

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5642159号

(P5642159)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-510390 (P2012-510390)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成22年4月19日 (2010. 4. 19)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2012-526584 (P2012-526584A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成24年11月1日 (2012. 11. 1)	(74) 代理人	100087789
(86) 国際出願番号	PCT/IB2010/051712		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開番号	W02010/131136	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成22年11月18日 (2010. 11. 18)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成25年4月11日 (2013. 4. 11)	(72) 発明者	アガーワル アヌブ
(31) 優先権主張番号	61/177, 673		アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブリアクリフ マノアー ピーオー ボックス 3 0 0 1 3 4 5 スカボロー ロード
(32) 優先日	平成21年5月13日 (2009. 5. 13)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ピッチシフトを伴う超音波血流ドップラ音響

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血流のドップラ音響信号を生じる超音波画像診断システムであって、  
 超音波ドップラ送信周波数  $f_0$  で作動する、血流の位置から前記ドップラ送信周波数を  
 基準とするドップラ超音波信号を取得する、超音波プローブと、  
 前記ドップラ超音波信号に应答して、可聴周波数帯域において血流の速度からドップラ  
 シフト信号を生じる、ドップラ復調器と、  
 前記ドップラシフト信号に应答して、前記ドップラシフトに基づいて血流速度情報を表  
 示する、ドップラ情報ディスプレイと、  
 前記ドップラシフト信号に应答して、前記表示された血流速度を変えずにピッチシフト  
 された音響ドップラを生じる、音響ドップラシステムと、  
 前記音響ドップラの前記ピッチシフトをユーザが制御する、前記音響ドップラシステム  
 に結合されるユーザコントロールとを有し、  
 前記音響ドップラシステムが、分数のオクターブだけ前記ドップラシフト信号のピッチ  
 をシフトするように前記ユーザコントロールに应答する、超音波画像診断システム。

【請求項 2】

前記音響ドップラシステムが、前記超音波送信周波数  $f_0$  又は前記表示された血流速度  
 の変化無しにピッチシフトされた音響ドップラを生じる、請求項 1 に記載の超音波画像診  
 断システム。

【請求項 3】

10

20

前記ユーザコントロールが音響ドップラに対する前記周波数帯域のスケーリングを制御する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 4】

前記音響ドップラシステムが前記ドップラシフト信号のピッチをシフトする位相ボコーダをさらに有する、請求項 2 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 5】

前記音響ドップラシステムが、前記ユーザコントロールにตอบสนองして、前記音響ピッチシフトの制御のためのピッチシフト係数 K を生じるピッチコントローラをさらに有する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 6】

前記音響ドップラシステムが所定周波数応答を示すスピーカをさらに有し、前記ピッチシフトが前記スピーカの前記周波数応答によって決定される、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 7】

前記ドップラ復調器が、復調基準周波数を示す帯域において復調されたドップラ信号を生じ、該帯域はドップラ方程式によって決定され、

前記ピッチシフトされた音響ドップラ帯域は前記ドップラ方程式及び前記復調基準周波数によって決定される帯域とは異なる、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 8】

前記ドップラ方程式が

$$f_D = \frac{2vf_0 \cos\phi}{c}$$

の形である、請求項 7 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 9】

前記画像システムが、各々が異なる公称ドップラ送信周波数を示し、その各々が血流の位置からドップラ超音波信号を取得する、複数の超音波プローブの選択された 1 つとともに動作可能であり、

前記ドップラ復調器がさらに、選択された超音波プローブの前記公称ドップラ送信周波数の関数である周波数帯域におけるドップラシフト信号を検出し、

前記音響ドップラシステムが、前記検出されたドップラシフト信号にตอบสนองして、異なる公称送信周波数のプローブに対して共通公称周波数に関連する音響ドップラを生じる、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 10】

前記超音波プローブの各々が異なる公称ドップラ周波数  $f_0$  を示し、

前記ドップラ復調器が、選択されたプローブの  $f_0$  の関数であるドップラ方程式によってドップラ信号を検出し、

前記音響ドップラシステムが、異なる公称ドップラ周波数のプローブに対して選択された  $f_0$  周波数に関連する音響ドップラを生じる、

請求項 9 に記載の超音波画像診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療超音波診断システムに関し、特にピッチ制御されることができるドップラ音響を生じる超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

血流を診断するためのドップラ音響の使用は数十年に遡る。ドップラフロー特性のリアルタイムビデオ表現が可能になる前の数年間、音響は血流を超音波診断する唯一の手段であった。臨床医はビデオの助け無しに関心のある臓器若しくは血管にドップラプローブを

10

20

30

40

50

向け、血流の特徴的な"シューという"脈動音を聞く。ドップラ周波数シフトは一般的にキ口ヘルツ範囲以下であるため、増幅されたドップラ周波数信号が音響スピーカを直接駆動するために使用され得る。これは今日血流から超音波ドップラ信号が生成される方法となっている。しかしながら、スペクトルドップラ及びカラーフロードップラなどのドップラフローのライブビデオ表現が、血流特性を超音波診断するより正確で空間特異的な方法を提供したため、音響ドップラの診断使用は減少している。それにもかかわらず、ドップラ音響は依然として超音波診断の要であり、今日でもいまだに適切なプローブ及びサンプルボリューム配置のガイドと確認を助けるために使用されている。超音波検査技師によって見られる視覚表示、及び超音波検査技師によって聞かれるドップラ音響が両方とも対応情報を生成しているとき、診断情報の妥当性と精度への超音波検査技師の信頼が強化される。

10

#### 【0003】

ドップラ音響信号は超音波システムの一部である音響システムを通して再生される。カートに取り付けられたシステムにおいて、音響システムのスピーカは、システムメインフレーム内、コントロールパネル上、若しくはディスプレイ上など、カート上の様々な位置に置かれることができる。スピーカはカートで運ばれ、様々な場所に置かれることができるので、広範な市販のスピーカがシステム設計者によって使用可能である。しかしより小型の携帯型超音波システムの最近の出現で、スピーカのためのスペースはより大きく制限されている。小型システムにおいてはサイズと重量が重要であり、システム設計者はしばしば非常に小さく非常に小型のスピーカを使用することに制限される。例えばフィリップスヘルスケアのCX50小型超音波システムにおいて、スピーカは運搬ハンドルに取り付けられ、非常に小さく非常に断面の薄いスピーカの使用を要求する。その性質から、小さなスピーカは一般的に大きなスピーカよりも高い周波数応答範囲を持ち、出力はその小型さと制限された音響環境の両方に左右される。これらのスピーカは大きな音響エンクロージャにおける大きなスピーカの高忠実性低周波数（低音域）応答特性が不可能である。

20

#### 【0004】

上記の通り、超音波システムのスピーカはドップラ信号周波数範囲の可聴音を再生しなければならない。ドップラ信号の周波数は血流の速さ若しくは速度に比例する。比較的高速度の血流の場合、高速度血流からの高周波数音はスピーカの再生可能周波数範囲内であるため、よい再生忠実性は一般に携帯型システムの小型スピーカの能力の範囲内である。こうした高い血流速度は通常は動脈血流を診断するときに遭遇する。しかし静脈血流診断において血流速度はもっと低い。脚の伏在静脈における静脈血流は例えば1秒あたりたった数センチメートル以下の範囲であり得る。その結果、こうした低い流速から再生されるドップラ音響は小型スピーカによってうまく再生されない低周波数となる。ドップラ音響は低ボリュームで、不明瞭で、理解しにくいものになる。従って特に静脈超音波検査において遭遇する低周波数のよりよい音響再生をもたらすことが望ましい。

30

#### 【0005】

低周波数再生の問題への1つの方法は組織ドップラモードに対して試行されてきた。組織ドップラにおいては心臓の心筋の運動などの組織の運動がドップラ処理によって検出される。血流と違い、組織の運動は組織の連続部分の運動であり、その中で組織細胞は物理的に結合しているので一体となって動いている。従って、組織運動は結合組織細胞の単一の速さによって支配され、血液の乱流によって生じる速度範囲には支配されない。結果として、ドップラ信号は任意の短い時間間隔における主要な単一周波数によって特徴づけられる。平均周波数値は平均周波数における合成正弦波を生成するために使用される。高周波数でドップラ信号を再生するには、正弦波周波数を高周波数にシフトするために周波数スケールリング項を平均周波数にかけるだけでよい。60Hz信号は例えば合成正弦波の周波数に3をかけることによって180Hzにまで簡単に変調されることができる。

40

#### 【0006】

組織ドップラにとってはうまくいくものの、この平均周波数シフト法は血流のドップラ音響にとっては不十分である。上述の通り、静脈若しくは動脈中の血液細胞は切り離され

50

ており、実質的に互いに独立して血流中を移動する。血管の中心における流速は血管の中心には無い血管壁における摩擦のために血管壁に沿った速度よりも大きい。血管細胞はまた閉塞及び弁において生じる乱流のために多くの異なる方向に動く可能性がある。その結果、血流は組織のように単一速度によって特徴づけられず、多数の同時速度によって特徴づけられる。ドップラ音響によって生じるのはこれらの速度に対応する可聴周波数のスペクトルであり、これは訓練された耳に対して高調波及び微妙な音色に富む。訓練された超音波検査技師はプローブ及びサンプルボリューム配置においてガイドするためにドップラ可聴音のこの豊かさを頼りにする。ドップラ信号の平均周波数を高周波数に単純にシフトするだけでは、血流から生じるドップラシフト周波数の全スペクトルを再生することができず、訓練された超音波検査技師になじみのない単調な人工音を生じる。その結果、低周波数静脈血流音響ドップラ音の再生を改善する問題に異なる方法がとられなければならない。

10

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

ドップラ音響の診断及び使用は、複雑なドップラ音のニュアンスが非常に微妙になり得、訓練された超音波検査技師によってしか文脈的に理解されないため、かなりの経験を要する。この課題はドップラ復調周波数がドップラ可聴音に関与するという事実によってさらに困難になる。ドップラ高調波イメージング（主に組織PWドップラ及びコントラストイメージングに使用される）は送信周波数の第2高調波を検出するように送信周波数の2倍の復調周波数を使用するが、従来ドップラ復調周波数は造影剤無しでの最適血流検出のために送信周波数に等しく設定される。3MHzにおいて送受信するプローブ（3MHzプローブ）は例えば5MHzプローブとは異なる範囲のドップラ音響を生じ、超音波検査技師は検査される血管の深さなどの因子に応じて異なる検査に対して異なる周波数プローブを選択する。ドップラ音響がプローブの周波数にかかわらず同じ範囲の可聴周波数において再生されるように、ドップラ周波数帯域におけるこの差が除去され得ることが望ましい。

20

**【課題を解決するための手段】****【0008】**

本発明の原理によれば、ドップラシフト周波数でない可聴周波数において血流ドップラ音響を生じる超音波診断システムが記載される。一実施例において超音波検査技師はドップラ音響信号のピッチの調節を可能にするユーザコントロールを与えられる。該コントロールは好適にはドップラ可聴音を1オクターブの比率で、又は1オクターブ以上、ピッチシフトさせることができる。これは単純にドップラ音響帯域の平均周波数をシフトさせることによってではなく、血流音質のニュアンスが正確に保存され再生されるように音響帯域内の全周波数範囲を伸張若しくは拡張することによってなされる。ドップラ音響の音はピッチシフトされるが、ドップラ血流速度の視覚表示は非シフトドップラ速度周波数においてなされる。ユーザコントロールは例えば小型スピーカ超音波システムを用いる静脈血流検査中により高いオクターブにおいてドップラ音響信号を生じさせることができる。別の実施例において、一定周波数スペクトルにおいて音響ドップラを再生するためにピッチコントロールが使用され、それによって異なる周波数プローブの使用によるドップラ音響の差を除去する。

30

**【図面の簡単な説明】****【0009】**

【図1】本発明の原理に従って構成される超音波画像診断システムをブロック図形式で図示する。

【図2】スペクトルドップラ表示、及びサンプルボリュームとフローカーソル位置の2D画像を示す超音波システム表示画面を図示する。

【図3a】本発明の原理にかかるドップラ音響スペクトルのシフトを図示する。

【図3b】本発明の原理にかかるドップラ音響スペクトルのシフトを図示する。

40

50

【図 3 c】本発明の原理にかかるドップラ音響スペクトルのシフトを図示する。

【図 3 d】本発明の原理にかかるドップラ音響スペクトルのシフトを図示する。

【図 3 e】本発明の原理にかかるドップラ音響スペクトルのシフトを図示する。

【図 4】サンプルデータシステムにおいて実施され得る血流ドップラ音響のピッチをシフトするための技術を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0010】

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波システムがブロック図形式で示される。超音波プローブ 10 のアレイトランスデューサ 12 は超音波を送信し、送信信号に応じた超音波エコー信号を受信する。アレイトランスデューサ 12 の素子は扇形視野 100 にわたって及びドップラビーム軸 22 に沿って超音波ビームを送信しているように示される。アレイトランスデューサによる超音波の送信は送信ビームフォーマ 62 によって制御され、これは送信周波数及びアレイトランスデューサの個々の素子による送信のタイミングなどのパラメータを制御する。アレイトランスデューサ素子は受信超音波信号を電気信号に変換し、これは送信/受信 (T/R) スイッチ 26 を用いて受信ビームフォーマ 64 へ送信される。受信ビームフォーマ 64 はアレイトランスデューサ素子から受信した信号からコヒーレントエコー信号サンプル  $S(t)$  を形成する。送信及び受信ビームフォーマはビームフォーマコントローラ 60 によって同期され制御される。

【0011】

コヒーレントエコー信号は一般にビーム方向のシーケンスに沿って受信され、エコー信号は直交バンドパス (QBP) フィルタ 28 による直交検出を受ける。典型的な QBP フィルタは米国特許 6,050,942 (Rust et al.) に記載されている。QBP フィルタ 28 は各エコー信号に対し直交成分 I 及び Q を生じる。これらの成分は式

$$\sqrt{I^2+Q^2}$$

を用いて B モードプロセッサ 30 によってグレースケール画像データを形成するために検出される振幅であり得る。I, Q 成分ペアは、ドップラ処理のための同じ画像フィールド位置からの時間的に異なるサンプルにおいて集合メモリ 32 にも保存される。集合メモリは、 $r \cdot f$  サンプリングレートの関数である "ファーストタイム" から、画像フィールド内の各サンプルボリュームが調べられるパルス繰り返し間隔 (PRI) の関数である "スロータイム" への変換を容易にする。データ集合は、不要なドップラシフト成分を除去するウォールフィルタ 37 に結合される。血流イメージングの場合ウォールフィルタ 37 は動きの遅い組織からの低周波数成分を除去し、組織運動イメージングの場合血流の高周波数成分が除去される。画像フィールド内の異なる点における瞬間周波数は周波数 (速度に対応する) に対応して色分けされ、カラーフロードップラプロセッサ 38 によってカラードップラ表示に表示され得る。カラードップラ表示は一般的に色分けされた運動若しくは血流の構造配向のためにグレースケール B モード画像に重なる。カラーフロードップラ表示はリアルタイムに動的に示される全画像フィールドにわたる瞬間血流若しくは運動のビューを臨床医に与える。

【0012】

図 1 の超音波システムは連続波 (CW) ドップラ測定も可能である。CW ドップラにおいてドップラ信号はアレイトランスデューサ 12 の 1 つの開口から連続的に送信され、エコーはアレイトランスデューサ素子の別の開口によって連続的に受信される。受信エコーは送信ビームの重なりからのものである。受信信号  $s(t)$  は送信周波数の正弦関数及び余弦関数と混合され、不要な混合成分、一般的に和周波数を除去するためにローパスフィルタされる。そして差周波数が画像処理され、パルス波 (PW) スペクトルドップラ表示と同じ方法でスペクトル表示される。

【0013】

本発明の原理によれば、受信エコー信号  $S(t)$  はゲートドップラ復調器 34 によってドップラシフト帯域に位相復調される。ゲートは、ドップラビームベクトル及び下記で論

10

20

30

40

50

じられるサンプルボリュームゲート信号によって与えられ得るサンプルボリューム位置から返されるエコーを復調する。復調ドプラー信号  $I_0$ 、 $Q_0$  は送信ドプラー周波数  $f_0$  を基準とし、 $I(t) + jQ(t)$  の形であり、"解析信号"と呼ばれることもある。復調ドプラー信号は組織成分を除去し血流成分のみを通過させるためにウォールフィルタ 35 によってフィルタされる。ウォールフィルタされた血流ドプラー信号は  $I_0'$ 、 $Q_0'$  の形である。そしてこれらの血流信号はスペクトルドプラープロセッサ 36 によってスペクトル表示のために処理される。スペクトルドプラー表示のために、スペクトルドプラープロセッサは測定時に存在する血流の周波数の範囲に対応する周波数値のスペクトルを生じる。各時系列スペクトルは図 2 及び 3 に示されるようにスペクトルドプラープロセッサ 36 によって（一般的にスクロール若しくはスイープする）スペクトル表示にスペクトル線として表示される。スペクトルドプラー表示は臨床医に画像フィールド内の特定サンプルボリュームにおける血流若しくは運動成分の詳細な定量化を与える。

10

## 【0014】

グレースケール (Bモード) 画像データ、スペクトルドプラーデータ、CWドプラーデータ、及びカラーフローデータは、ディスプレイ 24 上に所望の画像形式で 1 つ以上の画像を生じるために全て画像プロセッサ 40 に結合される。

## 【0015】

本発明の原理によれば、図 1 の超音波システムはスピーカ 44 から音響ドプラー信号も生じる。従来音響ドプラー信号は送信ドプラー周波数  $f_0$  に基づくドプラーシフト周波数にあり、ドプラーシフト周波数は人の可聴スペクトル、典型的には 100 Hz 乃至 10 k Hz にあるため、音響信号として生成される。ドプラー音響信号がデジタルに生成されると、これはデジタルアナログ変換器 (DAC) 42 によってアナログ信号に変換され、増幅され、スピーカ 44 に加えられる。音響信号はまた正 / 逆分離器 54 によってトランスデューサアレイに対する流れ方向の関数として分離され得、これは 1 つのスピーカを通過してトランスデューサアレイへ向かう流れと、第 2 のスピーカを通過してトランスデューサアレイから離れる流れから信号を再生する。流れ方向はドプラーシフトの符号によって都合よく与えられる。加えて、図 1 の超音波システムはユーザがよりよい忠実性のために音響ドプラー信号のピッチを制御することを可能にする。例えば、スピーカ 44 は低速静脈血流からの低周波数ドプラー信号の再現忠実度が低い可能性がある。その場合、ユーザは再生されたドプラー音のピッチを、スピーカによってよりはっきりと再生される周波数範囲へ増加させる。

20

30

## 【0016】

図 1 の実施例において超音波システムはコントロールパネル 20 を持ち、これによってユーザは超音波システムの複数のドプラー機構を制御することができる。当然のことながらコントロールパネルは、ハードウェアの中に、又は表示画面上のソフトキーとして、又はその 2 つの組み合わせで構成されることができる。ユーザコントロールは画像フィールドにわたってドプラービームベクトル 22 を誘導するようにユーザによって操作されることができる。ベクトル 22 は超音波画像上の線として図示され、ドプラービームがスペクトルドプラー調査のために送信されるべき方向の超音波システムへの指標である。ユーザはまた、スペクトルドプラーデータが取得されるべきドプラービームに沿った奥行きにサンプルボリュームグラフィック 16 (図 2 参照) を位置付けるためにコントロールパネルの制御を操作することもできる。ドプラービームベクトルとサンプルボリューム位置は、ドプラービームが送信されるべき方向と、スペクトルドプラー測定がなされるべきビームに沿った奥行きとをコントローラに知らせるためにビームフォーマコントローラ 60 に結合される。ドプラー復調器 34 のゲートは同じタイミング信号によって設定され得る。加えて、ユーザはフローカーソルで血管内の血流の方向を示すようにコントロールパネル 20 の制御を操作することができる。このカーソル設定は、ドプラー周波数を推定するために使用されるドプラー方程式がドプラービーム方向と血流の方向との間の角度に角度依存するため、ドプラー周波数推定値を修正するために超音波システムによって使用される。ビームフォーマコントローラはまた、トランスデューサアレイの公称ドプラー送信周波数

40

50

$f_0$  になるようにドップラ送信を制御する。この情報は典型的には、米国特許 4,868,476 (Respaute) に記載の通り、プローブが超音波システムに接続されるときにプローブ内のメモリ装置によって超音波システムに供給される。ドップラ操作において、プローブ 10 はこの公称送信周波数においてドップラビームを送信し、ドップラシフト若しくは周波数はこの公称周波数からのオフセットである。

【0017】

図 1 の実施例において、公称ドップラ送信周波数  $f_0$ 、ドップラビームベクトル設定、及びフローカーソル設定はピッチコントローラ 52 に結合される。加えてピッチコントローラはコントロールパネルからユーザによって設定されるピッチパラメータ  $m$  を受信する。そしてピッチコントローラはドップラビームベクトルとフローカーソルとの間の角度を計算することができ、この角度を  $\cos$  の形でスペクトルドップラプロセッサ 36 に与え、これはこの項をドップラ推定値の角度補正のために使用する。ピッチコントローラ 52 はまた、受信するデータをピッチ制御のためのピッチスケール係数  $K$  を計算するために使用する。ドップラ周波数推定器 34 からの係数  $K$  及びドップラ周波数  $f_D$  はドップラ音響信号のピッチの制御のために位相ボコーダ 50 に加えられる。位相ボコーダは音声合成及び音楽編集のために従来使用されてきた。しかしながら図 1 の超音波システムにおいて位相ボコーダ 50 は、送信ドップラ周波数  $f_0$  に基づくものとは異なるドップラ可聴音でスピーカ 44 を駆動するために正逆分離器 54 及び DAC 42 によって使用される形式  $I_s$ ,  $Q_s$  のピッチシフト信号成分を生じることによってドップラ音響のために使用される。

【0018】

従来のドップラ超音波イメージングシステムは、その周波数スペクトルがドップラ方程式を通して体内の関心領域内の運動散乱体の速度に関連する、広帯域音響信号を生じる。つまり、各可聴周波数における音響信号の強度は速度  $v$  で運動している全散乱体から取得される超音波エコーの強度の和に比例し、 $f_D$  及び  $v$  は次式の通りドップラ方程式を通して関連する。

$$f_D = \frac{2vf_0 \cos\phi}{c}$$

$f_0$  は超音波復調中心周波数であり（従来送信周波数に等しい）、 $\phi$  はドップラ角度、ドップラビーム方向と血流方向との間の角度であり、 $c$  は音速である。通常、一旦ドップラ周波数が推定されると、血流速度を計算するためにドップラ方程式が使用される。しかしながら本発明の実施例において、ドップラ音響信号の全成分の周波数は、各可聴周波数  $f_{D_i}$  における周波数スケール音響信号の強度が、速度  $v$  で運動している全散乱体から取得される超音波エコーの強度の和に比例するようにスケールされ、 $f_{D_i}$  及び  $v$  は次式を通して関連する。

$$f_{D_i} = K \frac{2vf_0 \cos\phi}{c}$$

$k$  は典型的には 1.0  $k$  4 の範囲である。

【0019】

図 1 の超音波システムにおいて、位相ボコーダ 50 はスペクトルドップラ表示のために使用される直交ドップラ成分  $I_0'$ ,  $Q_0'$  及びピッチコントローラ 52 によって供給される係数  $K$  を使用して、次式に従ってドップラ音響再生のための新たな信号を生じる。

$$f_{D_i} = K \frac{2vf_0 \cos\phi}{c}$$

式中の係数  $K$  はピッチスケール係数  $K$  によって設定される異なるピッチでドップラ音響信号  $f_{D_i}$  を生じるために  $f_D$  ドップラ周波数帯域のピッチをシフトする。ピッチスケール係数は  $K = f(m)$  である変数項  $m$  のユーザ調節によって設定される。構成される

実施形態において項mは、各離散値がドップラ可聴音の1/3オクターブシフトを生じる値の範囲にわたって配列されることができ、ドップラ可聴音が最大2オクターブまでピッチを増加されることができるよう6個の値が使用される。ドップラ音響ピッチ変化のためのユーザコントロールの調節は視覚スペクトル及びカラーフロッドップラ表示のために使用されるドップラシフト周波数値には影響を及ぼさず、これは不変 $f_D$ ドップラ周波数を用いてその視覚情報をもたらす。

#### 【0020】

ピッチコントローラ52及び位相ボコーダ50は他の実施例において他の利点をもたらすために使用されることができ、例えば、上述の通り、ドップラ方程式は項 $f_0$ 、公称送信ドップラ周波数を含むので、ドップラ音は検査のために使用される特定プローブの周波数に依存する。3MHzプローブは5MHzプローブよりも低い周波数音を生じる。超音波検査技師は例えば5MHzドップラ音響を識別する耳を持つかもしれない、検査のために使用されるプローブ又はドップラ送信周波数にかかわらずドップラ音の基準を5MHzにしたいかもしれない。これはピッチコントローラ52にKを次式に等しく設定させることによってなされることができ、

$$K = \frac{5\text{MHz}}{f_0}$$

係数Kがこのように計算されるとき、係数Kを持つドップラ方程式は次式となる。

$$f_D = \frac{2v(5\text{MHz})\cos\phi}{c}$$

従って係数Kはプローブ依存周波数項 $f_0$ を推定させ、周波数 $f_D$ は常に固定された5MHzの関数である。従ってドップラ音響は常に5MHzプローブのような音を出す。一貫したピッチを持つドップラ音響が異なるドップラ周波数のドップラプローブに対して生成される。

#### 【0021】

別の実施例において係数Kはドップラ角度の変化と不変であるドップラ可聴音を生じるためにピッチコントローラ52によって計算され得る。これは次式になるようにKを計算することによってなされ得る。

$$K = \frac{1}{\cos\phi}$$

この係数Kがドップラ方程式で使用されるとき、ドップラ角度はドップラ可聴周波数 $f_D$ の計算から除去される。

#### 【0022】

当然のことながら、ドップラ角度及び使用されるプローブの周波数における両方の変化に対してドップラ音を不変にするために上記2つの概念は統合されることができ、本発明の実施形態は送信超音波周波数若しくはドップラ復調周波数のいかなる変更も伴わずに音響ドップラ信号のピッチをシフトすることができる。

#### 【0023】

同時カラーフロー及びスペクトルドップラ調査のためにディスプレイ24上に提示される典型的なドップラ表示が図2に示される。この表示において上部扇形画像100は血流を示すカラー情報を重ねたBモード構造表示を含む。トランスデューサアレイは画像を取得するために頂点14に置かれる。扇形画像100の中心を通過する血管を通る血流は例えば血流速度の脈動変化とともに赤から青へ絶えず変化し得る。ユーザはスペクトルドップラ測定がなされるべき点において血管を横断するようにユーザコントロールを用いて画像100の上にドップラビーム方向線22を置くことができる。そしてサンプルボリュームグラフィック16はスペクトルドップラ測定がなされるべき血管の上に位置するまでユーザコントロールで線22を上下に動かされる。そしてフローカーソル18の傾斜が血流

10

20

30

40

50

の方向を示すようにユーザコントロールによって調節され、ドップラビーム線 22 とフローカーソル 18 との間の角度は角度補正のためのドップラ角度である。得られるサンプルボリューム 16 における血流のスペクトルドップラ表示 120 は表示画面の下部に示される。

#### 【0024】

ドップラ音響スペクトルのピッチをシフトする概念は、スペクトルドップラ表示の一部のスペクトル線 70 のシーケンスを示す図 3 a 3 e を参照して理解され得る。スペクトル線 70 などの表示の各スペクトル線は線に沿ったデータ点のシーケンスから成る。線上のデータ点の位置はスペクトル線の左に  $\pm V$  スケールで示される速度値をあらわし、各データ点はその速度を与えた周波数ピンの成分の関数である大きさを持つ。このスペクトル情報は図 3 b にスペクトル表示の左に描かれるスペクトル帯 80 によって周波数及び大きさの両方においてあらわされ得る。スペクトル帯のエンベロープを図示する曲線 80 が示す通り、スペクトルは血液細胞の速度の範囲によって、及び増加した曲線の振幅（図中左）によってあらわされる主要速度の存在によって決定される特定形状を持つ。

#### 【0025】

高周波数応答スピーカに対してドップラ音を変化させる単純な方法は、図 3 c に示される通りスペクトル 80 の周波数を高周波数帯域 80' に単純にシフトすることである。音はシフトされた帯域 80' の高周波数において再生される。しかしこの単純周波数シフトは音の音色を再生しない。高周波数音は金属音で不協和音であり、訓練された超音波検査技師の耳に耳障りな音を出す。これを防ぐために本発明の一実施例は音のピッチをシフトし、図 3 b のスペクトル 80 を図 3 d のピッチシフトスペクトル 82 へ変化させる。この新たなスペクトルにおいて周波数成分は伸張若しくは拡張されており、高調波関係が維持される。スペクトルエンベロープの形状は保存されるが伸張されることがわかる。従って、100 Hz 成分は 200 Hz にスケールされ、200 Hz 成分は 400 Hz にスケールされ、300 Hz 成分は 600 Hz にスケールされるなど、高調波成分と音の音色を保存する。この効果は図 3 e に正規化対数周波数スケールにおいて示され、従来の音響スペクトル  $S_a$  がピッチシフトスペクトル  $S_a'$  に 1 オクターブシフトされる。スペクトルは形状は変わらないように見えるが、1 オクターブピッチが上げられるのがわかる。ピッチシフトドップラ音響は超音波検査技師に以前と同じドップラ音であるが高いピッチであるように見える。高いピッチがスピーカの通過帯域とよりよく同調されるとき、より明確ではっきりとしたドップラ音が超音波システムによって生成される。

#### 【0026】

タイムドメインハーモニックスケーリング、ウェーブレット処理、及び位相ボコーダの使用など、ドップラ音響信号のピッチをシフトするための多数の技術がある。位相ボコーダは他の用途においてよく理解され、位相ボコーダはドップラスペクトル信号処理にとってよくある方法である重複短時間 FFT 処理で実施されることができるので、位相ボコーダ法が好ましい。ハードウェアに、若しくはソフトウェア処理によってアルゴリズムで実装されることができ位相ボコーダは、各 FFT 周波数ピンに 1 つ、狭帯域音のセットとして音響信号をモデル化する。連続重複 FFT 間の FFT ピンの大きさの変化はその短期間にわたる狭帯域音の振幅の段階的变化として解釈される。連続重複 FFT 間の FFT ピンの位相の変化は、その短期間にわたる狭帯域音の正確な周波数調節、FFT ピンの中心周波数からの摂動として解釈される。そして各周波数調節音は中間の大きさと位相値で時間的に対応する FFT ピンを補間するために使用され、同じ元の期間に対してより多くの重複 FFT を生じる。これらの重複値は短時間 FFT 再構成の通常の方法で逆 FFT 処理によって処理され、重複加算（元の重複係数で）され、元のサンプル信号よりも多くのサンプルを生じる。元のサンプルレートで再生される場合、これは元のピッチにおいて時間が伸張された音響を生じる。しかし元の期間に一致するようにより早いサンプルレートで再生される場合、ピッチは FFT 補間係数によってスケールアップされる。ピッチ若しくは時間は FFT を補間する代わりに間引くことによってスケールダウンされることができ

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 7 】

位相ボコーダ処理はピッチシフトの1つの可能な実施例として図4によって図示される。この実施例において周波数は2倍になり、ピッチを1オクターブ上げる。小さな垂線90はピッチシフト前のドップラ音響サンプルのシーケンスをあらわし、水平方向に時間が進行し、サンプル間の間隔はサンプルレートをあらわす。サンプルのシーケンスはサンプル90のシーケンスの上下に角括弧で示される重複窓Wに分割されることができる。この図において各窓は8サンプルを含み、隣接窓と50%重なるが、より多くの若しくは少ないサンプル、及びより多くの若しくは少ない重複を伴う窓が使用されることができる。

## 【 0 0 2 8 】

時間サンプルの各分割窓は、ステップ902においてなだらかに漸減した窓関数をかけてからFFT（高速フーリエ変換）で周波数領域に変換される。なだらかに漸減した窓関数は図には示されないが、時間領域を周期関数として扱うFFTによって生じる時間不連続性と周波数不鮮明化を減らすためのFFT処理における標準的なステップである。連続窓のFFTの結果は周波数領域複素スペクトルの時系列であり、図に小さな水平線の縦のセット96であらわされる。各スペクトルの各サンプル（"ピン"と呼ばれる）は複素数であり、その大きさと位相はピンの中心周波数における窓をかけた（windowed）正弦曲線に対応する。2つの連続複素スペクトルにおいて同じ周波数ピンを考慮すると、周波数は位相の時間導関数であるため、その時間増分にわたる位相差はピンの中心周波数からのわずかな周波数オフセットとして解釈されることができる。言い換えれば、ピンの中心周波数（位相レート）はスペクトル間の時間間隔にわたる決定論的な大きな位相変化を生じ、スペクトル間の実際の位相差はこの位相レートへのわずかな調節として使用される。位相計算はモジュロ2 ラジアン（360度）である。

## 【 0 0 2 9 】

連続スペクトルにおいて各ピンに対してわずかに調節された周波数と大きさを使用して、図示されステップ904で示されるように追加の複素スペクトル98が補間される。この実施例において、1期間にわたるスペクトルの数は、ピッチの1オクターブ増加である2の可聴周波数スケールに対応して倍になる。そして複素スペクトルは逆FFTで時間領域に戻って変換され、時間サンプル92の分割窓W'を生じ、これは前の窓及びFFT処理ステップ902と同じ重複率（この実施例では50%）で合計される。これは図に小さな垂線92と角括弧W'で図示される。スペクトル間補間は単位時間あたりより多くのスペクトルを生じたので、逆FFT及び重複加算後には単位時間あたりより多くのサンプルが存在する。データの周波数成分はサンプルに関して元の音響信号と同等であるが、サンプルレートはもっと高い（この実施例では倍になる）。従ってデータが新たなサンプルレートで連続アナログ信号に変換され、スピーカに加えられると、全周波数は元のサンプルレートにとって新たな比率でスケールされる。

## 【 0 0 3 0 】

複素スペクトルは任意のレートにリサンプリングされることができるので、周波数スケール係数は整数に制約されない。逆FFT後に重複加算ステップ906において時間サンプルが整列するために、スケール係数は分母が窓内のサンプルの数である整数の比率でなければならない。しかしながら、この制約さえも、その分数サンプル時間シフトに対応する線形位相ランプを各補間周波数スペクトルにかけることによって容易に克服されることができる。従って原則的に周波数スケール係数の定量化に何の制約もない。

## 【 0 0 3 1 】

位相ボコーダ処理における主なトレードオフはFFTサイズである。多くの小さなFFTは時間過渡をよりよく追うことができるが、はっきりした音として聞こえるわずかな周波数ピンを持つに過ぎない。少ない大きなFFTは連続周波数スペクトルをよりよく推定することができるが、位相不鮮明化として聞こえる遅い時間発展を持つ。ピッチスケール係数が増加するにつれてアーチファクトはより顕著に若しくは不快になる。従って、好適な実施形態は約20 30ms秒に対応する中間FFTサイズを使用する。

## 【 0 0 3 2 】

10

20

30

40

50

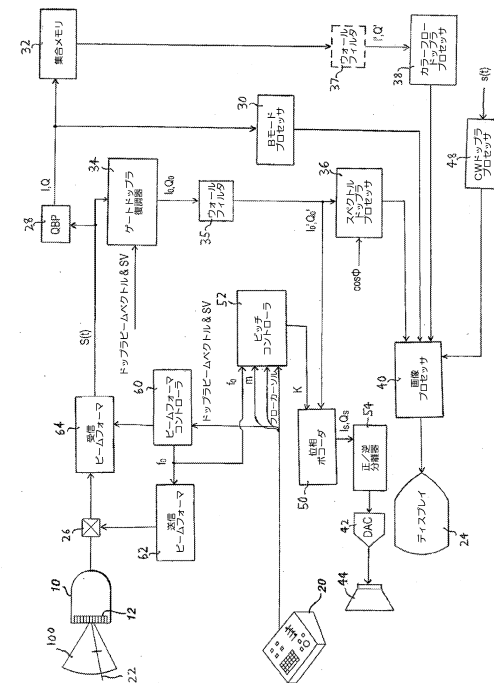
図4のサンプルシーケンス94がDAC42及びスピーカ44を通して図4の元のサンプルレートで再生された場合、音響信号は図4のシーケンスと同じピッチで図4のシーケンス90の音響信号の時間伸張バージョンになる。しかし図4の下部の各窓が図4の上部の窓と同じ時間間隔で再生されるようにシーケンス94が高いサンプルレートで再生されると、ピッチはスケールアップされる。各窓におけるサンプル数が倍になる図示の実施例において、図4におけるサンプルの各窓は図4のサンプルレートの2倍で再生され、ピッチはオクターブ全域でスケールアップされる。サンプルシーケンスをアップサンプリングする代わりに間引くためにFFT処理が使用される場合、ピッチはスケールアップされる代わりにスケールダウンされる。

【0033】

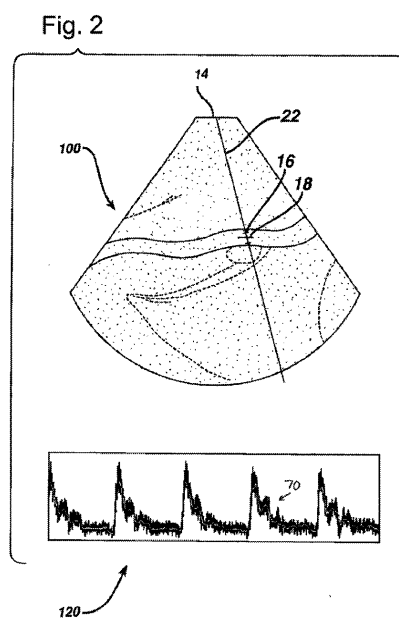
10

図4において、図4の下部における最終シーケンスの窓におけるサンプル94の数に対する元のシーケンスの窓Wにおけるサンプル90の数の比率が見られる。この比率は整数比としてあらわされることができる。この実施例において比率は8 : 16すなわち1 : 2である。ドブドラ音響のピッチを調節するコントロールパネルのユーザコントロールはこれらの整数mのうち1つを与えることができる。

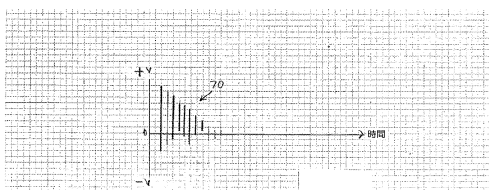
【図1】



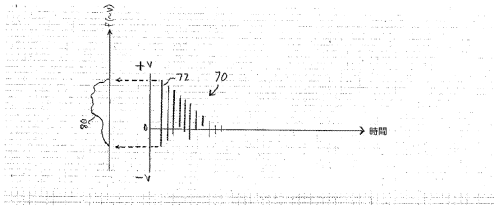
【図2】



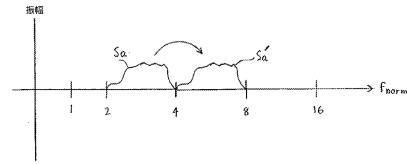
【図3a】



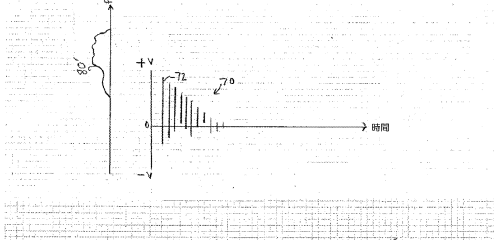
【図 3 b】



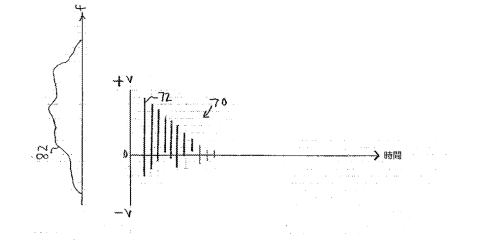
【図 3 e】



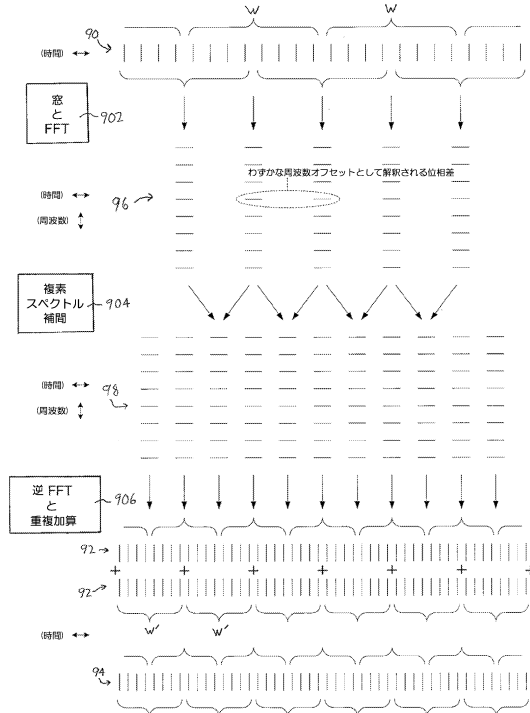
【図 3 c】



【図 3 d】



【図 4】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ホープ シンプソン デイヴィッド  
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003
- (72)発明者 クラーク デイヴィッド ダブリュ  
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平09-097091(JP,A)  
特開2008-036095(JP,A)  
実開平06-061209(JP,U)  
特表2002-532119(JP,A)  
特開2001-137245(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	具有音高变化的超声波血流多普勒声音		
公开(公告)号	<a href="#">JP5642159B2</a>	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	JP2012510390	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	アガーワル アヌブ ホープ シンプソン デイヴィッド クラーク デイヴィッド ダブリュ		
发明人	アガーワル アヌブ ホープ シンプソン デイヴィッド クラーク デイヴィッド ダブリュ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52066 A61B8/06 A61B8/488 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
优先权	61/177673 2009-05-13 US		
其他公开文献	JP2012526584A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声成像系统根据检测到的多普勒信号产生声学多普勒。在与血流信号的速度对应的频带中检测多普勒信号，并且基于检测到的频率的频带显示多普勒信息。声学多普勒系统在从检测到的频率的频带偏移的频带音调中产生多普勒声音。超声系统的操作者被给予用户控制，这允许控制音高变换的程度。超声系统显示多普勒血流速度要发送多普勒频率 $f_0$ 参考，声学多普勒是节距从对应于血流速度的频率偏移。

$$f_{D'} = K \frac{2vf_0 \cos\theta}{c}$$