

(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2009-505771

(P2009-505771A)

(43) 公表日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-528634 (P2008-528634)
 (86) (22) 出願日 平成18年8月30日 (2006. 8. 30)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年2月28日 (2008. 2. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/053023
 (87) 国際公開番号 W02007/026319
 (87) 国際公開日 平成19年3月8日 (2007. 3. 8)
 (31) 優先権主張番号 60/713, 182
 (32) 優先日 平成17年8月31日 (2005. 8. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

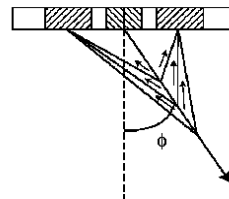
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

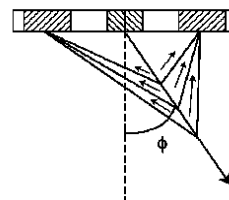
(54) 【発明の名称】 実時間空間合成によるフローイメージングのための超音波画像形成システム及び方法

(57) 【要約】

超音波画像においてスペックルを低減する方法は、トランスデューサ素子配列の正面に定められる単一の開口から送信走査ビームを生成し、送信走査ビームが単一の開口から発せられるようにするステップと、送信開口の中心を横切って対称的に第1の組のトランスデューサ素子として定められる第1の受信開口から発せられるよう第1の組の超音波応答走査ビームを生成するステップと、第1の受信開口に隣接する少なくとも第2の受信開口から発せられるよう少なくとも第2の組の超音波応答走査ビームを生成するステップとを有する。少なくとも第2の受信開口は、送信開口の中心を横切って対称的に配置される少なくとも第2の組のトランスデューサ素子によって定められる。応答走査ビームは、第1の受信開口及び少なくとも第2の受信開口によって同時に受信されて、合成される。



C



D

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の時間インターリーブ送信信号を生成するよう構成される送信器；

前記複数の時間インターリーブ信号を中継して、該信号を単一の開口を介して送信するよう構成される、前記送信器と通信するトランスデューサ；

前記単一の開口の一方の側に配置されて、ビーム形成技術によって同時に様々な角度で複数の応答走査ビームを取得する隣接する組のトランスデューサ素子によって定められる 2 又はそれ以上の副開口において複数の受信信号を受信するよう構成される、前記トランスデューサと通信する受信器；

前記複数の応答走査ビームから得られる画像情報を数学的に表示信号として合成するよう構成される、前記受信器と通信する信号処理装置；及び

前記表示信号を画像に変換するよう構成される、前記信号処理装置と通信するモニタ；を有する超音波画像形成システム。

10

【請求項 2】

前記トランスデューサは、注視方向が第 1 の受信開口及び第 2 の受信開口の夫々から形成されるように、少なくとも前記第 1 の受信開口及び前記第 2 の受信開口を有する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記トランスデューサは位相配列トランスデューサである、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記トランスデューサは線形配列トランスデューサである、請求項 1 記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記トランスデューサは円弧状線形配列トランスデューサである、請求項 4 記載のシステム。

【請求項 6】

送信走査ビームが単一の開口から発せられるように、トランスデューサ素子配列の正面に定められる前記単一の開口から前記送信走査ビームを生成するステップ；

送信開口を横切って対称的に第 1 の組のトランスデューサ素子として定められる第 1 の受信開口から発せられるよう、第 1 の組の超音波応答走査ビームを生成するステップ；

前記送信開口を横切って対称的に配置される少なくとも第 2 の組のトランスデューサ素子によって定められる前記第 1 の受信開口に隣接する少なくとも第 2 の受信開口から発せられるよう、少なくとも第 2 の組の超音波応答走査ビームを生成するステップ；及び

30

画像情報を合成するステップ；

を有し、

前記応答走査ビームは、前記第 1 の受信開口及び前記少なくとも第 2 の受信開口によって同時に受信される、超音波画像においてスペckルを減らす方法。

【請求項 7】

回復ステップはビーム形成技術を有して実行される、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記合成ステップは周波数合成とともに実行される、請求項 7 記載の方法。

40

【請求項 9】

トランスデューサ配列マトリクスの単一の送信開口から送信走査ビームを生成して送信する手段；

複数の超音波応答走査ビームが異なる注視方向と関連するように、前記単一の送信開口に隣接し且つ該単一の送信開口を中心とする少なくとも 2 つの受信副開口から夫々発せられる前記複数の超音波応答走査ビームを生成する手段；

同時に複数の注視方向から得られる画像情報を回復する手段；

空間的に合成された画像情報を実現するよう、同時に、前記複数の注視方向から得られる前記回復された画像情報を空間的に合成する手段；及び

オペレータが見ることができるよう前記空間的に合成された画像情報を変換する手段

50

;

を有する超音波画像形成システム。

【請求項 10】

前記複数の超音波応答走査ビームから画像情報を回復する前記手段は平行ビーム形成技術を有する、請求項 9 記載のシステム。

【請求項 11】

複数の超音波応答走査ビームを生成する前記手段は、一次元の機械的に走査されるトランスデューサ配列によって得られる、請求項 9 記載のシステム。

【請求項 12】

複数の超音波応答走査ビームを生成する前記手段は、電子的に走査される 2 次元配列によって得られる、請求項 9 記載のシステム。

10

【請求項 13】

空間的に合成する前記手段は、更に、側方合成及び周波数合成を含むグループから選択される画像を合成するための少なくとも 1 つの他の方法とともに仰角合成を実行するよう構成される、請求項 9 記載のシステム。

【請求項 14】

コンピュータ読取可能な命令の組を有するコンピュータ読取可能な媒体であって、前記命令の組は、汎用コンピュータによって動作する場合に請求項 1 に記載される方法を実施する、コンピュータ読取可能な媒体。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像形成システムに関し、より具体的に、超音波画像形成システム及び画像形成方法に関する。当該システム及び方法は、フロー画像形成、即ち、カラーフロー及び CPA において実時間の空間合成を用い、フレームレートを損なうことなくスペckルを低減する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像形成は、幅広い用途範囲を有して、重要且つ一般的な診断ツールとなりつつある。具体的に、その非侵襲性及び、通常は非破壊である性質により、超音波画像形成は、医療専門家に広く使用されている。最新の高性能な超音波画像形成システム及び技術は、一般に、対象（例えば、患者の生体構造の一部。）の内部特徴の 2 次元（2D）及び 3 次元（3D）の診断画像を生成するために使用されている。診断用の超音波画像形成システムは、概して、超音波信号を放射及び受信するために広帯域幅トランスデューサを使用する。即ち、画像形成システムは、音響トランスデューサ素子、又は音響トランスデューサ素子の配列を電氣的に励起して、人体に入り込む超音波パルスを生成することによって、人体の内部組織の画像を形成する。超音波パルスは、それらが人体組織から反射する場合に、伝搬超音波パルスの不連続性として現れるエコーを発生させる。様々なエコーがトランスデューサに戻り、組織の画像を生成するよう増幅及び処理をなされる電気信号に変換される。

30

40

【0003】

超音波パルスを発する超音波（音響）トランスデューサは、通常、圧電素子又は圧電素子の配列を有する。当該技術において知られるように、圧電素子は、電気信号の印加時に変形して、送信される超音波パルスを生成する。同様に、受け取られるエコーは、圧電素子を変形させて、対応する受信電気信号を発生させる。音響トランスデューサは、しばしば、所望の関心領域にわたってトランスデューサを扱うことができる十分な自由度を操作者に認める携帯用デバイスに内蔵される。トランスデューサは、しばしば、電気信号の発生及び処理を行う制御装置へケーブルを介して接続される。一方、制御装置は、例えば表示モニタのような実時間表示装置へ画像情報を送信することができる。代替の構造で、画像情報は、また、遠くの場所にいる医師へ送信され得、且つ/あるいは、後の時点で診断

50

画像を見ることを可能にする記録装置に記憶され得る。

【0004】

全ての種類の超音波画像形成における1つの基本的な問題は、目的の画像又はエコーの詳細を不明りょうにする後方散乱信号からの雑音である。一般に“スペckル (speckle)”として知られる1種類の雑音は、建設的干渉及び相殺的干渉により生じ、画像に重畳されたランダムな斑点 (mottle) として現れる。通常、スペckルは、超音波エネルギー源によって生成された波長よりも短い寸法を有する対象から受け取られ、単に装置の分解能の増大によってスペckルを低減することは不可能である。更に、スペckルは、静止しており且つランダムに分布する対象から生ずる。スペckルは経時的な位相又は振幅の変化を有さないので、時間にわたって画像信号を平均化することによってスペckルを抑制することはできない。言い換えると、スペckル信号は干渉性を有し、時間平均化によつては低減され得ない。

10

【0005】

スペckル雑音を低減する1つの方法は、空間合成として知られる方法による。空間合成は、ノイズを低減し、反射干渉の視覚化を改善し、シャドーイング・アーティファクトを低減する。空間合成画像形成は、多数の視点又は角度から得られた所与の目的物の多数の超音波画像を単一の合成画像へと結合する (米国特許番号4, 649, 927号 (特許文献1)、4, 319, 486号 (特許文献2)、4, 159, 462号 (特許文献3) 等)。Bモード画像形成において、空間合成は、ノイズを低減し、反射干渉の視覚化を改善し、シャドーイング・アーティファクトを低減するための有効な技術であることが知られている (Trahey, Simith等、1986年; Trahey, Smith等、1986年; Silvestein及びO'Donnel、1987年; O'Donnel及びSilvestein、1988年)。

20

【0006】

例えば、CFI (Color Flow Imaging) 及びCPA (Color Power Angio) のようなドプラ画像形成技術は、Bモード画像形成と同様のスペckル雑音及びシャドーイング・アーティファクトを欠点とする。しかし、フレームレートの制限のために、空間合成はフロー画像形成に容易には適用されない。例えば、米国特許番号6, 390, 980号 (特許文献4) は、従来の空間合成が、ゼロに近い、即ち、送信ビームに直交するフロー又は動作がドプラシフトを提供しない受信角度でドプラ電力を導き出すようドプラ信号情報に適用され得ることを開示する。しかし、特許文献4に開示される技術は、大幅にフレームレートを低減する。従って、その実時間の実施は極めて制限される。具体的に、特許文献4は、異なる注視方向 (look direction) が異なる時点で得られ、フロー波形が (収縮期の間) 高い正確性を示すことを開示する。ここで、本願出願人は、特許文献4が、心周期の全体にわたるフローパターンの好ましい表示を提供しないと考える。より具体的に、従来のCFI及びCPAが利用される場合、異なる注視方向は、異なる速度射影及び、ひいては異なる速度値を作り出す。異なる速度値は、合成の前に生ずるべきである。

30

【特許文献1】米国特許番号4, 649, 927号

【特許文献2】米国特許番号4, 319, 486号

40

【特許文献3】米国特許番号4, 159, 462号

【特許文献4】米国特許番号6, 390, 980号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

フロー画像形成は、また、シャドーイング及びスペckル雑音を欠点とするので、本発明は、フレームレートを損なうことなく、カラーフロー画像形成及びCPAにおいて実時間の空間合成を実行する新しい技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

50

本発明の技術は、空間合成を実現するよう異なる構造の受信副開口を使用する。このとき、ドップラ信号の同一の速度射影は、例えば、同時係属する同一出願人による米国特許番号6,464,638号と区別されるように、同時に異なる視点(角度)の夫々に関して生成される。ここに示される受信副開口構造に従う同時発生の利用可能な異なる視点は、異なる視点に関してドップラ信号の同一の速度射影を実現するよう、フレームレートを制限することなく、実時間のCFI及びCPA合成画像形成の基礎を提供する。

【0009】

建設的に、超音波画像形成システムは、励起信号の連続を生成して、それをトランスデューサへ送るよう構成される超音波システム制御装置と電氣的に通信する位相配列トランスデューサ、線形配列トランスデューサ又は円弧状線形配列トランスデューサを有することができる。超音波画像形成システムは、トランスデューサと協働して、複数の伝送路に沿って患者の身体における関心領域に超音波エネルギーを送り込むことができる。送信走査ビームは、複数の送信走査路によって定義される。超音波画像形成システムは、超音波エネルギーに応答して関心領域からトランスデューサによる超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーを表す受信信号を生成する受信器を更に有することができる。

10

【0010】

システムは、また、複数の受信信号を処理して、第1及び第2の組の受信超音波ビームを形成する平行ビーム形成器を有することができる。第1及び第2の組の受信超音波ビームは、夫々、第1及び第2の空間的に離れた視点において発せられる。本発明に従って、複数の受信超音波走査ビームは、伝送路の夫々に沿って受信される超音波エコーを表す第1及び第2のビーム形成器信号を同時に生成するよう、送信走査ビームに沿った多数の点に向けられて焦点を合わせられ得る。

20

【0011】

本発明の他の特徴及び利点は、以下の図面及び詳細な記載の説明によって、当業者には明らかとなるであろう。これらの更なる特徴及び利点は、本発明の適用範囲内に含まれるよう意図される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の改善された超音波画像形成システム及び方法は、ここでは、特に、当該技術においてよく知られる輝度モード(Bモード)画像、又はグレースケール画像を生成して表示する超音波画像形成システムに関連して詳細に記載される。しかし、留意すべきは、本発明の超音波画像形成システム及び方法は、当業者には明らかであるように、フロー画像形成システム、即ち、CFI及びCPA及び、当該方法に適した他の超音波画像形成システムを、それらに限定されないが含む他の超音波画像形成システムに組み込まれても良い。

30

【0013】

本発明は、以下の詳細な記載と、本発明の好ましい実施例に関する添付の図面とから、より完全に理解されるであろう。しかし、これらの詳細な記載及び図面は、挙げられている具体的な実施形態に本発明を限定するものではなく、例示のため及びより良い理解のためにのみ用いられる。更に、図面は必ずしも実寸ではなく、本発明の原理を明りょうに表すために強調して表されることがある。最後に、図中の同じ参照番号は、幾つかの図面を通して対応する部分を表す。

40

【0014】

[システムアーキテクチャ及び動作]

本発明の方法を実施可能な超音波画像形成システムのアーキテクチャは、一例として図1の基本ブロック図に表されており、概して、以降では参照番号10によって表記される。留意すべきは、図1に表される基本ブロックの多くは、ハードウェア、ソフトウェア又はそれらの組み合わせにおいて実施され得る論理関数を定義する。高速を実現するために、目下、ブロックのほとんどは、たとえ以降で具体的に示されていなくとも、ハードウェアで実施されることが好ましい。

50

【 0 0 1 5 】

図 1 を参照すると、超音波画像形成システム 1 0 は、トランスデューサ 1 8 と通信する超音波エレクトロニクスシステム 1 と、表示エレクトロニクスシステム 1 5 とを有することができる。超音波エレクトロニクスシステム 1 は、適切なソフトウェアに従って超音波画像形成システム 1 0 における様々な要素及び信号の動作及びタイミングを制御するように設計されたシステム制御装置 1 2 を有することができる。超音波エレクトロニクスシステム 1 は、送信制御装置 1 4 と、無線周波数 (R F) スイッチ 1 6 と、複数の前置増幅器 2 0 と、時間 - ゲイン補償器 (T G C) 2 2 と、アナログ - デジタル変換器 (A D C) 2 4 とを更に有することができる。更に、超音波エレクトロニクスシステム 1 は、平行ビーム形成器 2 6 と、 R F フィルタ 2 8 と、混合器 3 0 と、振幅検出器 3 2 と、ログ機構 3 4 と、ログ後 (post - log) フィルタ 3 6 と、信号処理装置 3 8 と、映像処理装置 4 0 と、映像メモリ装置 4 2 と、表示モニタ 4 4 とを有することができる。

10

【 0 0 1 6 】

トランスデューサ 1 8 は、超音波信号又は音響エネルギーを、夫々、試験対象 (例えば、超音波画像形成システム 1 0 が医療用途との関連で使用される場合には患者の身体。) へ放射し且つ試験対象から受信するよう構成される。トランスデューサ 1 8 は、望ましくは、横 (lateral) 方向及び仰角 (elevation) 方向の両方において複数の素子を有する位相配列トランスデューサである。かかる素子は、通常、例えば、それだけに限定されないが、チタンジルコン酸塩 (P Z T) のような圧電材料から作られる。夫々の素子は、素子に集合的に超音波圧力波を試験対象に伝播させる電気パルス又は他の適切な電気波形を供給される。更に、それに応答して、 1 又はそれ以上のエコーが試験対象によって反射され、トランスデューサ 1 8 によって受信される。トランスデューサ 1 8 は、受信したエコーを、更に処理するために電気信号に変換する。

20

【 0 0 1 7 】

トランスデューサ 1 8 に結合された素子の配列は、別の素子によって供給された電気パルスを遅延させることによって、トランスデューサ配列から発せられたビームが (送信及び受信モードの間) 対象を通り抜けることを可能にする。送信モードがアクティブである場合、アナログ波形が各トランスデューサ素子へ送られ、それによって、パルスは、対象を通過して、ビームのように、選択的に特定の方向で伝播する。受信モードが動作中である場合、アナログ波形が各ビーム位置にある各トランスデューサ素子において受信される。夫々のアナログ波形は、本質的に、対象を通る単一ビームに沿ってエコーが受信される時間期間に亘ってトランスデューサ素子によって受信されるエコーの連続を表す。時間遅延は、所望の方向で狭受信ビームを形成するために、夫々の素子からの信号へ適用される。送信及び受信の両モード操作によって形成されるアナログ波形の全集合は、音線 (acoustic line) を表す。そして、音線の全集合は、対象に関する単一のビュー (view) 又は画像を表す。これは、フレームと称される。

30

【 0 0 1 8 】

知られているように、位相配列トランスデューサは、システム制御装置 1 2 又は代替的に送信制御装置 1 4 において発生しうる 1 又はそれ以上の制御信号に応答する多数の内部電気回路部を有することができる。例えば、トランスデューサ電気回路は、複数の超音波パルスを発生させるために励起信号を印加すべき第 1 のサブセットのトランスデューサ素子を選択するよう構成され得る。関連する方法において、トランスデューサ電気回路は、送信された超音波パルスに関連する超音波エコーを受信すべき第 2 のサブセットのトランスデューサ素子を選択するよう構成され得る。このようなトランスデューサ素子の選択は、夫々、送信制御装置 1 4 又はシステム制御装置 1 2 で発生した 1 又はそれ以上の制御信号に応答して、トランスデューサ 1 8 によって行われ得る。

40

【 0 0 1 9 】

送信制御装置 1 4 は、 R F スイッチ 1 6 を介してトランスデューサ 1 8 へ電氣的に接続され得、更には、システム制御装置 1 2 と通信することができる。システム制御装置 1 2 は、送信制御装置 1 4 の動作を命令するために 1 又はそれ以上の制御信号を送信するよう

50

構成され得る。送信制御装置 14 は、これに応じて、RF スイッチ 16 を介してトランスデューサ 18 の素子の配列の一部へ定期的に送られる電気パルスの連続を発生させる。送信された電気パルスによって、トランスデューサ素子は、先に記載されたような試験対象に超音波信号を放射することができる。送信制御装置 14 は、通常、トランスデューサ 18 がパルス送信の間の期間に対象からエコーを受信することを可能にするようパルス送信の間を隔て、受信されたエコーを並列なアナログ前置増幅器 20 の組（本願明細書中では“PREAMP”と呼ばれる。）に送る。RF スイッチ 16 は、トランスデューサ 18 への様々な送信電気信号及びトランスデューサ 18 からの様々な受信電気信号を方向付けるよう構成され得る。

【0020】

複数の前置増幅器 20 は、試験対象から反射されたエコーによって発生したトランスデューサ 18 からのアナログ電気エコー波形の連続を受け取る。より具体的に、夫々の前置増幅器 20 は、夫々の音線に関して、対応する組のトランスデューサ素子からアナログ電気エコー波形を受け取る。更に、前置増幅器 20 の組は、時間とともに連続して、夫々の別個の音線に関して一組である波形の組の連続を受け取って、その波形をパイプライン処理方式で処理することができる。前置増幅器 20 の組は、以下で記載されるような更なる信号処理を可能にするために、エコー波形を増幅して、増幅されたエコー波形を供給するよう構成され得る。トランスデューサ 18 によって受信される超音波信号は低電力であるため、前置増幅器 20 の組は、過剰な雑音処理において発生しない十分な品質を有すべきである。

【0021】

エコー波形は、通常、それらが試験対象の漸進的により深い深さから受信されるにつれて振幅が減衰するので、超音波エレクトロニクスシステム 1 における複数の前置増幅器 20 は、並列な複数の TGC 22 へ夫々接続され得る。TGC 22 は、当該技術において知られており、エコー音線の間に関数を漸進的に増大させて、後の処理段でのダイナミックレンジ条件を減ずるよう設計される。更に、TGC 22 の組は、時間とともに連続して、夫々の別個の音線に関して一組である波形の組の連続を受け取って、その波形をパイプライン処理方式で処理することができる。

【0022】

複数の並列アナログ - デジタル変換器 (ADC) 24 は、図 1 に示されるように、複数の TGC 22 と夫々通信することができる。ADC 22 の夫々は、当該技術においてよく知られるように、その夫々のアナログエコー波形を、夫々の量子化された瞬時信号レベルを有する多数の不連続な位置点（深さに対応して数百から数千個が存在し、超音波送信周波数又は時間の関数で表される。）を有するデジタルエコー波形に変換するよう構成され得る。先行技術の超音波画像形成システムでは、このような変換は、しばしば、信号処理ステップにおいて後に現れたが、目下、超音波信号で実行される論理関数の多くはデジタルであり、従って、かかる変換は、信号処理手順の初期の段階で実行される。TGC 22 と同様に、複数の ADC 24 は、時間とともに連続して、別個の音線に関して波形の連続を受け取って、そのデータをパイプライン処理方式で処理することができる。一例として、システムは、60 Hz の B モードフレームレートを有して 40 MHz のクロックレートで信号を処理することができる。

【0023】

平行ビーム形成器 26 の組は、複数の ADC 24 と通信することができ、ADC 24 から（トランスデューサ素子の各組に対応する）複数のデジタルエコー波形を受信し、それらを結合して単一の音線を形成する設計され得る。このようなタスクを達成するために、夫々の平行ビーム形成器 26 は、異なる時間量で別個のエコー波形を遅延させることができ、次いで、合成デジタル RF 音線を生成するために、その遅延した波形を足し合わせる。このような遅延及び加算ビーム形成処理は、当該技術においてよく知られる。更に、平行ビーム形成器 26 は、時間とともに連続して、別個の音線に関してデータ収集の連続を受け取って、そのデータをパイプライン処理方式で処理することができる。

【0024】

R Fフィルタ28は、平行ビーム形成器26の出力へ結合され得、連続して複数のデジタル音線を受信して処理するよう構成され得る。R Fフィルタ28は、夫々のデジタル音線を受信して、不要な帯域雑音出力を除去するよう構成された帯域通過フィルタの形をとる。更に図1に表されるように、混合器30は、R Fフィルタ28の出力で結合され得る。混合器30は、パイプライン方式で複数のデジタル音線処理するよう構成され得る。混合器30は、最終的に複数のベースバンドデジタル音線を生成するために、R Fフィルタ28からのフィルタ処理されたデジタル音線を局部発振器信号（簡単のために図示せず。）と結合するよう構成され得る。望ましくは、局部発振器信号は、同相信号（実部）と、位相が90度ずれている直交位相信号（虚部）とを有する複素信号である。混合動作の結果、和周波数信号及び差分周波数信号が生成され得る。和周波数信号はフィルタ処理（除去）され、差分周波数信号が残る。差分周波数信号は、ほぼ零に近い周波数にある複素信号である。複素信号は、試験対象において撮像された解剖学的構造の移動の方向を追って、正確で、広い帯域幅の振幅検出を可能にするために望ましい。

10

【0025】

超音波エコー受信処理におけるこの時点までに、全ての動作は、実質上線形と考えられる。従って、動作の順序は、実質上等価な作用を保ちながら再配置され得る。例えば、幾つかのシステムでは、ビーム形成若しくはフィルタ処理の前に、より低い中間周波数（I F）又はベースバンドへと混合することが好ましい。実質上線形な処理作用のこのような再配置は、本発明の適用範囲内にあると考えられる。振幅検出器32は、混合器30からの複素ベースバンドデジタル音線をパイプライン方式で受信して処理することができる。夫々の複素ベースバンドデジタル音線に関して、振幅検出器32は、音線のエンベロープを解析し、音線に沿った夫々の点で信号強さを決定し、振幅検出デジタル音線を生成する。数学的に、このことは、振幅検出器32が音線に沿った夫々の点に対応する夫々のフェーズ（原点までの距離）の大きさを決定することを意味する。

20

【0026】

ログ機構34は、振幅検出器32からパイプライン処理方式で振幅検出デジタル音線を受信することができる。ログ機構34は、夫々の音線の対数（ログ（log））を計算することによってデータのダイナミックレンジを圧縮して、圧縮されたデジタル音線を更なる処理のために生成するよう構成され得る。ログ関数の実施は、エコー強度の比に対応する輝度の変化に関する、最終的に表示部での、より実際的なビューを可能にする。ログ後フィルタ36は、通常は低域通過フィルタの形をとっており、ログ機構34の出力へ結合され得、パイプライン方式で圧縮デジタル音線を受信するよう構成され得る。ログ後フィルタ36は、最終的な表示画像の品質を高めるために、圧縮されたデジタル音線に関連する高周波を除去又は抑制することができる。概して、ログ後フィルタ36は、表示される画像においてスペckルを和らげる。低域通過ログ後フィルタ36は、また、アンチエイリアス処理を実行するよう構成され得る。低域通過ログ後フィルタ36は、原則的に空間分解能をグレースケール分解能と交換するよう設計され得る。

30

【0027】

信号処理装置38は、低域通過ログ後フィルタ36の出力へ結合され得る。信号処理装置38は、適切な種類のランダムアクセスメモリ（RAM）を更に有することができる。低域通過ログ後フィルタ36からフィルタ処理されたデジタル音線を受信するよう構成され得る。音線は、2次元座標空間において定義され得る。信号処理装置38は、受信したフィルタ処理されたデジタル音線における画像情報を数学的に扱うよう構成され得る。代替の実施例で、信号処理装置38は、信号操作のために時間とともにデータの音線を蓄積するよう構成され得る。この関連で、信号処理装置38は、表示のための画素を生成するために、RAMに記憶されたデータを変換する走査変換器を更に有することができる。走査変換器は、全データフレーム（即ち、単一ビューにおける全ての音線の組、又は表示されるべき画像/ピクチャ。）がRAMによって蓄積される場合に、RAMにあるデータを処理することができる。例えば、受信されたデータが、エコー情報の相対位置を決定するよ

40

50

う極座標を用いてRAMに記憶されるならば、走査変換器は、ラスタ操作可能な処理装置を介して、ラスタ操作可能な直角（直交）データに極座標データを変換することができる。

【0028】

複数の超音波画像面に関連する複数の画像フレームを形成するよう受信、エコー回復及び信号処理作用を完了したならば、超音波エレクトロニクスシステム1は、スペckルが低減された単一画像フレームを形成するよう複数の画像フレームを数学的に結合（平均化）することによって、複数の画像フレームを空間的に合成することができる。

【0029】

複数の画像フレームを空間的に合成したならば、超音波エレクトロニクスシステム1は、図1に表されるように、表示エレクトロニクスシステム5へ単一の空間的に合成された画像フレームに関連するエコー画像データ情報を送ることができる。表示エレクトロニクスシステム5は、超音波エレクトロニクスシステム1からエコー画像データを受信することができる。このとき、エコー画像データは映像処理装置41へ送られ得る。映像処理装置40は、エコー画像データ情報を受信するよう構成され得、その画像情報をラスタ走査するよう構成され得る。

10

【0030】

映像処理装置40は、映像メモリ装置42での記憶のために及び/又は表示モニタ44による表示のためにピクチャ要素（例えば、画素。）を出力する。映像メモリ装置42は、デジタルビデオディスク（DVD）プレーヤー/レコーダ、コンパクトディスク（CD）プレーヤー/レコーダ、ビデオカセットレコーダ（VCR）又は他の様々な映像情報記憶装置の形を取ることができる。当該技術で知られるように、映像メモリ装置42は、実時間以外でのユーザ/操作者による鑑賞及び/又はデータ収集画像処理を可能にする。表示モニタ44の形を取る従来の表示装置は、図1に表されるように、映像処理装置40及び映像メモリ装置42の双方と通信することができる。表示モニタ44は、映像メモリ装置42及び/又は映像処理装置40のいずれか一方から画素データを定期的に受信して、ユーザ/操作者による超音波画像の鑑賞のために適切なスクリーン又は他の画像形成装置（例えば、プリンタ/プロッタ。）を駆動するよう構成され得る。

20

【0031】

[基本的な画像形成]

図1の超音波画像形成システム10のアーキテクチャ及び動作を記載してきたが、ここで図2に注目する。図2は、一般的な診断環境を表す。このような環境で、図1の超音波画像形成システム10は、2次元超音波画像を改善するよう本発明の方法を使用することができる。診断環境10は、試験対象113及びトランスデューサ18を有する。トランスデューサ18は、ユーザ/操作者（図示せず。）によって試験対象113の生体構造の一部の上に配置され得、多重送信パルス115がトランスデューサ18から送信される。送信パルス（超音波エネルギー）115が、超音波発射（insofinication）に応答する試験対象113の組織層にぶつかる場合に、複数の送信パルス115は組織層113を通り抜ける。

30

【0032】

多重超音波パルスの大きさが組織層113の減衰効果を上回る限り、多重超音波パルス115は内部の目的物121に到達することができる。当業者には明らかなように、異なる超音波インピーダンスを有する組織間の組織境界又は交点は、複数の超音波パルス115の基本送信周波数での超音波応答を発現しうる。超音波パルスを当てられた組織は、患者の体内の様々な組織境界から情報を伝達するために、送信パルスからの時間で区別され得る基本超音波応答を発現しうる。

40

【0033】

減衰効果の大きさを上回る大きさを有する、横断する組織層113からのこれらの超音波反射は、図1に関連して先に記載されたように、RFスイッチ16及びトランスデューサ18によって監視され、電気信号に変換され得る。超音波エレクトロニクスシステム1

50

及び表示エレクトロニクスシステム 5 は、複数の超音波エコー 117 から得られる超音波表示画像 200 を生成するよう協働することができる。

【0034】

本発明の新しいアプローチは、送信開口部のいずれか一方の側での、単一のトランスデューサ配列の使用、単一の開口部からの超音波の送信、及び隣接する組の要素によって定められる幾つかのサブ配列からの後方散乱エコーの受信を含む。即ち、本発明は、スペックルを低減すべく異なる画像を同時に且つ数学的に結合するよう、超音波エネルギーにより目的の画像に超音波を当てることと、角度によって区別される多数の異なる視点から目的の画像を受信又は捕捉することを含む。多数の視点から集められた情報から形成される複数の画像を数学的に結合（例えば、平均化）することによって、スペックルパターンは

10

【0035】

図 3 A 乃至 3 D は、本発明によって実施され得る送信 / 受信開口構造に関して、様々な構造を表す。即ち、図 3 A 乃至 3 D は、毎チャンネル RF データから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を示す。図 3 A は、従来 of 受信構造の使用を表す。図 3 B は、 $\theta_1 = 2.5^\circ$ の場合の受信構造の使用を表す。図 3 C は、 $\theta_2 = 5^\circ$ の場合の受信構造の使用を表す。図 3 D は、 $\theta_3 = 7.5^\circ$ の場合の受信構造の使用を表す。

【0036】

図 4 は、必要とされる基本計算を表し、ここで、

20

【数 1】

$$\vec{k}$$

は、送信される超音波ビームの方向にある単位ベクトルであり、

【数 2】

$$\vec{k}_1$$

及び

【数 3】

$$\vec{k}_2$$

30

は、2つのサブアレイの2つの受信方向に平行な単位ベクトルである。左右の副開口中心の部分が、ベクトル

【数 4】

$$\vec{k}_1$$

及び

【数 5】

$$\vec{k}_2$$

40

が送信波ベクトル

【数 6】

$$\vec{k}$$

に対して同じ角度 θ の範囲を定めるほどであるならば、ベクトル和

【数 7】

$$\vec{k}_1 + \vec{k}_2$$

は、送信ビームステアリング方向及び、ひいては

【数 8】

$$\vec{K}$$

に平行である。速度

【数 9】

$$\vec{V}$$

を有する散乱移動が超音波の放射視野においてサンプルボリューム (sample volume) を過ぎたならば、2つの受信副開口の和によって受信される平均ドップラ周波数シフトは、ベクトル

10

【数 10】

$$\vec{K}$$

において速度射影 V_x に比例し、以下

【数 11】

$$V_x = |\vec{V}| \cos(\theta) = \frac{(\vec{K}_1 + \vec{K}_2) \cdot \vec{V} + \vec{K} \cdot \vec{V}}{2c(\varphi) + 2} \quad (1)$$

のように表される。ここで、 θ は送信ビームと速度ベクトル

20

【数 12】

$$\vec{V}$$

との間の角度であり、 φ は受信ビームと送信ビームとの間の角度である。

【0037】

様々な視点の間のスペックルパターンにおける相関関係の欠如の結果として、スペックルパターンにおける不一致は、目的の画像を劣化させることなく低減され得る。スペックルを低減するために様々な視点から形成される画像を数学的に結合する計算は、よく知られる。通常、“固定”トランスデューサを用いて異なる方向からの多数の画像を生成する方法は、圧電トランスデューサ素子の線形又は円弧状線形配列の異なるセル又はセルのグループを励起することである。圧電トランスデューサ素子は、超音波エネルギーを発生させ且つ受信するために使用される。超音波ビームに対する視点は、通常、超音波ビームを形成するために使用されるアクティブ開口の物理的位置によって制御される。このように、固定トランスデューサにおけるグループは、必要とされる空間的に分離された視点を得るために、配列に沿って分けられるべきである。

30

【0038】

一例として、N個のトランスデューサ素子の線形配列をM個のセクションに分けることができる。夫々のセクションは、N/Mの隣接するトランスデューサを有し、配列に沿った一意の位置又は視点によって定められる。夫々のセクションは、全てのMのビームが実質的に同じ領域で焦点を合わせられるように向けられたトランスデューサセクションの夫々からであるが、トランスデューサ配列の正面にその原点を有する異なった方向からの結果として得られる超音波ビームを有して、連続してある点で1つを電氣的に励起され得る。その場合、スペックルは、関連するM個の異なる視点からの(送信及び受信の両方の処理によって制御される)Mの超音波ビームを結合することによって低減され得る。

40

【0039】

図5A乃至5Dは、毎チャンネルRFデータから再構成されたフローファントムのCPA画像を表す。即ち、図5Aは、従来の受信構造により受信されるデータから再構成される画像を表し、図5Bは、 $\theta_1 = 2.5^\circ$ の場合に本発明の受信構造により受信されるデータから再構成された画像を表し、図5Cは、 $\theta_2 = 5^\circ$ の場合の受信構造を表し、図5Dは、 $\theta_3 = 7.5^\circ$ の場合の受信構造の使用を表す。

50

【0040】

本発明に従うCFI及びCPAフローデータから再構成される更なるスクリーンショットは、図6A乃至6Dに示されている。具体的に、図6Bは、従来のフロー画像（図6A）と比較して、欠陥がより少ない合成CFI画像を表し、血管腔内のフローのより好ましい描写を示す。図6Dの合成CPAは、方位分解能のより一層の劣化を伴うことなく、従来のCPA（図6C）に比べて、低減されたスペックルパターン及びより良い充填（filling）を示す。図6A乃至6Bを見ることによって容易に理解され得るように、本発明の技術は、（開口の大きさに起因する）スペクトル拡張と、方位分解能との間の妥協を提供する。この技術は、また、カラーフロー画像形成の感度を高めることができる。

【0041】

本発明のアプローチは、合成角度を有してマルチライン要素を交互に使用することによってBorisプラットフォームにおいて実施され得る。4xマルチラインの場合、合成は適用され得ない。2xマルチラインの場合には、2つの合成角度が得られる（従来の構造並びにb、c又はd構造のうちの一つ）。マルチラインがない場合、4つの合成角度が使用され得る。ついでに言えば、本発明は、QSCが16の平行な受信経路を有するので、Borisプラスアーキテクチャにより良くマッピングし、従って、1次元配列に関して、同時に4つの合成角度を有して4xマルチラインを実現することが可能である。当業者には明らかなように、本発明を実施するようBorisを变形することは、“新たな”取得テーブルの準備を必要とする。当業者であって、特許権を有するBorisプラットフォームを理解する者には明らかなように、新たな又は修正された取得テーブルは、ここに記載される新しい受信開口構造をサポートするために定義される必要があり、FECは、本発明の開口配置を取り込む必要がある。また当業者には明らかなように、プラットフォームは本発明の限定ではなく、受信開口配置及びその配置からのデータの処理をサポートすることができる如何なるプラットフォームも、ここで記載及び請求されるフロー画像形成において改善される合成を実施することができる。

【0042】

Borisプラットフォームの例に戻り、DSCアーキテクチャは、異なるルックアングルが派生的なマルチラインとして処理され得るので、変更される必要はない。当然、異なる正規化関数が異なる受信構造に適用される必要があることは容易に理解されるべきである。ついでに言えば、フィリップスが権利を所有するBorisSIPは、定期的なカラーフロー/CPA処理を実行する前に、異なる角度を合成すべく変形を必要とする。

【0043】

図7A乃至7Dは、夫々、スクリーン処置の前後における画像品位の差を明らかにするよう、従来のカラーフロー画像、合成カラーフロー画像、従来のCPA画像、及び合成CPA画像を表す。即ち、4つの図は、本発明に従って実施されるフロー処理の間にスペックルを除去するための合成の結果及び利点の理解を与える。ついでに言えば、これによって開示される発明は、例えば、甲状腺又は胸部にあるような小さな血管の画像形成において血小板が影を作りうる狭窄の存在下で、浅い血管への適用に特に適する。

【0044】

留意すべきは、表される機能的動作を実行するために必要とされるソフトウェア及び/又は2次元で超音波画像を空間的に合成するために必要な数学的結合及びデータ操作は、論理関数を実施するための実行可能な命令の順序付きリストを有することができる点である。このように、ソフトウェアは、例えば、コンピュータベースのシステム、処理装置内蔵システム又は命令実行システム、機器若しくは装置から命令を読み出して、その命令を実行する他のシステムのような命令実行システム、機器又は装置によって、あるいは、それらと共に使用される如何なるコンピュータ読取可能な媒体においても具現され得る。本願に照らして、“コンピュータ読取可能な媒体”は、命令実行システム、機器又は装置によって、あるいは、それらと共に使用されるプログラムを含み、記憶し、通信し、伝播し、又は送信することができる如何なる手段であっても良い。

【0045】

コンピュータ読取可能な媒体は、例えば、それに限定されないが、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線、若しくは半導体システム、機器、装置又は伝播媒体でありうる。コンピュータ読取可能な媒体のより具体的な例（不完全なリスト）は、以下：1又はそれ以上のワイヤを有する電気接続（電子）、携帯型のコンピュータディスク（磁気）、ランダムアクセスメモリ（RAM）（磁気）、読み出し専用メモリ（ROM）（磁気）、消去可能なプログラマブルROM（EPROM若しくはフラッシュ）（磁気）、光ファイバ（光学）、及び携帯型コンパクトディスクROM（CDROM）（光学）を含みうる。留意すべきは、コンピュータ読取可能な媒体は、プログラムが、例えば、紙又は他の媒体の光学走査を介して電子的に捕捉されて、必要ならば、適切な方法で適合、解釈又は処理をなされて、コンピュータメモリに格納され得る場合に、プログラムが印刷されている紙又は他の適切な媒体でありうる点である。

10

【0046】

留意すべきは、本発明の上記実施例、具体的に、如何なる“好ましい”実施例も、単に、本発明の原理の明りょうな理解のために挙げられているに過ぎない可能な実施の例である。更に、多数の変更及び変形は、本発明の精神及び原理から著しく逸脱することなく、本発明の上記実施例に対して行われ得る。全てのこのような変更及び変形は、本発明の適用範囲内に含まれ且つ特許請求の範囲によって保護される本開示によって示されるよう意図される。

【図面の簡単な説明】

【0047】

20

【図1】本発明の方法を実行することができる本発明に従う超音波画像形成システムのブロック図である。

【図2】医療診断環境における図1の超音波画像形成システムの使用を表す図である。

【図3A】毎チャンネルデータから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を表す関連するスクリーンショットである（従来の受信構造の使用）。図3Cは、 $2 = 5^\circ$ の場合の受信構造の使用を表す。

【図3B】毎チャンネルデータから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を表す関連するスクリーンショットである（ $1 = 2.5^\circ$ の場合の受信構造の使用）。

【図3C】毎チャンネルデータから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を表す関連するスクリーンショットである（ $2 = 5^\circ$ の場合の受信構造の使用）。

30

【図3D】毎チャンネルデータから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を表す関連するスクリーンショットである（ $3 = 7.5^\circ$ の場合の受信構造の使用）。

【図4】本発明によって必要とされる基本計算を表す。

【図5】A～Dは、毎チャンネルデータから再構成されるフローファントムのカラーフロー画像を表す関連するスクリーンショットの組である。

【図6】A～Dは、まとめて表示される場合に、従来のカラーフロー画像形成と、本発明に従う合成方法により実現される画像との間の差を明らかにする関連するスクリーンショットの組である。

【図7】A～Dは、従来のカラーフロー画像、合成カラーフロー画像、従来のCPA画像、及び合成CPA画像を表す。

40

【 図 1 】

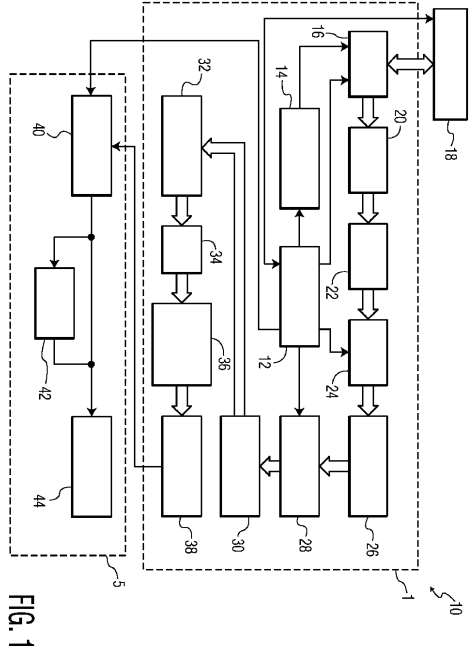


FIG. 1

【 図 2 】

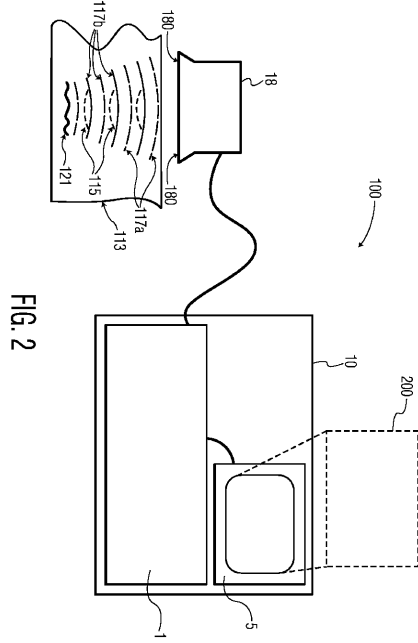


FIG. 2

【 図 3 A 】

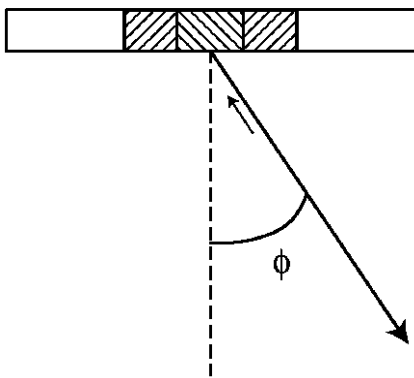


FIG. 3A

【 図 3 B 】

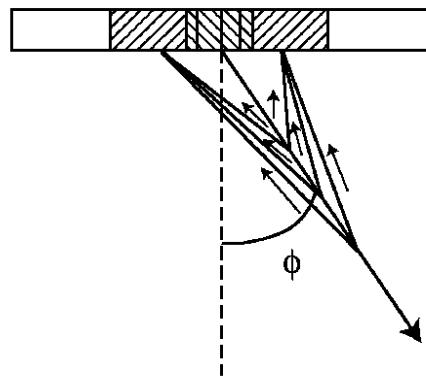


FIG. 3B

【 図 3 C 】

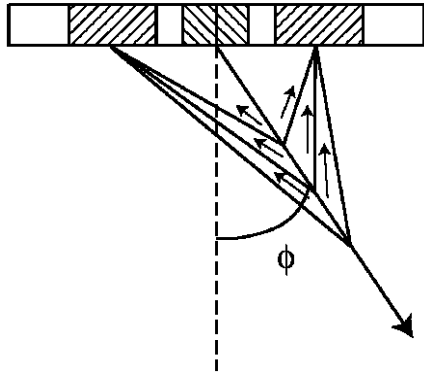


FIG. 3C

【 図 3 D 】

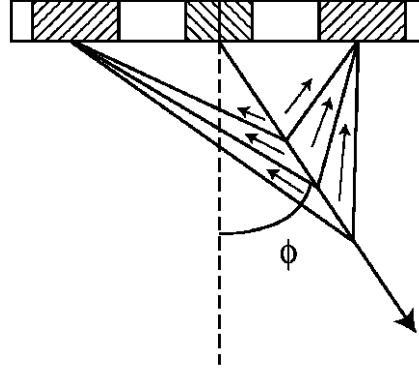


FIG. 3D

【 図 4 】

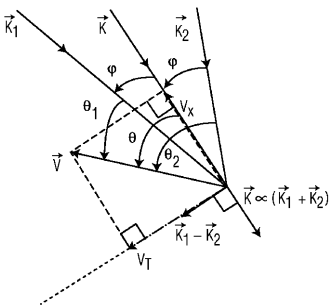


FIG. 4

【 図 5 C 】

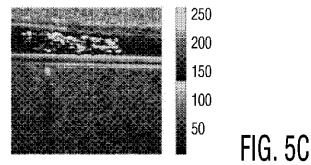


FIG. 5C

【 図 5 D 】

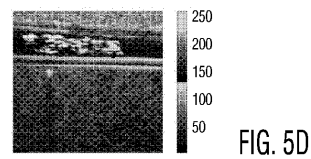


FIG. 5D

【 図 5 A 】

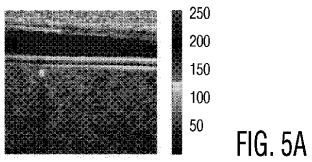


FIG. 5A

【 図 5 B 】

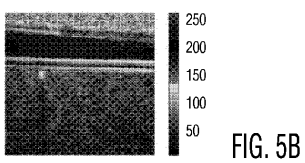


FIG. 5B

【 図 6 A 】

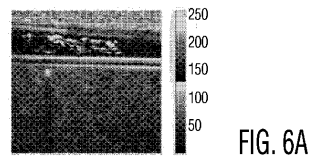


FIG. 6A

【 図 6 B 】

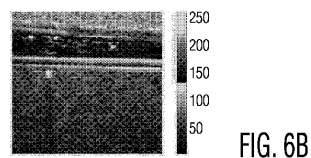


FIG. 6B

【 図 6 C 】

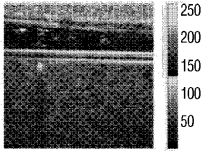


FIG. 6C

【 図 6 D 】

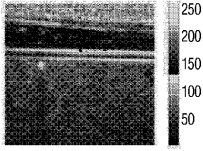


FIG. 6D

【 図 7 A 】

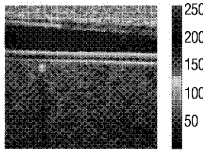


FIG. 7A

【 図 7 B 】

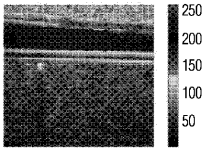


FIG. 7B

【 図 7 C 】

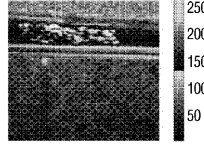


FIG. 7C

【 図 7 D 】

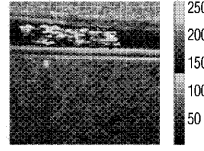


FIG. 7D

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/053023

| | | |
|---|--|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S15/89 G01S7/52 | | |
| 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) G01S | | |
| 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, 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 5 129 399 A (HIRAMA MAKOTO [JP]) 14 July 1992 (1992-07-14) abstract; figures 1A-8B column 1, line 8 - column 2, line 61 column 3, line 32 - column 6, line 6 | 1-14 |
| X | SCABIA M ET AL: "A real-time two-dimensional pulsed-wave Doppler system" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 26, no. 1, January 2000 (2000-01), pages 121-131, XP004295497 ISSN: 0301-5629 | 1-5 |
| Y | abstract; figures 1-6 Sections "Introduction" and "Two-dimensional Doppler technique" | 6-14 |
| -/-- | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 *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. *&* document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 1 February 2007 | | Date of mailing of the international search report 09/02/2007 |
| 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 Zaneboni, Thomas |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No
 PCT/IB2006/053023

| 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 6 464 638 B1 (ADAMS DARWIN P [US] ET AL) 15 October 2002 (2002-10-15) cited in the application abstract; figures 1-4,7-10 column 2, line 5 - column 4, line 37 column 6, lines 29-55 column 8, lines 15-19 column 18, line 59 - column 22, line 64 | 6-14 |
| X | BEHAR V ET AL: "A new method of spatial compounding imaging" ULTRASONICS, IPC SCIENCE AND TECHNOLOGY PRESS LTD. GUILDFORD, GB, vol. 41, no. 5, July 2003 (2003-07), pages 377-384, XP004429327 ISSN: 0041-624X | 6-9, 11-14 |
| Y | abstract; figures 1-7,11 Sections "1. Introduction", "2. Method of imaging", "5. Conclusions" | 10 |
| Y | US 5 522 393 A (PHILLIPS PATRICK J [US] ET AL) 4 June 1996 (1996-06-04) abstract; figures 1,2,17-20d column 1, line 14 - column 3, line 25 column 9, line 45 - column 11, line 30 | 10 |
| A | US 2004/267127 A1 (ABEND KENNETH [US] ET AL) 30 December 2004 (2004-12-30) figures 2A-4,19A-20,24 paragraphs [0218], [0425] | 1-14 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
information on patent family members

International application No
PCT/IB2006/053023

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------------|--------------------------|
| US 5129399 | A | JP 2777197 B2 JP 3015455 A | 16-07-1998 23-01-1991 |
| US 6464638 | B1 | NONE | |
| US 5522393 | A | NONE | |
| US 2004267127 | A1 | NONE | |

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, 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, 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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, 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 クリトン, アリーヌ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
ウ ロード 345

Fターム(参考) 4C601 BB21 BB22 BB23 DE04 DE05 EE04 HH22 HH30 JB34

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于通过实时空间合成的流动成像的超声图像形成系统和方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2009505771A | 公开(公告)日 | 2009-02-12 |
| 申请号 | JP2008528634 | 申请日 | 2006-08-30 |
| [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 | クリトンアリーヌ | | |
| 发明人 | クリトン,アリーヌ | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | G01S7/52095 A61B8/44 G01S7/52077 G01S15/8927 G01S15/8984 G01S15/8995 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/HH22 4C601/HH30 4C601/JB34 | | |
| 代理人(译) | 伊藤忠彦 | | |
| 优先权 | 60/713182 2005-08-31 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

一种用于减少超声图像中斑点的方法包括：从在换能器元件阵列前面面定义的单个孔径生成发射扫描波束，使得发射扫描波束从单个孔径发出，第一组换能器对称地穿过开口的中心生成第一组超声波响应扫描光束从定义作为诱导元件中的第一接收开口射出，至少一个，使得来自至少第二接收发射的邻近于所述第一接收开口打开生成第二组超声波响应扫描光束的有。至少第二接收孔由至少第二组换能器元件限定，所述第二组换能器元件对称地布置在发射孔的中心上。响应扫描光束由第一接收孔和至少第二接收孔同时接收和合成。

