

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公表特許公報（ A ）

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 527905

(P2003 - 527905A)

(43)公表日 平成15年9月24日(2003.9.24)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード^{*}（参考）

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

G 0 1 S 7/526

G 0 1 S 15/89

B

5 J 0 8 3

15/89

7/52

J

審査請求 未請求 予備審査請求（全 24数）

(21)出願番号 特願2001 - 569511(P2001 - 569511)

(86)(22)出願日 平成13年2月15日(2001.2.15)

(85)翻訳文提出日 平成14年9月18日(2002.9.18)

(86)国際出願番号 PCT/US01/04864

(87)国際公開番号 W001/071376

(87)国際公開日 平成13年9月27日(2001.9.27)

(31)優先権主張番号 09/533,445

(32)優先日 平成12年3月23日(2000.3.23)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 E P (A T , B E , C H , C Y ,
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I
T , L U , M C , N L , P T , S E , T R) , J P

(71)出願人 ジーイー・メディカル・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

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 モー , ラリー・ワイ・エル
アメリカ合衆国、53186、ウィスコンシン州
、ウォーキシャ、サラトガ・ロード、1707
番

(74)代理人 弁理士 松本 研一（外2名）

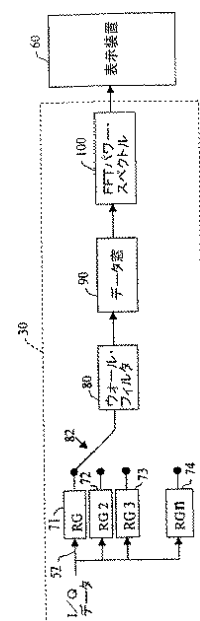
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波Bモード及びドップラー・フロー・イメージング

(57)【要約】

【課題】 Bモード及びマルチゲート・スペクトル・ドッ
プラー・フロー画像を同時に取得し、処理し、表示する

。
【解決手段】 超音波走査装置（10）は、超音波に応答
して、検査対象物（S）内の異なる深さ変分を表す複数の
のドップラー信号サンプルを作成するための複数の距離
ゲート（71～74）を含む。論理装置（30）がドッ
プラー周波数信号を作成すると共に、Bモード・データ
を作成する。表示装置（60）がBモード画像及びドッ
プラー画像を作成する。ドップラー画像はBモード画像
に重ねて表示することができる。ドップラー画像（DI
）はドップラー速度又は周波数に対して検査対象物内の
深さ変分を示すように構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波システム(10)において、検査対象物(S)からドップラー及びBモード・データを取得して表示する装置であって、

前記検査対象物内へ超音波を送信するように接続されている超音波送信器(50)と、

前記検査対象物から後方散乱された超音波に応答して、後方散乱信号を作成するように接続されている受信器(50)と、

前記後方散乱信号に応答して、前記対象物内の異なる深さ変分を表す複数のドップラー信号サンプルを作成する複数の距離ゲート(71~74)と、

前記ドップラー信号サンプルに応答して、前記異なる深さ変分を表す複数のドップラー周波数信号を作成すると共に、前記後方散乱信号に応答して、Bモード・データを作成する論理装置(20, 30)と、

前記Bモード・データに応答して、Bモード画像を作成すると共に、前記ドップラー周波数信号に応答して、第1の軸に沿って前記ドップラー周波数を表し且つ第2の軸に沿って前記深さ変分を表すドップラー画像を作成する表示装置(60)と、

を有している、検査対象物(S)からドップラー及びBモード・データを取得して表示する装置。

【請求項2】 前記表示装置が第1の部分(130)及び第2の部分(120)を有し、前記Bモード画像が前記第1の部分に表示され、前記ドップラー画像が前記第2の部分に表示される、請求項1記載の装置。

【請求項3】 前記ドップラー画像は前記Bモード画像上に重ねて表示される、請求項1記載の装置。

【請求項4】 前記後方散乱信号は前記対象物内の第1の関心領域(ROI1)から受信されて前記ドップラー信号サンプルを生じさせると共に、前記対象物内の第2の関心領域(ROI2)から受信され、前記論理装置(20)は前記Bモード・データを、第1のフレーム速度を持つ、前記第1の関心領域を表す第1群のフレームの形態、及び前記第1のフレーム速度より低い第2のフレーム速度を持つ、前記第2の関心領域を表す第2群のフレームの形態で作成する、請求

項3記載の装置。

【請求項5】 前記超音波は、前記対象物内の第1の関心領域（ROI1）へ方向付けされた第1のドップラー・ビーム（B1）と、前記対象物内の第2の関心領域（ROI2）へ方向付けされた第2のドップラー・ビーム（B2）とを含んでおり、前記後方散乱信号は、前記第1の関心領域から後方散乱された超音波に応答して作成された第1群の後方散乱信号と、前記第2の関心領域から後方散乱された超音波に応答して作成された第2群の後方散乱信号とを含んでおり、前記複数のドップラー信号サンプルは、前記第1群の後方散乱信号に応答して作成された第1群のドップラー信号サンプルと、前記第2群の後方散乱信号に応答して作成された第2群のドップラー信号サンプルとを含んでおり、また前記複数のドップラー信号サンプルは、前記第1群のドップラー信号サンプルに応答して作成された第1の複数のドップラー周波数信号と、前記第2群のドップラー信号サンプルに応答して作成された第2の複数のドップラー周波数信号とを含んでおり、前記ドップラー画像は、前記第1の複数のドップラー周波数信号に応答して作成された第1のドップラー画像と、前記第2の複数のドップラー周波数信号に応答して作成された第2のドップラー画像とを含んでいる、請求項1記載の装置。

【請求項6】 前記Bモード・データは、前記第1群の後方散乱信号に応じた第1のBモード・データと、前記第2群の後方散乱信号に応じた第2のBモード・データとを含んでおり、前記Bモード画像は、前記第1のBモード・データに응答して作成された第1のBモード画像と、前記第2のBモード・データに응答して作成された第2のBモード画像とを含んでいる、請求項5記載の装置。

【請求項7】 前記表示装置は、前記第1のBモード画像を表示するための第1の部分（A1）と、前記第1のドップラー画像を表示するための第2の部分（A2）と、前記第2のBモード画像を表示するための第3の部分（A3）と、前記第2のドップラー画像を表示するための第4の部分（A4）とを含んでいる、請求項6記載の装置。

【請求項8】 前記第1のドップラー画像が前記第1のBモード画像の上に重ねて表示され、前記第2のドップラー画像が前記第2のBモード画像の上に重

ねて表示されている、請求項 6 記載の装置。

【請求項 9】 超音波システム (10) において、検査対象物からドップラー及び B モード・データを取得して表示する方法であって、
検査対象物内へ超音波を送信し、
前記検査対象物から後方散乱された超音波に応答して、後方散乱信号を作成し、
前記後方散乱信号に応答して、前記対象物内の異なる深さ変分を表す複数のドップラー信号サンプルを作成し、
前記ドップラー信号サンプルに応答して、前記異なる深さ変分を表す複数のドップラー周波数信号を作成し、
前記後方散乱信号に応答して、B モード・データを作成し、
前記 B モード・データに応答して、B モード画像を作成し、
前記ドップラー周波数信号に応答して、第 1 の軸に沿って前記ドップラー周波数を表し且つ第 2 の軸に沿って前記深さ変分を表すドップラー画像を表示すること
を有している、検査対象物からドップラー及び B モード・データを取得して表示する方法。

【請求項 10】 前記表示することが、第 1 の領域に前記 B モード画像を表示し、第 2 の領域に前記ドップラー画像を表示することを含んでいる、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】 前記表示することが、前記ドップラー画像を前記 B モード画像上に重ねて表示することを含んでいる、請求項 9 記載の方法。

【請求項 12】 前記後方散乱信号は前記対象物内の第 1 の関心領域から受信されて前記ドップラー信号サンプルを生じさせると共に、前記対象物内の第 2 の関心領域から受信され、前記 B モード・データは、第 1 のフレーム速度を持つ、前記第 1 の関心領域を表す第 1 群のフレームの形態、及び前記第 1 のフレーム速度より低い第 2 のフレーム速度を持つ、前記第 2 の関心領域を表す第 2 群のフレームの形態で作成される、請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】 前記超音波は、前記対象物内の第 1 の関心領域へ方向付け

された第1のドップラー・ビームと、前記対象物内の第2の関心領域へ方向付けされた第2のドップラー・ビームとを含んでおり、前記後方散乱信号は、前記第1の関心領域から後方散乱された超音波に応答して作成された第1群の後方散乱信号と、前記第2の関心領域から後方散乱された超音波に応答して作成された第2群の後方散乱信号とを含んでおり、前記複数のドップラー信号サンプルは、前記第1群の後方散乱信号に応答して作成された第1群のドップラー信号サンプルと、前記第2群の後方散乱信号に応答して作成された第2群のドップラー信号サンプルとを含んでおり、また前記複数のドップラー信号サンプルは、前記第1群のドップラー信号サンプルに応答して作成された第1の複数のドップラー周波数信号と、前記第2群のドップラー信号サンプルに応答して作成された第2の複数のドップラー周波数信号とを含んでおり、前記ドップラー画像は、前記第1の複数のドップラー周波数信号に応答して作成された第1のドップラー画像と、前記第2の複数のドップラー周波数信号に応答して作成された第2のドップラー画像とを含んでいる、請求項9記載の方法。

【請求項14】 前記Bモード・データは、前記第1群の後方散乱信号に応じた第1のBモード・データと、前記第2群の後方散乱信号に応じた第2のBモード・データとを含んでおり、前記Bモード画像は、前記第1のBモード・データに応答して作成された第1のBモード画像と、前記第2のBモード・データに応答して作成された第2のBモード画像とを含んでいる、請求項13記載の方法。

【請求項15】 前記表示することは、前記第1のBモード画像を第1の領域に表示し、前記第1のドップラー画像を第2の領域に表示し、前記第2のBモード画像を第3の領域に表示し、前記第2のドップラー画像を第4の領域に表示することを含んでいる、請求項14記載の方法。

【請求項16】 前記表示することは、前記第1のドップラー画像を前記第1のBモード画像の上に重ねて表示し、前記第2のドップラー画像を前記第2のBモード画像の上に重ねて表示することを含んでいる、請求項14記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は検査対象物の超音波イメージングに関するものであり、より具体的には、Bモード及びドップラー・フロー（流れ）情報の同時表示に関するものである。

【0002】**【発明の背景】**

最新のマルチモード超音波スキャナでは、トラックボールの操作によってパルス式ドップラー・サンプル・ゲート（又は距離ゲート）をBモード画像内の関心のある血管の上方に手動で位置決めできる。各々のドップラー送信ファイヤリング（発射）について、受信したドップラー信号サンプルの一セグメントを「加算及びダンプ」動作にかけ、これにより所望のサンプル・ボリュームに対応する1つのドップラー信号サンプルが生成される。解析時間間隔（典型的には、10ms）にわたって多数の送信ファイヤリングから抽出されたドップラー・サンプルを使用して、標準的な高速フーリエ変換（FFT）スペクトル解析によりドップラー周波数スペクトルが算出される。その結果得られた「瞬時」ドップラー・スペクトルは周波数対時間のスペクトル図の表示の中の1本の垂直線を構成し、該表示において強度（又は色）はスペクトルの大きさによって変調される。ドップラー周波数シフト f_d は、ドップラー方程式 $v = c f_d / (2 f_0 \cos \theta)$ に基づいて流速（速度） v に変換されることが多い。上式で、 f_0 は送信周波数であり、 θ はドップラー角度、すなわち、超音波ビームと速度ベクトルとの間の角度である。

【0003】

上述の従来のスペクトル・ドップラー法の利点は、心拍動サイクルにわたって進展するドップラー・スペクトル分布の連続した表示が得られることであり、これから収縮と拡張との比のような多数の診断用波形インデックスが導き出される。制約は、1つのサンプル・ボリューム内のドップラー周波数分布だけしか測定できないと云うことである。血管直径を横切る2つ以上のサンプル・ボリューム

内で流速がどのように変化しているかを同時に観察することはできない。

【0004】

IEEE Trans. UFFC, 1996年、第4巻、654～659頁に所載のTortoli等による論文「Spectral velocity profiles for detailed ultrasound flow analysis」には、ドップラー・ビームに沿って時間につれて変化する流速分布を測定するマルチゲート・ドップラー・システムの動作が教示されている。このシステムは、64個の等間隔に設けられた距離ゲートから検出されたドップラー信号のFFTを実時間で演算することが可能である。結果として得られたデータは距離対速度/周波数の形式で表示され、そのグレースケール強度はスペクトル・パワーによって変調されている。これらのスペクトル・ドップラー分布により、血管の横断方向に沿った脈動流速分布の直接的で直感的な表現が得られる。しかしながら、背景の組織の解剖学的データは何ら得られない。

【0005】

今日の高級な超音波スキャナは一般に単一距離ゲート・スペクトル・ドップラー及びBモード・データの同時取得を行うことが可能である。フレーム速度を最大にするために、通常1フレームの一部又は全体のBベクトルがドップラー・ファイヤリングとインターリーブ（交互配置）される。もし許容可能なBモード・フレーム速度を維持するためにBモード期間中にドップラーを一時停止することが必要である場合、ドップラー・データに時間的隙間が生じ、この時間的隙間は通常は合成したドップラー・データで充填される。

【0006】

Bモード及びマルチゲート・スペクトル・ドップラー・フロー画像を同時に取得し、処理し、表示することのできるスキャナがあれば、それは血管診断用の新しい有用な手段を提供することが明らかである。特に関心のあることは、心拍動サイクルにわたる血管壁の動きと共にフロー（流れ）分布の変化を監視できることである。

【0007】

【発明の概要】

好ましい実施形態は、検査対象物からドップラー及びBモード・データを取得

して表示する超音波装置において有用である。このような環境において、超音波を、好ましくは超音波送信器によって、検査対象物内へ送信する。検査対象物から後方散乱された超音波に応答して、好ましくは受信器によって、後方散乱信号を作成す。後方散乱信号に応答して、好ましくは複数の距離ゲートによって、対象物内の異なる深さ変分を表す複数のドップラー信号サンプルを作成する。ドップラー信号サンプルに応答して、好ましくは論理装置によって、複数のドップラー周波数信号を作成する。後方散乱信号に応答して、好ましくは論理装置によって、Bモード・データを作成する。Bモード・データに応答してBモード画像を表示し、またドップラー周波数信号に応答して、第1の軸に沿ってドップラー周波数を表し且つ第2の軸に沿って深さ変分を表すドップラー画像を表示する。

【0008】

上記の手法を用いることによって、超音波使用者による解釈及び診断を容易にする態様でBモード及びドップラー情報を表示することができる。

【0009】

【発明の詳しい説明】

好ましい実施形態は主として、超音波スキャナ・システム10によってBモード・イメージング及びマルチゲート・スペクトル・ドップラー・イメージングを同時に行うための新規なデータ取得表示方法及び装置に関する。Bモード処理もマルチゲート・スペクトル・ドップラー処理もそれ自体は新規なものではない。両者はハードウェアで及び/又はソフトウェアで具現化することができる。結果として、好ましい実施形態もハードウェアで及び/又はソフトウェアで具現化することができるが、特定のプラットフォームによる具現化に限定はされない。

【0010】

図1に示される好ましい実施形態では、Bモード・データ処理は処理装置20の形態の専用のBモード論理装置で具現化される。一方、ドップラーI/Qデータのマルチゲート処理、及び全てのBモード後処理(走査変換、ビデオ処理)はプログラマブル・コンピュータ30の形態の別の論理装置で実行される。論理装置20及び30は、マイクロプロセッサ、デジタル信号処理装置、又は論理及び算術演算が可能な特定用途向け集積回路を含めて、様々なデバイスによって具

現化することができる。

【0011】

図1のスカナ・システム10の「フロントエンド」部は、超音波トランスデューサ・アレイ40と、送信器(TX)、受信器(RX)、TX/RXビームフォーマ、復調器、復号器及びフィルタ・モジュール50とを含んでいる。アレイ40は検査対象物S内への超音波の送信器として作用する。超音波は周知のように対象物Sから後方散乱される。モジュール50内の復調器が、受信RFデータ(すなわち、超音波)をベースバンドへシフトさせて、ドップラー処理のために同相(I)及び直角位相(Q)成分を母線52上に供給する。帯域ノイズを阻止するために何らかのノイズ・フィルタを更に適用してもよい。1999年10月12日にモー及びチャオの名前で発行された米国特許第5964706号、発明の名称「送信時に符号化励起を用い且つ受信時にパルス圧縮を用いるパルス式ドップラー・イメージング方法及び装置」に教示されているように、符号化励起が使用される場合、復調の前又は後のいずれかにパルス圧縮を行うために復号器が必要となる。パルス圧縮は、符号化されない長い送信バーストが使用される場合に生じるような感度を構成することなく最高の距離分解能を達成するのに役立つことができるので、パルス圧縮はマルチゲート・スペクトル・ドップラーの場合に特に有用であり得る。

【0012】

Bモード・データは処理装置20内で通常の包絡線検出及び対数圧縮手法によって後方散乱超音波から作成される。Bモード・データは周知の態様でコンピュータ30によって所定のフレーム速度のデータ・フレームに編成される。図5に関連してより詳しく示されるように、対象物S内の1つの関心領域から生じるBモード・データは1つのフレーム速度で処理することができ、また対象物S内の別の関心領域から生じるBモード・データは最初のフレーム速度とは異なる別のフレーム速度で処理することができる。

【0013】

Bモード・データ及びドップラー信号は共に画像に変換して、周知の手法によって表示装置60上に表示することができる。

【0014】

[Bモード及びスペクトル・ドップラー・フロー・イメージングの同時実行]

一般に、スキャナ・システム10は、解剖学的イメージング及びスペクトル・ドップラー・フロー・イメージングを同時に行うためにBモード・ファイヤリングとドップラー・ファイヤリングとを交互に行うことが必要である。深いイメージングの場合、両方のモードで連続したデータ取得を達成するために2種類のファイヤリングを交互配置することができる。このような交互配置がもはや可能でなくなる浅い用途では、通常の二重走査の場合と同様に、Bモード・イメージング期間中はドップラー取得が一時停止される。Bモード・データ処理は周知であり、さらなる説明は必要ではない。

【0015】

マルチゲート・スペクトル・ドップラー処理を図2に記載している。重要な工程は、対象物S内の異なる深さ変分を表すゲート71~74のような異なる距離ゲートを、母線52上の復号されたドップラーI/Qデータに適用することである。各々の距離ゲートは基本的には「加算(sum) 及びダンプ(dump)」動作を行い、アレイ40によって作成された超音波のパルス繰返し周波数(PRF)でドップラー信号サンプルを生成する。

【0016】

各々のドップラー信号サンプルは対象物S内の異なる深さ変分を表す。各々の距離ゲート出力についての処理の残りは、通常の単一ゲート・パルス式ドップラー・システムの場合と同じである。(PRFでサンプリングされた)「スロータイム」ドップラー・データはウォール・フィルタ機能部80に通され、データ窓機能部90で窓処理され、次いでパワー・スペクトル機能部100で高速フーリエ変換(FFT)により変換されてドップラー周波数信号を作成する。ドップラー周波数信号は次いで、30~40dBである典型的な表示のダイナミックレンジに基づいて振幅が圧縮される。各々の距離ゲートは、対象物S内の深さ変分を表すその対応する距離でスペクトル線を生成する。距離ゲートは、スイッチ82で簡略に表したマルチプレックス機能部によってウォール・フィルタ機能部80に結合される。図2のボックス30内のすべての機能部はコンピュータ30によ

って具現化することができる。

【0017】

[異なる表示窓におけるBモード及びスペクトル・フロー画像]

図3は表示装置60の画面110上の一形態の表示を表す。ドップラー周波数信号を表すドップラー画像DIが画面110の一部分120に表示される。該画面部分120において、垂直軸Vは距離の位置(対象物S内の深さ変分)を表し、水平軸はドップラー・シフト周波数すなわち速度を表す。(本明細書では、ドップラー速度はドップラー周波数の一形態を表しているものと見なす)。Bモード・データから導き出される通常のBモード画像は画面110の一部分130に表示される。画面部分130は血管BVの画像を表示する。ゲート・カーソルGCに対応するスペクトル表示ボックスDBが、ドップラー画像DIによって表された対象物S内の深さ変分の距離を示すために血管画像上に重ねて表示される。ドップラー・ビーム・カーソルBCが、アレイ40によって作成されたドップラー・ビームの方向を表すために表示画像上に重ねて表示される。

【0018】

この二重モードの表示においては、たとえ良好なBモード・フレーム速度を維持するためにドップラー・ファイヤリングを一時停止したとしても、画面110上のビデオ表示のために「ドップラー隙間の充填」を何ら必要としない。ドップラー・データ集合の中の時間的隙間は、スペクトル・フロー・イメージングのために単に一層低いフレーム速度に移される。

【0019】

通常のスペクトル表示の場合のように、最大及び平均速度/周波数軌跡を、これらの軌跡が深さに沿って垂直に走ることを除いて、同じスペクトル・フロー・データ上に重ねて表示させることができる。これらの軌跡はまたスペクトル・フロー・データなしで単独で表示することもでき、またこれらの軌跡は平均速度及び剪断速度/剪断応力のような量的な速度測定のために有用である可能性がある。

【0020】

[B画像上へのスペクトル・フロー・データの重ね表示]

本発明による好ましい表示の実施形態では、スペクトル・フロー・データはグレー又はカラー・マップにより符号化され、これは次いで図4に示されているように画面110の部分130内のBモード画像上に重ねて表示される。ビデオ表示においてスペクトル・フロー・データについてグラフィック・オーバーレイを使用することができる。

【0021】

図5に示されている本発明の別の実施形態では、スペクトル表示ボックスDBを直ぐ取り囲む関心領域140におけるBモード・フレーム速度を最大にするために、領域150及び160(図5)のような「外側」すなわち周辺画像領域は凍結(フリーズ)させるか、或いは通常の更新モードにおけるように時々更新するようにしてもよい。

【0022】

[Bモード及び複数のマルチゲート式スペクトル・ドップラー・イメージングの同時実行]

本発明の別の実施形態によれば、異なる血管位置(例えば、動脈狭窄に対する近位箇所及び遠位箇所)をサンプリングするために、2つ以上の独立のドップラー・ビームを送信アレイ40によって発生する。異なるドップラー・ビームから生じるドップラー信号サンプルをマルチゲート作用にかけて別々に処理することにより、対応するスペクトル・フロー・データ及び対応する異なるドップラー周波数信号を生成する。もし異なるドップラー・ビームのドップラーPRFが十分に低い場合は、複数のマルチゲート式ドップラー速度測定を同時に行うために異なるドップラー・ビーム・ファイヤリングを交互に行うことができる可能性がある。この場合、図2のものと同様な2つ以上の並列のドップラー処理パイプラインが必要になることがある。

【0023】

更に詳しく述べると、アレイ40によって、対象物S内の第1の関心領域ROI1へ方向付けされた第1のドップラー・ビームB1の形態、及び対象物S内の第2の関心領域ROI2へ方向付けされた第2のドップラー・ビームB2の形態で超音波を発生する。ROI1からの第1群の後方散乱波がモジュール50によ

って使用されて、第1群の後方散乱信号が作成され、またROI2からの第2群の後方散乱波がモジュール50によって使用されて、第2群の後方散乱信号が作成される。第1群の後方散乱信号に応答して、コンピュータ30によって第1群のドップラー信号サンプルが作成され、また第2群の後方散乱信号に応答して、コンピュータ30によって第2群のドップラー信号サンプルが作成される。第1群のドップラー信号サンプルに応答して、コンピュータ30によって第1の複数のドップラー周波数信号が作成され、また第2群のドップラー信号サンプルに応答して、コンピュータ30によって第2の複数のドップラー周波数信号が作成される。

【0024】

インターリーブ（交互配置）が可能でない場合、心電図（ECG）信号のような外部トリガ信号と共に一度に1つのドップラー・ビームでフロー・データを取得して処理することができる。各々のドップラー・ビームについての母線52上のドップラーI/Qデータと対応するECGデータとはコンピュータ30のバッファ・メモリ32に保持することができる。スキャナ10が（別のドップラー・ビームから）第2組のドップラーI/Qデータを取得している間に、第1組のドップラーI/Qデータを処理することができ（図2）、その結果を別のバッファ・メモリ34に記憶させることができる。複数のドップラー・ビームからの全てのデータを取得し終わったとき、後処理によって表示を作成することができ、その際、異なるビームからのスペクトル・フロー・データは心拍タイミングECG信号に基づいて同期化される。背景の解剖学的画像を得るために、ドップラー・ファイヤリングの複数の組を繰り返す前に少なくとも一組のBモード・フレームを取得することも必要である。

【0025】

図6を参照して説明すると、2つ以上のドップラー・ビームの場合に有用な本発明の別の表示の実施形態では、追加の小さな窓を使用して複数のマルチゲート式ドップラー及びBモード・データを表示する。唯2組のBモード及びドップラー・データしかない場合、情報を表示するために、例えば、表示画面110の左側に領域A1及び領域A2を持ち且つ右側に領域A3及び領域A4を持つような

画面分割表示形式を使用することができる。このような構成では、ビームB1から生じるBモード画像（図3の領域130の画像と同様な画像）が領域A1に表示され、またビームB1から生じる対応するドップラー画像（図3の領域120の画像と同様な画像）が領域A2に表示される。ビームB2から生じるBモード画像（図3の領域130の画像と同様な画像）が領域A3に表示され、またビームB2から生じる対応するドップラー画像（図3の領域120の画像と同様な画像）が領域A4に表示される。様々なビームからの複数のドップラー画像と、複数のBモード画像のうちの唯1つの画像、例えば、最も新しい1つのBモード画像とを表示することも可能である。

【0026】

図7を参照して説明すると、2つ以上の超音波ビームに関連して使用される別の好ましい表示の実施形態では、表示画面110の左側に、図4に示した画像と同様な表示画像を含むことができる。前に説明したように、この表示では、ドップラー画像は第1の関心領域についてのBモード表示の上に重ねて表示される。表示画面110の右側には、第2のBモード画像上に第2のドップラー画像が重ねて表示される。第2のドップラー画像は第2の関心領域ROI2の走査及びその結果のドップラー周波数信号から導き出される。第2のBモード画像は第2の関心領域ROI2の走査及びその結果の第2のBモード・データから導き出される。右側の表示画像により図示のように配列されたスペクトル表示ボックスDB2、ドップラー・ビーム・カーソルBC2及びドップラー画像DI2が生じる。2つのドップラー・ビームのファイヤリングを交互配置できるか否かに応じて、スペクトル・フロー画像（及び背景のBモード画像）を「生」で表示するか、又は心拍タイミング信号に基づいて同期化させてバッファ・メモリ32及び34からの再生時に表示することができる。

【0027】

当業者には、好ましい実施形態を、特許請求の範囲に記載されているような本発明の真の精神および範囲から逸脱することなく変更及び修正し得ることが認められよう。例えば、処理装置20及びコンピュータ30を単一の論理装置内に組み合わせることができる。

【図面の簡単な説明】**【図 1】**

本発明の好ましい形態の簡略ブロック図である。

【図 2】

本発明の好ましい形態に従ったドップラー装置及び処理の好ましい形態の簡略ブロック図及び機能線図である。

【図 3】

本発明における表示の一形態を示す略図である。

【図 4】

本発明における表示の好ましい形態を示す略図である。

【図 5】

図 4 に示される種類の表示装置の略図であって、異なるフレーム速度における好ましい形態の処理を示す。

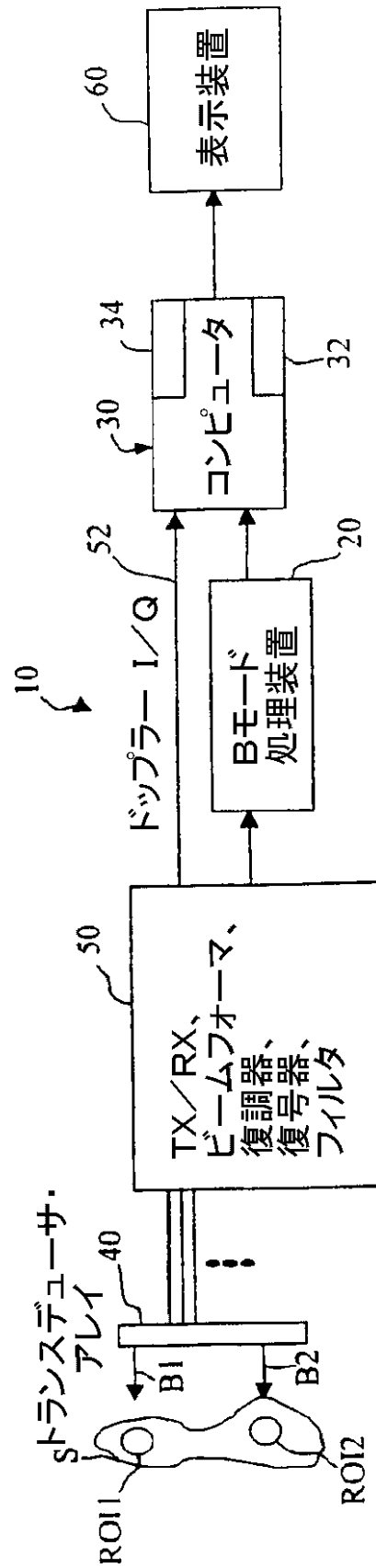
【図 6】

2つの異なる送信ビームを使用する本発明の一実施形態における表示の一形態を示す略図である。

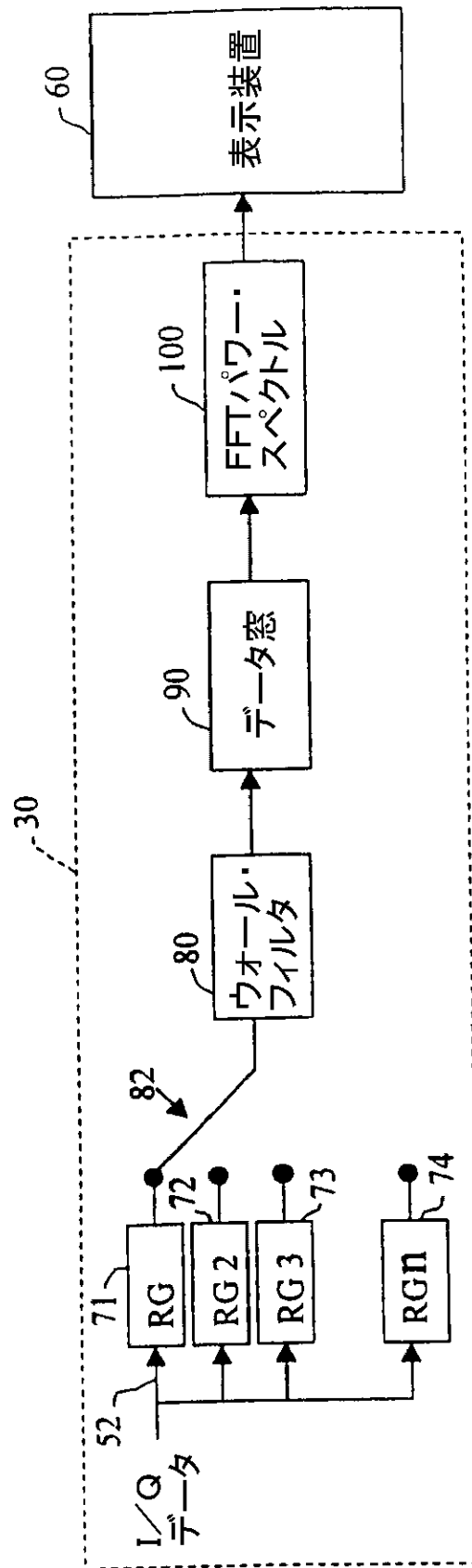
【図 7】

2つの異なる送信ビームを使用する本発明の一実施形態における表示の好ましい形態を示す略図である。

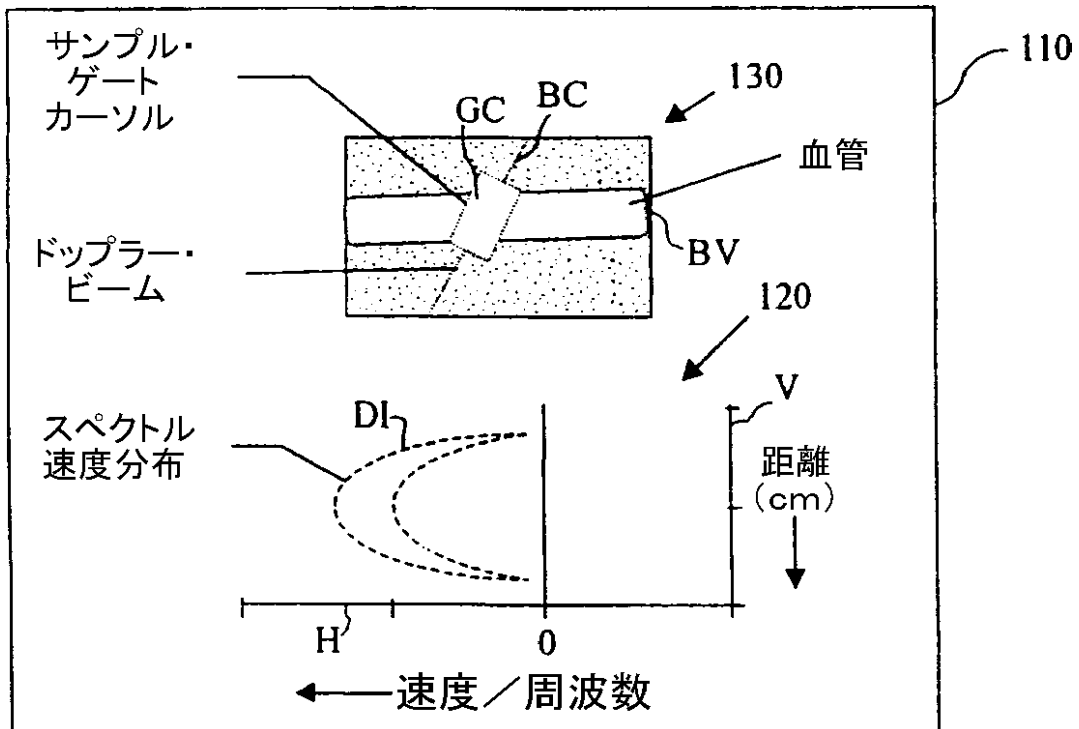
【図1】



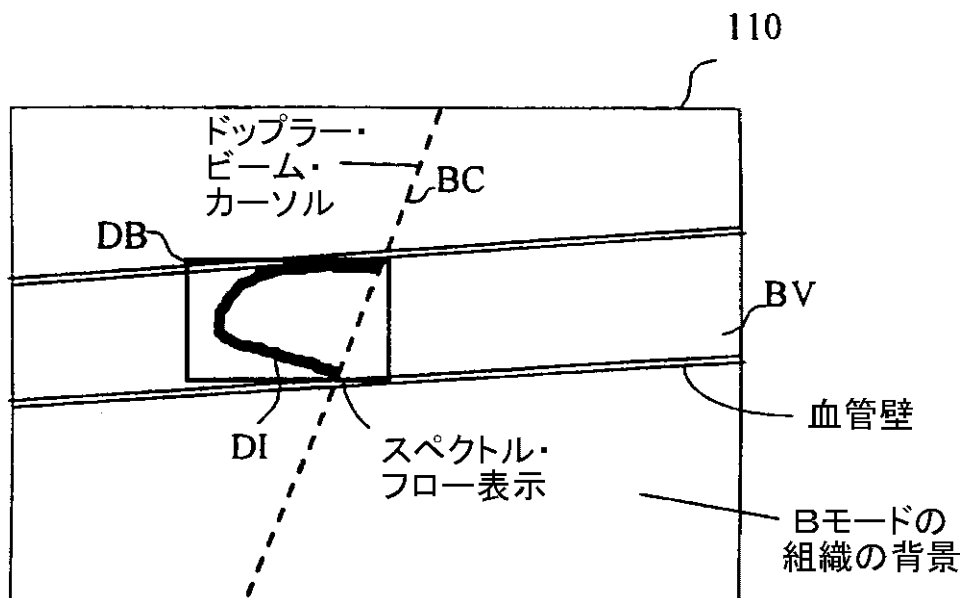
【図2】



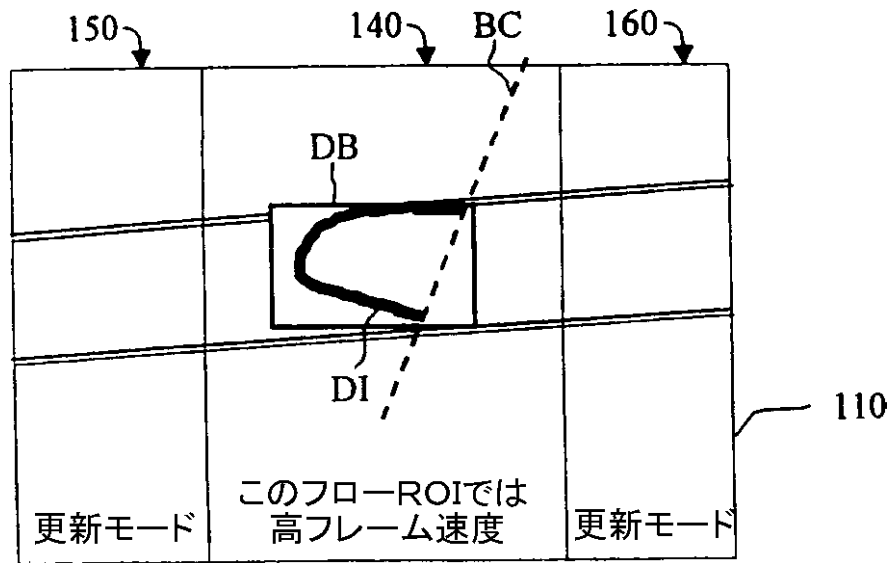
【図3】



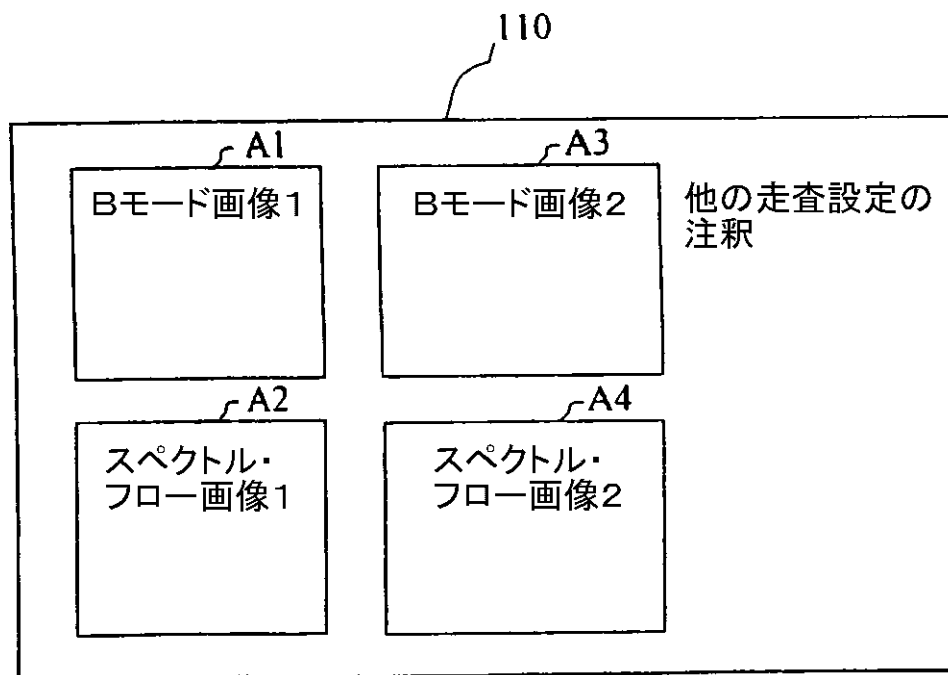
【図4】



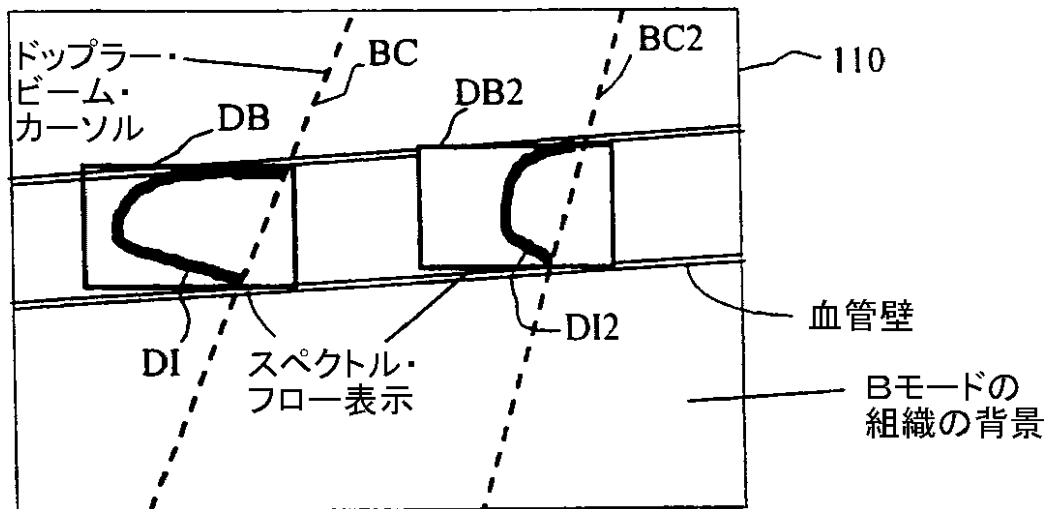
【図5】



【図6】



【図7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 01/04864

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52 G01S15/89		
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) IPC 7 G01S A61B		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	TORTOLI P ET AL: "Spectral velocity profiles for detailed ultrasound flow analysis" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, JULY 1996, IEEE, USA, vol. 43, no. 4, pages 654-659, XP002176132 ISSN: 0885-3010 cited in the application abstract; figures 2,3 ---	1,2,9,10
Y	US 5 724 974 A (GOODSELL JR LEONARD JAMES ET AL) 10 March 1998 (1998-03-10) abstract; figures 1A-1C, 8C, 9C column 11, line 15 - line 62; claim 15 --- -/-	1,2,9,10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: 'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance 'E' earlier document but published on or after the international filing date 'L' document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) 'C' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means 'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed '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 '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 '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 'Z' document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
29 August 2001		10/09/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2260 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Niemeijer, R

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 01/04864

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 98 28631 A (BROADSTONE STEVEN R ;TERATECH CORP (US); CHIANG ALICE M (US); GILB) 2 July 1998 (1998-07-02) abstract; figure 21 page 35, line 24 -page 36, line 16 -----	1,9
A	US 5 365 929 A (PETERSON ROY B) 22 November 1994 (1994-11-22) abstract; figure 9 column 5, line 46 -column 6, line 10 -----	1,9
A	TORTOLI P ET AL: "BLOOD FLOW IMAGES BY A SAW-BASED MULTIGATE DOPPLER SYSTEM" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. CONTROL/35, no. 5, 1 September 1988 (1988-09-01), pages 545-551, XP000111843 ISSN: 0885-3010 abstract; figures 6,10 -----	1,9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US 01/04864

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5724974 A	10-03-1998	WO 9734529 A US 5785655 A	25-09-1997 28-07-1998
WO 9828631 A	02-07-1998	US 5904652 A AU 7097698 A EP 0949976 A JP 2001507794 T US 6248073 B ZA 9711640 A	18-05-1999 17-07-1998 20-10-1999 12-06-2001 19-06-2001 08-09-1998
US 5365929 A	22-11-1994	NONE	

フロントページの続き

(72)発明者 ウォシュバーン, マイケル・ジョセフ
アメリカ合衆国、53151、ウィスコンシン
州、ニュー・ベルリン、ウエスト・グラハ
ム・ストリート、12920番

(72)発明者 ペシュマン, スティーブン・マーク
アメリカ合衆国、53151、ウィスコンシン
州、ニュー・ベルリン、ウエスト・メイフ
ラワー、16001番

F ターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD04 EE11 EE13
JB34 JC14 KK09 KK12 KK13
KK21 KK27 KK30
5J083 AA02 AB17 AC40 AD06 AD12
BC02 BE31 BE45 BE53 CA01
CA12 DA05 EA14 EA17 EA46

专利名称(译)	超声B模式和多普勒血流成像		
公开(公告)号	JP2003527905A	公开(公告)日	2003-09-24
申请号	JP2001569511	申请日	2001-02-15
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	モーラリーワイエル ウォシュバーンマイケルジョセフ ペシュマンステイーブンマーク		
发明人	モー,ラリー・ワイ・エル ウォシュバーン,マイケル・ジョセフ ペシュマン,ステイーブン・マーク		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S7/526 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52074 G01S15/8993 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.B G01S7/52.J		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD04 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/JB34 4C301/JC14 4C301/KK09 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK21 4C301/KK27 4C301/KK30 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC40 5J083/AD06 5J083/AD12 5J083/BC02 5J083/BE31 5J083/BE45 5J083/BE53 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DA05 5J083/EA14 5J083/EA17 5J083/EA46		
优先权	09/533445 2000-03-23 US		
其他公开文献	JP2003527905A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要同时获取，处理和显示B模式和多门频谱多普勒血流图像。 解决方案：超声波扫描设备（10）响应超声波并生成多个距离门（a），以生成代表检测对象（S）中不同深度变化的多个多普勒信号样本。71-74）。逻辑单元（30）创建多普勒频率信号和B模式数据。显示设备（60）创建B模式图像和多普勒图像。多普勒图像可以叠加在B模式图像上显示。构造多普勒图像（DI）以显示相对于多普勒速度或频率的被检对象内的深度变化。

