

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-535156

(P2009-535156A)

(43) 公表日 平成21年10月1日(2009.10.1)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

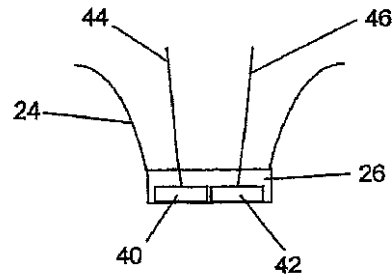
<p>(21) 出願番号 特願2009-509599 (P2009-509599)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成19年4月20日 (2007.4.20)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成21年1月5日 (2009.1.5)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/US2007/009807</p> <p>(87) 国際公開番号 W02007/130283</p> <p>(87) 国際公開日 平成19年11月15日 (2007.11.15)</p> <p>(31) 優先権主張番号 11/418,483</p> <p>(32) 優先日 平成18年5月4日 (2006.5.4)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 508328578                  カーディナル ヘルス 202, インコーポレーテッド                  CARDINAL HEALTH 202, INC.                  アメリカ合衆国、ウィスコンシン州 53744-4994、マディソン、ヴェローナロード 5225-2</p> <p>(74) 代理人 100078330                  弁理士 符島 富二雄</p> <p>(74) 代理人 100087505                  弁理士 西山 春之</p> <p>(74) 代理人 100129425                  弁理士 小川 護晃</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複合周波数対応型のドップラー超音波診断プローブ

(57) 【要約】

プローブチップの寸法増大を伴わずに複合周波数に対応可能な、単一の準連続モードプローブを用いた血流の計測方法を提供する。プローブチップに複数の要素を設置する。各要素は、異なる共振周波数を有しており、長パルス信号によって超音波を発信するとともに、超音波エネルギーを連続モードで受信する。使用者がセレクタを手動で操作することにより、起動する要素が選択される。出力は、多様な態様によることが可能である。例えば、出力を印刷し、表示し、メモリーに記憶し及び/又はスピーカ若しくはヘッドホンによって再生する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 の送信回路に接続されて、第 1 の中心周波数及び第 1 のパルス反復周波数を有する第 1 の信号を入力し及びこの入力した第 1 の信号に応答して対象に向けてエネルギーを発信する第 1 の要素であって、前記対象から第 1 の反射信号を受信する第 1 の要素と、

第 2 の送信回路に接続されて、前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数及び第 2 のパルス反復周波数を有する第 2 の信号を入力し及びこの入力した第 2 の信号に応答して前記対象に向けてエネルギーを発信する第 2 の要素であって、前記対象から第 2 の反射信号を受信する第 2 の要素と、

を含んで構成され、

出力部に接続される要素を手動セレクタが選択し、前記手動セレクタが前記要素及び出力部に接続される超音波診断プローブ。

## 【請求項 2】

前記第 1 の中心周波数が約 2 MHz から約 10 MHz までの範囲にある請求項 1 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 3】

前記第 1 の中心周波数が約 2 MHz であり、前記第 2 の中心周波数が約 3 MHz である請求項 1 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 4】

前記第 2 のパルス反復周波数が約 5 kHz から約 6 kHz までの範囲にある請求項 3 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 5】

前記第 1 のパルス反復周波数が約 5.3 kHz である請求項 4 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 6】

前記第 1 の中心周波数が約 5 MHz であり、第 2 の中心周波数が約 8 MHz である請求項 1 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 7】

前記第 2 のパルス反復周波数が約 62 kHz から約 63 kHz までの範囲にある請求項 6 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 8】

前記第 1 のパルス反復周波数が約 62.5 kHz である請求項 7 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 9】

前記第 1 の要素及び前記第 2 の要素が圧電水晶である請求項 1 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 10】

前記圧電水晶の形状が半円及び矩形状の形状群から選択された請求項 9 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 11】

先端部を更に有する請求項 9 に記載の超音波診断プローブであって、

前記第 1 の要素及び前記第 2 の要素が前記先端部内に、互いに隣り合わせて配設された超音波診断プローブ。

## 【請求項 12】

前記第 1 の要素及び前記第 2 の要素がバッキングを持たずに配設された請求項 11 に記載の超音波診断プローブ。

## 【請求項 13】

対象の性状を判定する方法であって、

複数の要素に接続した超音波診断プローブの手動セレクタから、前記複数の要素中の 1 つの要素を指定する周波数選択子を入力するステップと、

10

20

30

40

50

パルス状の信号を生成するステップと、  
 前記生成したパルス信号にตอบสนองして前記指定した要素から前記対象に向けてエネルギーを発信するステップと、  
 前記指定した要素において、前記対象から反射信号を受信するステップと、  
 前記受信した信号を処理して前記対象の性状を判定するステップと、  
 前記対象の性状を出力するステップと、  
 を含んで構成される方法。

【請求項 14】

前記対象が血管であり、この血管の性状が血流の速度である請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記反射信号の受信が連続的である請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

第 1 の中心周波数及び第 1 のパルス反復周波数を有する第 1 の信号を生成する第 1 の送信回路と、

前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数及び第 2 のパルス反復周波数を有する第 2 の信号を生成する第 2 の送信回路と、

第 1 の要素及び第 2 の要素を有するプローブであって、前記第 1 の要素は、前記第 1 の送信回路に接続して前記生成された第 1 の信号を入力し及びこの入力した第 1 の信号にตอบสนองして対象に向けてエネルギーを発信する一方、前記対象から第 1 の反射信号を受信し、前記第 2 の要素は、前記第 2 の送信回路に接続して前記生成された第 2 の信号を入力し及びこの入力した第 2 の信号にตอบสนองして前記対象に向けてエネルギーを発信する一方、前記対象から第 2 の反射信号を受信するプローブと、

前記第 1 の要素に接続してこの第 1 の要素から前記第 1 の反射信号を受信し、前記第 2 の要素に接続してこの第 2 の要素から前記第 2 の反射信号を受信する受信回路と、

前記受信回路に接続された手動セクタと、

前記手動セクタに接続された出力部と、

を含んで構成され、

前記出力部に接続される要素が前記手動セクタによって選択される超音波診断システム。

【請求項 17】

前記出力部がディスプレイ、プリンタ、スピーカ、音響ヘッドホン及びメモリーからなるグループから選択された請求項 16 に記載の超音波診断システム。

【請求項 18】

前記第 1 の送信回路は、前記手動セクタによって前記第 1 の受信回路が選択された場合にのみ、前記第 1 の信号を生成する請求項 16 に記載の超音波診断システム。

【請求項 19】

前記第 1 の受信回路は、前記手動セクタによって前記第 1 の受信回路が選択された場合にのみ、前記第 1 の反射信号を受信する請求項 16 に記載の超音波診断システム。

【請求項 20】

前記第 1 の送信回路による前記第 1 の信号の生成と、前記第 2 の送信回路による前記第 2 の信号の生成とが略同時である請求項 16 に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示の対象は、概して超音波診断プローブに関する。より詳細には、本開示は、複数の周波数で作動可能な、医療用のドップラー超音波診断プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

血液の流れを計測するため、ハンドヘルド（把持）型のプローブが一般的に用いられ、対象とする血管に向け、ビーム形態の超音波エネルギーが体内組織を介して送信される。

10

20

30

40

50

この血管を通じて流れる血球により、超音波エネルギーが方々に散乱する。発信された超音波エネルギーの一部がプローブに向けて反射し、反射エネルギーが受信及び処理される。よく知られたドップラー現象によれば、受信される信号の周波数は、血球の速度（値の大きさ及び方向）に応じて発信源での信号のそれとは異なってくる。プローブに向かう動きは、反射波の波長を短縮させるため、周波数に増大を生じさせる。プローブから離れる動きは、反射波の波長を延長させる結果、周波数を減少させる。このような発信及び受信側での周波数の違いは、ドップラーシフトとして知られるところである。従って、超音波を発信し及び受信信号の周波数シフトを検出するという非侵食式の方法において、血管内の血流の速度及び方向を測定することが可能である。同様に、超音波発信の使用によって胎児等の心拍を測定することもできる。

10

#### 【0003】

連続波（CW）型のドップラー超音波診断プローブでは、プローブ先端部（プローブチップ）内に収められた圧電水晶又は素子が、循環している赤血球によって反射される超音波ビームを連続的に発信させる。このチップ内の個別の水晶が、反射した音波を連続的に受信する。送信及び受信側の水晶は、しばしばその中間部で2つの半円形状の要素に切断される円形要素から構成される。この2つの半円形体は、プローブチップ内に並べて配置され、患者におけるビームパターンの交点を形成するように互いに対して僅かな角度をもたせて固定される。これに変わる構成には、並べて配置された2つの四角形水晶や、環状のリング要素によって包囲された中央ディスクを使用したものがある。

受信信号について処理が実行され、ドップラーシフト周波数が抽出される。設計の簡素さ、使用の容易さ及び少ない電力消費のため、CWドップラーは、低電源電力の用途に選択される典型とされている。これに加え、CWドップラーは、当業者に知られるように水晶のダンピングが要求されないことから、その感度が一般的に高い。

20

#### 【0004】

ドップラー超音波診断プローブの実用作動周波数域は、一般的には、2～10メガヘルツ（MHz）である。体内組織に対する要求貫通深度により、周波数の関数としてよく知られる減衰効果に基づく作動周波数が決定される。プローブ周波数が低いほど、より深い体内組織への貫通作用が得られる。従って、医療分野において、約2MHzから約3MHzまでの周波数を有するプローブは、体内組織をより深くまで貫通することから、内部深くの血流、胎児の血流又は頭蓋内の血流を検出するのに使用することができる。約4～約5MHzの周波数を有するプローブは、例えば、首、腕又は脚の血管における血流を検出するのに使用することができる。約8～約10MHzの周波数を有するプローブは、皮膚に近い血管における血流の検出や、術中用途での血流の検出に使用することができる。

30

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

送信側の圧電水晶は、電気的に励起されて、例えば、2, 3, 4, 5又は8MHz等の特定周波数の超音波信号を生成する。水晶は、特定の共振周波数を決定する幾何学上及び材料上の特徴を有している。一般的には、狭いバンド幅及び高いQ値を有する非抑制の（undamped）CW水晶が使用される。非抑制の水晶をその共振周波数で作動させることにより、超音波送信器の効率が最も高くなり、要求される電源のエネルギーは、最も低くてすむ。これとは反対に、受信側の非抑制水晶は、共振周波数又はその近傍の圧力によって変形された場合に、電圧を発生するのに最も有効となる。受信水晶の効率が高いことは、より低い超音波エネルギーが組織内へ伝わるのを許容することによる超音波曝露の危険性を低減させる。使用中に作動周波数を変更するには、例えば、2から3MHzへ又は5から8MHzへ変更するには、CW型の超音波診断プローブを所望の周波数に適合設計されたプローブに置き換えるのが一般的である。或いは、ダンピング又はバッキング処理を施した水晶を用いたプローブを設計することで、バンド幅の拡大による効率の低下を伴うものの、広いバンド幅での動作及び複合的な周波数が提供される。プローブに付加的な水晶を設けることも可能である。例えば、2つの5kHz水晶と、2つの8MHz水晶

40

50

とをプローブチップ内に収めることができる。しかし、その結果であるプローブチップの寸法増大のため、使用者による操作の円滑さが損なわれるおそれがある。従って、使用者は、複数のプローブを持ち運び、手に持ち替えて、低い感度及び高い送信出力のプローブの使用か、又は複数の水晶を備えることによって複合的な周波数での血流計測を可能とする、かさばったプローブの使用かに応じなければならない。よって、感度の低下又はドップラー信号の損失を伴わずに、単一のプローブにおいて、最も望ましい信号の取得に備えて選択可能な複数の周波数を提供するシステムが必要となる。更に必要とされるのは、プローブチップの寸法増大がなく又はこれを殆ど伴わずに、複数の周波数を提供するシステムである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の例示的形態は、単一周波数のCW型プローブを超えるプローブチップ寸法の増大を伴わない、血流計測のための複数の周波数で動作可能な単一のドップラー超音波診断プローブを提供する。異なる共振周波数を有する複合要素がプローブチップに設けられる。一例としての実施形態では、各要素を圧電水晶とする。各要素は、パルス信号を用いて超音波を送信し、超音波を受信することが連続的に可能である。使用者は、スイッチを手動によって操作することで、用途に応じた最適なプローブ周波数を選択することができる。ドップラーシフト出力は、使用者に対し、様々な形式で提示することができる。例えば、出力を印刷し、表示し、メモリーに記憶し、及び/又はスピーカ若しくはヘッドホンを通じて再生する。手動セレクトは、複数の要素に対して機能的に接続可能である。

【0007】

血管を流れる血流の速度又は心拍数を検出する方法が提供される。使用者は、セレクトを使用して、計測出力を提供する要素を手動によって選択する。この方法には、それに限られるものではないが、複数の要素中の要素を指定する周波数選択子を手動セレクトから受信すること、パルス状の送信信号を生成すること、この生成されたパルス信号に 응답して、指定された要素から対象に向けてエネルギーを発信すること、指定された要素において、対象からの反射信号を受信すること、受信信号を処理して、対象の性状を判定すること、及び対象の性状を出力することが含まれる。例えば、対象は、血管であり、その性状は、血流の速度又は心拍数である。

【0008】

本発明に係る他の実施形態の例には、上記の方法による動作を実現可能であり、かつ複数の要素を備える超音波診断プローブが含まれる。更に別の例には、このような超音波診断プローブを備える超音波診断システムが含まれる。

【0009】

本発明の他の主要な特徴及び利点は、以下の図面、詳細な説明及び添付の請求の範囲の検討により、当業者にとって明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

本発明の例示的形態を、添付の図面を参照して以下に説明する。ここに、同一の要素は、同一の符号によって示す。

【図1】図1は、作動周波数を選択するための手動スイッチを備える、一実施形態に係る超音波診断プローブの外部側面図である。

【図2】図2は、図1に示す超音波診断プローブの先端部の第1の断面図である。

【図3】図3は、図2に示す超音波診断プローブの先端部の第2の断面図である。

【図4】図4は、一実施形態に係るプローブ回路の要素ダイヤグラムである。

【図5】図5は、図4に示すプローブ回路の出力の処理において実行される動作及び構成を示すブロックダイヤグラムである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

超音波診断は、超音波又は20キロヘルツ(kHz)を超える周波数の波の使用を意味

10

20

30

40

50

する。ドップラー型の医療装置での使用において、音波は、プローブによって体内組織を介して送信される。プローブは、表面にカップリングゲルを塗布されるのが一般的である皮膚上に直接配置される。異なる体内組織及び血液により、音波が「エコー」として反射される。このエコーの一部がプローブに返り、処理されて、ドップラーシフト周波数が検出される。その結果が、出力媒体に送信される。

#### 【0012】

図1を参照すると、作動周波数が手動によって選択可能である、本発明の一実施形態に係る超音波診断プローブ20の側面図が示されている。超音波診断プローブ20は、ハウジング22、プローブネック24及びプローブチップ26を備えている。ハウジング22は、超音波診断プローブ20を動作させるための電子素子を収容しており、使用者の手  
10  
に把持される。ハウジング22は、異なる用途に適合させるために異なる寸法及び形状を持たせることができ、電子素子の寸法及び配置に応じた変更を施すことも可能である。プローブネック24は、ハウジング22をプローブチップ26に接続しており、略テーパ状に形成された外面を有している。プローブネック24の寸法及び形状は、ハウジング22と  
20  
プローブチップ26との間の相対的な寸法及び形状に応じて変更することができる。プローブチップ26は、それぞれが異なる超音波周波数のパルスエネルギーを発信及び受信する複数の要素を収容している。一実施形態では、各要素は、圧電水晶である。プローブネック24は、プローブチップ26内の要素をハウジング22内の電子素子に接続する電気ワイヤを収容している。超音波診断プローブ20には、異なる又は追加の要素を設ける  
30  
ことができる。例えば、超音波診断プローブ20には、1又はそれ以上の電源、多様なコネクタ、ディスプレイ、プリンタ又はスピーカ等を設けてよい。或いは、超音波診断プローブ20は、追加の要素、及び任意に、上記の電子素子を収容した別個の装置と接続させることもできる。

#### 【0013】

ハウジング22は、周波数選択インターフェース30を有している。周波数選択インターフェース30は、ハウジング20のどの側面に設けられてもよく、手動スイッチ32、  
30  
第1のインジケータ34及び第2のインジケータ36を備えている。手動スイッチ32は、現在又は将来において当業者に知られるいかなる形式のスイッチであってもよい。手動スイッチ32は、超音波診断プローブ20の作動周波数(又は起動する要素)を使用者が選択するための機構を提供する。一実施形態では、第1のインジケータ34は、発光ダイオード(LED)であり、スイッチが第1の周波数37によって示される要素を選択した場合にオン状態となる。一実施形態では、第2のインジケータ36は、発光ダイオード(LED)であり、スイッチが第2の周波数38によって示される要素を選択した場合にオン状態となる。現在又は将来の当業者に知られるように、超音波診断プローブ20では、周波数選択子の表示を他の方法によって実現することも可能である。手動スイッチ32及びインジケータは、使用者が特有の共振周波数を有する複数の要素から選択するための手段を提供する。追加の手動セレクタには、3又はそれ以上の要素からの選択を可能とするものが含まれる。例えば、3又はそれ以上の要素からの選択のため、手動セレクタとしてダイヤル式又はスライド式のスイッチを採用することができる。周波数選択インターフェース30は、このプローブに接続された独立の装置に設けてもよい。  
40

#### 【0014】

図2を参照すると、プローブチップ26の断面が、図1の2-2軸に沿って示されている。プローブチップ26は、互いに隣り合わせて配置された第1の要素40及び第2の要素42を有している。プローブチップ26には、追加の要素が設けられてもよい。第1の要素40及び第2の要素42は、半円形状をなしている。異なる形状を採用して、要素によって発信されるエネルギーの分配を変化させる効果を得ることもできる。図3を参照すると、プローブチップ26の断面が、図2の3-3軸に沿って示されている。第1の電気ワイヤ44により、第1の要素40が、ハウジング22に収められた電子素子と接続されている。第2の電気ワイヤ46により、第2の要素42が、ハウジング22に収められた電子素子と接続されている。  
50

## 【0015】

第1の要素40及び第2の要素42は、超音波パルスを生成する圧電材料を含んでいる。第1の要素40及び第2の要素42は、超音波パルスの生成と、目標とする対象から要素に向けて反射したエネルギーによって形成されるエコーの受信との双方に用いられる。ここで、圧電材料に電圧がかけられると、その寸法に電圧の極性に応じた変化が生じる。要素の共振周波数に近い交流電圧により、超音波圧力波が生成される。これとは反対に、反射した圧力波が圧電材料に衝突すると、圧電材料に機械的な変形が生じ、電圧が発生する。圧電材料には、水晶（クォーツ）、セラミック又はポリマー等、天然又は合成の材料を用いることができる。圧電材料は、多くの異なる形状及び寸法で作成することが可能である。

10

## 【0016】

圧電材料は、一般的には、狭く限られた範囲内の周波数で共振を生じる。共振周波数又はその近傍で抑制されていない（*damped*）要素を動作させるのが最も効率的であり、よって、要求される作動電力が最も低くてすむ。第1の要素40及び第2の要素42は、临床上の要請に応じて使用者によって選択される、別個の共振周波数を有する。第1の要素40及び第2の要素42には、超音波スペクトルに属するいかなる共振周波数の対（組）を組み合わせてもよい。一実施形態では、使用する超音波スペクトルは、約2メガヘルツ（MHz）から約10MHzにまで波及する。第1の実施例では、第1の要素40が約5MHzの共振周波数を有する一方、第2の要素42は、約8MHzの共振周波数を有する。第2の実施例では、第1の要素40が約2MHzの共振周波数を有する一方、第2の要素42は、約3MHzの共振周波数を有する。共振周波数は、特定の形態毎に変わり得るものである。例えば、2MHzに代えて、共振周波数が2.25MHzとなる場合もある。

20

## 【0017】

超音波エネルギーの送信及び受信の双方について同一の要素を使用するため、準連続的な（*quasi-continuous*）又は長パルスモードでの作動が採用される。送信信号のゲート操作（ゲートオン及びオフ）は、50パーセントのデューティサイクルでなされる。操作及び設計の簡素さのため、受信信号についてのゲート操作はなされず、よって、全ての組織深度からの戻りエネルギーが処理の対象とされる。送信信号のパルス反復周波数（PRF）は、要求される作動深度によって決定される。エネルギーの発信及び受信が同一の要素によってなされるので、送信時間は、目標とする対象の見込みの深さ（及び反射波が要素に戻るまでの遅延時間）に応じて調整されなければならない。その結果として、選択された周波数に応じた採用可能なパルス反復比又は周波数（PRFs）の範囲が決定される。約2MHzから約10MHzまでの周波数域を使用した場合は、一例としてのPRFの範囲は、約5kHzから約125kHzにまで及ぶ。約5MHzから約8MHzまでの周波数域を使用した場合は、一例としてのPRFの範囲は、約62kHzから約63kHzにまで及ぶ。約5MHzから約8MHzまでの周波数域を使用した場合は、好ましいPRFは、62.5kHzである。約2MHzから約3MHzまでの周波数域を使用すると、PRFの範囲は、例えば、約5kHzから約6kHzにまで及ぶ。約2MHzから約3MHzまでの周波数域を使用した場合は、好ましいPRFは、5.3kHzである。

30

40

## 【0018】

他の実施形態では、プローブチップ26のうち、第1の要素40及び/又は第2の要素42の前面にレンズを設け、各要素から発信されたエネルギーの焦点を合わせ又はぼかすことができる。例えば、プラスチック材料からなるレンズを第1の要素40及び/又は第2の要素42の前面に配置して、発信エネルギーのビームを狭めることで、目標とする血管の位置を定め易くすることができる。加えて、プローブチップ26のうち、第1の要素40及び第2の要素42の前面に単層又は複層の波長板を配置して、プローブ及び組織のインターフェースにおける音響インピーダンスの不適合を低減することができる。使用に際し、第1の要素40及び第2の要素42は、解析対象である媒体の表面に塗布されたゲ

50

ル等のカップリング媒体を通じて発信する。例えば、患者の皮膚にゲルを塗布し、プローブチップ 26 をこのゲル上に配置する。

【0019】

図4を参照すると、一実施形態に係る電子素子50が示されている。電子素子50は、電子スイッチ52、第1要素側の回路55、第2要素側の回路57、フィルタ84及び出力部90を有している。電子スイッチ52の設定は、手動スイッチ32により、第1の位置54及び第2の位置56の間で制御される。第1の位置54で第1要素側の回路55が選択され、第2の位置56で第2要素側の回路57が選択される。図4に示す例示的形態において、電子スイッチ52は、第1要素側の回路55及び第2要素側の回路57のうち、一方の回路のみを起動させ、他方の回路55, 57を休止させる。第1要素側の回路55は、第1のオシレート回路60、第1の送信アンプ64、第1の要素40、第1の受信回路72、第1のミキサー76及び第1のアンプ80を備えている。第2要素側の回路57は、第2のオシレート回路62、第2の送信アンプ66、第2の要素42、第2の受信回路74、第2のミキサー78及び第2のアンプ82を備えている。

10

【0020】

第1のオシレート回路60及び第2のオシレート回路62は、予め設定されたPRF及び中心周波数のもとで一連のパルスを生成する。この中心周波数は、各要素40, 42の共振周波数と略一致する。第1の送信アンプ64及び第2の送信アンプ66は、第1のオシレート回路60及び第2のオシレート回路62の高周波オシレート出力を夫々増幅させ、受信時の高インピーダンスを形成する一方、第1の要素40及び第2の要素42に対して高周波電圧を夫々供給する。この高周波電圧は、第1の要素40又は第2の要素42によって超音波に変換され、対象に向けて発信される。例えば、この超音波エネルギーは、血管又は心臓に向けて発信される。

20

【0021】

反射した超音波は、その一部が第1の要素40又は第2の要素42によって受信され、第1の受信回路72及び第2の受信回路74に入力される電気信号に夫々変換される。第1の受信回路72及び第2の受信回路74は、電気的な適合(matching)、制限(limiting)及び信号ゲインを提供する。反射信号のドップラーシフトは、第1のミキサー76及び/又は第2のミキサー78を用いて検出される。第1のミキサー76及び第2のミキサー78では、各受信信号が第1のオシレート回路60及び第2のオシレート回路62の高周波入力信号と夫々電氣的に混合される。2つの音波を混合することにより、次の4つの周波数要素が得られる。1)送信信号の周波数、2)反射信号の周波数、3)2つの信号の合算周波数、及び4)2つの信号の差分周波数である。この差分信号には、目標である対象の相対速度に比例するドップラーシフト周波数が含まれる。図4に示す例示的形態では、電気スイッチ52により、使用されていない要素側の回路からのノイズが最小限に抑えられるように、第1のミキサー76か第2のミキサー78かが選択される。第1のアンプ80及び第2のアンプ82は、要求に応じたミキサー出力のバッファ及びスケール機能を有している。フィルタ84は、パルスモード動作の結果として生成される高周波側の要素を除去するローパスフィルタと、低周波ノイズ及び低周波ドップラー要素を除去するハイパスフィルタとを備えている。他の実施形態では、バンドパスフィルタを用いてもよい。出力部90は、フィルタリング後の作動信号を受信する。

30

40

【0022】

図5を参照すると、フィルタリング後の信号は、超音波診断プローブ20から多様な態様で出力することが可能である。これらの多様な態様の幾つか又は全ては、超音波診断プローブ20のハウジング22内で実現することができる。或いは、超音波診断プローブ20は、幾つか又は全ての態様の出力媒体を有する独立の装置と接続してもよい。例えば、超音波診断プローブ20を、独立の装置に対し、多様な有線又は無線の媒体を用いて接続する。出力部の構成には、これに限られるものではないが、スピーカ94、ヘッドホン96、プリンタ104、ディスプレイ106及びメモリー102が含まれる。出力信号は、音響アンプ92に出力され、その出力がスピーカ94及び/又はヘッドホン96に供給さ

50

れる。同時に、出力部のフィルタリング信号がアナログ - デジタル変換器 (ADC) 98 に出力され、そのデジタル出力データがプロセサ100に供給される。プロセサ100は、実時間バッファリング及び信号処理を実施し、使用者との通信を管理し及び指示を実行する。

#### 【0023】

プロセサ100は、1又はそれ以上のプログラム言語、スクリプト言語及びアセンブリ言語等を用いて作成された指示を実行する。この指示は、特定用途のコンピュータ、論理回路又はハードウェア回路によって実行することが可能である。従って、プロセサ100は、ハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア又はこれらの方法のあらゆる組み合わせによって実現することが可能である。この「実行」という用語は、アプリケーションを実行する処理を行うこと又は指示によって呼び出される動作を実行することをいう。プロセサ100からの出力データは、プリンタ104、ディスプレイ106及び/又はメモリー102に供給される。ディスプレイ106に表示され、プリンタ104に記録され及びメモリー102に記憶される情報は、現在又は将来の当業者に知られる多様な態様をとり得る。

10

#### 【0024】

例えば、サンプルボリューム内の全ての血球が同一の速度で移動しているわけではないので、ある範囲又はスペクトルのドップラーシフト周波数が超音波診断プローブ20に向けて反射する。従って、超音波診断プローブ20で受信される信号を処理することで、心拍の期間に亘って変化してディスプレイ上に拍から拍への流れパターンを表示させる、血流の速度プロフィールを導き出すことができる。色彩コーディングを用いて、特定の速度範囲内で流れる血球の割合を示すことも可能である。訓練を受けた観察者であれば、ビデオ画面上に表示された情報を用いて、被検者個人の血管内の特定の位置における血流の性状を判定することができ、そのような血流の異常、例えば、閉塞若しくは制限の存在の可能性、即ち動脈中の塞栓を検出することができる。

20

#### 【0025】

当業者に知られるように、電気スイッチ52は、要素の電子素子50内の異なる位置に配置することが可能である。例えば、双方要素側の回路55, 57によって同時に送信及び受信するとともに、いずれの要素側の回路によって出力部90を駆動するかを、電子スイッチ52によって選択してもよい。この変形例では、各要素側の回路は、別個のフィルタ84を備え、出力部90に接続させる出力ラインを切り換えるだけである。

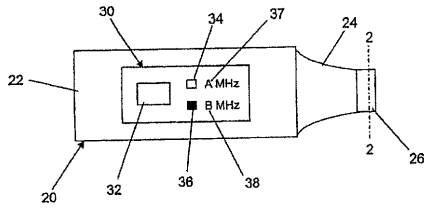
30

#### 【0026】

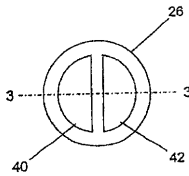
本発明の例示的形態に関する以上の説明は、例示及び説明の目的をもって提示したものである。他の形態を排斥したり、本発明を開示の具体的態様に限定することを意図したものではない。修正及び変更は、上記の教示を考慮することによって可能であるとともに、本発明の実施から得ることもできる。更なる回路及び/又は指示を追加して信号の質を改善したり、集積チップを用いて複数又は全ての機能を一緒に実行してもよい。以上の実施例は、本発明の根幹を説明するため、当業者が本発明を様々な態様で、考慮される特定の使用に適する様々な変更を伴って利用し得るようになるための本発明の実際的な適用例として選択し、記載したものである。本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲及びそれらの均等物によって規定されるべきものである。

40

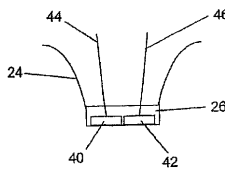
【 図 1 】



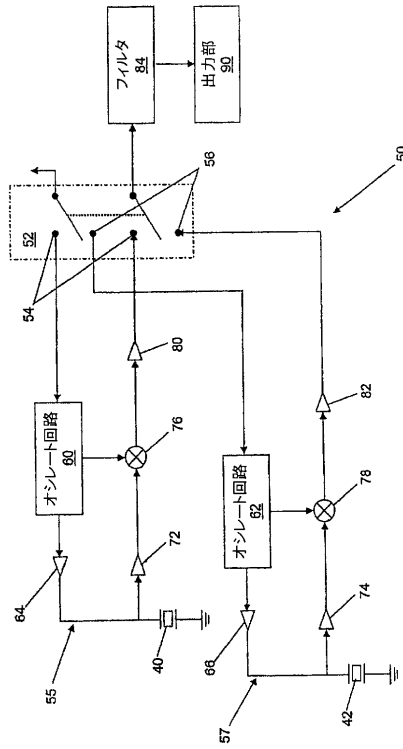
【 図 2 】



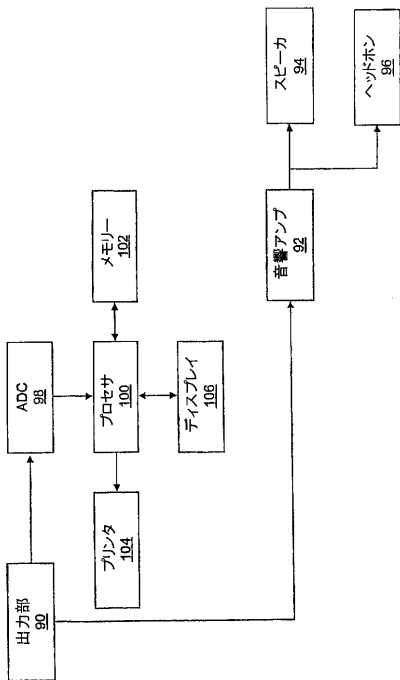
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US07/09807
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC: <b>A61B 5/05(2006.01)</b>  USPC: <b>600/459</b> According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/459  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4,459,853 (Miwa et al) 17 Jul 1984. Fig. 1B. cols. 1-4	1-20
<input 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" 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
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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" 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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"Z" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 01 October 2007 (01.10.2007)		Date of mailing of the international search report 11 OCT 2007
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Parikha S. Mehta <i>Anna Mehta</i> Telephone No. N/A <i>Jai</i>

## フロントページの続き

(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, MT, 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, BH, 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, 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, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 コラサ, ウィリアム

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州 53508、ベルビル、パイン パリー ロード ウエスト  
4117

(72)発明者 ジェニングス, ライアン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州 53716、マディソン、クレア ストリート 4210

(72)発明者 デイビス, エヴァン, ケー.

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州 53703、マディソン、スペイト ストリート 901、  
アパートメント 8

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD03 DE02 DE03 EE06 GA03 GB02 GB14 GB48 HH06  
HH07 HH13 HH35 JB31

专利名称(译)	多普勒超声诊断探头复杂频率		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009535156A</a>	公开(公告)日	2009-10-01
申请号	JP2009509599	申请日	2007-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	卡地纳健康公司202		
申请(专利权)人(译)	Cardinal Health的202公司		
[标]发明人	コラサウィリアム ジェニングスライアン デイビスエヴァンケー		
发明人	コラサ,ウィリアム ジェニングス,ライアン デイビス,エヴァン,ケー.		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4455 A61B8/4472 A61B8/467 A61B2560/0431 B06B1/0269 B06B2201/76 G01S15/8909 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/GA03 4C601/GB02 4C601/GB14 4C601/GB48 4C601/HH06 4C601/HH07 4C601/HH13 4C601/HH35 4C601/JB31		
代理人(译)	不二Sasashima 小川 护晃		
优先权	11/418483 2006-05-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种使用单个准连续模式探针测量血流的方法，该探针能够在不增加探针尖端尺寸的情况下应对复杂频率。在探头尖端放置多个元件。每个元件具有不同的共振频率，以长脉冲信号发射超声波，并以连续模式接收超声波能量。用户通过手动操作选择器来选择要激活的元素。输出可以以各种方式。例如，输出可以被打印，显示，存储在存储器中和/或由扬声器或耳机再现。

