

(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 - 501177

(P2003 - 501177A)

(43)公表日 平成15年1月14日(2003.1.14)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ド^{*} (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

8/08

8/08

5 J 0 8 3

G 0 1 S 15/89

G 0 1 S 15/89

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 25数)

(21)出願番号 特願2001 - 501909(P2001 - 501909)

(86)(22)出願日 平成12年5月29日(2000.5.29)

(85)翻訳文提出日 平成13年2月8日(2001.2.8)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/04928

(87)国際公開番号 W000/075689

(87)国際公開日 平成12年12月14日(2000.12.14)

(31)優先権主張番号 09/327,693

(32)優先日 平成11年6月8日(1999.6.8)

(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) , J P

(71)出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヱィ

KONINKLIJKE PHILIP

S ELECTRONICS N.V.

オランダ国 5621 ベーアー アイन्दー

フェン フル-ネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 ラウンドヒル ディビッド エヌ

オランダ国 5656 アーアー アイन्दー

フェン プロフ ホルストラン 6

(72)発明者 ルーパス タナシス

オランダ国 5656 アーアー アイन्दー

フェン プロフ ホルストラン 6

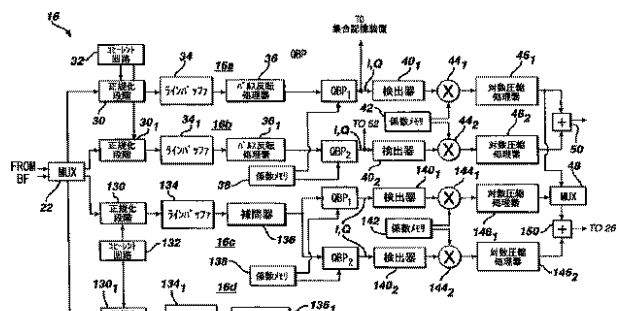
(74)代理人 弁理士 津軽 進 (外 1 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 同時的組織及びモーション超音波診断撮像

(57)【要約】

マルチモード超音波画像が、組織及びモーションの両方を表示するために、単一の送信パルスからの超音波エコーを並列処理することで形成される。好ましい実施例において、短い送信バーストが、組織モーション撮像に対するエコー集合を生成するのに用いられる。この集合のエコーの少なくとも1つのシーケンスは、組織構造を表示するためにBモード処理される。好ましくは、Bモード及びモーション処理の両方は並列に実行される。実質的に一定なパルスの反復周波数は、同じ送信パルスから2つのモードで撮像するとき、アーチファクトの発生を減少させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 マルチモード超音波画像を生成する方法であって、

与えられるビーム方向を音響的に励起する超音波を送信し、これに応じて前記ビーム方向からエコーの走査線を受信するステップ、

コヒーレントエコー成分を形成するように前記受信されたエコーをビーム形成するステップ、及び

超音波画像を表示する第1モードで前記コヒーレント成分を処理し、前記超音波画像に表示する第2モードで前記コヒーレント成分を処理するステップを有する方法。

【請求項2】 前記第1モードはBモード処理であり、前記第2モードはモーション検出処理である請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記第2モードは、ドップラー処理である請求項2に記載の方法。

【請求項4】 前記エコーは、体内の組織から受信される請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記第2モードは、パワーモーション撮像処理である請求項2に記載の方法。

【請求項6】 構造及びモーションの両方のマルチモード超音波画像を生成する方法であって、

アレイ変換器から超音波を送信すると共に、これに応じて前記アレイの素子によって複数のエコーサンプルを受信するステップ、

コヒーレントエコー信号を形成するために前記受信されたエコーサンプルをビーム形成するステップ、

超音波画像に構造を表示するために前記コヒーレントエコー信号を利用するステップ、及び

前記超音波画像にモーションを表示するために前記コヒーレントエコー信号を利用するステップを有する方法。

【請求項7】 前記エコーサンプルは、組織から受信され、前記コヒーレン

トエコー信号は前記組織のモーション表示に利用される請求項6に記載の方法。

【請求項8】 前記送信される超音波は、rf送信周波数で5サイクル未満を有する請求項6に記載の方法。

【請求項9】 前記送信するステップは、実質的に一定なパルス反復周波数で複数の波を送信する請求項6に記載の方法。

【請求項10】 前記第2番目の利用するステップは、ドップラーパワー強度を検出するために前記コヒーレントエコー信号を利用する請求項6に記載の方法。

【請求項11】 構造及びモーションの両方のマルチモード超音波画像を生成する方法であって、与えられる走査線に沿ってアレイ変換器から複数の超音波パルスを送信するステップ、

各送信パルスに応じて前記走査線からエコーのシーケンスを受信するステップ、

前記超音波画像におけるモーションを表示するために複数の前記シーケンスをモーション処理するステップ、及び

前記超音波画像に組織を表示するためにモーション処理される前記シーケンスの少なくとも1つをBモード処理するステップを有する方法。

【請求項12】 前記複数の送信及び受信するステップの前記パルス反復周波数が実質的に一定である請求項11に記載の方法。

【請求項13】 前記受信するステップは、単一の送信パルスに応じて2つの横方向に分離した走査線からエコーのシーケンスを生成するステップを有する請求項11に記載の方法。

【請求項14】 前記横方向に分離した走査線の間に入るエコー値を補間するステップを更に有する請求項13に記載の方法。

【請求項15】 前記送信するステップは、更に複数の横方向に分離した走査線に沿って複数の超音波パルスを送信するステップを含み、前記受信するステップは、前記走査線からエコーのシーケンスを受信するステップを含み、横方向に分離した走査線の間に入るエコー値を補間するステップを更に有する請求項1

1に記載の方法。

【請求項16】 前記送信するステップは、基本送信周波数で複数の超音波パルスを送信するステップを有し、前記受信するステップは、前記基本周波数の高調波周波数でエコーのシーケンスを受信するステップを有する請求項11に記載の方法。

【請求項17】 前記送信するステップは、異なる個々の位相を持つ複数の超音波パルスを更に送信するステップを有し、パルス反転により高調波周波数及び基本周波数のエコー成分を分離するステップを更に有する請求項16に記載の方法。

【請求項18】 構造及びモーションの両方のマルチモード超音波画像を生成する方法であり、

アレイ変換器から超音波を送信し、これに応じて前記アレイの素子により複数のエコーサンプルを受信するステップ、

コヒーレントエコー信号を形成するために前記受信されるエコーサンプルをビーム形成するステップ、及び

組織及びモーション信号の両方を生成するモーション検出経路及び組織撮像経路を介し前記コヒーレントエコー信号を並列処理し、マルチモード画像を表示するために前記組織及びモーション信号を利用するステップを有する方法。

【請求項19】 請求項1乃至18の何れか一項に記載の方法に従って、構造及びモーションの両方のマルチモード超音波画像を生成する超音波診断撮像システムであり、

超音波を送信し、これに応じてアレイ変換器の素子により複数のエコーサンプルを受信する前記アレイ変換器、

前記受信されたエコーサンプルからコヒーレントエコー信号を形成するビームフォーマ、

構造及びモーション信号の両方を生成する構造撮像経路及びモーション検出経路を介して前記コヒーレントエコー信号を並列処理する並行処理器、及び

マルチモード画像を表示するために前記構造及びモーション信号を利用する表

示手段

を有する超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波診断撮像システム、特に、共通の送信信号を使用する同時的組織及びモーション超音波診断撮像に関する。

【0002】

組織構造の超音波パルスエコー撮像は、一般にBモード撮像と呼ばれ、これにより、受信されるエコー信号は、振幅検出されると共に、これらの伝搬時間を考慮して画像に配置される。1つの送信パルスのみが表示の1つ以上の画像ライン（走査線）を形成するのに必要とされるので、Bモード撮像は、比較的高い表示フレーム速度で行うことができる。或る方向への超音波ビームの送信に続き、近い領域から遠い領域まで前記ビーム方向に沿ってエコーのシーケンスが受信される。多数の上記ビームからのエコーは、振幅検出されこれらエコーを反射する構造の2次元（2D）画像を形成するように、伝搬時間に関し、互いに隣接して表示される。

【0003】

Bモード撮像を表示するフレーム速度は、ドップラー画像、例えばパワードップラー及びカラーフロー(color flow)画像を表示するフレーム速度よりもかなり速い。これは、各ドップラー画像ラインがこのラインに沿った点でドップラーシフトを概算するために、多くの回数質問しなければならないからである。このラインに沿った各質問は、ドップラーデータの完全なラインを収集し、時間を通して収集されたラインの組は集合(ensemble)と呼ばれる。これらデータの集合は、このラインに沿った各点で高速フーリエ変換又は自己相関によってドップラーシフトを概算するのに必要とされる。各走査線でのサンプルの完全な集合を集めるのに必要な送信パルス数は、表示フレーム速度をBモード表示と同じ画像フレームを収集するのに必要とされるよりも低く減少させる。

【0004】

超音波画像を形成するのに必要な時間は、2つの撮像モードの画像が形成されるときには更に多くなる。例えば、カラーフロー画像は、Bモード画像及びドッ

ブラー画像の両方を収集することで形成され、これら2つの合成として最終結果が示される。このやり方で、ドップラーモードで表示される血流は、Bモード表示によって、それを取り囲む組織及び血管において構造的に表される。このような画像を形成するのに必要な時間は、各Bモードラインを送信し、各ラインからエコーを受信するのに必要な時間に、ドップラー集合の各サンプル用のドップラーラインを送信し、各ドップラー送信に応じてエコーを受信するのに必要な時間を加えたものである。異なる型式の送信パルスが、撮像の各モードの情報を最適にするために、Bモード及びドップラーに使用される。Bモード撮像に対しては、結果生じるエコーサンプルの高い軸解像度のために、短い送信パルスが好ましい。感度及び狭い送信帯域が一般に高い優先順位であるドップラー撮像に対しては、比較的長い送信パルスが用いられる。これにより、マルチモード画像の1つのフレームを生成する時間は、Bモード及びドップラー信号の両方の送受信時間の合計であり、これは完全な画像領域を一度走査するのに必要な時間の数倍である。

【0005】

Bモード及びドップラーの送信パルスが時間的にインタリーブされたとき（ビーム指向変化を最小にするための従来の技術である）、単一の画像フレームを生成するのに必要な時間はまた更に増大する。これは、パルスの型式が画像のアーチファクトを避けるように変化する度毎に、特定型式のパルスのアコースティック領域を事前に調整する必要があるからである。例えば、マルチモード画像が8つのサンプルのドップラー集合を用いて生成されると仮定しよう。画像の各ラインは、11回走査されなければならない。つまり、Bモード調整パルス、Bモードパルスと続き、その後ドップラー調整パルス、8つのドップラーパルスと続く。フレーム速度の減少は、小さなカラーボックスを使用し、これにより、完全な画像幅の部分だけにドップラー走査を制限することで改善される一方、完全な画像フレームを形成するのに必要な時間は、前記カラーボックスが画像の横方向のかなりの部分を占めるとき、かなりの量となる。表示器のフレーム速度は、それに対応して減少する。

【0006】

本発明の原理に従い、Bモード及びモーション画像の合成体を形成するのに必要な送受信サイクルの総数は、Bモード及びモーション撮像の両方に対し一定の送受信サイクルを共有することで減少する。送信パルスから入力されるrfデータは、包絡線検出グレイスケール撮像(envelope-detection grayscale imaging)とモーション撮像との両方に使用される。従来のアプローチに比べ、良好なフレーム速度は、共通の送信パルスからの同時的組織及びモーション撮像と調整パルスの必要性の削除とにより達成される。

【0007】

【発明の実施の形態】

最初に図1を参照して、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムを示す。超音波プローブ10は、超音波のビームを体内に送信し、この体内の細胞及び組織から反射してアレイ変換器18へ戻るエコーを受信するアレイ変換器18を含む。このプローブによる送信は、ビーム形成器制御装置14の制御下で動作するビーム形成器12によって制御される。このビーム形成器12は、アレイ変換器の各素子が制御可能に指向及び集束される超音波ビームを送信するために駆動される相対時間を制御する。ビーム形成器制御装置14は、送信波の周波数及びこの送信される波の他の特性、例えば振幅及びパルス長(rf波の送信サイクル数)を決定するユーザインタフェース(図示せず)に応答する。変換器アレイ18による各送信に続いて、エコーが、ここではエコー情報の"ライン"と呼ばれるビーム方向に沿って増大する深さから徐々に戻ってくる。アレイ変換器の各素子により受信されるエコーのラインは、このアレイを横切る受信エコーを位相コヒーレンスにするようにビーム形成器12によって遅延され、これらエコーは、このラインに沿うコヒーレントエコー情報のシーケンスを形成するために組み合わされる。好ましい実施例において、ビーム形成器は、各画像ラインに沿うエコーサンプルのシーケンスを生成するように受信エコーのデジタルサンプル上に作用するデジタルビーム形成器である。

【0008】

前記コヒーレントエコーサンプルは、各エコーサンプルのI及びQ直交成分を生成するように直交通過帯域(QBP: Quadrature Bandpass)フィルタ20により

復調及びフィルタリングされる。本発明の原理に従って、エコーサンプルのラインは、Bモード及びドップラーの両方で処理される。QBPフィルタを使用する代替りとして、エコーサンプルが直交復調され、次にBモード及びドップラー処理をする別々の通過帯域を施すように個々の2つのフィルタによりフィルタリングされてもよい。他の代替手段、つまり以下に述べられる好ましい実施例に用いられる手段は、Bモード及びドップラー処理チャンネルに対し別々のQBPフィルタを使用することである。個別のQBPフィルタの使用は、別々の帯域幅、中心周波数、フィルタ長及び間引率を含むBモード又はドップラー処理用のエコー信号に多数の異なる処理特性を各QBPフィルタが施すことを可能にする。この実施例は、例えば、1つのQBPフィルタがドップラー処理用のエコーに狭い通過帯域を施し、他のQBPフィルタがBモード処理用のエコーに比較的広い通過帯域を与えることを可能にする。

【0009】

Bモード処理に対し、I、Qサンプルは、数式 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を使用して検出器24により振幅検出される。これら検出されたBモード信号は、Bモード信号を圧縮及びマッピングするような機能を実行するBモード処理器26によりBモード処理される。処理されたBモード信号が所望の表示形式に変換し、モーション表示情報と結合する走査変換器80に与えられる。この合成マルチモード画像が表示器90に表示される。

【0010】

I、Qサンプルは、モーションを表示すべき各サンプル体積において時間的に離散するエコーサンプルの集合を収集するために、エコーの複数ラインが記憶されるアンサンプル記憶装置52にも与えられる。完全な集合は、不要なエコー成分、例えば静止する組織からのエコー成分を削除する壁フィルタ54に結合される。フィルタリングされた集合は、ドップラー処理器56又はパワーモーション処理器58の一方に結合される。ドップラー処理器56は、流れる液体（例えば、血液）若しくは動いている組織（例えば心臓弁）の一方のモーションを検出するために、異なる処理技術、例えば高速フーリエ変換（FFT）処理又は相関処理を用いてよい。本発明の好ましい実施例には、自動相関処理が使用されている

。ドップラー画像ライン上の各点からのサンプルの集合は、典型的に集合毎に18サンプルまでの範囲である。少ないサンプルの集合は、組織エコーの高い信号対ノイズ比、壁フィルタが組織のモーションを撮像するときにしばしばバイパスされる事実とにより移動する組織を表示するのに使用されてよい。サンプルデータは、直交I、Q形式で記憶される。自動相関器は、複素共役形式のサンプルのシーケンスにおいて隣接するサンプルを乗算し、 $I' + jQ'$ の形式の結果を生させるように積を合計する。数学的にこの自動相関処理は式1のように表される。

【数1】

$$X' = \sum_{k=1}^{n-1} X_{k+1} \cdot X_k^*$$

ここで、 $X_k = I_k + jQ_k$ であり、 n はこのシーケンス内のサンプル数である。複素結果から、ドップラー位相シフト ϕ_D は、 Q' と I' との商のアークタンジェントとして、すなわち数2のように計算される。

【数2】

$$\phi_D = \tan^{-1} \frac{Q'}{I'}$$

ドップラー周波数シフト f_D は、位相シフト ϕ_D にPRFを掛け、 2π で割ることによって決定される。

【数3】

$$f_D = \phi_D \frac{PRF}{2\pi}$$

ここで、PRFは、送信されるドップラーパルスのパルス反復周波数である。このモーションの速さは、数4のドップラー速度方程式から、送信波形の中心周波数を f_0 と仮定することで概算される。

【数4】

$$v = \frac{f_D c}{2f_0 \cos \theta}$$

【0011】

ドップラー処理器56は、公知のドップラーパワー ρ 、各サンプル体積でのドップラー信号強度及び/又は各サンプル体積での分散 σ も計算する。これら処理されるドップラー信号 v 、 ρ 又は σ は、通常は表示色の値の範囲にマッピングされると共に、該変換器において上記信号は走査変換されて、マルチモード表示で構造的にBモード画像に重なる。

【0012】

壁フィルタを通った信号も処理及びモーションを表示するパワーモーション処理器58に与えられる。このパワーモーション処理器は、通常ドップラー処理器56よりも少ないサンプルの集合に作用し、同じサンプル体積から時間的に異なるサンプルを区別することで運動を検出する。処理器58の効果は静止する組織からのエコーをキャンセルすることなので、パワーモーション処理器58は、静止する組織が運動しないので壁フィルタをバイパスされた集合に対し作用してもよい。パワーモーション処理器58は、米国特許第5,718,229号に詳細に記載されている。処理されたパワーモーション信号も、通常、色表示値の範囲にマッピングされ、走査変換し、マルチモード表示するBモード構成画像に組み合わせられるために走査変換器80に結合される。

【0013】

マルチモード画像も3D処理器70によって3次元表示に対し処理され、これは米国特許第5,669,385号、5,720,291号及び5,860,924号に記載されるようなマルチモード画像データの3次元表示を形成する。

【0014】

ビーム形成器12により生成されるコヒーレントエコー情報は、図2に示される走査線処理器16によって、Bモード及びモーション表示の両方に対し並列に処理される。このビーム形成器12からの画像ラインエコーデータは、マルチプレクサ22に与えられる。ビーム形成器は、一度に1つの走査線、すなわち時間インターリーブ形式の走査線データのみを生成するとき、単一デジタルデータ経路だけがビーム形成器とマルチプレクサ22との間に必要とされる。説明する実施例には、2つのデジタルデータの経路が示されている。この経路は、2つの同時に生成される走査線がマルチプレクサにより入力され、走査線処理器16

と並列に結合されることを可能にする。ビーム形成器が1つの送信パルスに応じ、ビーム形成器からの2本の矢印で示されるような、2つの並行なコヒーレント画像ラインを生成することでマルチラインの受信を行うとき、多数の走査線の並行処理が用いられる。2つのマルチラインは、両方ともBモード処理、ドップラー処理、パワーモーション処理又はこれらの組合せであるか、マルチラインが走査線処理器16の異なるチャンネルにより別々に処理されてもよい。

【0015】

説明される図2の実施例において、走査線処理器は4つの並行処理チャンネルを有し、その2つ(16a、16b)は、モーション処理をするように配され、2つ(16c、16d)は、Bモード処理をするように配される。チャンネル16dの初期部分のみが示され、チャンネルのバランスは、チャンネル16cのバランスと構造上は全く同じである。Bモード及びモーション処理の両方である走査線を入力するとき、走査線処理器16の動作は以下になる。マルチプレクサ22は、図2に説明される走査線処理器の2つのチャンネル16a、16cに走査線エコーデータを並行して与える。走査線処理器の各チャンネルは、正規化段階30、30₁、130、130₁を有し、これら段階は、深さで変化可能な利得又は減衰を生成するためにサンプル毎に、走査線データにケール係数(scale factor)を乗算する。各チャンネルに対するスケール係数は、コヒーレント回路32、132に記憶又はこれら回路によって生成される正規化係数によって供給され、好ましい実施例において、これら回路はデジタルメモリである。乗算する係数は、走査線エコーのシーケンスが進行するにつれて変化するので、深さ依存利得又は減衰が生じる。正規化段階の利得係数も幾つかの他の機能を提供する。1つは、走査の深さで拡大する変換器のアパーチャ(aperture)を補償することである。深さが増加するにつれて増大する数の変換器からの信号が用いられるので、合計するビーム形成された信号の大きさは増大する。この増大は、チャンネルがビーム形成処理に加えられる割合に比例して、正規化段階で減少する利得(増大する減衰)によりオフセットされるので、結果生じるエコーシーケンスは、変化するアパーチャによる影響を受けない。正規化段階の第2の機能は、Bモード処理が幾つかのチャンネルにより行われ、周波数合成が用いられるとき、チャンネルの公称信号

振幅を均一化することである。利得変化の比率は、係数が各正規化段階30、30₁、130、130₁の乗算器に対し変化される割合により制御される。

【0016】

正規化段階30、130による処理の後、各チャネル16a、16cにおけるエコー信号は、ラインバッファ34、134に結合される。これらラインバッファは幾つかの機能を行う。始めは、合成アパーチャ形成に対しビーム形成されたエコー信号の前半のアパーチャの記憶である。2番目は、補間器136、136₁が連続入力される又は横方向に分離した走査線から走査線データを補間するように動作する又はパルス反転処理器36、36₁が、米国特許第5,706,819号及び出願番号SN 08/986,383号に記載されるような、パルス反転により高調波信号を分離するために、走査線に沿って反対にフェージングされた送信パルスから連続するエコーシーケンスを組み合わせるとき、先行する走査線を記憶することである。補間器136、136₁の各々は、2つの入力走査線間に付加走査線データを補間し、パルス反転処理器36、36₁は、組織高調波、コントラスト高調波又は基本周波数撮像に対する高調波及び基本周波数成分を分離可能である。

【0017】

各チャネルにおけるエコー信号は、次に各チャネルにおいて直交通過帯域フィルタ(QBP)に結合される。これら直交通過帯域フィルタは、3つの機能、即ちRF走査線データを帯域制限する、走査線データの同相及び直交する組を生成する、及びデジタルサンプルレートを間引く機能を提供する。各QBPは、一方は同相のサンプル(I)を生成し、他方は直交サンプル(Q)を生成する、FIRフィルタを構成する複数の乗算蓄積装置(MAC)により形成される各フィルタを具備する2つの別々なフィルタを有する。このフィルタ特性は、MACにより使用される乗算係数の値によって決定される。別々のフィルタ機能に対する係数の異なるセットは、係数メモリ38、138に記憶され、これらメモリはMACの乗算器に選択された係数を与えるように結合される。

【0018】

Iフィルタを形成するMACに対する係数は、正弦関数を実施する一方、Qフ

ィルタに対する係数は、余弦関数を実施する。周波数合成に対し、活性QBPの係数は、所望の通過帯域の中心周波数において、正弦波が乗算された同期関数を更に実施する。本例の場合、チャンネル16aが、モーション表示に対しエコー信号を処理し、チャンネル16cが、Bモード表示に対し同じエコー信号を処理するとき、チャンネル16aにおけるQBP₁は、モーション信号の公称rf周波数付近に形成される通過帯域において走査線データのI及びQサンプルを生成する。これらI、Qサンプルは、ドップラー処理器56又はパワーモーション処理器58による、後続するモーション処理のためにアンサンプル記憶装置52に送信される。Bモード処理を実施するチャンネル16cにおいて、QBP₁は、最初の低周波数通過帯域における走査線データのI及びQサンプルを生成し、QBP₂は、2番目の高周波数通過帯域における走査線データのI及びQサンプルを生成する。これにより、本来の広帯域エコー信号のスペクトルは、比較的高い周波数帯域と比較的低い周波数帯域とに分割される。周波数合成処理を完了するために、チャンネル16cのQBP₁により生成する通過帯域におけるエコーデータは、検出器140₁により検出され、これら検出された信号は、和算器(summer)150の1つの入力部に結合される。チャンネル16cのQBP₂により生成される相補通過帯域におけるエコーデータは、検出器140₂により検出され、これら検出された信号は、和算器150の2番目の入力部に結合される。チャンネルにおける各検出器に続くものは、係数メモリ142から重み付け係数を入力する乗算器144₁及び144₂により形成される利得段階である。これら利得段階は、最適なシステム性能のために2つの信号経路に更なる利得調節を提供し、2つの周波数合成された通過帯域を均一化するのに使用される。各利得段階に続くものは、ルックアップテーブルを有する対数圧縮処理器(log compression processor)146₁、146₂である。各ルックアップテーブルの出力は、信号入力値の対数に比例する。これらルックアップテーブルは、圧縮曲線並びに走査線信号の輝度及びダイナミックレンジを変化する能力を提供するようにプログラム可能である。2つの通過帯域の信号が和算器150により組み合わせられるとき、2つの合成通過帯域の非相関スペckルの影響が相殺され、前記信号から作られるBモード画像におけるスペckルアーチファクトが減少する。スペckルが低減されたB

モード信号は、後続する処理、必要に応じたグレースケールマッピング及び表示をする B モード処理器 26 に結合される。

【0019】

これにより、図 2 の走査線処理器 16 は、単一のマルチモード画像における B モード及びモーションの両表示のために、エコー信号の単一の走査線を並列に処理可能であることが分かる。この処理器は、組織及びモーションの両方をそれらの基本周波数コンテンツによって、組織及びモーションの両方を高調波周波数成分によって、又は一方は基本周波数、他方は高調波周波数において表示する機能を提供する。この走査線処理器の更なる詳細は、米国特許（出願番号 S N 08 / 893,426）において明らかとなる。

【0020】

マルチライン動作の場合、同時に生成される走査線の 1 つのエコーは、モーション処理に対してはチャンネル 16a 及び B モード処理に対してはチャンネル 16c に与えられる。同時に生成される他の走査線のエコーは、モーション処理に対してはチャンネル 16b 及び B モード処理に対してはチャンネル 16d に与えられる。

【0021】

さらに他の代替手段は、フロー処理及び表示に対してはドップラー処理器 56 及び組織のモーションの同時表示に対してはパワーモーション処理器 58 によって、チャンネル 16a 及び 16b により走査線进行处理することである。

【0022】

前述したように、マルチモード撮像への従来のアプローチは、各種類の画像情報の再生を最適にするために、B モード撮像に対しては短く広帯域な送信パルスを用いて、ドップラー撮像に対しては長く狭帯域な送信パルスを用いることである。しかしながら、本発明者は、組織のモーションが撮像されるとき、ドップラー撮像に長いパルスの必要性が重要ではないことを見出した。これは、高い感度の必要性が流れる血液細胞からのエコーに比べ、動いている組織から戻ってくる比較的強いエコーによって減少するという事実によるからである。組織のモーション撮像の付加的な利点は、比較的短い集合（数個のサンプル）のみが動いている組織からドップラー信号又はパワーモーション信号を検出するために要求とされ

ることである。組織のモーションドップラー撮像は、動いている組織の（フローエコーに比べ）比較的高い振幅と低い周波数のドップラー信号を利用するので、強い、静止する及びゆっくり動くドップラー信号を除いて、低振幅且つ高周波ドップラー応答を通過させる通常の壁フィルタ周波数特性が逆となる。ある実施例において、ドップラー又はパワーモーション処理で組織のモーションを撮像するとき、壁フィルタは完全にバイパスされる。他の実施例において、パワーモーション処理器58と共に使用されるとき、壁フィルタは、静止（DC）モーション効果を阻止するように設定され、このパワーモーション処理器が動いている組織信号のダイナミックレンジにわたり動作することだけが必要となるようにする。

【0023】

同じ理由で、パワーモーション撮像及びBモード撮像のマルチモード画像も一致する撮像で十分実行されることが分かる。

【0024】

従来のマルチモード超音波システムは、Bモード撮像に対し数サイクルのみの送信パルス及びドップラー撮像に対し4、5又はそれ以上のサイクルの長いパルスを使用する。本発明者は、本発明に従う同時的組織ドップラー撮像に対し短いパルスを使用することが好ましい。本発明者は、同時発生するBモード及び組織ドップラー撮像に対し2、3サイクルの送信パルスを使用し、これは両方の撮像のモードに対し優れた軸解像度を与えることが分かった。表示に対しては、別々の構造（Bモード）及びモーション（ドップラー、パワーモーション）画像が作成可能であり、表示スクリーンに上書き可能である。又は、単一画像のピクセルが、例えば、輝度、色及び色調のようなピクセル特性を構造及びモーションの関数として変調することで構造及びモーションの両特性の関数として形成される。

【0025】

動いている組織からのエコーがかなり強いので、本発明者は、短い集合が優れた結果を提供することが分かった。高品質のマルチモード組織ドップラー画像が3又は4個のサンプルのドップラー集合を用いて生成され、パワーモーション撮像が集合における2つのサンプルのみで優れた結果を生じさせる。これは、長さ

に関し16個のサンプルまでの典型的なドップラーフロー集合に匹敵する。この短い集合長は、フィルタのタップ数はサンプル数と一致して比較的少なく、これにより広域フィルタ特性のみ提供されるので、組織ドップラー撮像を実施するとき、壁フィルタをバイパスするもう一つの理由である。制限された長さの組織ドップラー集合をフィルタリングすることは、組織のモーション速度の過大評価となることが分かり、望まないフロー成分を排除する好ましい技術は、ドップラー処理器56において、フロー信号のレベルより上で、且つ、組織信号のレベルより下でしきい処理を実行することである。

【0026】

典型的な同時的走査手順は以下のものである。重要な各画像ラインに対し、Nパルスが送信され、エコーのNラインが受信される。Nは所望の集合長である。この集合長は、パワーモーション撮像に対しては $N = 2$ 及び組織ドップラー撮像に対しては $N = 2$ から4の長さである。送信パルスは、(パワーモーション撮像に対しては4から6ライン、組織ドップラー撮像は2から4ラインである)多数の画像ラインにわたりイントラリーブされ、出願番号SN 09/080,881に記載されるようなオーバーサンプリングによりPRFを最適にするようにインタリーブされる。各走査線からのエコーの最初のラインは、モーション処理信号経路及びBモード信号経路の両方に向けられ、これらエコーは、好ましくは同時に並列処理される。そうするために、モーション処理経路は、モーション処理する前にセットアップされ、Bモード経路は、Bモード処理する前にセットアップされるべきである。従って、これら2つの経路の制御が独立していることが好ましい。

【0027】

ならしパルスの必要性を完全に不要にするために、本発明者は、モーション及び並びに同時的Bモード及びモーション撮像を行うとき、PRFを一定に保つのが好ましいことを見出した。同時撮像を行う間、待ち時間を含むPRF期間を一定に保つことで、アーチファクトを画像に導入するようなパルス及びパルス期間の間に過渡的效果又は差はない。

【0028】

Bモード信号に対する各画像ラインに沿ってエコーの1つのラインを処理することだけが必要であるのに対し、Bモード経路における集合の全てのエコーを処理することも可能である。並列処理スキームにおいて、Bモード経路はさもなくばアイドル状態である場合、この処理時間は、時間的平均化又はフィルタリング、又は他の線形又は非線形処理技術によってノイズを減少させるのに効果的に使用される。この処理の結果も、例えば、モーション検出の個々の表示を特定のサンプル体積で供給することにより、その能力を高めるためモーション処理器に与えられる。

【0029】

同時的撮像と協力して短い集合長を使用することが、表示のフレーム速度のかなりの増大を与える。例えば、3つのサンプル集合が同時的組織ドップラー及びBモード撮像に使用されたとする。従来のアプローチにおいて、これは、各画像ラインに対し6NPRI (Pulse Repetition Intervals)、つまり $T_{mode} = 1N \text{ PRI}$ 、 $T_{TDI} = 3N \text{ PRI}$ 、 $T_{pre-cond.} = 2N \text{ PRI}$ を必要とする。しかし、同時的撮像の場合は、 $T = 3N \text{ PRI}$ 、即ちドップラー集合の長さのみが必要である。これにより、フレーム速度は、従来のマルチモードアプローチをに対し2倍となる。

【0030】

図3aは、血管70を含む画像フレーム60を図示する。この実施例において、カラーボックス86の血管72のみがドップラー撮像される。これにより、このカラーボックスにより占められる画像の横方向を横断するドップラー集合を送信及び受信することだけを必要とする。前記画像の残りは、Bモードパルスによってのみ走査される。前記カラーボックスが、このカラーボックスの浅いドップラー走査のみを必要とするスキンライン(skinline)の近くにある場合、追加時間の節約が行われる。

【0031】

比較してみると、典型的な組織ドップラー画像が図3bに示される。この図は、鼓動する心臓88の組織ドップラー画像を図示している。心臓88は全画像フレーム60をほぼ占有するために、カラーボックスは、このカラーボックスが必

ず全フレーム60を占有するので、それ程用いられない。この理由のため、フレーム速度におけるかなりの増大が、本発明に従う組織ドップラー撮像を行うときに与えられる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1は、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムをブロック図で説明する。

【図2】 図2は、共通の送信パルスからBモード及びモーション信号の両方を並列処理を行う請求項1の超音波診断撮像システムの一部を説明する。

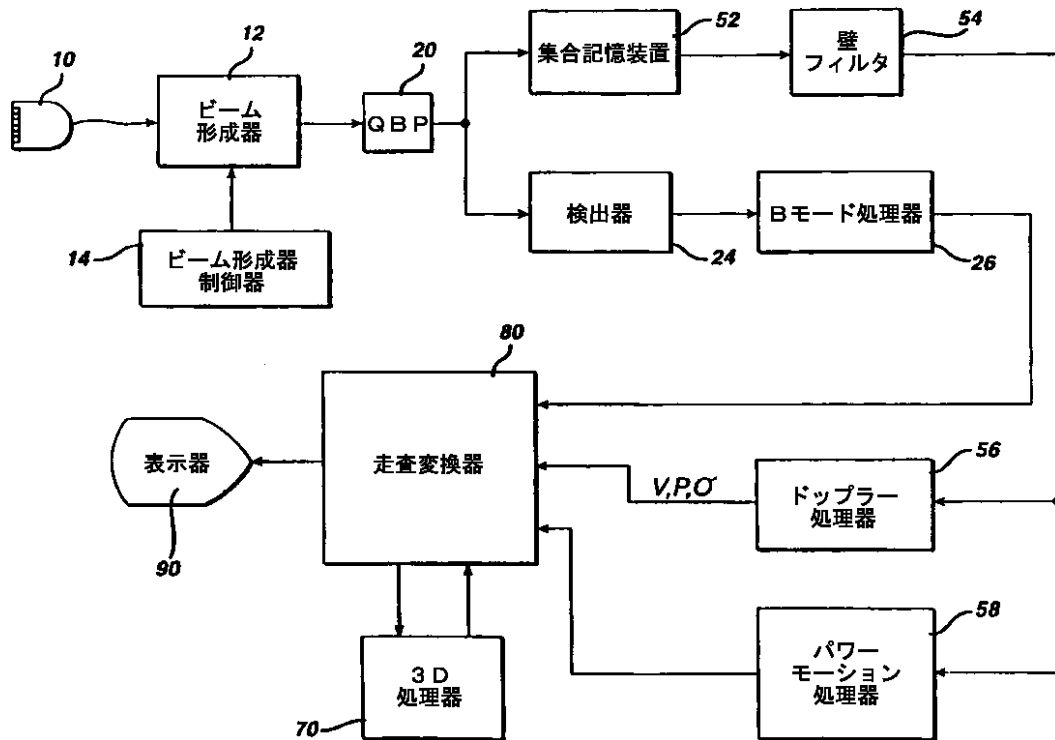
【図3a】 図3aは、心臓のカラーボックス及び組織ドップラー画像を持つ脈管構造のカラーフロー画像

【図3b】 図3bは、

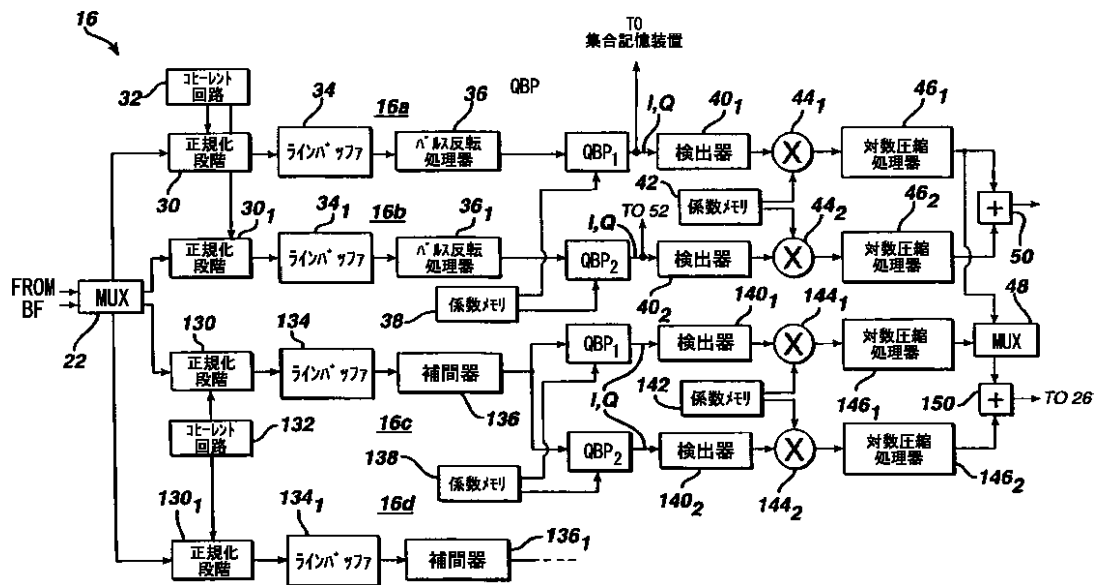
【符号の説明】

- 10 超音波プローブ
- 12 ビーム形成器
- 14 ビーム形成器制御装置
- 20 直交通過帯域
- 24 検出器
- 26 Bモード処理器
- 52 集合記憶装置
- 54 壁フィルタ
- 56 ドップラー処理器
- 58 パワーモーション処理器
- 70 3D処理器
- 80 走査変換器
- 90 表示器

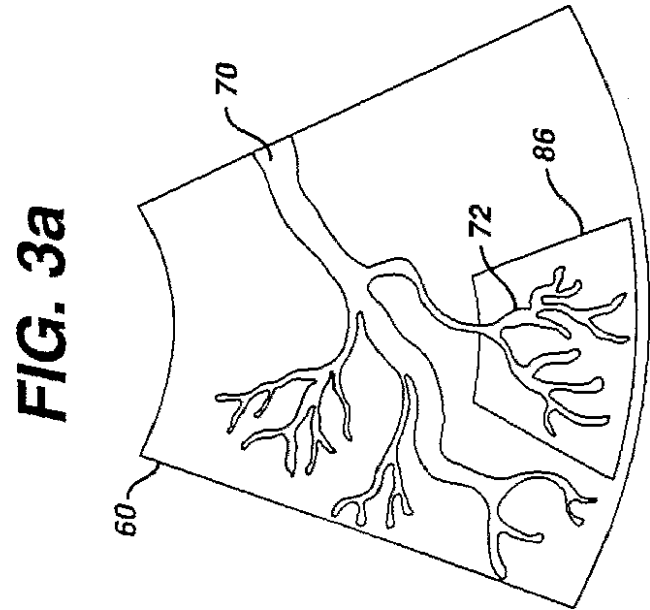
【図1】



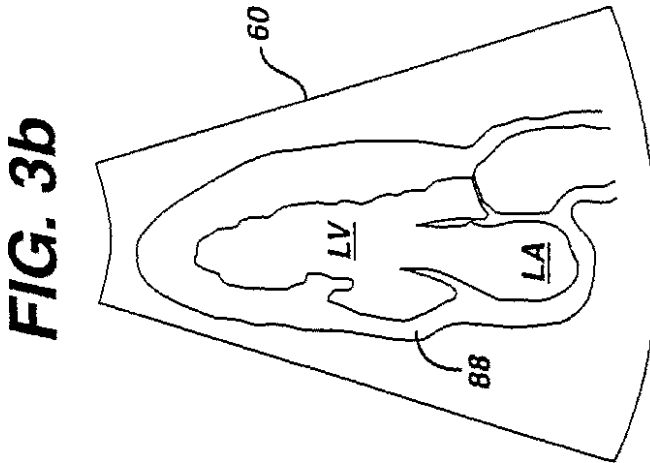
【図2】



【図3a】



【図3b】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 00/04928

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7	G01S15/89	G01S7/52 A61B8/06 A61B8/08
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 329 929 A (OHASHI AKINAMI ET AL) 19 July 1994 (1994-07-19)	1-6,10, 11,15, 18,19
Y	column 3, line 49 - line 57 column 4, line 36 - column 5, line 33 column 6, line 23 - line 49 column 12, line 30 - line 34 column 15, line 5 - line 14 figures 1,10	12-14, 16,17
X	US 5 718 229 A (PESQUE PATRICK RENE ET AL) 17 February 1998 (1998-02-17) cited in the application	1-8,10
Y	the whole document	12
A		9,11,18, 19
--- -/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ 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 doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" 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
24 August 2000		04/09/2000
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Roost, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 00/04928

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 891 038 A (CHIM STANLEY SIU-CHOR ET AL) 6 April 1999 (1999-04-06) abstract column 1, line 55 -column 2, line 14 -----	13,14
Y	US 5 706 819 A (SIMPSON DAVID HOPE ET AL) 13 January 1998 (1998-01-13) column 2, line 34 -column 4, line 4 -----	16,17
A	US 5 494 037 A (BANJANIN ZORAN B ET AL) 27 February 1996 (1996-02-27) column 4, line 30 -column 5, line 44 column 7, line 34 -column 8, line 19 column 13, line 8 - line 47 -----	1,6,7,9, 11,12, 18,19
A	US 4 853 904 A (PESQUE PATRICK R A) 1 August 1989 (1989-08-01) abstract -----	1,6,11, 18,19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 00/04928

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5329929 A	19-07-1994	JP 5228145 A	07-09-1993
US 5718229 A	17-02-1998	NONE	
US 5891038 A	06-04-1999	DE 19756730 A	02-07-1998
		JP 10295694 A	10-11-1998
US 5706819 A	13-01-1998	US 5951478 A	14-09-1999
		EP 0770352 A	02-05-1997
		JP 9164138 A	24-06-1997
US 5494037 A	27-02-1996	NONE	
US 4853904 A	01-08-1989	FR 2604081 A	25-03-1988
		CA 1300733 A	12-05-1992
		DE 3785409 A	19-05-1993
		DE 3785409 T	21-10-1993
		EP 0261736 A	30-03-1988
		IL 83920 A	15-01-1992
		JP 63077437 A	07-04-1988

フロントページの続き

(72)発明者 ルーパス タナシス
オランダ国 5656 アーアー アイन्दー
フェン プロフ ホルストラーン 6
(72)発明者 クライトン アライン エル
オランダ国 5656 アーアー アイन्दー
フェン プロフ ホルストラーン 6
(72)発明者 ラスト デビッド
オランダ国 5656 アーアー アイन्दー
フェン プロフ ホルストラーン 6
F ターム(参考) 4C301 CC02 DD01 DD04 DD06 EE10
HH54
5J083 AA02 AB17 AC18 AD12 AD13
AE10 BA01 BC01 BE08 BE39
BE50 BE54 DA01 DC01 DC05
EA14

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003501177A5	公开(公告)日	2007-07-19
申请号	JP2001501909	申请日	2000-05-29
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ラウンドヒルディビッドエヌ ルーパスタナシス クライトンアラインエル ラストデビッド		
发明人	ラウンドヒル ディビッド エヌ ルーパス タナシス クライトン アライン エル ラスト デビッド		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52066 G01S7/52061 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8979 A61B8/06 G01S7/52074 A61B8/13 G01S7/52085 A61B8/14 A61B8/488 G01S15/8993 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE10 4C301/HH54 5J083/AA02 5J083 /AB17 5J083/AC18 5J083/AD12 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC01 5J083/BE08 5J083 /BE39 5J083/BE50 5J083/BE54 5J083/DA01 5J083/DC01 5J083/DC05 5J083/EA14		
优先权	09/327693 1999-06-08 US		
其他公开文献	JP2003501177A		

摘要(译)

通过并行处理来自单个发射脉冲的超声回波以显示组织和运动，从而形成多模式超声图像。在优选实施例中，短发射脉冲串用于产生用于组织运动成像的回波集。这组回波中的至少一个序列经过B模式处理以显示组织结构。优选地，并行执行B模式和运动处理。当从相同的发射脉冲以两种模式成像时，基本上恒定的脉冲重复频率减少了伪像的发生。