合わせできる脈波形計測装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0014】

本発明の視点は、アレイ状に配列され、被検体内部の血管に対して超音波を送信し、当該血管からの反射波を受信するための複数の超音波トランスデューサと、前記複数の超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号を繰り返し発生し、当該駆動信号を前記各超音波トランスデューサに供給する駆動信号発生手段と、前記各超音波トランスデューサが受信する前記被検体からの反射波に基づいて、各時相における前記各超音波トランスデューサに対応するチャンネル毎の血流速度を計算する血流速度計算手段と、前記チャンネル毎の血流速度の中から、各時相における最大値を判定する最大値判定手段と、判定された最大値を時系列的に配列することで、前記被検体の脈波形を生成する脈波形生成手段と、

10

20

30

40

50

を具備することを特徴とする脈波形計測装置である。

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、超音波ドプラ効果を用いて血流速や脈波形を計測する超音波型脈波形計測装置であって、容易に位置合わせすることができ、測定対象である動脈等へ容易に位置合わせできる脈波形計測装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の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。

10

【0017】

図1は、本実施形態に係る脈波形計測装置10のブロック構成図を示している。同図に示すように、脈波形計測装置10は、超音波トランスデューサ11、スイッチ12、クロック発生回路13、高周波パルス発生器15、増幅回路17、A/D変換器19、周波数演算部21、流速演算部23、最大値検出部25、脈波形生成部27を具備している。以下、各構成要素について説明する。

【0018】

超音波トランスデューサ11は、被検体Pの手首等の血管に向けて超音波を照射し、また、当該被検体Pからの反射波を受信するものであり、図1及び図2に示すようにアレイ状に複数配列される。各超音波トランスデューサ11は、図3に示すように、アレイ状に配列されている圧電振動子110、バッキング材111、第1音響整合層112、第2音響整合層113、音響カップリング材114を具備している。以下、各構成要素について説明する。

20

【0019】

圧電振動子110は、電気信号(パルス波)が印加されると超音波を発生し、また、被検体Pからの反射波を受信し、これに応じた電気信号(エコー信号)を発生する。この圧電振動子110は、PZTやチタン酸バリウムなどの圧電セラミクスあるいはPZNTやPMNTなどの圧電単結晶に電極を設けることで生成される。各圧電振動子110の形状は、例えば中心周波数が10MHzのものを用いた場合には、厚さ約0.12mm、幅0.070mm、長さ5mm、配列ピッチ0.12mmとなる。例えばこの圧電振動子を8個並列接続して1チャンネル分の超音波トランスデューサとする。単体で1チャンネルとしても良い。各超音波トランスデューサによって受信された超音波に対応する電気信号は、1チャンネル分の電気信号(エコー信号)として増幅回路17に送り出される。

30

【0020】

バッキング材111は、圧電振動子110の背面(超音波送受信面と反対の面)に配置され、当該背面から放射される不要な振動を吸収するためのダンパー材である。また、このバッキング材111は、各圧電振動子110を構造的に支持する役割、及び各圧電振動子110が発生する熱を放射させる役割も果たす。

【0021】

第1音響整合層112及び第2音響整合層113は、圧電振動子110の超音波送受信面に設けられる樹脂等であり、音響インピーダンスを段階的に変化させることで、照射超音波と生体との音響的な整合をとる。なお、本超音波トランスデューサ10は音響整合層を二層としたが、これに限定されず、例えば一層のみ又は3層以上持つ構成であってもよい。

40

【0022】

音響カップリング材114は、第2音響整合層1130の超音波送受信面に設けられ、生体との間に空気等が介在しないようにするものである。この音響カップリング材114には、シリコン樹脂等の減衰が少なく、容易に密着可能な程度柔軟な材料が用いられる。また、音響カップリング材114と第2音響整合層113との間には、超音波を集束さ

50

せる音響レンズを設置する場合もある。

【 0 0 2 3 】

再び図 1 を用いた説明に戻る。スイッチ 1 2 は、超音波送信時においては超音波トランスデューサ 1 1 と高周波パルス発生器 1 5 とを、超音波受信時においては超音波トランスデューサ 1 1 と増幅回路 1 7 とを接続するスイッチである。この切替のタイミング（すなわち、送受信のタイミング）は、クロック発生回路 1 3 によって制御される。

【 0 0 2 4 】

クロック発生回路 1 3 は、送信時において送信超音波を形成するため、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）でレートパルスを繰り返し発生し、これを高周波パルス発生器 1 5 に供給する。また、クロック発生回路 1 3 は、超音波送信時と超音波受信時とにおいて、超音波トランスデューサ 1 1 の電氣的接続を切り替える。

10

【 0 0 2 5 】

高周波パルス発生器 1 5 は、クロック発生回路 1 3 から受け取ったレートパルスに基づいて、例えば中心周波数 1 0 MHz（すなわち、圧電振動子 1 1 0 の中心周波数）のインパルス信号を発生する。なお、本装置の目的及び携帯性の観点から、高周波パルス発生器 1 5 は、超音波ビームに指向性を持たせるための位相制御に関する機能を持たない。従って、本脈波形計測装置 1 0 によって実現される超音波走査は、リニアスキャンである。

【 0 0 2 6 】

増幅回路 1 7 は、スイッチ 1 2 を介して超音波トランスデューサ 1 1 から受け取ったエコー信号を増幅し、A/D変換器 1 9 に送り出す。

20

【 0 0 2 7 】

A/D変換器 1 9 は、増幅回路 1 7 から受け取ったアナログ信号を、デジタル信号に変換する。

【 0 0 2 8 】

周波数演算部 2 1 は、A/D変換器 1 9 から受け取ったエコー信号（デジタル信号）を周波数解析することにより、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。より具体的には、周波数演算部 2 1 は、送信超音波を参照波とし、この参照波の周波数からの受信したエコー信号の周波数変位を計算することで解析することで、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。また、周波数演算部 2 1 は、エコー信号の波形を FFT（Fast Fourier Transformation：高速フーリエ変換）処理し、当該エコー信号の中心周波数を計算することで、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。

30

【 0 0 2 9 】

流速計算部 2 3 は、周波数演算部 2 1 において計算されたドップラーシフト周波数 f と式（1）とに基づいて、チャンネル毎の血流速度を計算する。

【 0 0 3 0 】

最大値検出部 2 5 は、一走査面分の各チャンネルに対応する複数の血流速度の中から最大値を検出する。この最大値検出は、超音波走査毎に実行される。ここで、超音波走査とは、配列方向に沿って各超音波トランスデューサ 1 1 から超音波送受信を実行することを言う。また、一回の超音波走査によって取得されるチャンネル毎の各血流速度は、ある特定の時相での、各超音波トランスデューサ 1 1 による超音波照射部位（血管内）の血流速度を表すものである。従って、最大値検出部 2 5 により検出される最大値は、ある特定の時相における血管内の最大血流速度に対応することになる。

40

【 0 0 3 1 】

脈波形生成部 2 7 は、最大値検出部 2 5 によって検出された各時相における最大値を時系列にプロットすることにより脈波形を生成し、所定の形態にて表示する。従って、脈波形生成部 2 7 によって生成される脈波形は、各時相における最大値を振幅とし、これを時系列につなぎ合わせて作られる波形である（図 5 参照）。なお、必要に応じて、脈波形生成部 2 7 は、各時相間の振幅（最大値）を補間する構成であってもよい。

【 0 0 3 2 】

また、本脈波形計測装置 1 0 は、必要に応じて、脈波形生成部 2 3 が生成した脈波形を

50

記憶する記憶装置、又ネットワークを介して他の装置に送信する送信装置を有する構成であつてもよい。

【0033】

さらに、本脈波形計測装置10は、上記各構成要素を格納する筐体(図示せず)を有しており、例えば図1に示すように、超音波を送受信する超音波トランスデューサ11側を被検体Pの血管BV近傍に、且つ血管BVとなるべく垂直となるように配置又は装着して使用される。また、本脈波形計測装置10は、血管に対し超音波トランスデューサ11先の形態にて配置するための、当該脈波形計測装置10の固定手段(例えば、手首等に固定装着するためのベルト等)を有する構成であつてもよい。

【0034】

(脈波形計測)

次に、本脈波形計測装置10が実行する、血流ドプラ計測を利用した脈波形計測の原理について説明する。なお、以下においては説明を簡単にするため、超音波トランスデューサ11が10個(10素子)である場合を例とする。

【0035】

図4は、クロック発生回路13が発生するクロック周波数に基づいて、高周波パルス発生器15bが発生する送信パルスのシーケンスを示した図である。なお、同図におけるチャンネル番号chは、アレイ方向の超音波トランスデューサ11の配列順序に対応している。

【0036】

図4に示す様に、ch1からch10のそれぞれに対応する各超音波トランスデューサ11に、順番に送信パルスが印加される。ch1からch10までの一連の超音波送受信が、一回の超音波走査である。この超音波走査は、所定の時間間隔にて繰り返し実行される。

【0037】

各超音波走査において、流速演算部23によりチャンネル毎の血流速度が計算される。仮に、このチャンネル毎の血流速度を、超音波走査毎に時系列にプロットした場合、図5(a)に示すような脈波形が計測されることになる。

【0038】

本脈波形計測装置10では、各超音波走査(すなわち、各時相)において得られるチャンネル毎の血流速度から、最も信頼性の高い最大値の血流速度を用いて、脈波形を計測する。すなわち、例えば図5(a)に示すように複数回の超音波走査を実行した場合(図中の縦矢印は、一回の超音波走査を象徴的に示す。)、全回の(全時相の)超音波走査において、chiの血流速度が最大値となっている。従って、脈波形生成部27は、chiの血流速度を用い、これを時系列にプロットすることで、図5(b)に示す脈波形を生成・計測する。

【0039】

なお、被検体に装着された本脈波形計測装置10が位置ずれを起こさない場合等には、図5(a)、(b)に示した様に、全ての超音波走査において特定のチャンネル(例えば、chi)の血流速度が常に最大値となる場合が多い。

【0040】

しかしながら、装着された本脈波形計測装置10が位置ずれを起こした場合等には、位置ずれを起こす前と後とで、血流速度が最大値となるチャンネルが異なる場合がある。

【0041】

このような場合においても、本脈波形計測装置10では、各超音波走査で(各時相において)得られるチャンネル毎の血流速度から、最も信頼性の高い最大値の血流速度を用いて脈波形を計測するから、常に安定した脈波形を生成・計測することができる。

【0042】

(計測動作)

次に、本脈波形計測装置10が実行する脈波形計測処理について説明する。図6は、脈

10

20

30

40

50

波形計測処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【0043】

まず、図6に示すように、チャンネル1が選択され(ステップS1)、このチャンネル1に対応する超音波トランスデューサ11により、超音波送受信が実行され、エコー信号が得られる(ステップS2)。

【0044】

次に、取得したエコー信号に対して増幅処理、A/D変換処理を施した後、ドップラシフト周波数 f 、及び受信信号強度 V_i (すなわち、血流速度)を計算する(ステップS3)。

【0045】

続いて、次のチャンネル番号に移行し(ステップS4)、当該移行したチャンネル番号が最大チャンネル n (今の場合、 $n = 10$)であるか否かを判断する(ステップS5)。ステップS5において、移行したチャンネル番号が最大チャンネル n でないと判断された場合には、当該移行後のチャンネル番号に対応する超音波トランスデューサ11により、ステップS2~S4までの処理を実行する。

10

【0046】

一方、ステップS5において、移行したチャンネル番号が最大チャンネル n であると判断された場合には、各チャンネルに対応する血流速度 V_i を比較し、最大値である V_i ($Max V_i$)を判定する(ステップS6)。得られた $Max V_i$ は、現在の時刻 t における血流速度の最大値として、脈波形生成部27においてプロットされる。

20

【0047】

次に、超音波走査を終了するか否かが判定され(ステップS8)、終了しないと判定された場合には、再びステップS1~ステップS7までの各処理を繰り返す。一方、ステップS8において、超音波走査終了と判定された場合には、一連の脈波形計測処理を終了する。

【0048】

なお、図6に示した脈波形計測処理においては、チャンネル毎に超音波送受信及び血流速度を求めた後次のチャンネルに以降する例を示した。しかし、これに限定する趣旨ではなく、例えば各チャンネルに対応する各超音波送受信を先に実行した後、チャンネル毎の血流速度を求める構成であってもよい。この様な構成は、超音波送受信によって得られる各チャンネルに対応する各エコー信号を一時的に格納する記憶部を、周波数演算部21又は流速演算部23よりも前段に設けることで、実現することができる。

30

【0049】

(変形例)

次に、上記計測動作の変形例について説明する。上記計測動作では、 n 個の超音波トランスデューサに対応する n 個の血流速度を取得し、その中から脈波形計測に使用するための最大値を判定した。これに対し、当該変形例では、最大値保持処理により脈波形計測に使用するための最大値を弁別するものである。ここで、最大値保持処理とは、各超音波トランスデューサに対応する血流速度 V_i を取得する毎に、前回の計算によって得られた血流速度計算によって得られた V_{i-1} と大きさの比較を行い、大きい方の血流速度を保持することで、最終的に血流速度の最大値 $Max V_i$ を取得するものである。

40

【0050】

図7は、変形例に係る脈波形計測処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図におけるステップS11~S13の内容は、ステップS13において $i = 2$ となっている点を除いて、図6におけるステップS1~S3の内容と同様である。なお、 $i = 1$ の場合においては、前回の血流速度が存在しないため、大小比較を行うことなく V_1 を最大値として保持することになる。

【0051】

ステップS13において血流速度 V_i を取得すると、最大値検出部25は、今回得られた V_i と前回得られた V_{i-1} とを大小比較し、大きい方の血流速度を最大値として保持す

50

る(ステップS14~S16)。

【0052】

続いて、次のチャンネル番号に移行し(ステップS17)、当該移行したチャンネル番号が最大チャンネルn(今の場合、 $n = 10$)であるか否かを判断する(ステップS18)。ステップS18において、移行したチャンネル番号が最大チャンネルnでないと判断された場合には、当該移行後のチャンネル番号に対応する超音波トランスデューサ11により、ステップS12~S17までの処理を実行する。

【0053】

一方、ステップS18において、移行したチャンネル番号が最大チャンネルnであると判断された場合には、保持している血流速 V_i を最大値 $Max V_i$ と判定し、現在の時刻 t における血流速度の最大値として、脈波形生成部27においてプロットする(ステップS19)。

10

【0054】

次に、超音波走査を終了するか否かが判定され(ステップS20)、終了しないと判定された場合には、再びステップS1~ステップS7までの各処理を繰り返す。一方、ステップS20において、超音波走査終了と判定された場合には、一連の脈波形計測処理を終了する。

【0055】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0056】

20

本脈波形計測装置は、所定方向に配列させた複数の超音波トランスデューサを、血管近傍において、当該血管となるべく垂直となるように配置又は装着して使用される。そのため、血管と本脈波形計測装置との相対的位置がある程度ずれた場合であっても、対象とする血管は、複数の超音波トランスデューサによる超音波照射範囲内に存在することになる。従って、いずれかの超音波トランスデューサは、血流が最も多い血管中心部に対して超音波を送信しており、この部分からの反射波を受信することになる。従って、対象とする血管(特に、血流が最も多い血管中心部)に対し、常に安定した脈波形計測用の超音波を送信することができる。

【0057】

また、本脈波形計測装置は、複数の超音波トランスデューサに対応する各チャンネルにおいて計測された複数の血流速度の中から、最も信頼性の高い検出値である最大値を選択し、これを用いて脈波形を生成・計測する。従って、血管と本脈波形計測装置との相対的位置がある程度ずれた場合であっても、血流が最も多い血管中心部からのドップラーシフト周波数 f を安定して取得することができる。その結果、常に精度の高い脈波形計測を実行することができる。

30

【0058】

さらに、本脈波形計測装置は、その機能を血流速度の最大値を利用した脈波形計測に特化しているため、超音波を連続送信する処理部や、画像処理・画像表示のための処理部を設ける必要がない。そのため、サイズのコンパクト化及びコストダウンを実現することができる。

40

【0059】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】図1は、本実施形態に係る脈波形計測装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサの外観図を示した

50

図である。

【図3】図3は、超音波トランスデューサの構成を説明するための図であり、図2のA - A'に沿った断面図である。

【図4】図4は、クロック発生回路13が発生するクロック周波数に基づいて、高周波パルス発生器15bが発生する送信パルスのシーケンスを示した図である。

【図5】図5(a)は、仮にチャンネル毎の血流速度を、超音波走査毎に時系列にプロットした場合に得られる脈波形を模式的に示した図である。図5(b)は、本脈波形計測装置10の脈波形計測処理によって得られる脈波形を示した図である。

【図6】図6は、実施形態に係る脈波形計測処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図7】図7は、変形例に係る脈波形計測処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図8】図8は、血流ドプラ計測を説明するための図である。

【図9】図9は、従来の常着型計測システムの計測形態を説明するための図である。

【符号の説明】

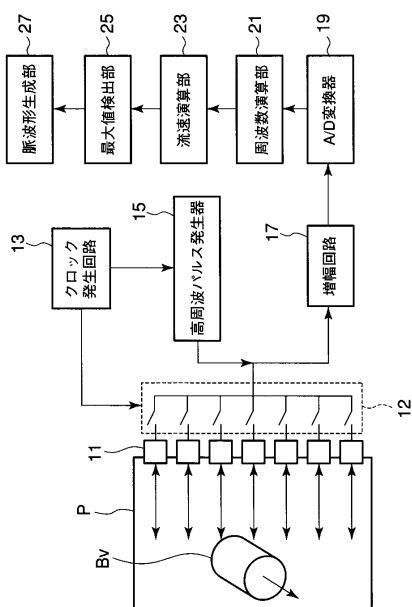
【0061】

10...脈波形計測装置、11...超音波トランスデューサ、13...クロック発生回路、15...高周波パルス発生器、17...増幅回路、19...A/D変換器、21...ドプラ演算部、23...流速演算部、25...最大値検出部、27...脈波形生成部、110...圧電振動子、111...バッキング材、112...第1音響整合層、113...第2音響整合層

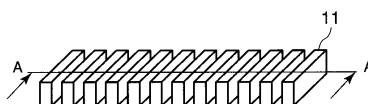
10

20

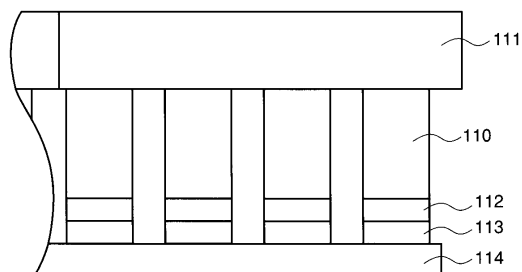
【図1】



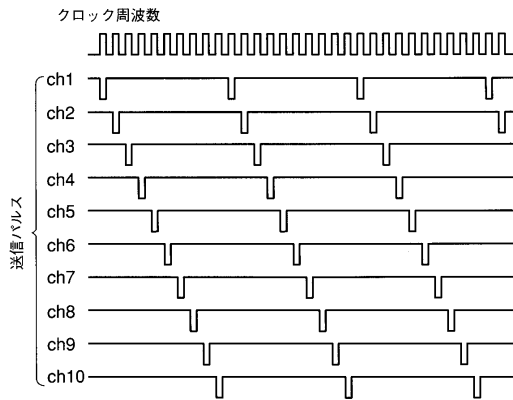
【図2】



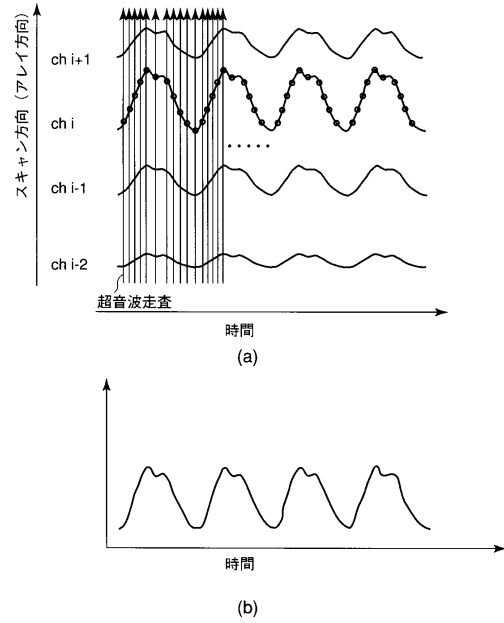
【図3】



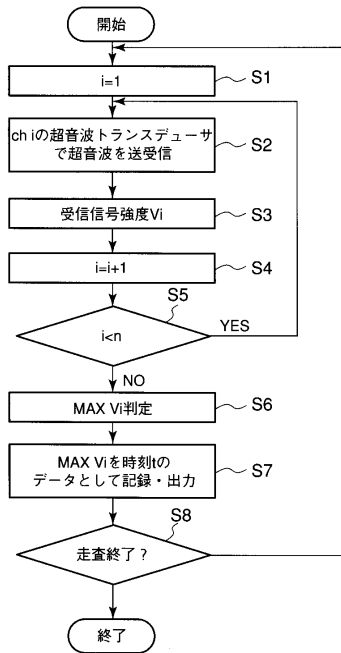
【 図 4 】



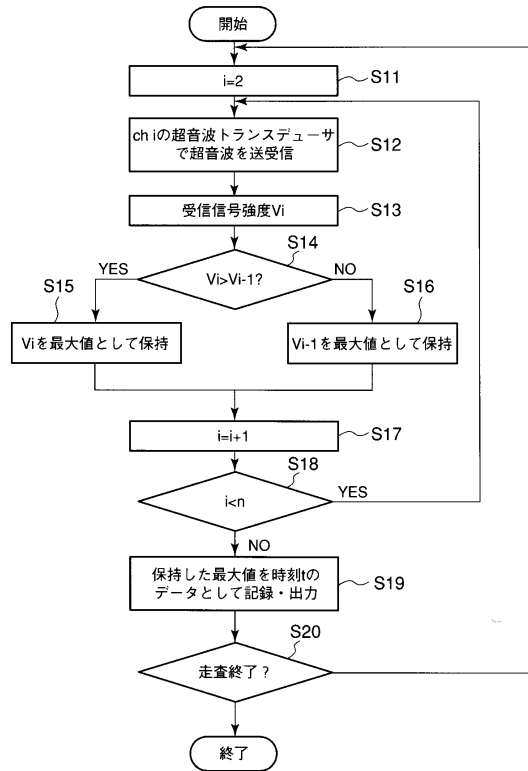
【 図 5 】



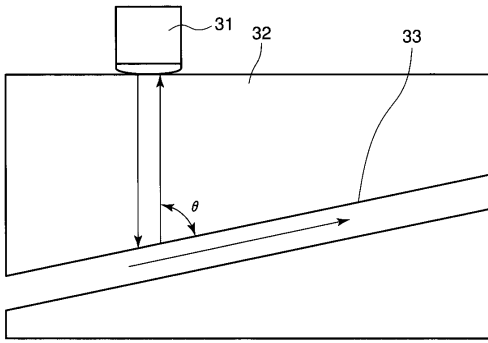
【 図 6 】



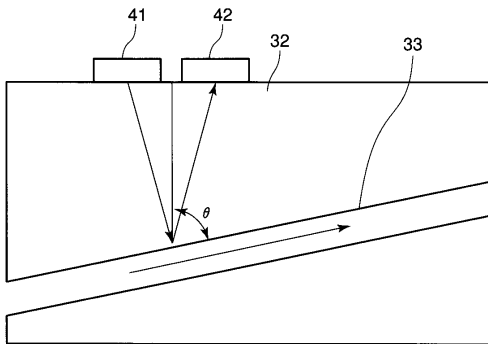
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 逸見 和弘
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 細野 靖晴
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 舟木 英之
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 鈴木 琢治
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 亀山 研一
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開2000-300563(JP,A)
実開昭58-157107(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03
A61B 8/06

专利名称(译)	脉冲波形测量装置		
公开(公告)号	JP3863532B2	公开(公告)日	2006-12-27
申请号	JP2004062171	申请日	2004-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	逸見和弘 細野靖晴 舟木英之 鈴木琢治 亀山研一		
发明人	逸見 和弘 細野 靖晴 舟木 英之 鈴木 琢治 亀山 研一		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0285 A61B8/06		
FI分类号	A61B5/02.310.Z A61B5/02.340.H A61B8/06 A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AB02 4C017/AC23 4C017/AC40 4C017/BB07 4C017/BB13 4C017/BC11 4C017/BC12 4C017/BC17 4C017/BC20 4C017/BC28 4C017/CC03 4C017/EE01 4C017/FF05 4C017/FF15 4C017/FF17 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FF01 4C601/GB04 4C601/GC07 4C601/HH15 4C601/JB49 4C601/LL21 4C601/LL23 4C601/LL26		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2005245829A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种脉冲波形测量装置，通过将仪器容易地安装到手腕等，可以很容易地定位到作为待测物体的动脉等。解决方案：该装置具有：多个超声波换能器11排列成阵列状态，用于将超声波发送到受试者体内的血管，并接收来自血管的反射波；高频脉冲发生器15，用于产生驱动信号，用于驱动并将其提供给每个超声波换能器；流量运算部23，用于根据各超声波换能器11接收的来自患者的反射波，计算与各超声波探头对应的各通道的血流速度。最大值检测部分25用于判断每个通道的所获得的血液流速中的最大值，以及脉冲波形式构成部分，用于通过顺序地排列所判断的最大值时间来产生患者的脉搏波形式。Z

