

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-78792
(P2011-78792A)

(43) 公開日 平成23年4月21日(2011.4.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 請求項の数 8 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-242898 (P2010-242898)
 (22) 出願日 平成22年10月29日 (2010.10.29)
 (62) 分割の表示 特願2000-574949 (P2000-574949)
 の分割
 原出願日 平成11年9月30日 (1999.9.30)
 (31) 優先権主張番号 60/102,923
 (32) 優先日 平成10年10月1日 (1998.10.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 ロビンソン アンドリュー エル
 オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6

最終頁に続く

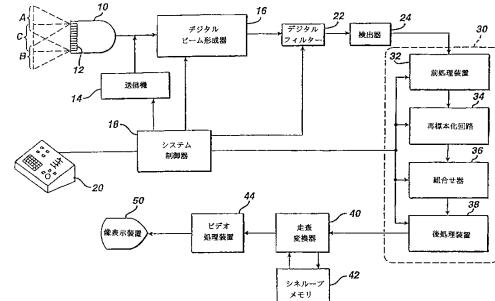
(54) 【発明の名称】可変空間合成を備える超音波診断イメージングシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】リアルタイム検査を維持しつつ高画質な画像を提供可能な超音波診断装置を提供する

【解決手段】空間的に合成される像を形成するために合成される獲得超音波像の数が可変である超音波診断イメージングのシステム及び方法を提供する。合成される獲得像の数は、システムユーザにより直接的に又は間接的に引き起こされるシステム動作パラメータである像表示深度、獲得レート、走査線の数又は線密度、送信焦点ゾーンの数、パルス繰返し間隔毎のデッドタイムの量、像線毎の送信数、最大合成領域の深度、臨床アプリケーション、同時モードの数、関心領域の大きさ、及び動作モード(例えば、サーベイモード又はターゲットモード)の変化に応じて変動される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の動作パラメータの設定に応じて動作可能な超音波診断イメージングシステムであって、複数の異なる視方向においてターゲットからの超音波エコーを獲得すべく動作される配列振動子と、1つ以上の動作パラメータの変化に応じ、空間的に合成される像を形成するために異なる視方向のエコー情報を組み合わせる合成像処理装置と呼ばれる像処理装置とを有する超音波診断イメージングシステムであり、該合成像処理装置は、多数の異なる視方向を組み合わせることにより前記空間的に合成される像を形成し、該異なる視方向の数は前記1つ以上の動作パラメータの変化に応じて可変であることを特徴とする超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記動作パラメータの1つが以下の動作パラメータ、即ち、

像深度、

像中の線の数、

像中の線の密度、

送信焦点ゾーンの数、

パルス繰返し間隔毎のデッドタイムの量、

送信毎に獲得される線の数、

像線毎の送信数、

同時イメージングモードの数、

関心のある像領域の大きさ、

臨床アプリケーション、及び

サーベイ動作モード又はターゲット動作モードの選択

の間で選択されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 3】

前記動作パラメータの1つが線毎の送信数であり、少なくとも一つの合成開口動作中及びパルス反転高調波イメージング動作中に前記配列振動子が、像線毎に複数回送信することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記動作パラメータの1つが線毎の送信数であり、前記配列振動子が一パルス送信に応じて複数の像線を生成することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 5】

前記動作パラメータの1つが、関心のある像領域の大きさであり、該関心のある領域の大きさは像ズームにおける変化に応じて変化することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記動作パラメータの1つが、像深度であり、前記異なる視方向の最大舵取り角が、像深度の変化に応じて変動されることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 7】

前記配列振動子が複数の異なる獲得フレームレートの1つにおいて像を獲得するために動作され、前記合成像処理装置が、異なる視方向からの多数のエコー信号を組み合わせることにより前記空間的に合成される像を形成し、該異なる視方向の数は前記配列振動子が動作される獲得フレームレートに関連することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記配列振動子が、複数の視方向においてターゲットの超音波エコーを獲得するために動作されつつ、前記合成像処理装置は、実時間表示のために空間的に合成される像を形成することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断イメージングシステム。

50

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムを用いて空間的に合成される超音波像を形成する方法であり、複数の異なる視方向からターゲットからの複数の超音波エコーを獲得する工程、及び多数の前記超音波エコーを組み合わせる工程を有し、該超音波エコーの数は 1 つ以上の動作パラメータの設定に関連して選択されることを特徴とする方法。

【請求項 10】

前記動作パラメータの 1 つが、以下の動作パラメータ、即ち、

像深度、

像中の線の数、

像中の線の密度、

送信焦点ゾーンの数、

パルス繰返し間隔毎のデッドタイムの量、

送信毎に獲得される線の数、

像線毎の送信数、

同時イメージングモードの数、

関心のある像領域の大きさ、

臨床アプリケーション、及び

サーベイ動作モード又はターゲット動作モードの選択

の間で選択されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記動作パラメータの 1 つが像深度であり、前記異なる視方向の最大舵取り角が像深度における変化に応じて変動されることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の方法。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムを用いて空間的に合成される超音波像を形成する方法であり、異なる視方向から物体の領域の複数の超音波像を獲得する工程、及び多数の前記超音波像を合成する工程を有し、該超音波像の数は前記空間的に合成される超音波像の受容できる表示フレームレートに関連して選択されることを特徴とする方法。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステムを用いて空間的に合成される超音波像を形成する方法であり、配列振動子により異なる視方向を示す物体の領域の複数の超音波像を獲得する工程、空間的に合成される超音波像を形成するために多数の前記超音波像を合成する工程、及び表示フレームレートにおいて前記空間的に合成される超音波像を表示する工程を有し、

前記空間的に合成される像を形成するために合成される像の数は、以下のパラメータ、即ち、

像表示深度、

フレーム獲得レート、

走査線の数、

像線密度、

送信焦点ゾーンの数、

PRI 每のデッドタイムの量、

像線毎の送信数、

最大合成領域の深度、

臨床アプリケーション、

同時モードの数、

関心のある領域の大きさ、及び

動作モード

の間で選択される 1 つ以上のパラメータの設定に応じて変動されることを特徴とする方法

。

10

20

30

40

50

【請求項 1 4】

請求項 9 乃至 13 の 1 つに記載の方法を実行する命令のセットを有することを特徴とするコンピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

この出願は、1998年10月1日に出願された米国特許出願シリアル番号第60/102,923号の優先権利益を請求するものである。

【0 0 0 2】

本発明は、超音波診断イメージングシステム (ultrasonic diagnostic imaging system) 10)、とりわけ可変数枚の受信像を組み合わせることにより空間的に合成される像 (spatially compounded image) を生成する超音波診断イメージングシステムに関する。

【背景技術】**【0 0 0 3】**

空間合成 (spatial compounding) は、複数の視点 (multiple vantage points) 又は角度 (視方向 (look direction)) から得られた所定のターゲットの多数の超音波像が、各角度から受信した合成像 (compound image) ターゲットにおける、各ポイントから受信したデータを組み合わせることにより单一の合成像に組み合わされるイメージング技術である。空間合成の例は、米国特許第4649927号、第4319489号及び第4159462号に見出されるであろう。実時間空間合成イメージングは、電子ビームの舵取り (steering) 及び / 又はコンポーネントフレームの電子変換 (electronic translation) を実施する配列振動子 (array transducer) を利用して、実質的に独立の空間方向からの一連の部分的に重畠するコンポーネント像フレームを素早く獲得することにより実行される。前記コンポーネントフレームは、加算 (summation) 、平均化、ピーク検出、又は他の組合せ手段により合成像に組み合わされる。合成像の獲得シーケンス及びフォーメーションは、獲得フレームレート、即ち、選択されたイメージングの幅及び深度上で走査線の全補足数 (full complement) を獲得するのに必要とされる時間により制限されるレートで継続的に繰り返される。

【0 0 0 4】

典型的に、合成される像は、単一の視点からの従来の超音波像より低いスペックル及び良好な鏡面反射描写 (specular reflector delineation) を示す。合成像を作成するのに用いられるコンポーネントフレームが実質的に独立し、平均化されているという条件で、スペックルは、N個のコンポーネントフレームを備える合成像においてNの平方根で低減される (即ち、スペックルの S / N 比が改善される)。コンポーネントフレームの独立の程度を決定するために幾つかの基準 (criteria) を用いることが出来る (例えば、O'Donnell 等の IEEE Trans.UFFC v.35, no.4, 頁470乃至476, 1988 参照)。実際には、舵取りされる線形配列を備える空間合成イメージングにとって、これはコンポーネントフレーム間の最小舵取り角を含意する。この最小角度は典型的には数度のオーダーである。

【0 0 0 5】

空間合成走査 (spatial compound scanning) が画質を改善する第2の方法は、鏡面インターフェース (specular interface) の獲得を改善することによるものである。例えば、湾曲した軟骨組織のインターフェース (curved bone-soft tissue interface) は、超音波ビームが該インターフェースに対し厳密に垂直である場合に強いエコーを、該ビームが垂直からほんの数度しか外れていない場合に非常に弱いエコーを生成する。これらインターフェースはしばしば湾曲しており、従来の走査では、インターフェースの小さな部分しか見ることが出来ない。空間合成走査は、多くの異なる角度からインターフェースのビューを獲得し、湾曲インターフェースをより大きな視野にわたって連続的に見えるようにする。一般的に、より大きな角度のダイバーシティは鏡面ターゲットの連続性を改善する。しかしながら、利用可能な角ダイバーシティは、振動子配列素子 (transducer array element) の受け入れ角度により制限される。受け入れ角度は、振動子配列素子のピッチ、周波数、及び構

10

20

30

40

50

成方法に依存する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

実時間空間合成イメージングと関連する問題の1つは、幾つかの像獲得が新たな合成像フレームを生成するために必要とされることである。N個のコンポーネントフレームから成る空間合成像を獲得するために必要とされる時間は、個々のコンポーネントフレームの各々から成る空間合成像を獲得するのに必要とされる時間より略々N倍長い。合成像の画質を最大にするために非常に多くのコンポーネントフレームを獲得することが一般的に望ましい。しかしながら、実時間検査 (real time examination) を促進するために高い合成像フレーム表示レートを維持することも一般的に望ましく、結局、合成像の画質と合成像フレームレートとの間のトレードオフということになる。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の原理によれば、合成されるターゲットの異なる視方向の数が、超音波システムの動作パラメータにおける単独又は組み合せの変化に応じて可変であり、これは空間合成システムの性能を改善する。これらパラメータは、像表示深度 (image display depth)、獲得レート (acquisition rate)、走査線の数又は線密度、送信焦点ゾーン (transmit focal zone) の数、パルス繰返し間隔 (PRI) 每のデッドタイムの量、像線毎の送信数、最大合成領域の深度 (depth of region of greatest compounding)、臨床アプリケーション (clinical application)、同時モード (simultaneous modes) の数、関心領域 (region of interest) の大きさ、及び動作モード (例えば、サーベイ (survey) モード又はターゲット (target) モード) を含む。本発明の好ましい実施例によれば、視方向の舵取り角が、像深度における変化に応じて変動される。構築された実施例においては、超音波振動子が、多数の異なる視野 (perspective) からターゲットを走査する。例えば、幾つかのセクタ像を、各々配列に対して異なるポイントに位置される頂点でもって、フェーズドアレー振動子により順次に獲得することが出来る。第2の例として、舵取りされる線形配列を、一連のビームのグループでもって、ターゲットを映像化するために用いることができ、各グループは配列の軸に対して異なる角度に舵取りされる。第3に、フレーム又は像フォーマットに特に関係の無いビームは、個別のビームの送信又は複数のビームの同時の送信により複数の方向から物体の領域内のターゲットを識別する (interrogate) ことが出来る。いずれの場合にも、受信像は、通例の通りに、ビーム形成及び検出により処理され、メモリ中に記憶される。合成像を形成するために組み合わされるべきコンポーネントフレーム又はターゲットのエコーは、(まだ共通ビーム舵取り基準 (common beam steering reference) により位置合わせ (align) されていない場合に) 走査変換又は再サンプリングにより空間的に位置合わせされる。次いで、像フィールドにおける共通空間位置 (common spatial location) が、平均化する又は加算することにより合成され、結果として生じた合成像が表示される。

20

【0008】

本発明のこれらの及び他の特徴を、以下の図を参照して説明する。

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た超音波診断イメージングシステムをブロック図の形態で図示する。

40

【図2】図1の空間合成処理装置の好ましい実施をブロック図の形態で図示する。

【図3a】空間的に合成される超音波像を形成するために合成される獲得フレームの数を増大させる効果及び低減させる効果を図示する。

【図3b】空間的に合成された超音波像を形成するために合成される獲得フレームの数を増大させる効果及び低減させる効果を図示する。

【図3c】空間的に合成された超音波像を形成するために合成される獲得フレームの数を

50

増大させる効果及び低減させる効果を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0010】

まず図1を参照すると、本発明の原理に従って構築された超音波診断イメージングシステムが示されている。配列振動子12を含む走査ヘッド10は、破線の四角形及び平行四辺形により示される像フィールド上へ種々の角度でビームを送信する。走査線の3つのグループがA、B及びCと名前を付けられて図1に示されており、各グループは走査ヘッドに対して異なる角度に舵取りされる。ビームの送信は、配列に沿って所定の起点から所定の角度で各ビームを送信するように配列振動子の各素子の位相調整(phasing)及び作動時間を制御する送信機14により制御される。各走査線に沿って反射されたエコーは、前記配列素子により受信され、A/D変換によりデジタル化され、デジタルビーム形成器16に結合される。該デジタルビーム形成器は、前記配列素子からのエコーを遅延させ、加算し、各走査線に沿って一連の集束されたコヒーレントなデジタルエコーサンプルを形成する。送信機14及びビーム形成器16はシステム制御器18の制御の下で動作され、そしてシステム制御器18は超音波システムのユーザにより操作されるユーザインターフェース20における制御の設定に応答する。該システム制御器は、所望の角度、送信エネルギー及び周波数で所望の数の走査線グループを送信するように前記送信機を制御する。該システム制御器はまた、用いられる開口及び像深度に対して、受信されたエコー信号を適切に遅延させ、組み合わせるように前記デジタルビーム形成器も制御する。

10

【0011】

走査線のエコー信号は、関心のある周波数の帯域を規定するプログラム可能なデジタルフィルタ22によりフィルターをかけられる。高調波(harmonic)コントラストエージェントを映像化する又は組織(tissue)高調波イメージングを実行する場合、フィルタ22の通過帯域は送信周波数帯の高調波を通過させるよう設定される。次いで、フィルタをかけられた信号は検出器24により検出される。好ましい実施例においては、受信した信号が周波数合成による像のスペックルを削減するために複数の通過帯域に分離され、個々に検出され、再び組み合わされ得るように、前記フィルタ及び前記検出器は複数のフィルタ及び検出器を含む。Bモードイメージングのために検出器24はエコー信号の包絡線の振幅検出を実行するだろう。ドップラーイメージングのためにエコーの集合(ensemble)が像内の各ポイントに関して組み立てられ、ドップラー偏移又はドップラーパワーの強度を評価するためにドップラー処理される。

20

【0012】

本発明の原理によれば、デジタルエコー信号は処理装置30において空間合成により処理される。デジタルエコー信号は最初に前処理装置32により前処理される。前処理装置32は、所望の場合重み係数で信号サンプルを予め重み付けすることが出来る。前記サンプルを、特定の合成像を形成するために用いられるコンポーネントフレームの数の関数である重み係数で予め重み付けすることが出来る。前記前処理装置は、合成されるサンプル又は像の数が変化するところの遷移を平滑化するように、ある重畠する像の縁(edge)における縁線(edge line)を重み付けすることも出来る。次いで、前処理された信号サンプルは、再標本化回路34において再サンプリングを受けることが出来る。再標本化回路34は、一方のコンポーネントフレームの評価を他方のコンポーネントフレームの評価又は表示空間の画素に対して空間的に再位置合わせすることが出来る。

30

【0013】

再サンプリング後、像フレームは組合せ器(combiner)36により合成される。組み合せるということ(combining)は、加算、平均化、ピーク検出又は他の組合せ手段を有しても良い。組み合わされるサンプルは、プロセスのこの工程における組み合わせに先立つて重み付けされても良い。最後に、後処理が後処理装置38により実行される。該後処理装置は、組み合わされた値を表示範囲の値に正規化する。後処理は、参照テーブルにより最も容易に実施され、合成された像の表示に適した値の範囲への合成された値の範囲の圧縮及びマッピングを同時に実行することが出来る。

40

50

【0014】

合成プロセスは、評価データ空間又は表示画素空間において実行されても良い。好ましい実施例においては、前記合成プロセスに続いて走査変換器40により走査変換が行われる。合成像は、評価又は表示画素形態のどちらかでシネループ(Cineloop)メモリ42に記憶されても良い。評価形態で記憶される場合、前記像は、表示のためにシネループメモリから再生される際に走査変換されても良い。走査変換器及びシネループメモリは、米国特許第5,485,842号及び第5,860,924号に記載の空間的に合成される像の3次元表現、又は横方向の次元(lateral dimension)において逐次獲得され、部分的に重畳する像を重ね合わせることによる拡張された視野の表示をレンダリングするのにも用いられても良い。走査変換に続いて、空間的に合成された像は、ビデオ処理装置44により表示のために処理され、像表示装置50において表示される。

10

【0015】

図2は、図1の空間合成処理装置30の好ましい実施を図示している。好ましくは、処理装置30は、様々な方法で像データを処理する1個以上のデジタル信号処理装置60により実施される。デジタル信号処理装置60は、受信した像データを重み付けすることができ、例えば、画素をフレームからフレームへ空間的に位置合わせるために該像データを再サンプリングすることが出来る。デジタル信号処理装置60は、処理された像フレームを複数のフレームメモリ62に向けて送り出す。フレームメモリ62は個々の像フレームをバッファする。好ましくは、フレームメモリ62により記憶され得る像フレームの数は、少なくとも、16フレーム等の合成されるべき像フレームの最大数に等しい。本発明の原理によれば、前記デジタル信号処理装置は像表示深度、走査線の数又は線密度、送信焦点ゾーンの数、パルス繰返し間隔(PRI)毎のデッドタイムの量、像線毎の送信数、最大合成領域の深度、臨床アプリケーション、同時モードの数、関心領域の大きさ、動作のモード、及び所定の時点において合成すべきコンポーネントフレーム数を決定する獲得レートを含むシステム制御パラメータにおける変化に応答する。前記デジタル信号処理装置は、アキュムレータメモリ64において合成像として組み立てるためにフレームメモリ62に記憶されたコンポーネントフレームを選択する。アキュムレータメモリ64において形成された合成像は、正規化回路66により重み付け又はマッピングされ、次いで、所望の数の表示ビットに圧縮され、所望の場合、参照テーブル(LUT)68により再マッピングされる。次いで、完全に処理され、合成された像は、フォーマット及び表示のために前記走査変換器に送信される。

20

30

【0016】

デジタル信号処理装置60は、許容可能な実時間の合成像フレームレートを依然提供しつつ、画質を改善するために合成されるべきフレーム数を決定する。コンポーネントフレームの数を増大させることは、合成像の画質における比例の又は無制限の増加を導かない。従って、空間合成走査において画質を改善するために有効に用いられる、最小の角度により各々舵取りされる実質的な最大フレーム数がある。この数は、振動子の設計及びアクティブの開口の大きさに依存して広範に変動することが出来るが、大きな受け入れ角度(acceptance angle)及び小さなアクティブの開口を備える配列に対しては合成像毎の16コンポーネントフレームと同じ大きさであり得る。フレームの最大有効数は、関心のある組織におけるスペックル及び非等方散乱体の混合にも依存し、従って臨床アプリケーションにも依存するだろう。

40

【0017】

臨床医が"サーベイ"動作モード及び"ターゲット"動作モードの間で変化させている場合、本発明は特定の有用性を持つ。サーベイ動作モードの間、臨床医は、目立つ(prominent)生理的な(physiological)目標物又はフィーチャの存在を迅速に確定するために走査ヘッドを素早く操作している。走査ヘッドが動いている際に多数のコンポーネントフレームを合成することは、ぼやけた像をもたらすだろう。結果として、サーベイモードの間、合成されるコンポーネントフレーム数は削減される。臨床オペレータが潜在している異常性(potential abnormality)を識別すると、走査する動きは、関心のあるフィーチャを

50

映像化するために減速される又は完全に停止される（"ターゲット（targeted）"又は"スタディ（study）"モード）。この時点においては、コンポーネントフレーム内の像フィーチャはより高度に相互に関連付けられ、合成像をぼやけさせる動きは、走査ヘッドが実質的に静止している限り、かなり削減される又は完全に取り除かれる。ターゲットモードの間、合成されるコンポーネントフレームの数は、その結果としてぼやけのない高品質の像を生成するために増大される。

【0018】

組織中の音の速度（ $\sim 1.54 \text{ mm} / \mu\text{s}$ ）が、像深度のセンチメートル毎に対して¹⁰ $3 \mu\text{s}$ の最小往復伝搬遅延を課すために、所定の線密度を備える像のフレームレートは像の最大表示深度に依存することは周知である。典型的には、付加的な遅延時間がまた、ある像線のはじめにおける前の像線の深い深度から反射しているエコーの受け取りである残響アーチファクト（reverberation artifact）を防止するために付加される。 192 本の光線（ray line）及び 2 cm の深度から成る像に対して、獲得フレームレートは 100 フレーム/秒以上であり得るが、 8 cm の像深度に対してはフレームレートが 25 フレーム/秒に降下することが出来る。 25 フレーム/秒が実時間検査に対して適切であるが、この深度における 7 コンポーネントフレームに対する合成像フレームレートは 4 フレーム/秒より低い。一般的に、フレームレートのこの遅さは、実時間検査に対して不適切であるとみなされるだろう。逆に、像深度が 2 cm である 3 つのコンポーネントフレームを備える合成像は、実時間検査に対して必要な速度より高い 33 フレーム/秒の合成フレームレートを持つだろう。

【0019】

舵取りされる線形配列での合成走査は、 N フレーム全てが重畳する最大画質領域（RM IQ）が合成像の頂上にそのベースを備える台形領域又は逆三角形領域であるように重畳するコンポーネントフレームのパターンをもたらす。最小角度において舵取りされる少数のコンポーネントフレームに関しては、前記最大画質領域は合成像内深くに及ぶ。多数のコンポーネントフレームに関してはRM IQは比較的浅い。このことは、図3a乃至3cに図示されており、図3a乃至3cは、各々が線形配列走査ヘッド 10 から走査される、幾つかの部分的に重畳する舵取りされる線形コンポーネントフレームから成る 3 つの異なる合成走査の幾何学的配置（geometry）を示している。視覚明瞭性（visual clarity）のために、最小舵取り角がコンポーネントフレーム間で 15° として選択された。図3aは、合成される 3 つのコンポーネントフレームA、B及びCを示しており、RM IQが像の高さ全体の 4 cm に及ぶ。図3bは、 5 つのコンポーネントフレームA、B、C、D及びEを合成する像を示しており、ここではRM IQが合成フレームの頂上から 2.3 cm しか及ばない。同様に、図3cは、 7 つのコンポーネントフレームA乃至Gに対し、合成像のRM IQが 1.3 cm の深度しか及ばないことを示している。これらの図は、合成像におけるフレームの数の増大がRM IQの大きさを低減するということを示している。斯くて、大きな舵取り角を備えるコンポーネントフレームを用いる空間合成は、RM IQより深い深度において殆ど付加的な画質に寄与しない。

【0020】

浅い深度においてフレームレートは比較的高く、このことが、表示に適切なフレームレートを依然維持しつつ、空間合成イメージングに対しより多くのコンポーネントフレーム（より大きなNの値）の使用を可能にするということは前述の説明から明白である。このことは、空間合成イメージングのためにより多くのコンポーネントフレーム（より大きなNの値）に関連付けられるRM IQの深度における低減とも無矛盾である。従って、像の深度、フレームレート、空間合成像中のコンポーネントフレーム数、RM IQの大きさ及び深度、並びに画質の間の関係を、全体のパフォーマンスを最適化するために活用することが出来る。下記の表1は、常に 10 Hz 以上の合成フレームレートを維持しながら、異なる深度に対してこれらのトレードオフがどのように有利になされ得るかを示している。

10

20

30

40

【表1】

画像表示 深度 cm	合成画像中の フレームの数	獲得フレーム レート Hz	合成表示 レート Hz	最大舵取り角 度	RMIQの深度 cm
2	7	100	14	45	1.3
4	5	50	10	30	2.3
6	3	37.5	12.5	15	4.0
8	2	25	12.5	9	8.0

10

斯くして、像表示深度が増大すると、システム制御器18は、表示される合成像を形成するために獲得され、合成されるフレームの数を低減することにより応じる。ユーザが走査ヘッド10に対しより深い表示深度を選択する場合、超音波システムは合成される表示のフレーム数を低減することにより応じる。獲得フレームレートが減少するにつれて、合成されるフレームの数も低減される。ユーザが像の線の数を増大させることによりフレームレートをそれに応じて削減する場合、例えば、超音波システムは表示される像中の合成されるフレームの数を低減することにより応じるだろう。獲得される像フレームの視方向が、多数の異なる視方向において送信ビームを舵取りすることにより変動される場合、合成される像の数における増大に伴って台形型像の側部の角度は低減する。合成されるフレームの数におけるこれら適応変化は、10フレーム/秒以上又は実行される特定の臨床アプリケーションにとって許容可能である幾つかの他のレートに合成像の表示レートを維持する。

20

【0021】

表示される合成像における合成されたフレームの数が減少するにつれて、最大合成領域の深度は増大するが、より少數の合成された像フレームで構成される。本発明の他の特徴によれば、像深度が減少されるにつれて、舵取りされた送信ビームの最大舵取り角も増大する。図3a乃至3cの比較は、どのように、より小さい最大舵取り角がより深いイメージング深度に対してより効果的であるのに対して、より大きい最大舵取り角が浅いイメージング深度をより効果的にカバーするかを図示している。

30

【0022】

斯くして、像深度が増大されるにつれて、最大舵取り角のままで、合成像において合成される視方向の数が減少されることが分かる。像の線の数又は線密度が増大される場合、送信焦点ゾーンの数が増大される場合、PRI毎のデッドタイムの量が増大される場合、像線毎の送信数が増大される場合（例えば、合成開口（synthetic aperture）、パルス反転高調波イメージング（pulse inversion harmonic imaging））、同時モードの数が増大される（例えば、2Dイメージングを併うスペクトラルドップラー）、関心領域の大きさが増大される（例えば、像ズームが低減される又は切られる）、臨床アプリケーション（例えば、腹部又は周辺の血管のイメージングから心臓のイメージングへの変化）、又はターゲットモードからサーベイモードに変化する場合に視方向の数も減少される。複線（multiline）獲得を増大させることにより、同時に獲得される線の数が増大される場合、視方向の数を増大させることが出来る。当業者にとっては、ユーザによるイメージングパラメータにおける他の変化、又は上記のパラメータの組み合せにおける様々な変化も、合成される視方向の数における変化により応じられることは明らかであろう。

40

【符号の説明】

【0023】

10 走査ヘッド

12 配列振動子

14 送信機

16 デジタルビーム形成器

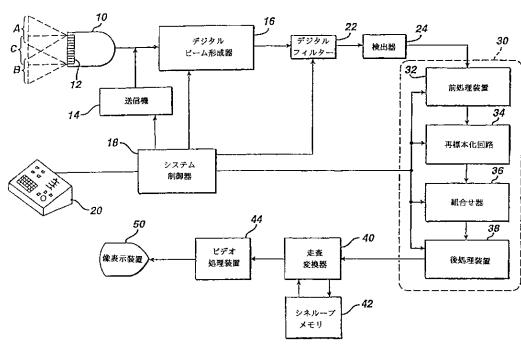
18 システム制御器

50

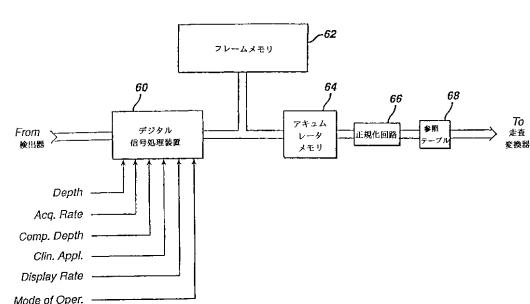
2 0 ユーザインターフェース
 2 2 デジタルフィルター
 2 4 検出器
 3 0 処理装置
 3 2 前処理装置
 3 4 再標本化回路
 3 6 組合せ器
 3 8 後処理装置
 4 0 走査変換器
 4 2 シネループメモリ
 4 4 ビデオ処理装置
 5 0 像表示装置
 6 0 デジタル信号処理装置
 6 2 フレームメモリ
 6 4 アキュムレータメモリ
 6 6 正規化回路
 6 8 参照テーブル

10

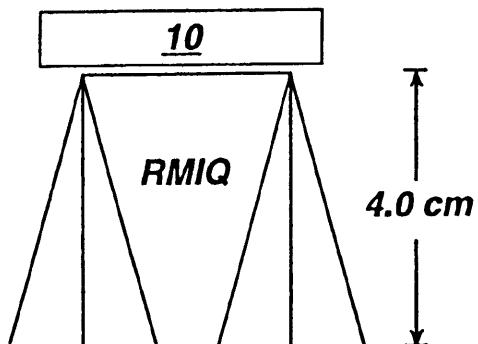
【図1】



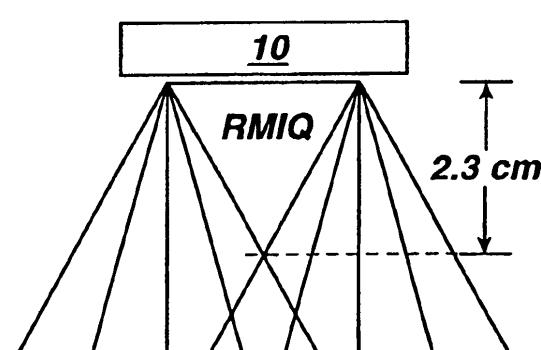
【図2】



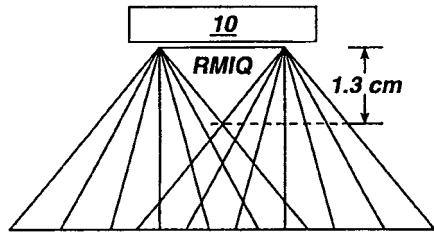
【図3 a】



【図3 b】



【図 3 c】



【手続補正書】

【提出日】平成22年11月18日(2010.11.18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の動作パラメータの設定に応じて動作可能な超音波診断イメージングシステムであつて、

複数の異なる視方向においてターゲットからの超音波エコーを獲得すべく動作する配列振動子と、

1つ以上の動作パラメータの変化に応じ、空間的に合成される像を形成するために当該画像フィールドにおける共通空間位置から受け取られる異なる視方向の信号を平均又は加算することによって異なる視方向のエコー情報を組み合わせる合成像処理装置と呼ばれる像処理装置と、

を有し、当該合成像処理装置は、多数の異なる視方向を組み合わせることにより前記空間的に合成される像を形成し、当該異なる視方向の数は、前記1つ以上の動作パラメータの変化に応じて可変であり、前記動作パラメータの1つが以下の動作パラメータ、即ち、

- ・像中の線の数、
- ・像中の線の密度、
- ・送信焦点ゾーンの数、
- ・パルス繰返し間隔毎のデッドタイムの量、
- ・送信毎に獲得される線の数、

- ・像線毎の送信数、
 - ・同時イメージングモードの数、
 - ・関心像領域の大きさ、
 - ・臨床アプリケーション、及び
 - ・サーベイ動作モード又はターゲット動作モードの選択
- の中から選択される、

超音波診断イメージングシステム。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記動作パラメータの1つが線毎の送信数であり、少なくとも1つの合成開口動作中及びパルス反転高調波イメージング動作中に、前記配列振動子は、像線毎に複数回送信する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記動作パラメータの1つが線毎の送信数であり、前記配列振動子が1パルス送信に応じて複数の像線を生成する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項4】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記動作パラメータの1つが、関心像領域の大きさであり、当該関心領域の大きさは、像ズームにおける変化に応じて変化する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項5】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記動作パラメータの1つが、像深度であり、前記異なる視方向の最大舵取り角が、像深度の変化に応じて変化させられる、超音波診断イメージングシステム。

【請求項6】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムであって、前記配列振動子が、複数の視方向においてターゲットの超音波エコーを獲得するために動作されつつ、前記合成像処理装置は、実時間表示のために空間的に合成される像を形成する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項7】

請求項1に記載の超音波診断イメージングシステムを用いて空間的に合成される超音波像を形成する方法であって、

複数の異なる視方向からターゲットからの複数の超音波エコーを獲得するステップと、
共通空間位置から受け取られる複数の超音波エコーを平均又は加算することにより組み合わせるステップと、

を有し、当該超音波エコーの数は、1つ以上の動作パラメータの設定に関連して選択され、前記動作パラメータの1つが、以下の動作パラメータ、即ち、

- ・像深度、
 - ・像中の線の数、
 - ・像中の線の密度、
 - ・送信焦点ゾーンの数、
 - ・パルス繰返し間隔毎のデッドタイムの量、
 - ・送信毎に獲得される線の数、
 - ・像線毎の送信数、
 - ・同時イメージングモードの数、
 - ・関心像領域の大きさ、
 - ・臨床アプリケーション、及び
 - ・サーベイ動作モード又はターゲット動作モードの選択
- の中から選択される、
- 方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法であつて、前記動作パラメータの 1 つが像深度であり、前記異なる視方向の最大舵取り角が像深度における変化に応じて変化させられる、方法。

フロントページの続き

(72)発明者 エントレキン ロバート アール

オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ヤゴ ジェームス アール

オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C601 BB06 EE04 EE08 JC21

【外國語明細書】

2011078792000001.pdf

专利名称(译)	具有可变空间构成的超声诊断成像系统		
公开(公告)号	JP2011078792A	公开(公告)日	2011-04-21
申请号	JP2010242898	申请日	2010-10-29
[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		
[标]发明人	ロビンソンアンドリューエル エントレキンロバートアール ヤゴジェームスアール		
发明人	ロビンソン アンドリュー エル エントレキン ロバート アール ヤゴ ジェームス アール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S7/52025 G01S7/52034 G01S7/52038 G01S7/5205 G01S7/52057 G01S7/52065 G01S15/8913 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/JC21		
优先权	60/102923 1998-10-01 US		
其他公开文献	JP4828651B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在保持实时检查的同时提供高质量图像的超声诊断设备。一种用于超声诊断成像的系统和方法，其中所获取的要被合成以形成空间合成图像的超声图像的数量是可变的。要组合的获取图像的数量是系统操作参数，它直接或间接地由系统用户，图像显示深度，获取速率，扫描线或线密度的数量，发射聚焦区的数量，脉冲重复间隔引起。取决于每次停滞时间的数量，每条图像线的传输次数，最大复合区域深度，临床应用，同时模式的数量，感兴趣区域的大小以及操作模式（例如，调查模式或目标模式）。起伏不定。[选型图]图1

