

(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2016-514530

(P2016-514530A)

(43) 公表日 平成28年5月23日(2016.5.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-504801 (P2016-504801)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月24日 (2014. 3. 24)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年9月24日 (2015. 9. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/060079
 (87) 国際公開番号 WO2014/155265
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)
 (31) 優先権主張番号 61/804, 783
 (32) 優先日 平成25年3月25日 (2013. 3. 25)
 (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 エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断イメージングシステム。

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、異なる視方向から取得されるコンポーネントフレームを合成することにより、空間的に合成される台形状セクタ画像を形成する。コンポーネントフレームの各々のスキャンラインが、アレイトランスデューサの正面の異なる地点(E1, En)から発せられかつ異なるスキャニング角度でステアリングされるように、仮想頂点フォーマットが使用される。様々なコンポーネントフレームに関し、スキャンラインはそれぞれ異なる角度でステアリングされる。説明される具体例では、各々のコンポーネントフレームのスキャンラインは、基準のコンポーネントフレームにおける対応するスキャンラインに対して5度だけ増やされる。コンポーネントフレームが空間合成のために統合される場合、仮想的に全体的な画像フィールドに関してコンポーネントフレームの最大数が統合される。

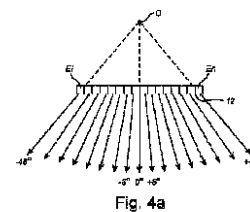


Fig. 4a

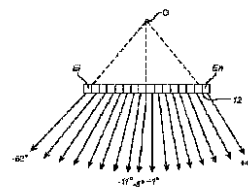


Fig. 4b

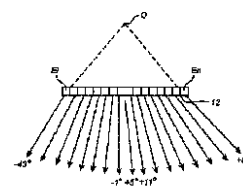


Fig. 4c

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

空間的に合成された画像を生成する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でコンポーネントフレームを取得するように動作するアレイトランスデューサと、合成画像プロセッサとを含み、前記超音波診断イメージングシステムは、

複数のコンポーネントフレームの各々について、台形状スキャンフォーマットのスキャンラインをステアリングするように前記アレイトランスデューサを制御するように構成される送信部であって、各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインは、複数の異なるスキャン角度においてステアリングされ、各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインは、他のコンポーネントフレームの個々のスキャンラインとそれぞれ異なるスキャン角度でステアリングされる、送信部と、

異なる視方向から取得されたコンポーネントフレームを保存する合成画像メモリと、を有し、前記合成画像プロセッサは、取得されたコンポーネントフレームを統合して前記空間的に合成された画像を形成する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 2】

各々のスキャンラインの方向からエコー信号を受信するように構成されるビームフォーマを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記送信部はマイクロビームフォーマを更に有し、

前記アレイトランスデューサ及び前記マイクロビームフォーマは、何れも超音波プローブ内に配置される、

請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記ビームフォーマはマイクロビームフォーマを更に有し、

前記アレイトランスデューサ及び前記マイクロビームフォーマは、何れも超音波プローブ内に配置される、

請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記アレイトランスデューサが、トランスデューサ要素の 1 次元的なラインアレイを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記アレイトランスデューサが、トランスデューサ要素の 2 次元的な平坦なアレイを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

各々のコンポーネントフレームの各スキャンラインは、前記アレイトランスデューサの正面における同じ地点から発する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記アレイトランスデューサの正面における同じ地点から発する各コンポーネントフレームの各スキャンラインは、異なるステアリング角度でステアリングされる、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記台形状スキャンフォーマットは、前記アレイトランスデューサの正面の手前に、前記スキャンラインが共通の頂点に収束する近接フィールド領域を更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

前記送信部は、フェーズドアレイビームステアリングにより、各々のコンポーネントフ

10

20

30

40

50

レームの前記スキャンラインをステアリングするために、前記アレイトランスデューサを制御するように更に構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 1】

前記送信部は、仮想頂点スキャンフォーマットで各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインをステアリングするために、前記アレイトランスデューサを制御するように更に構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 2】

前記コンポーネントフレームの前記スキャンラインは、時間インタリーブシーケンスで取得される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 3】

前記複数のコンポーネントフレームの間で視方向に多様性が存在し、

前記コンポーネントフレーム間の前記視方向の多様性は、少なくとも 3 度である、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 4】

前記コンポーネントフレーム間の前記視方向の多様性は、5 度である、

請求項 1 3 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 5】

前記合成画像プロセッサは、加算、平均化、ピーク検出又はその他の合成方法のうちの何れかにより、取得したコンポーネントフレームを統合するように構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断イメージングシステムに関連し、特に、台形状セクタフォーマットで空間的に合成された画像を生成する超音波診断イメージングシステムに関連する。

【背景技術】

【0002】

空間合成は、複数の見晴らしの利く地点又は角度(視方向(look direction))から取得される所与のターゲットの複数の超音波画像が、各々の角度又は視方向から受信される合成画像ターゲットの各地点から受信されるデータを合成することにより、単独の合成画像に組み合わせられる、イメージング技術である。空間合成の具体例は、米国特許4,649,327(Fehr et al.) ; 4,319,489(Yamaguchi et al.) ; 4,159,462(Rocha et al.) ; 6,210,328(Robinson et al.) ; 6,126,598(Entrekin et al.) 及び6,224,552(Jago et al.) 等に見受けられる。リアルタイムの空間合成イメージングは、実質的に異なる空間方向からの一連の部分的に重複するコンポーネント画像フレームを速やかに取得すること、及び、アレイトランスデューサを利用して電子ビームステアリング及び/又はコンポーネントフレームの電子移動(electronic translation)を実行することにより、行われる。コンポーネントフレームは、加算、平均化、ピーク検出又はその他の合成方法により、合成画像に統合される。取得のシーケンス及び合成画像の形成は、取得フレームレート(すなわち、或る時間)により制限されるレートで連続的に反復され、その或る時間は、イメージングについての選択される幅及び深度にわたって、コンポーネントフレームのスキャンラインの全てのコンポーネントを取得するのに要する時間である。合成される画像は、一般に、単独の視点による従来の超音波画像よりも低いスペックル(speckle)及び優れた鏡面反射の描写を示す。N個のコンポーネントフレームによる合成画像ではNの平方根により、スペックルは減少する(すなわち、スペックル信号対雑音比が改善される) ; ただし、合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームは実質的に独立であること及び平均化されることが仮定される。コンポーネントフレームの独立性の度合いを判定するた

10

20

30

40

50

めに幾つかの基準を利用することが可能である(例えば、O'Donnell et al. in IEEE Trans. UFFC v.35, no.4, pp 470-76 (1988))。特に、ステアリングされる線形アレイによる空間合成イメージングの場合、これは、コンポーネントフレーム間の最小のステアリング角度を意味する。この最小角度は、典型的には、例えば3又は4度のような数度のオーダーである。

【0003】

空間合成スキニングが画像品質を改善する別の側面は、鏡面インタフェース(specular interface)に関する取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界面(インタフェース)は、超音波ビームが界面に正確に垂直である場合には、強いエコーを形成し、ビームが垂直方向から僅か数度ずれると非常に弱いエコーを形成する。これらの界面はしばしば湾曲しており、従来のスキニングでは、界面の僅かな部分しか見えない。空間合成スキニングは、多数の異なる角度からの界面の眺め(view)を取得し、湾曲した界面を、広い視野にわたって可視的かつ連続的にする。より大きな角度の多様性又は広がり(angular diversity)は、一般に、鏡面ターゲットの連続性を改善する。しかしながら、利用可能な角度の多様性は、トランスデューサアレイ要素の受け入れ角によって制限される。受け入れ角は、トランスデューサアレイ要素のピッチ、周波数及び構成方法に依存する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

空間合成は、セクタ画像及びリニア画像を含む超音波イメージングで使用される様々な画像フォーマットで実行されることが可能である。上記のRobinson et al., Entekin et al. 及び Jago et al. 等の特許文献に記載されるように、空間合成に便利なフォーマットは、ステアリングされるリニアフォーマットである。このフォーマットでは、各々のコンポーネントフレームは、所与の視方向でステアリングされる並列的なスキャンラインから形成される。例えば、第1のコンポーネントフレームは0°の方向(まっすぐの方向)に全てのスキャンラインをステアリングして取得されることが可能である。第2及び第3のコンポーネントフレームはそれぞれ+15°方向及び-15°方向に、全てのスキャンラインをステアリングして取得されることが可能である。コンポーネントフレームが空間的に整合して合成されると、それらは空間的に合成された台形状の画像を形成する。不都合なことに、後述するように、空間合成の作用又は影響は、画像を通じて一様(又は均一)ではない。その理由は、合成される画像の様々な領域において、異なる度合いの画像オーバーラップが存在するためである。従って、空間合成の作用が、空間的に合成される画像のうち最も広い範囲で最大数のコンポーネントフレームを合成するような、台形状スキャンフォーマットで空間合成を行うことが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によれば、空間的に合成される台形状画像は、仮想頂点(virtual apex)コンポーネントフレームをスキニングすることにより、形成される。仮想頂点は、画像フィールドをスキャンするスキャンラインが様々な角度でステアリングされるフェーズドビームステアリング技術である。「仮想頂点又は仮想アペックス」と言及される理由は、全てのスキャンラインが、超音波トランスデューサの面の背後にある頂点又は共通の地点から発するように見えることに由来する。各々のコンポーネントフレームにおいてトランスデューサの正面に関して様々な角度でステアリングされるスキャンラインとともに、コンポーネントフレームが取得される。コンポーネントフレームが、画像フィールドのかなりの部分でオーバーラップして合成される場合、合成される画像の多くの領域を通じて高度な空間合成をもたらす。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステムをブロック図形

10

20

30

40

50

式で示す。

【図2】図1の空間合成プロセッサの実現手段をブロック図形式で示す。

【図3a】ステアリングされるリニアスキャンフォーマットで取得されるコンポーネントフレームにより形成される空間合成画像の最大画像品質の領域を示す。

【図3b】ステアリングされるリニアスキャンフォーマットで取得されるコンポーネントフレームにより形成される空間合成画像の最大画像品質の領域を示す。

【図3c】ステアリングされるリニアスキャンフォーマットで取得されるコンポーネントフレームにより形成される空間合成画像の最大画像品質の領域を示す。

【図3d】ステアリングされるリニアスキャンフォーマットで取得されるコンポーネントフレームにより形成される空間合成画像の最大画像品質の領域を示す。

【図4a】本発明により空間的に合成される台形状画像を形成するために必要とされるコンポーネントフレームを示す。

【図4b】本発明により空間的に合成される台形状画像を形成するために必要とされるコンポーネントフレームを示す。

【図4c】本発明により空間的に合成される台形状画像を形成するために必要とされるコンポーネントフレームを示す。

【発明を実施するための形態】

【0007】

図1を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波診断イメージングシステムが示されている。超音波プローブ10は平坦なアレイトランスデューサ12を含み、アレイトランスデューサ12は、ステアリングされる線形ビームスキャンニングによりスキャンされる領域の範囲を表す破線の四角形及び平行四辺形により示される画像フィールドにわたる様々な角度でビームを送信する。図面において、A、B及びCのラベルが付された3つのグループのスキャンラインが示されており、各々のグループはアレイトランスデューサの正面に対して異なる角度でステアリングされる(又は方向付けられる)。アレイトランスデューサは、トランスデューサ要素の1次元的な(1D)配列又はトランスデューサ要素の2次元的な(2D)行列配列とすることが可能である。ビームの送信は送信部14により制御され、送信部14は、アレイトランスデューサの各々の要素が動作する位相及び時間を制御する。2Dアレイトランスデューサが使用される場合、送信及び部分的なビームフォーミングは、プローブ10に配置されるマイクロビームフォーマIC(μBF)により提供される。必要に応じて、1Dアレイトランスデューサがマイクロビームフォーマを利用することも可能である。各々のスキャンラインに対して返ってくるエコーは、アレイトランスデューサの要素により受信され、アナログディジタル変換などによりディジタル化され、ディジタルビームフォーマ16に与えられる。マイクロビームフォーマが使用される場合、信号がシステムビームフォーマ16に与えられる前に、少なくとも部分的なビームフォーミングがマイクロビームフォーマにより実行される。ディジタルビームフォーマは、アレイトランスデューサ要素又はマイクロビームフォーマからのエコーを遅延させて加算し、各々のスキャンラインに対する一連の焦点の合ったコヒーレントなディジタルエコーサンプルを形成する。送信部14、マイクロビームフォーマ及びビームフォーマ16は、システムコントローラ18の制御の下で動作し、システムコントローラ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フェース20における制御設定に応じて動作する。システムコントローラは、所望の角度、所望の送信エネルギー及び所望の周波数で所望の数のスキャンライングループを送信するように送信部(及び/又はマイクロビームフォーマ)を制御する。システムコントローラは、使用される開口及び画像深度に関して受信されるエコー信号を適切に遅延させて合成するようにディジタルビームフォーマを制御する。

【0008】

スキャンラインエコー信号は、対象の周波数バンドを規定するプログラム可能なディジタルフィルタ22によりフィルタリングされる。ハーモニック造影剤イメージングである場合又は組織ハーモニックイメージングを実行する場合、フィルタ22の通過帯域(又はパスバンド)は、送信バンドの高調波を通すように設定される。フィルタリングされた信号は

10

20

30

40

50

その後、ディテクタ24により検出される。好ましい実施形態では、受信された信号が、複数のパスバンドに分離され、周波数合成により画像スペckルを減らすために個別的に検出及び再構成されるように、フィルタ及びディテクタは複数のフィルタ及びディテクタを含む。Bモードイメージングの場合、ディテクタ24は、エコー信号エンベロープの振幅検出を実行する。ドップライメージングの場合、エコーの集合が、画像内の各々の地点について集められ、ドップラシフト又はドップラパワー強度を推定するようにドップラ処理される。

【0009】

本発明の原理によれば、デジタルエコー信号は、プロセッサ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、先ず、プロセッサ32により事前に処理される。10
プレプロセッサ32は、必要に応じて、重み付け因子により信号サンプルを事前に重み付けすることが可能である。サンプルは、特定の合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームの個数の関数である重み付け因子により、事前に重み付けされることが可能である。プレプロセッサは、遷移を滑らかにするために、ある重複する画像のエッジにおけるエッジラインを重み付けすることも可能であり、この場合において、合成されるサンプル又は画像の数は可変である。事前に処理された信号サンプルは、その後、リサンプラ34において再サンプリングに委ねられる。リサンプラ34は、1つのコンポーネントフレーム又は表示空間のピクセルに対する推定値を空間的に整合させる。

【0010】

リサンプリングの後、画像フレームはコンバイナ36により合成される。合成は、加算、平均化、ピーク検出又はその他の合成方法を含んでよい。合成されるサンプルは、この処理ステップにおける合成に先行して重み付けされてもよい。最後に、ポストプロセッサ38により、事後的な処理が実行される。ポストプロセッサは、合成された値を、表示範囲の値に正規化する。事後的な処理は、ルックアップテーブルにより最も簡易に実現されることが可能であり、及び、合成画像の表示に相応しい範囲の値に対して、算出された範囲内の値についての圧縮及びマッピングを同時に実行することが可能である。20

【0011】

合成する処理は、推定データ空間又は表示画素空間において実行されてもよい。好ましい実施形態では、スキャンコンバータ40により、合成処理の後にスキャン変換が実行される。合成画像は、推定又は表示画素の形式でシネループ(Cineloop)(登録商標)メモリに保存されてもよい。推定形式で保存される場合、画像は、表示のためにシネループメモリから再生される場合にスキャン変換されてもよい。スキャン変換及びシネループメモリは、空間的に合成される画像の3次元表現をレンダリングするために使用され、この点については例えば米国特許第5,485,842号及び5,860,924号等に記載されている。スキャン変換に続いて、空間的に合成される画像は、ビデオプロセッサ44により表示用に処理され、画像ディスプレイ50により表示される。30

【0012】

図2は図1の空間合成プロセッサ30の一形態を示す。この例におけるプロセッサ30は、様々な方法で画像データを処理する1つ以上のデジタル信号プロセッサ60により実現される。デジタル信号プロセッサ60は、例えば、受信した画像データを重み付けし、フレーム毎にピクセルが整合するように画像データをリサンプルする(又はサンプリングし直す)ことが可能である。デジタル信号プロセッサ60は、処理された画像フレームを、個々のコンポーネント画像フレームをバッファリングする複数のフレームメモリ62の方に方向付ける。フレームメモリ62により保存可能なコンポーネント画像フレームの数は、好ましくは、合成されるコンポーネント画像フレームの最大数(例えば、16フレーム)に少なくとも等しい。本発明の原理によれば、デジタル信号プロセッサは、画像表示深度、最大合成領域の深度、診断用途(クリニカルアプリケーション)、合成表示レート、動作モード、及び、所与の時点で合成する画像の数を決定するための取得レート等を含む制御パラメータに応答する。デジタル信号プロセッサは、アキュムレータメモリ64における合成画像を構成するために、フレームメモリ62に保存されているコンポーネント画像を選択する。ア40

10

20

30

40

50

キュムレータメモリにて形成される合成画像は、正規化回路66により重み付け又はマッピングされ、所望の表示ビット数に圧縮され、必要に応じて、ルックアップテーブル(LUT)68によりリマッピングされる。完全に処理された合成画像データは、以後、フォーマット化及び表示のためにスキャンコンバータに送信される。

【0013】

ステアリングされるリニアアレイによる合成スキャニングは、重複するコンポーネントフレームの或るパターンを生じる結果となり、Nフレーム全てが重複する最大画像品質の領域(RMIQ)が、合成画像の上位に底辺がある逆三角形となるようにする。アレイの異なる地点から発する重複するフェーズドアレイフレームのような他のスキャニング形態では、RMIQはそれに応じて異なる形状を示してもよい。この点については、図3aないし3dに示されている。図3b、3c及び3dはステアリングされるリニアコンポーネントフレームを示し、これらは図3aの空間的に合成される画像を形成するように統合される。図3bのコンポーネントフレームは、複数の並列的な隣接するスキャンラインにより形成され、 $+15^\circ$ の角度で平行四辺形の画像フィールド72をスキャンし、スキャンラインのうちの1本が画像フレーム72の中央に示されている。これは、合成画像のうちのコンポーネントフレーム「C」になる。図3cのコンポーネントフレームは、複数の並列的な隣接するスキャンラインにより形成され、 0° の角度で四角形の画像フィールド74をスキャンし、スキャンラインのうちの1本が画像フレーム74の中央に示されている。これは、合成画像のうちのコンポーネントフレーム「B」になる。図3dのコンポーネントフレームは、複数の並列的な隣接するスキャンラインにより形成され、 -15° の角度で平行四辺形の画像フィールド76をスキャンし、スキャンラインのうちの1本が画像フレーム76の中央に示されている。これは、合成画像のうちのコンポーネントフレーム「A」になる。図3aにおいて、3つのコンポーネントフレームA、B及びCは、最終的な合成画像80を形成するように空間的に登録される場合に示される。3つ全てのコンポーネントフレームがオーバーラップする及び算出されるRMIQ領域の何れの側においても、オーバーラップするフレームの数は、「2」のように示される領域では2つしかフレームは重複せず、「1」のように示される領域では1つのフレームしか存在しない、というように空間的に減少する。これは、合成画像における特定の地点が、その地点でコンポーネントフレームがデータを有するか否かに依存して、コンポーネントフレームの一部分からの寄与しか受けないかもしれないことを意味する。

【0014】

本発明の原理によれば、空間的に合成される超音波画像は、仮想頂点スキャンフォーマットでスキャンされるコンポーネントフレームから形成される。仮想頂点(virtual apex)は、フェーズドアレイスキャニングの一形態であり、ビームは、トランスデューサアレイの正面(放出面)に対して徐々に異なる角度でステアリングされる。従来のフェーズドアレイイメージングでは、アレイの正面上の共通の地点(一般的には、アレイの中央)から、全てのビームが発せられる。この共通の地点は、三角形のセクタ画像の頂点である。仮想頂点スキャニングでは、スキャンラインが発せられる源の共通の地点は、米国特許5,123,415(Daigle)に示されるようなアレイ正面の背後に位置付けられる「仮想的な」地点である。そのようなスキャンフォーマットは図4aに示され、仮想的な頂点は、アレイ12の正面の背後にある地点「0」である。この例におけるトランスデューサアレイは、線形な1Dアレイであり、トランスデューサ要素E1ないしEnの単独ラインである。図示されるように、この例では、中央のスキャンラインは、アレイの正面に対して 0° の角度で送信及び受信される。超音波スキャニングで通常使用される角度は、アレイの前方真向かいにある方向を 0° 方向として指定する。この中央のスキャンラインの何れの側においても、隣接するスキャンラインは徐々に増加する角度でステアリングされる。この例では、中央に対して直近の左側のスキャンラインは -6° の角度でステアリングされ、中央に対して直近の右側のスキャンラインは $+6^\circ$ の角度でステアリングされる。ステアリング角度の勾配(傾斜又は増加率)は、アレイの中央からの距離の増加とともに 6° の増加分ずつ、スキャンされるセクタ形状の画像フィールドの側面における -48° 及び $+48^\circ$ の最大スキャンライン角まで増える(又はインクリメントされる)。

【0015】

図4aのスキャンフォーマットはこの例における空間的合成のための1つのコンポーネントフレームを形成する。他の2つのコンポーネントフレームが図4b及び4cに示される。図4bでは、各々のスキャンラインは、アレイの正面に関して図4aのスキャンラインと同じ地点から発しているが、左側に5°だけ異なる視方向でステアリングされている。図4aの0°の角度でステアリングされるスキャンラインは、図4bでは-5°の角度でステアリングされる。このスキャンラインは、今や、図4aの0°のスキャンラインとは異なる視方向で画像フィールドを探索する(刺激を加えて応答を得る)。視方向における5°の相違(又は差分)は、空間的に合成される画像のスペックル低減特性をもたらす程度に十分な視方向の多様性を提供する。同様に、-6°の角度でかつてステアリングされていた中央左よりのスキャンラインは、今や5°の増加分とともにステアリングされ、-11°の角度で方向付けられる。かつて+6°の角度でステアリングされていた中央右よりのスキャンラインは、今や、+1°の角度でステアリングされる。ステアリング角度に関するこの増分変化は、画像フィールドにわたって実行され、セクタの左横端に対するスキャンラインは-53°の角度でステアリングされ、右横端のスキャンラインは+43°の角度でステアリングされる。従って、図4bの画像フィールドにおける各地点は、図4aのスキャンフォーマットによる作用とは異なる視方向からの探索に委ねられる。

10

【0016】

図4cにおいて、各々のスキャンラインは、この場合もアレイの正面に関して先行する例のコンポーネントフレームにおけるものと同じ地点から発しているが、右側に5°だけ異なる視方向が使用されている。図4aの0°のスキャンラインは、ここでは、+5°の角度でステアリングされる。図4aにおいて-6°の角度でステアリングされていた中央左よりのスキャンラインは、図4cでは、今や-1°の角度でステアリングされ、+6°の角度でステアリングされていた右側のスキャンラインは、今や+11°の角度でステアリングされる。各々のスキャンラインの5°の増加勾配がこのイメージフィールドでも繰り返されており、最も左側のスキャンラインは-43°の角度でステアリングされ、最も右側のスキャンラインは+53°の角度でステアリングされる結果をもたらす。これは、第1及び第2のコンポーネント画像の双方と異なる第3の視方向で探索されるイメージフィールドの地点をもたらす。

20

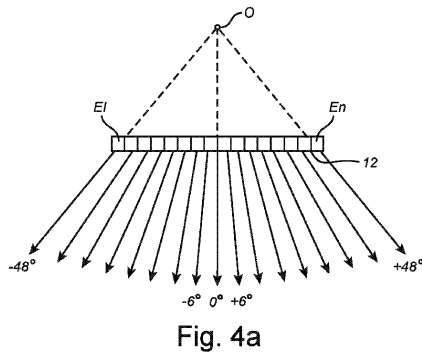
【0017】

図4a、4b及び4cの3つのコンポーネント画像が合成される場合に、画像の領域全体を仮想的に横切る3つのコンポーネント画像の合成が存在する。言い換えれば、仮想的に全ての画像フィールド上にRMIQが存在する。RMIQが落ちる場所は、画像の両端(lateral extremes)のみである。本発明の空間的合成技術は、2次元及び3次元イメージングの双方に有効であり、標準的なフェーズドアレイスキャニング及び仮想頂点フェーズドスキャニングの双方とともに実行されることが可能であり、スキャン変換又は事前にスキャン変換された画像データとともに実行されることも可能である。別のコンポーネントフレームをスキャニングする前に、完全に各々のコンポーネントフレームを取得することは、一般的には有利であるが、当業者は、様々なコンポーネントフレームのスキャンラインが時間インターリーブ方式で取得可能であることを認めるであろう。例えば、アレイの正面の或る地点から発するスキャンラインが、或るコンポーネントフレームの第1視方向で取得され、同じ地点から発するスキャンラインが第2コンポーネントフレームの第2視方向で取得され、同じ地点から発するスキャンラインが第3コンポーネントフレームの第3視方向で取得されることが可能である。コンポーネントフレームは、その後、これら時間インターリーブされたスキャンラインから組み立てられる。

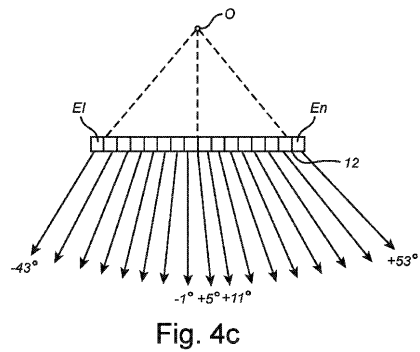
30

40

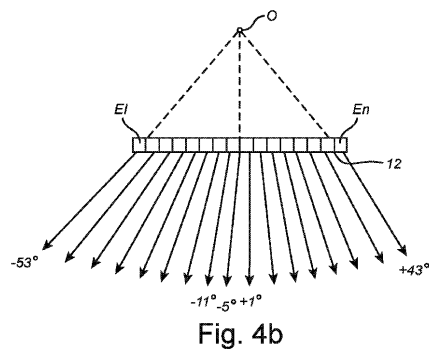
【図 4 a】



【図 4 c】



【図 4 b】



【手続補正書】

【提出日】平成27年9月29日(2015.9.29)

【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】

空間的に合成された画像を生成する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でコンポーネントフレームを取得するように構成されるアレイトランスデューサと、合成画像プロセッサとを含み、前記超音波診断イメージングシステムは、

複数のコンポーネントフレームの各々について、台形状スキャンフォーマットのスキャンラインをステアリングするように前記アレイトランスデューサを制御するように構成される送信部であって、前記送信部は、複数の異なるスキャン角度に関し、各々のコンポーネントフレームのスキャンラインを、他のコンポーネントフレームの個々のスキャンラインとそれぞれ異なるスキャン角度でステアリングすることにより、前記複数の異なる視方向を形成するように構成され、前記複数のコンポーネントフレームの各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインは、前記アレイトランスデューサの中央から左側又は右側に、他のコンポーネントフレームに対して角度をインクリメントする、送信部と、

異なる視方向から取得されたコンポーネントフレームを保存するように構成される合成画像メモリと、

を有し、前記合成画像プロセッサは、取得されたコンポーネントフレームを統合して前記空間的に合成された画像を形成する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 2】

各々のスキャンラインの方向からエコー信号を受信するように構成されるビームフォーマを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記送信部はマイクロビームフォーマを更に有し、

前記アレイトランスデューサ及び前記マイクロビームフォーマは、何れも超音波プローブ内に配置される、

請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記ビームフォーマはマイクロビームフォーマを更に有し、

前記アレイトランスデューサ及び前記マイクロビームフォーマは、何れも超音波プローブ内に配置される、

請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記アレイトランスデューサが、トランスデューサ要素の 1 次元的なラインアレイを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記アレイトランスデューサが、トランスデューサ要素の 2 次元的な平坦なアレイを更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

各々のコンポーネントフレームの各スキャンラインは、前記アレイトランスデューサの正面における同じ地点から発する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記送信部は、前記アレイトランスデューサの正面における同じ地点から発する各コンポーネントフレームの各スキャンラインを、異なるステアリング角度でステアリングするように更に構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記台形状スキャンフォーマットは、前記アレイトランスデューサの正面の手前に、前記スキャンラインが共通の頂点に収束する近接フィールド領域を更に有する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

前記送信部は、フェーズドアレイビームステアリングにより、各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインをステアリングするために、前記アレイトランスデューサを制御するように更に構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記送信部は、仮想頂点スキャンフォーマットで各々のコンポーネントフレームの前記スキャンラインをステアリングするために、前記アレイトランスデューサを制御するように更に構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

前記アレイトランスデューサは、前記コンポーネントフレームの前記スキャンラインを、時間インタリーブシーケンスで取得するように構成される、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 13】

前記アレイトランスデューサは、前記複数のコンポーネントフレームの間で視方向の多

様性を取得するように構成され、

前記コンポーネントフレーム間の前記視方向の多様性は、少なくとも3度である、
請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項14】

前記コンポーネントフレーム間の前記視方向の多様性は、5度である、
請求項13に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項15】

前記合成画像プロセッサは、加算、平均化、ピーク検出又はその他の合成方法のうちの
何れかにより、取得したコンポーネントフレームを統合するように構成される、
請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2014/060079

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S15/89 G01S7/52 ADD.		
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 practicable, search terms used) EP0-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	EP 1 906 207 A1 (MEDISON CO LTD [KR]) 2 April 2008 (2008-04-02) abstract; figures 3, 4, 6 paragraphs [0016], [0020], [0022] paragraphs [0023], [0024], [0027] -----	1-11, 13-15 12
X A	US 2009/069681 A1 (LUNDBERG ANDREW K [US] ET AL) 12 March 2009 (2009-03-12) abstract; figures 2, 4 paragraphs [0017], [0019], [0020] paragraphs [0022], [0029], [0030] paragraph [0033] -----	1-6,9-15 7,8
A	WO 2007/099474 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; SAVORD BERNARD [US]) 7 September 2007 (2007-09-07) abstract page 2, line 20 - page 3, line 14 page 5, line 19 - page 6, line 13 -----	3,4
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 application or patent 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) "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 6 June 2014		Date of mailing of the international search report 20/06/2014
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/060079

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1906207	A1	02-04-2008	EP 1906207 A1	02-04-2008
			JP 2008080104 A	10-04-2008
			KR 20080028106 A	31-03-2008
			US 2008077009 A1	27-03-2008

US 2009069681	A1	12-03-2009	CN 101868184 A	20-10-2010
			EP 2187813 A1	26-05-2010
			JP 5452491 B2	26-03-2014
			JP 2010538746 A	16-12-2010
			US 2009069681 A1	12-03-2009
			WO 2009035916 A1	19-03-2009

WO 2007099474	A1	07-09-2007	CN 101416070 A	22-04-2009
			EP 1994429 A1	26-11-2008
			JP 5371448 B2	18-12-2013
			JP 2009528115 A	06-08-2009
			US 2009171213 A1	02-07-2009
			WO 2007099474 A1	07-09-2007

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 オルソン, ラーズ ジョナス

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 HH15 HH21 JC22

专利名称(译)	超声诊断成像系统。		
公开(公告)号	JP2016514530A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2016504801	申请日	2014-03-24
[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NV哥德堡		
[标]发明人	オルソンラースジョナス		
发明人	オルソン,ラース ジョナス		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/4444 A61B8/4494 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5238 G01S7/52085 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/8995 G01N29/04 A61B8/14 A61B8/461		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/HH15 4C601/HH21 4C601/JC22		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/804783 2013-03-25 US		
其他公开文献	JP6356216B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统通过组合从不同观察方向获取的分量帧来形成空间组合的梯形扇形图像。使用虚拟顶点格式，以便组件框架的每条扫描线都来自阵列换能器前面的不同点（E1，En），并以不同的扫描角度操纵。对于各种组成框架，扫描线以不同角度转向。在示出的示例中，每个分量帧的扫描线相对于参考分量帧中的对应扫描线增加5度。当对分量帧进行集成以进行空间合成时，将为虚拟整体图像场集成最大数量的分量帧。

