

(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2016-67929
(P2016-67929A)

(43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 50 頁)

(21) 出願番号	特願2015-188142 (P2015-188142)	(71) 出願人	593063105 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
(22) 出願日	平成27年9月25日 (2015. 9. 25)		
(31) 優先権主張番号	14/501, 482		
(32) 優先日	平成26年9月30日 (2014. 9. 30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100075166 弁理士 山口 巖

最終頁に続く

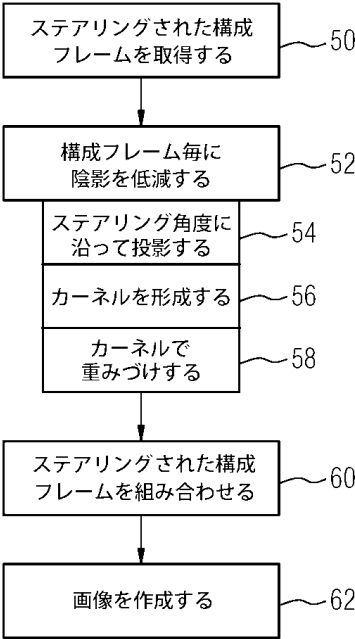
(54) 【発明の名称】 超音波イメージングにおける陰影抑制

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波イメージングにおける陰影抑制のための方法、コンピュータ可読媒体、命令およびシステムを提供する。

【解決手段】陰影低減52は、ステアリングされた空間合成60など超音波イメージングにおいて提供される。変換または他のアプローチを利用して、ステアリング角度に沿ったデータのフレームのデータが投影される54。投影は、重みを決定する56ために使用される。フレームは、投影に基づく重みで重みづけされ58、あるフレームに基づいた陰影を、その他のフレームでの登録に基づかずに低減52または除去する。ステアリングされた空間合成60の例においては、独立して陰影抑制された構成フレームを有する合成されたフレームは、陰影によるフォーク状の画像アーティファクトをほとんど有さないか、全く有さない。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波イメージングにおける陰影抑制のための方法であって、

データのステアリングされた構成フレームを変換器で取得すること(50)であって、前記データのステアリングされた構成フレームは、患者の重複領域を表し、異なる画像角度に応じたものである、ことと、

前記データのステアリングされた構成フレームについて、プロセッサによって前記データを投影すること(54)であって、前記データは、前記其々の画像角度に沿って投影される、ことと、

前記其々の投影の関数であるカーネルによって、前記データのステアリングされた構成フレームを空間的に重みづけすること(58)と、 10

前記データの重みづけされた構成フレームを、前記プロセッサによって合成すること(60)と、

前記合成(60)の結果から、前記患者の前記重複領域の画像を作成すること(62)と、

を含む、

ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

取得すること(50)は、走査線に沿ってスキャンすることを含み、データのステアリングされた各構成フレームに対する前記走査線の大部分は、前記変換器に対して同一角度 20
にあり、前記角度は、前記データの異なるステアリングされた構成フレーム毎に異なっている、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

投影すること(54)は、前記画像角度に沿って前記データのステアリングされた構成フレームの前記データを合計することを含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

投影すること(54)および重みづけすること(58)は、互いに独立した前記データのステアリングされた構成フレームの各々を投影すること(54)および重みづけすること(58)を含む、 30

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

投影すること(54)は、k スペースに変換することを含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

投影すること(54)は、フーリエ変換を適用することを含む、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記画像角度に沿った前記投影を二次元フィールドに拡張することと、 40

前記二次元フィールドから前記カーネルを形成すること(56)と、
をさらに含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

重みづけすること(58)は、前記画像角度に沿ったより深い位置に対して、より浅い位置に対するよりも少ない程度に重みづけすること(58)を含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記投影から変換投影画像を作成することと、

前記変換投影画像を前記カーネルに形成すること(56)と、 50

をさらに含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

作成することは、前記画像角度に沿った深さで前記カーネルが変化するような周波数範囲で作成することを含む、
ことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

形成することは、前記カーネルを形成する重みに対して、前記変換投影画像をマッピングすることを含み、前記マッピングすることは、線形または非線形の関係である、
ことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 12】

重みづけすること(58)は、データの前記フレームの各位置に対して設定された重みを含む前記カーネルで重みづけすること(58)を含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記画像を作成すること(62)は、ステアリングされた空間合成画像を作成することを含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

超音波イメージングにおいて陰影抑制のためにプログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、

20

前記記憶媒体は、

超音波イメージングのために、超音波システムによって、構成フレームを、ステアリングされた空間合成する(60)ことと、

前記構成フレームのうちの少なくとも一つにおける陰影を、その他の前記構成フレームから独立して、前記超音波システムによって低減すること(52)と、
のための命令を含む、

ことを特徴とする非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 15】

陰影を低減すること(52)は、

30

前記構成フレーム内の送信角度方向に沿って投影すること(54)であって、前記構成フレームの各々は、その他の前記構成フレームとは異なる送信角度方向を有する、ことと、

前記其々の構成フレームについての前記投影(54)の結果から、前記構成フレームの空間位置に対する重みを決定すること(56)と、

前記合成(60)の前に、前記重みで前記構成フレームを重みづけすること(58)と

を含む、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 16】

40

陰影を低減すること(52)は、

前記構成フレームを二次元周波数ドメインに変換すること(54)と、

前記変換の結果から、前記合成(60)に対する構成フレームの重みを決定すること(56)と、

を含む、

ことを特徴とする請求項 14 に非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 17】

陰影を独立して低減すること(52)は、前記構成フレームの各々に対する重みを、その他の前記構成フレームからの情報なしで、前記其々の構成フレームのデータを利用して決定することを含む、

50

ことを特徴とする請求項 14 に非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 18】

超音波イメージングにおける陰影低減のためのシステムであって、
一つ以上のステアリング角度に応じて、データのフレームを取得するように動作可能な
ビーム形成器（16）と、

前記一つ以上のステアリング角度に沿ってデータの前記フレームを投影画像に投影し、
前記投影画像の関数としてデータの前記フレームを重みづけし、データの前記重みづけさ
れたフレームから画像を作成するように構成されたプロセッサ（22）と、

前記画像を表示するように動作可能なディスプレイ（24）と、
を含む、

10

ことを特徴とするシステム。

【請求項 19】

前記プロセッサ（22）は、二次元フーリエ変換で投影するように構成され、前記投影
画像は、前記一つ以上のステアリング角度に対応する横方向の周波数軸に沿って、周波数
ドメインにある、

ことを特徴とする請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記プロセッサ（22）は、前記一つ以上のステアリング角度に沿って合計することに
よって投影するように構成され、前記合計の結果を前記一つ以上のステアリング角度に
沿って拡張することによってデータの前記フレームの前記空間位置に対する前記投影画像を
形成するように構成され、データの前記フレームに対して前記合計および拡張することは
、データのその他のフレームからは独立している、

20

ことを特徴とする請求項 18 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

本発明は、超音波イメージングにおける陰影抑制に関する。

【0002】

超音波陰影は、散乱体を通る際の音響エネルギーの透過しにくさまたは高反射によって
引き起こされる。例えば、高密度の組織は、高密度組織によって変換器から分離された組
織からの応答を不明瞭にする陰影の原因となりうる。別の例として、陰影は、変換器接触
不良によって生じる。陰影自体は、伝達方向と典型的に高い相関関係にある低エコー輝度
領域として現われる。

30

【0003】

陰影は、ステアリングされた（操舵された；*steered*）空間合成で生じるなど、
様々なモードのイメージングで起こりうる。あるデータの構成（部分）フレームは、変換
器に対してある角度で走査線に沿ってスキャンすることによって取得される。データの第
二の構成フレームは、異なる角度での走査線に沿ってスキャンすることによって取得され
る。検出されたデータのフレームは合成され、画像として表示される。ステアリングされ
た空間合成を利用してイメージングするとき、陰影は、フォーク状（*fork-like*）の画像ア
ーティファクトを作り出す。なぜなら、陰影は、陰影位置において合成された
画像平均を抑制する傾向があるからである。解剖学的情報がこの低減によって失われるこ
とがある。ステアリングされた空間合成における陰影を低減するために、ステアリングさ
れた空間構成画像間の相違が陰影を識別するために使用されてもよい。しかしながら、適
切な空間画像の登録は達成されず、その結果、陰影識別は不十分となる。

40

【発明の概要】

【0004】

導入として、以下に記述される好ましい実施形態は、超音波イメージングにおける陰影
抑制のための方法、コンピュータ可読媒体、命令およびシステムを含む。変換または他の
アプローチを用いて、ステアリング方向に沿ったフレーム（例えば、画像フレーム）のデ

50

ータが投影される。投影は、重みを決定するために利用される。フレームは、投影に基づいた重みで重みづけられ、一フレーム自体に基づいて陰影を低減するか、除去する。ステアリングされた空間合成の例においては、独立して陰影抑制された構成フレームを有する合成フレームは、陰影によるフォーク状の画像アーティファクトをほとんど有していないか、または全く有さない。

【 0 0 0 5 】

第一の態様においては、超音波イメージングにおける陰影抑制用の方法が提供される。変換器は、データのステアリングされた構成フレームを取得するために使用される。データのステアリングされた構成フレームは、患者の重複領域を表し、異なる画像角度に対応する。データのステアリングされた構成フレームに対して、プロセッサは、其々の画像角度に沿ったデータを投影画像に投影する。データのステアリングされた構成フレームは、其々の投影の関数であるカーネルによって重みづけされる。プロセッサは、データの重みづけされた構成フレームを合成する。患者の重複領域の画像は、合成結果から作成される。

10

【 0 0 0 6 】

第二の態様においては、非一時的コンピュータ可読記憶媒体は、超音波イメージングにおける陰影抑制のためにプログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納する。記憶媒体は、超音波イメージングのための、超音波システムによる、ステアリングされた空間合成構成フレームに対する命令を含み、その他の構成フレームから独立して、構成フレームの少なくとも一つにおいて、超音波システムによる陰影を低減する。

20

【 0 0 0 7 】

第三の態様においては、システムは、超音波イメージングにおける陰影抑制のために提供される。ビーム形成器は、実質的に同一の変換器位置から異なるステアリング角度に応じて、重複領域を表すデータのステアリングされたフレームのシーケンスを取得するように動作可能である。プロセッサは、ステアリング角度に沿ってデータのステアリングされたフレームを投影画像に投影し、投影画像の関数として、データのステアリングされたフレームを重みづけし、データの重みづけされ、ステアリングされたフレームから合成画像を作成するように構成される。ディスプレイは、合成画像を表示するように動作可能である。

30

【 0 0 0 8 】

本発明のさらなる態様および利点は、好ましい実施形態と共に、以下に記述される。本実施形態は以下の請求項によって定義され、発明の概要における如何なる記載も、請求項に対する限定として解釈されるべきではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

構成要素および図面は、必ずしも同じ縮尺で描かれているとは限らず、実施形態の原理を図示するうえで、強調されることがある。さらに、図面においては、類似の参照番号は、異なる図面を通して、対応する部品を示すものである。

【 図 1 】 超音波イメージングにおける陰影抑制のための方法の一実施形態のフローチャート図である。

40

【 図 2 】 データの 3 つのステアリングされた構成フレームの例を示す図である。

【 図 3 】 陰影を有する超音波画像の一例である。

【 図 4 】 図 3 の超音波画像に由来する投影画像の一例である。

【 図 5 】 図 4 の投影画像を利用して重みづけされた図 3 の超音波画像の例である。

【 図 6 】 3 つの構成画像からの、陰影アーティファクトを有する、生体疑似模型のステアリングされた合成超音波画像の一例である。

【 図 7 】 構成画像における陰影抑制後の図 6 のステアリングされた合成超音波画像の例である。

【 図 8 】 3 つの構成画像からの、陰影アーティファクトを有する、患者のステアリングさ

50

れた合成超音波画像の一例である。

【図 9】構成画像における陰影抑制後の図 8 のステアリングされた合成超音波画像の例である。

【図 10】一実施形態による、超音波イメージングにおける陰影抑制のためのシステムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

単一フレームの受信された画像データが変換され、投影画像は、伝送画像処理角度の知識を用いて作成される。変換された投影画像は、その後、重みを生成するために利用される。伝送角度方向および対応する変換投影画像の知識は、ステアリングされた空間合成画像の重みの決定に役立てるために利用される。重みは、元の受信された画像データを補償するために利用される。其々の投影画像を利用して元の画像に重みづけすることによって、陰影が抑制されるので、このアプローチは、陰影抑制用の画像の登録を必要としない。陰影低減の重みは、フレーム毎のステアリングされた合成に基づいて作成される。

【0011】

図 1 は、超音波イメージングにおける陰影抑制のための方法の一実施形態を示す。ステアリングされた空間合成の文脈において実施形態が以下に記述される。他の実施形態においては、陰影抑制は、B モードイメージングなどの、単一または複数フレームイメージング様式に対して提供される。

【0012】

方法は、図 10 のシステムまたは異なるシステムによって実施される。臨床診断超音波イメージングシステムは、異なるステアリング角度で患者をスキャンするための変換器およびビーム形成器と、データのフレームに対するデータを検出するための検出器（例えば、B モード検出器）と、陰影を低減し、データの構成フレームをデータの合成フレームに合成するためのプロセッサと、データの合成フレームから作成された画像を表示するためのディスプレイとを利用して、方法を実施してもよい。構成フレームを受信し、陰影を低減された合成フレームを出力するためのコンピュータなどの他のシステムが利用されてもよい。

【0013】

方法は、示された順序またはこれとは異なる順序で実施される。追加動作、異なる動作またはより少ない動作が提供されてもよい。例えば、動作 56 は、動作 54 の投影自体がカーネルの重みを提供する場合には実施されない。別の例として、動作 62 は、実施されない。さらに別の例においては、検出およびスキャン変換などのさらなる処理が提供される。

【0014】

動作 50 において、データの構成フレームが変換器を利用して超音波で取得される。データの構成フレームは、異なる空間応答を有する。データの構成フレームは、電気的にステアリングされるか、機械的にステアリングされるか、または変換器の空間的な位置決めによってステアリングされる。データのステアリングされた構成フレームの各々、または複数のステアリングされた構成フレームは、異なるステアリング角度で取得される。例えば、図 2 は、3 つの異なるステアリング角度（各フレーム 70、72、74 に対する光線を参照）に応じて取得されたデータの 3 つの電子的にステアリングされたフレーム 70、72 および 74 を示すか、または、異なるステアリング角度における一つ以上の走査線でのスキャンパターンを示す。データの各構成フレームは、意図的なウォブリング（wobbling）あり、または意図的なウォブリングなしで、同一位置に変換器を維持することなどによって、対象物の実質的に同一程度の空間領域に広がる。データの各構成フレームにおけるスキャンされた領域のうちの約 90% または大部分が、他の構成フレームのスキャンされた領域と重複する（破線の長方形部分を参照）。

【0015】

データの構成フレームのうちの一つは、スキャンされた領域における少なくとも一つの

10

20

30

40

50

位置に関連して、データの構成フレームのうちの他のものとは異なる少なくとも一つの走査線角度に応じたものである。患者の少なくとも幾つかの位置に対して、互いに異なる構成フレームからの交差する走査線は、これらの構成フレームのうちの少なくとも二つに対して異なる角度にある。異なる方向から位置に超音波を当てることによって、異なる空間応答を提供する。

【0016】

別の実施形態においては、変換器は、表示イメージングの拡張フィールドに関連して、データの連続的フレームの取得中に動かされる。非線形スキャンパターンが使用される場合、変換器は、動かされるのと同様に回転され、または複数の変換器が対象画像を取得するために空間的に位置決めされる場合、データの異なる構成フレームが異なる角度からの重複領域を表し、異なる空間応答を提供する。重複領域に対するデータを組み合わせることによって、ステアリングされた合成が提供される。

10

【0017】

同一または異なる領域を表すデータの二つ以上のフレームが取得される。例えば、データの3つの構成フレームの走査線は、異なる領域またはスキャン形状に各々関連付けられる。走査線は、線形、曲線形、セクタカーブセクタ、Vector（登録商標）、curved Vector（登録商標）およびその組み合わせなどの、任意のフォーマットで取得されてもよい。例えば、線形変換器で取得された走査線は、其々、3つのデータの構成フレームに対する線形、ほぼ長方形、または平行四辺形スキャンフォーマットで、3つの異なる角度（例えば、 ± 10 度および垂直）でステアリングされる。

20

【0018】

データの一構成フレームに対して、走査線は変換器上の異なる位置において生じるが、二つ以上の走査線が同一位置から生じてもよい。線形フォーマットを利用して、走査線は平行で、変換器上の原点を有する走査線の交点に対して同一方向にある。各構成フレームの走査線の大半は、同一方向に向かう。別の例として、セクタまたはVector（登録商標）フォーマットに対しては、変換器14の面からの異なる角度が、変換器14上または変換器14背後のスキャン頂点位置によって提供される。変換器表面に沿った走査線密度は、均一であるか、走査線位置の関数として変化するかのいずれかである。走査線密度は、異なる均一な密度を有するか、密度の変化による相違を有するなどの、データの別のフレームと比較するとデータの一フレームに対して異なってもよい。結果として空間的多様性を生じるような単一スキャンまたはスキャン間の走査線の原点または角度におけるフォーマットの種々の組み合わせまたは変化が使用されてもよい。

30

【0019】

データの各構成フレームは、異なるステアリング角度または空間応答に対応する。例えば、走査線の大部分は、データの一構成フレームに対して変換器から10度左側など、第一の方向に延びる。走査線の大半は、データの別の構成フレームに対して、変換器から右に10度の角度に延びる。走査線の大半は、データの第三の構成フレームに対して、変換器に対して垂直である。 ± 10 度および0度以外の異なるステアリング角度が、2, 3, 4以上の構成フレームで使用されてもよい。

【0020】

一実施形態においては、一構成フレームは、望ましくないグレーティングローブ（grating lobe）効果なしで、変換器によって提供されるステアリングの最大角度に関連付けられる。第二の構成フレームは、同一角度ではあるが、変換器に関連する異なる方向に関連付けられる。さらなる構成フレームがある場合には、より小さいステアリングの角度に関連付けられる。別の実施形態においては、最大のステアリング角度は、変換器で可能な最大値よりも小さい。別の例として、走査線のスキャン頂点の位置は、データの二つの構成フレーム間で、横方向に離隔されるなど異なり、その結果、異なるステアリング角度となる。さらに別の例として、走査線は、データの各構成フレームに対して同一にステアリングされるが、変換器は、方位軸などの軸に対して揺れ動く。

40

【0021】

50

一実施形態においては、同一または実質的に同一の走査線は、任意の与えられたデータの構成フレームに対して、送受信双方の動作のために利用される。別の実施形態においては、送信のための一つ以上の走査線は、受信動作に対する走査線とは異なる。例えば、音響エネルギーは、線形アレイに対して変換器に対して垂直であり、垂直ではない角度で走査線に沿って受信される。曲線アレイに対しては、エネルギーは、あるフォーマットにおいて走査線に沿って送信され、異なるフォーマット、パターンまたは位置において走査線に沿って受信される。別の例として、同一の走査線は、データの構成フレームの全てまたは複数の構成フレームに対して送信用に使用されるが、データの各構成フレームまたは複数の構成フレームの受信中に異なる電氣的ステアリングが提供される。

【0022】

データの各フレームは、視野またはスキャンされた領域を表すサンプルで形成される。フレームは、二次元または三次元領域に対するものであってもよい。異なるフレームは、ラインによって、またはラインでインターリーブされたあるフレームに対するラインの集合によって、または別のフレームに対するラインの集合によって取得されるなどインターリーブ方式で取得されてもよい。

【0023】

全ての構成フレームなど一つ以上の構成フレームは、陰影アーティファクトを含むことがある。データは、画像を作成するために使用される場合、陰影を含む。図3は、線形スキャンパターン（即ち、全てのステアリング角度がフレーム全体に対して同一である）を利用して取得されるデータのフレームにおける陰影の一例を示す。変換器からの超音波は、生体擬似模型（phantom：ファントム）または患者の領域をスキャンするために使用される。図3の生体擬似模型の画像は、ここでは、カラーにマッピングされたログ圧縮されたデータ、またはBモードデータで示され、種々のタイプの陰影の効果を示す。この例においては、最も暗い陰影は、生体擬似模型と変換器との間の生体擬似模型表面に配置されたワイヤ対象物によって引き起こされ、他の二つの陰影は、変換器と生体擬似模型との最適とは言えない接触によって引き起こされる。空気または他の干渉物質は、他の柔組織よりも大きい減衰または散乱の原因となるため、その結果、空気または他の干渉物質からは、より小さいまたはより低密度の応答を生じる。

【0024】

陰影は走査線またはステアリング方向に沿っている。図3の例においては、線形スキャンパターンが使用されるため、イメージングまたはステアリング方向は垂直線である。ワイヤおよび変換器の接触不良の結果、3つの垂直線または線の集合に沿った応答は減少する。陰影によって音響的な応答が減少することは、Bモード画像に対して使用されるカラーマッピングによって、図3においてより暗く示される。

【0025】

動作52において、陰影は低減される。陰影低減は、動作50において構成フレームを取得するために使用される超音波システムなどの超音波システムによって実施される。あるいは、コンピュータ、プロセッサまたは他のデバイスが低減を実施する。

【0026】

動作54、56および58は、動作52を構成する。動作54は、動作56においてカーネルを形成するためにフレームからの投影を提供する。重みは、カーネルを構成し、動作58においてフレームを重みづけするために使用される。さらなる動作、異なる動作またはより少ない動作が提供されてもよい。

【0027】

低減は、データの与えられたフレームに対して独立して実施される。陰影低減は、異なるフレームに依存しない。例えば、与えられたフレームは、陰影を識別するために他のフレームと共に登録されない。ステアリングされた空間合成に対して、陰影低減は、データの構成フレームの一つ以上（例えば、全て）に対して実施される。任意の与えられた構成フレームに対する低減は、データの他のフレームを利用しないで実施される。データのステアリングされた各構成フレームに対する投影および重みづけは、データの他の構成フレ

10

20

30

40

50

ームからは独立して実施される。

【0028】

ステアリングされた空間合成の場合には、画像における陰影の追加は、詳細を隠し、時間 - 空間的な分散変化を散らすことになるフォーク状のアーティファクトを生成する可能性がある。ステアリングされた空間合成における独立した、または単一フレーム投影陰影補償を利用することによって、各構成フレームからのアーティファクトは構成フレームに適用される重みづけによって低減される。フレーム毎に独立した処理を利用して、データの構成フレームのうちの一つだけが大きい陰影を有する場合、当該フレームにおける陰影を補償することは、合成段階中の他の送信由来のデータを向上するのに役立つ。

【0029】

動作54においては、フレームに対するデータは、フレームに対する1つ以上の画像角度に沿って投影される。プロセッサは、データの一つ以上の構成フレームに対する投影を実施する。データは圧縮されるか、または表される寸法が減少する。フレームは、データのフレームを取得するために使用される一つ以上のステアリングまたは送信方向に沿って崩壊する。ステアリングされた空間合成に対して使用されるデータの異なる構成フレームに対して投影が実施される場合、各フレームに対する送信角度またはスキャン方向は異なる。投影方向は、結果として異なったものになる。

【0030】

陰影に対する最も顕著な寄与は、送信方向に沿った投影である。図3の例においては、走査線、送信角度方向、および受信角度方向は、垂直または深度方向に沿ったものである。超音波結像において陰影を迅速かつ効率的に補償するために、フレームのデータは、横方向に、または深度方向に垂直な方位方向に沿って、強度の変化を示すために投影される。

【0031】

あらゆる投影が使用されてもよい。一実施形態においては、送信角度に平行かまたは送信角度にある視野を通る一つ以上の各走査線に沿ったデータが、合計される。合計自体は、各走査線または走査線と同一方向の他のラインに対して合計が提供されるように、使用されてもよい。或いは、平均またはその他の組み合わせ関数が使用される。結果は、各ライン（例えば、各走査線）に対する合計または他の値であり、データのフレームによって表される二次元視野に対する横方向の関数として変化を示す。

【0032】

投影の別の実施形態においては、データのフレームは、 k 空間に変換される。画像データまたはデータのフレームは、二次元周波数ドメインに変換される。フーリエ、二次元フーリエ、高速フーリエまたはRadon変換など、如何なる変換が使用されてもよい。フーリエまたは他の周波数ドメイン解析を利用して、陰影効果に関連する画像エネルギーの大部分が f_x 軸に近接するラインなどの k 空間における数本のラインに沿ってのみ存在することを陰影の線形特性が示唆しており、ここで、 f_x は横方向周波数（周波数空間において水平方向）である。

【0033】

投影用に変換を利用することによって、異なるデータまたは情報の選択が可能となる可能性がある。例えば、走査線に基づいたデータの選択に加え、データは、ノイズ効果を低減するために選択される。ちょうどステアリング角度ではない（例えば、ステアリング角度に対して約 ± 5 度の）角度範囲が選択されてもよい。この選択は、より深い深度での陰影の補償を低減してもよい。周波数ドメインにおいて如何なる選択が使用されてもよい。

【0034】

変換を利用することによって、選択されたデータに対する逆変換は、視野に対する情報を提供する。例えば、ステアリング方向に関連するデータは、投影画像を作成するために逆変換される。投影画像は、データの構成フレームと同一の空間範囲を有するが、選択された特性のデータから形成される。陰影量は投影画像に表されている。図4は、単一角度

10

20

30

40

50

- 送信角度に沿ってのみデータの二次元フーリエ変換および選択または投影を利用して、図 3 から作成された投影画像の一例を示す。図 4 は、カラーマッピングされた画像であるが、本開示ではグレースケースで示されている。矢印は、強い陰影アーティファクトに関連する線を指し示す。他の暗い線は、異なる色であり、陰影に関連付けられていない。変換によって提供された投影によって、投影画像は、一次元の品質を有するが、二次元の視野にわたって拡大するかまたは延びる。他のデータが周波数ドメインにおいて選択される場合、一次元態様または体裁がより少ないが、それでもいくらかは存在してもよい。投影“画像”がここでは使用されているが、これは表示された画像ではないがそうであってもよい。その代わりに、投影画像は、投影によって作成されたデータのフレームである。

【0035】

変換を適用することなく合計することによって投影が実施される場合、その後、投影は、イメージング角度に沿って二次元フィールドに拡張される。拡張は、重みにマッピングする前に、または動作 56 における重みの作成の一部として生じる。投影画像は、投影の同一の横方向分布と各深度または各範囲を事前設定することによって、投影から作成される。例えば、図 3 の垂直ステアリング方向に沿って平均投影を拡張することによって、図 4 の投影画像が提供される。各垂直線に対して、線の位置の全てに対して線に沿った対応する平均が割り当てられる。

【0036】

投影画像においては、各ステアリング方向または走査線に沿って同一強度が提供される。他の実施形態においては、強度は、深度の関数として変化する。例えば、周波数ドメインにおいて選択されたデータは、ステアリング角度より多く含み、投影画像における深度依存性変化の原因となる。別の例として、投影画像は変化するが、拡張が調整され、寄与率が深度の関数として変化する。より深い位置は、表面陰影源に対してより少ない陰影を有しうするため、投影画像は、深度の関数として減少する強度を割り当てられてもよい。逆関数が使用されてもよい。

【0037】

動作 56 において、カーネルが形成される。カーネルは、データのフレームを重みづけるための重みの集合である。カーネルは、データの構成フレームで表される各サンプルまたは空間位置に対する重みを有する。或いは、各重みは位置の集合に対して提供される。重みは、動作 60 において合成前に適用されるか、または、動作 60 において合成の一部として構成フレームに適用される。

【0038】

重みは、陰影アーティファクトを低減するように設定される。陰影によって引き起こされるより低い強度が増加する、および / または、陰影によって引き起こされないより高い強度が減少する。陰影領域と非陰影領域との間の強度またはフレームの値をより均等化することによって、陰影は減少する。

【0039】

カーネルは、投影画像から形成される。投影画像の二次元フィールドは、重みを決定するために使用される。投影画像の値は、重みにマッピングされる。一実施形態においては、マッピングは 1 対 1 であるため、投影画像自体は、重みとして使用される。投影画像の値が重みであるため、マッピングは必要ない。他の実施形態においては、如何なる線形または非線形マッピング関数が使用されてもよい。例えば、投影画像の動的範囲は、1.0 - 1.5 などの重みのより小さい範囲にマッピングされる。陰影または投影の最大値に関連しない位置は、1.0 にマッピングされる。最も強い陰影に関連する位置（例えば、投影画像において最も低い強度）は、1.5 にマッピングされ、強度を増加させる。投影画像におけるその他の強度は、指数遅延関数などの、あらゆる関数を利用して、1.0 から 1.5 の間の値にマッピングされる。他の範囲が使用されてもよい。

【0040】

カーネルの重みは、データの構成フレームに特有である。重みは、構成フレームの投影から決定されるため、他の構成フレームからの情報は使用されない。各構成フレームの重

10

20

30

40

50

みは、他の構成フレームからのデータを利用することなく、構成フレームのデータに由来する。陰影低減は、構成フレームに表される陰影に特有である。

【 0 0 4 1 】

動作 5 8 において、カーネルの重みは、データのフレームに適用される。フレームに由来する重みは、今度は、フレームに適用される。重みは、視野にわたって空間に分布している。構成フレームにおける各位置または各値は、対応する重みによって乗算される。他の実施形態においては、除算、加算、減算、その他の関数またはその組み合わせが重みに適用するために利用される。重みの適用は、陰影アーティファクトを低減する。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、一例を示す。図 4 の投影画像は重みとして使用される。図 3 によって表されるように、データのフレームは、図 4 の投影画像によって重みづけされる。その結果は、図 5 に表されるデータの重みづけされたフレームである。陰影アーティファクトの可視性または大きさが低減される。この例においては、単一の角度投影が、超音波画像における陰影の影響を大いに低減する。

10

【 0 0 4 3 】

重みづけは、投影の方向におけるノイズフロアをわずかに増加させる。図 3 において陰影がより少ない、より深い深度において、陰影の低減は、アーティファクトを導入する。これは、許容可能でありうるか、または相殺されることがある。投影画像の作成においてより多くの変換データを含むことによって、影響が低減されてもよい。例えば、より大きい角度範囲からのデータは、空間ドメインに変換し直すために選択される。別の例においては、重み形成または投影画像が処理され、近接場においてより大きく、遠隔においてより小さくなる陰影を説明するように重みが変化する。いずれかの例示的アプローチにおいては、重みづけは、より浅い位置に対するものよりも画像角度に沿ったより深い位置に対してより小さい程度となる（即ち、1 . 0 により近い）。

20

【 0 0 4 4 】

一フレームの重みづけは、別のフレームの重みづけからは独立している。重みは、同一または類似していてもよいが、他のフレームからではなく、重みづけされたフレームのデータに由来する。別の実施形態においては、重みは、データの二つ以上のフレームからの情報の関数である。

【 0 0 4 5 】

動作 6 0 においては、データの重みづけされた構成フレームが合成される。重みづけおよび合成は、同一の有限インパルス応答フィルタ処理の一部として実施されてもよい。プロセッサまたは超音波システムは、超音波イメージング用の構成フレームのステアリングされた空間合成を実施する。構成フレームは、低域通過フィルタ処理されてもよいし、または組み合わせ前に処理されてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

構成フレームは、特定の位置を表すデータを含む。データのフレームが同一位置またはグリッドを表す場合、与えられた位置を表す各フレームからの値が組み合わせられる。一実施形態においては、データの検出されて、スキャン変換されたフレームが合成される。スキャン変換された情報が使用されるため、各構成フレームのデータは、同一のフォーマットおよびグリッドパターンまたは空間位置サンプリングにある。データのフレームは、異なるグリッドに沿ったサンプリングを表す場合、組み合わせるために使用される値を選択または計算するために、最も近い隣接物または補間物を使用される。データがスキャン変換前に合成される場合、空間位置と同一ではないが隣接するか類似することを表す任意のデータを合成するために、補間、補外またはその他のプロセスが使用される。

40

【 0 0 4 7 】

組み合わせは各位置に対するものである。データのフレームは、少なくとも重複領域における同一位置を表す。各構成フレームは、表示または重複領域を表す空間位置に対して合成される。異なる位置は、異なる数のフレームおよび対応する値に関連付けられてもよい。例えば、重複領域以上を表す画像が作成される。ステアリングによって、より少ない

50

構成フレームは、全ての構成フレームの重複領域外の位置を表す。重複領域に対する全フレームおよび他の位置に対する全てよりも少ない、あらゆる数の構成フレームが、与えられた位置に対する値を決定するために使用されてもよい。

【0048】

線形組み合わせおよび非線形組み合わせが使用されてもよい。例えば、最大値選択が適用される。別の例においては、平均が適用される。構成フレーム間のステアリング角度または動きによって、その他のフレームに対してある構成フレームを強調するなど、重みづけされた平均が使用されてもよい。平均は、ノイズに関連する分散を低減してもよい。他の線形または非線形技術が使用されてもよい。

【0049】

空間合成された画像のために、単一の組み合わせが形成される。画像のシーケンスが作成されてもよい。新規構成フレームが動作50で取得される。各組み合わせは、別の組み合わせとは異なる構成フレームのものである。与えられた構成フレームが複数の組み合わせで使用されるように、構成フレームは、移動ウィンドウを利用することによって異なってもよい。陰影低減は、各構成フレームに対して一度実施される。構成フレーム自体は変化しないため、あらゆる組み合わせに対して、陰影を低減するための同一の重みづけがフレームに適用される。同一の重みづけされた構成フレームが、あらゆる組み合わせに対して使用されてもよい。他の実施形態においては、以前使用されたフレームに対しても必要とされた情報が再計算されてもよい。或いは、各構成フレームがある組み合わせに対して取得されて、他の実施形態においては、使用されない。合成フレームは合成からの出力である。

【0050】

動作62においては、患者の重複領域の画像が作成される。プロセッサまたはディスプレイプロセッサは、画像を作成するためにデータの重みづけされた構成フレームを組み合わせることによって形成されたデータの合成されたフレームを利用する。患者における位置を表す値の合成されたフレームは、ピクセルまたは画像値を決定するために使用される。合成値は、値を表示するためにマッピングされる。スキャン変換は、予め実施されていない場合には、表示するために、データの合成フレームをフォーマットしてもよい。

【0051】

ステアリングされた空間合成画像が作成される。画像は、重複領域のものであるが、他の位置を含んでもよい。画像は、組み合わせ視野から作成された空間合成画像である。データの合成フレームを空間的および/または時間的にフィルタ処理するなど、さらなる処理が使用されてもよい。画像は、異なる組織およびその他の構造を示すなど、患者を表している。

【0052】

画像における陰影は、投影に基づく重みづけによって低減されるか、排除されてもよい。ステアリング方向に沿って陰影を処理することによって、陰影位置における信号内のあらゆる解剖学的構造が増幅され、陰影が低減される。結果として生じる画像は、他では利用できない、または他では識別することがより困難であるような、患者に関する有益な情報を提供することがある。

【0053】

図6および図7は、+15度、0度、-15度の線形ステアリングでの3つの構成フレームを利用したステアリングされた合成からの画像を示す。画像は、生体擬似模型表面におけるワイヤ対象物を利用して作成された陰影を有する生体擬似模型のものである。図6においては、構成フレームは、陰影低減なしで組み合わせられる。其々のステアリング方向に沿った各構成フレームからの陰影は、データの合成フレームからの画像において可視である。図7においては、各構成フレームに対して個々に、または別々に陰影低減が適用される。合成画像における陰影は低減されるか、排除される。

【0054】

図8および図9は、+15度、0度、-15度の線形ステアリングでの3つの構成フレ

10

20

30

40

50

ームを利用したステアリングされた空間合成からの画像を示す。画像は乳房のものである。乳頭は一般に陰影の原因となり、画像は、乳頭を有する平面の共通スキャン位置のものである。図 8 に示されるように、陰影低減は含まれていないが、このスキャン領域は、しばしば陰影を有し、乳頭背後の解剖学的構造を画像化するために、音波検査者が異なるスキャン技術を利用することを必要とする。陰影低減プロトタイプを利用して、図 9 に示されるように、他の角度伝送からの乳頭背後の情報は強調され、著しくスキャン技術を変更することなく、ユーザが領域をスキャンすることを可能にする。

【 0 0 5 5 】

図 10 は、超音波イメージングにおける陰影抑制用のシステム 10 を示す。システム 10 は、臨床診断超音波システムである。一実施形態においては、システム 10 は、乳房イ
メージング用の一つ以上の変換器 14 を有する自動乳房ボリュームスキャナシステムである。乳房イメージングは、陰影を引き起こす変換器 14 に対する接触問題とともに、陰影
を引き起こす高密度乳頭の双方が問題となる。接触組織あり、または接触組織なしで他の
位置をイメージングするための変換器 14 が使用されてもよい。別の実施形態においては
、システム 10 の全てまたは、システム 10 の一部は、臨床画像を処理または表示するた
めのワークステーションまたはコンピュータである。

【 0 0 5 6 】

システム 10 は、ステアリングされた空間合成、B モード、フローモード、ハーモニック
モード、M モードまたは他のモードのスキャンを提供する。以下に記述される実施形態
においては、ステアリングされた空間合成モードが使用される。B モード用の合成プロセ
ッサ 22 なしで同一の構成要素を利用するなど、類似の構成要素が陰影抑制を有する他の
モードを提供してもよい。システム 10 は、送信ビーム形成器 12、変換器 14、受信ビ
ーム形成器 16、検出器 18、スキャン変換器 20、合成プロセッサ 22、ディスプレイ
24 およびメモリ 26 を含む。異なる構成要素、より少数の構成要素、または追加構成要
素が提供されてもよい。例えば、オフラインワークステーションが、追加の超音波取得構
成要素なしで、合成プロセッサ 22 およびディスプレイ 24 を実現する。

【 0 0 5 7 】

変換器 14 は、一次元、または複数次元圧電アレイ、セラミック、または微小電気機械
素子を含む。一実施形態においては、変換器 14 は、Vector (登録商標)、線形、
セクタ、曲線形、または既知または今後開発される他のスキャンフォーマットとして利用
するための素子の一次元アレイである。乳房スキャンのために、アレイの自動的な移動が
乳房の体積をスキャンすることを可能にする、トレイにアレイが取り付けられてもよい。
素子のアレイは、一波長、半波長または他のサンプリング周波数を有する。素子の半波長
サンプリングによって、より大きいステアリング角度を可能とし、合成によるスペックル
低減に対するより大きい空間的多様性を提供する。変換器 14 は、ハンドヘルドプローブ
、カテテルプローブ、またはエンドキャビティプローブなど、患者外部または患者内で
の使用に適応される。複数の空間的に分布した変換器またはスキャンシステムが使用され
てもよい。

【 0 0 5 8 】

送信および / または受信ビーム形成器 12、16 は、ビーム形成器として動作する。ビ
ーム形成器は、実質的に同一の変換器位置からの異なるステアリング角度に応じて、デー
タの機械的または電氣的にステアリングされた構成フレームを取得するように動作可能で
ある。異なるステアリング角度での同一のスキャンパターンまたは異なるステアリング角
度を生じる異なるスキャンパターンが使用される。二つの異なるスキャン間で、一つ以上
の走査線は、同一の原点から同一角度で延びるが、他の走査線は、異なるステアリング角
度に応じて構成画像を提供するために異なる角度でステアリングされる。与えられた原点
に対して、少なくとも一つの走査線は、データの二つの構成フレームに対するスキャン間
の異なる角度に存在してもよい。走査線の全て、またはその大部分は、異なるフレームに
対して、別様にステアリングされてもよい。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

データの構成フレームは、患者の異なる重複領域または同一領域を表す。変換器 1 4 はデータの構成フレームを取得するためにある位置に実質的に保持される。“実質的に”とは、アレイを保持するヒトの非意図的な動き、患者によって引き起こされる呼吸またはその他の動き、ある位置に固定された患者に関連する固定位置に取り付けられていないプローブの利用に関連するあらゆる他の偶発的な動きを説明するために使用される。

【0060】

送信ビーム形成器 1 2 は、変換器 1 4 の種々の素子に適用される複数の波形を作成するための一つ以上の波形生成器である。相対的遅延およびアポディゼーションを送信イベント中に各波形に適用することによって、変換器 1 4 面からの走査線方向および原点が制御される。遅延は、波形のタイミング生成または個別の遅延成分によって適用される。アポディゼーションは、生成された波形の振幅を制御することによって、または個別の増幅器によって提供される。患者の領域をスキャンするために、音響エネルギーは、複数の走査線の各々に沿って連続的に伝送される。別の実施形態においては、音響エネルギーは、単一の送信イベント中に、実質的に二つ以上の走査線に沿って、または平面もしくはボリュームに沿って送信される。

【0061】

受信ビーム形成器 1 6 は、受信アパーチャにおける各素子のための遅延および増幅器を含む。素子からの受信信号は、送信ビーム形成器 1 2 に類似する走査線焦点合わせを提供するために相対的に遅延され、アポダイズされるが、其々の送信走査線とは異なる走査線に沿って焦点合わせされてもよい。遅延され、アポダイズされた信号は、デジタルまたはアナログ加算器で合計され、走査線に沿って空間位置を表すサンプルまたは信号を生成する。動的焦点合わせを利用して、与えられた受信イベント中または単一の走査線に対して適用される遅延およびアポディゼーションは、時間の関数として変化する。単一の走査線を表す信号は、一つの受信イベントで取得されるが、二つ以上の走査線用の信号が単一の受信イベントで取得されてもよい。データの構成フレームは、ビーム形成器の完全なパターンをスキャンすることによって取得される。別の実施形態においては、フーリエ変換または他の処理が使用され、単一の送信に応じて受信することによって、データの構成フレームを形成する。

【0062】

検出器 1 8 は、B モード検出器、ドップラー検出器または他の検出器を含む。検出器 1 8 は、強度、速度、エネルギー、分散またはデータの構成フレームにおける各空間位置に対する信号のその他の特性を検出する。

【0063】

スキャン変換器 2 0 は、プロセッサ、フィルタ、特定用途向け集積回路または、走査線フォーマット（例えば、極座標フォーマット）からディスプレイもしくはデカルト座標フォーマットに検出されたデータをフォーマットするための他のアナログもしくはデジタルデバイスを含む。スキャン変換器 2 0 は、ディスプレイフォーマットにおけるデータの各構成フレームを出力する。構成フレームは、ディスプレイ領域の外部の領域を表す位置に対する値を含んでもよい。

【0064】

合成プロセッサ 2 2 は、一つ以上のメモリ、プロセッサ、制御プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、フィルタ、マルチプレクサ、バッファ、乗算器、加算器、ルックアップテーブル、またはその組み合わせを含む。一実施形態においては、合成プロセッサ 2 2 は、パーソナルコンピュータ、マザーボード、個別の回路ボードまたは超音波画像作成パイプラインまたは処理経路（即ち、受信ビーム形成器 1 6、検出器 1 8、スキャン変換器 2 0 およびディスプレイ 2 4）とのデータのやりとりを利用する画像処理用の超音波システムに追加されるその他のプロセッサを含む。他の実施形態においては、合成プロセッサ 2 2 は、画像作成パイプラインの一部である。

【0065】

ソフトウェア、ハードウェアまたはその組み合わせを利用して、合成プロセッサ 22 は、データの一つ以上のフレームで表される陰影を低減するように構成される。ステアリングされた空間合成用のデータの各構成フレームなどのデータの各フレームは、フレーム内の陰影を低減するために、当該フレーム用のスキャンデータを利用して、または個別に処理される。

【0066】

合成プロセッサ 22 は、フレームを取得するために利用される一方向または（複数の）ステアリング方向に沿って低減するために、フレームのデータを投影するように構成される。同一のフォーマットを有する一つ以上の送信または受信走査線が、投影で使用される。二次元データフィールドを一次元に減少させるなど、各ラインに沿ったデータが組み合わ
10
せられる。一実施形態においては、投影は、ステアリング角度に沿った合計である。合計は、単独または平均として使用されてもよい。投影は、二次元における位置を表すデータのフレームを重みづけするために使用されるため、投影は、重みの二次元フィールドに拡張される。例えば、各一つ以上の走査線に沿った平均または合計は、其々の走査線に沿った位置の全てに対する重みとしてコピーされる。

【0067】

別の実施形態においては、合成プロセッサ 22 は、二次元フーリエ変換またはその他の変換で投影するように構成される。データのフレームは、周波数ドメインに変換される。 k スペースにおいては、投影画像を形成するためにデータが選択される。例えば、ステア
20
リング角度またはステアリング角度についての角度範囲に対応する横方向周波数軸に沿ったデータが選択される。選択されたデータに逆変換を適用することによって、合成プロセッサ 22 は、二次元投影画像または重みのフィールドを生成する。

【0068】

合成プロセッサ 22 は、一次元投影または投影画像から重みを生成する。重みは、投影画像の大きさに基づいて線形の値の範囲に等しく設定されるか、またはマッピングされる。他の実施形態においては、投影の大きさと重みとの間の非線形関係が使用される。ルックアップテーブルまたは計算を利用して、合成プロセッサ 22 は、データのフレームによって表される各位置に対する重みを決定する。

【0069】

合成プロセッサ 22 は、逆変換用のデータを選択し、あらゆる投影を処理し、および /
30
または重みを処理してもよい。例えば、拡張前の重みまたは投影は、低域通過フィルタ処理される。別の例として、周波数ドメインにおけるデータが選択されるか、重みが変わり、深度の関数としてまたはステアリング角度に沿って重みづけを変化させる。

【0070】

合成プロセッサ 22 は、データのフレームを重みづけする。重みは、陰影領域が非陰影領域と比較して増幅されるように設定される。より小さい強度に関連するステアリング角度に沿った位置は重みによって増加する。他の位置は同一になるように維持されるが、陰影位置よりは少ない程度に増加または減少してもよい。重みは、乗算によって適用されるが、加算、除算、減算または他の関数が使用されてもよい。フレームに対する大きさの平均重みについての百分率または範囲内の投影画像のあらゆる重みまたは大きさに対して、
40
重みを適用しないか、1.0 の重みを適用するなどして、重みまたは重みの適用は、閾値適用されてもよい。平均からの閾値差より大きい重みまたは大きさは、陰影に関連付けられ、1.0 に正規化することなく適用される。

【0071】

合成プロセッサ 22 は、データの重みづけされ、ステアリングされたフレームから合成画像を作成するように構成される。合成プロセッサ 22 は、ディスプレイに対して、少なくとも同一領域を表すデータの一つ以上の構成フレームを組み合わせるかまたは合成するように構成される。例えば、合成プロセッサ 22 は、メモリと、重みづけのための各構成フレーム用の乗算器と、有限インパルス応答フィルタフォーマット内のデータの各構成フレームから与えられた空間位置を表す信号を組み合わせるために、各乗算器に接続された
50

加算器と、を有する。最大信号の平均化または選択など、データの構成フレームの線形または非線形の組み合わせが提供されてもよい。結果として生じる合成データは、画像を作成するために使用される。

【0072】

合成プロセッサ22は、検出され、スキャン変換されたデータを組み合わせるように構成される。別の実施形態においては、合成プロセッサ22は、検出されたがスキャン変換されていないデータを組み合わせるために、検出器18とスキャン変換器20との間に配置され、非圧縮された情報を組み合わせるために、検出器18のログ圧縮器の前に配置されるか、または検出器18の前に配置される。同一領域を表す複数のデータを組み合わせるか、またはデータの構成フレームを組み合わせるための種々の実施形態のうちの如何なる実施形態が使用されてもよい。

10

【0073】

一実施形態においては、合成プロセッサ22は、6つの表示平面など、各構成フレームに対する画像表示平面またはメモリを含む。各表示平面は、メモリからの読み出し中に同時にメモリに対する書き込みを可能とするフォアグラウンドおよびバックグラウンドページを有するが、他のメモリ構造が提供されてもよい。メモリは、フローモードまたはドブラーモードパラメータデータ、Bモードデータ、カラーパンボックス(color pan box)情報および表示領域境界情報などの、各空間位置に対する情報を格納する。異なる乗算係数に応じたフィルタが寄与率(即ち、重みづけ)に基づいて異なる関数を利用して、構成フレームを組み合わせる。ルックアップテーブルは、乗算器に異なる重み係数を提供するか、または重みが計算される。異なる係数は、異なる数の構成フレームを組み合わせるために提供されてもよい。

20

【0074】

上述されたプロセス、方法および/または技術を実現するための命令は、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブル媒体、ハードドライブまたは他のコンピュータ可読記憶媒体などの非一時的コンピュータ可読記憶媒体またはメモリ26に提供される。コンピュータ可読記憶媒体は、様々な種類の揮発性および不揮発性記憶媒体を含む。図面で示されるか、本明細書で記述された機能、動作またはタスクは、コンピュータ可読記憶媒体内またはコンピュータ可読記憶媒体上に格納された一つ以上の命令のセットに応じて実行される。機能、動作またはタスクは、特定の種類の命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジーからは独立し、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって実施され、単独で動作しても協働して動作してもよい。同様に、処理ストラテジーは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、パラレルプロセッシングなどを含んでもよい。

30

【0075】

一実施形態においては、命令は、ローカルまたはリモートシステムによって読み出すためにリムーバブル媒体デバイス上に格納される。他の実施形態においては、命令は、コンピュータネットワークまたは電話回線を介して伝送するために、遠隔位置に格納される。さらに他の実施形態においては、命令は、与えられたコンピュータ、CPU、GPUまたはシステム内に格納される。

40

【0076】

ディスプレイ24は、CRT、モニタ、フラットスクリーン、LCD、投影または合成された超音波画像を表示するためのその他のディスプレイである。ディスプレイリフレッシュ中に、構成フレームが読みだされ、投影または投影画像が形成され、投影画像または投影から重みが決定され、構成フレームが重みづけされ、重みづけされた構成フレームがディスプレイ24上に画像を作成するために合成される。ディスプレイ平面メモリは、データの各構成フレームに対して使用される。結果のデータのフレームは、データの構成フレームに応じた合成画像である。異なる位置は、異なる構成フレーム由来の値または複数もしくは全ての構成フレーム由来の値を有する。ディスプレイ画像フォーマットまたはディスプレイ領域は、台形、台形状、長方形、セクタ、パイ形状、Vector(登録商標

50

）またはその他の形状である。合成画像は、データの各新規構成フレームが取得され、データの以前の構成フレームが以前の合成画像から除去されるか、または次の合成画像を合成するためのバッファから除去されるなど、リアルタイムで更新される。或いは、リアルタイム合成は、各セットに対して共通で使用される構成フレームなしで、または構成フレームがほとんどなく、データの構成フレームの異なるセットを合成することによって提供される。さらに他の実施形態においては、オフラインまたは非リアルタイム合成が提供される。

【 0 0 7 7 】

ディスプレイ 2 4 は、データの構成フレームに応じた合成画像を表示するように動作可能である。合成画像は、信号ノイズ比を維持しながらスペックルを低減する。データの組み合わされたフレームは、合成画像として表示される。データの構成フレームは、合成なしで画像を作成するために使用されてもよい。

10

【 0 0 7 8 】

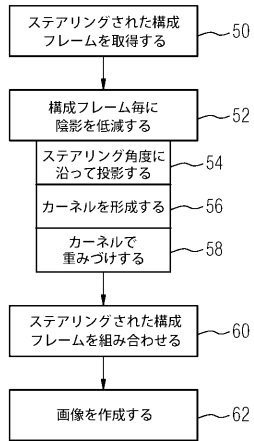
別の実施形態においては、合成は、三次元または四次元イメージングで実施される。データの構成フレームは、高さ方向のステアリング角度と同様、横方向で異なって取得される。ステアリング角度に沿った投影は、構成フレームを重みづけするために、三次元重みフィールドを作成するために使用される。

【 0 0 7 9 】

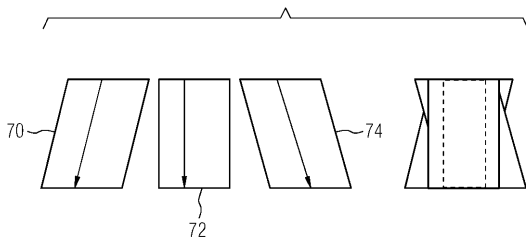
種々の実施形態を参照して本発明が上述されてきたが、本発明の範囲を逸脱することなく多数の変更および改変を行うことができることを理解されたい。本明細書の記述は、ステアリングされた空間合成の例を提供するが、時間的または周波数合成などの他の合成が代替的または追加的に利用されてもよい。ステアリングは、変換器（例えば、ビーム形成器ステアリング）および/またはスキャンされる位置（例えば、ビーム形成器ステアリングあり、またはなしで異なる方向から超音波を当てる）に関連することがある。したがって、前述の詳細な説明は、限定するものではなく、例示的なものとしてみなされることを意図され、本発明の趣旨および範囲を定義することを意図されるものは、全ての均等物を含む以下の請求項であることを理解されたい。

20

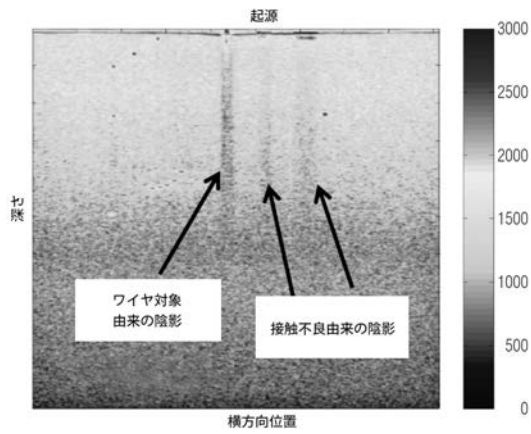
【図 1】



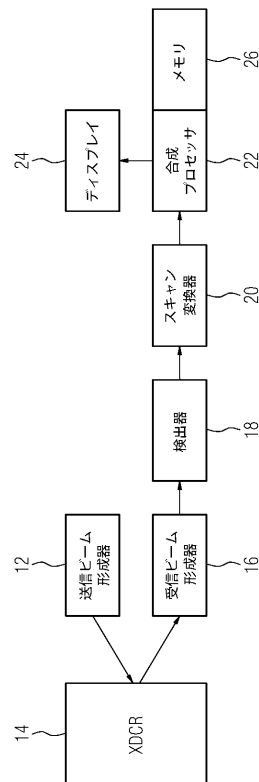
【図 2】



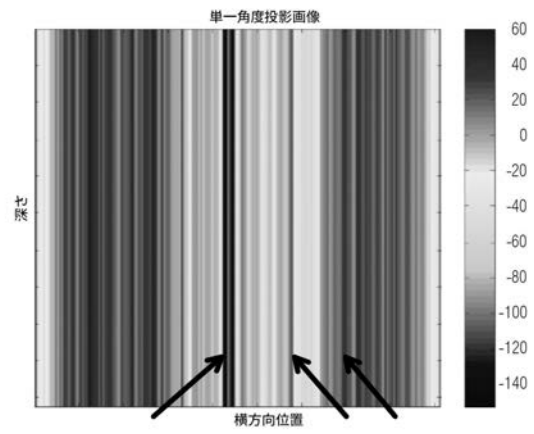
【図 3】



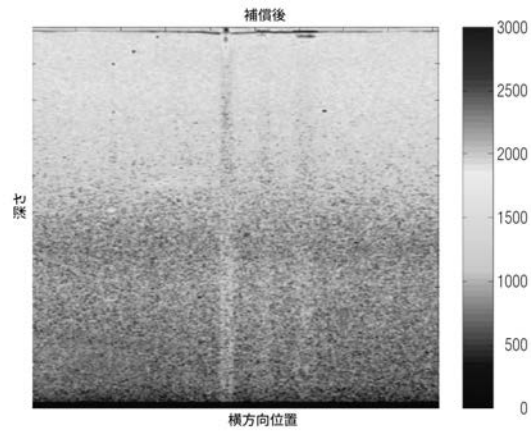
【図 10】



【図 4】



【図 5】



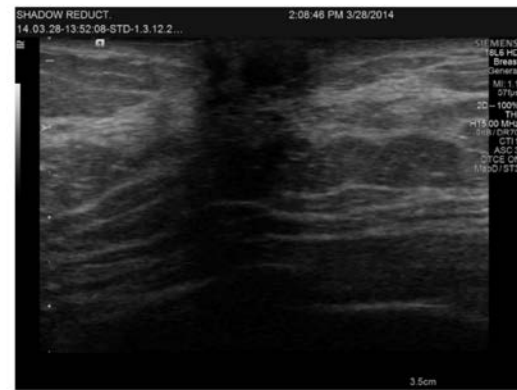
【図 7】



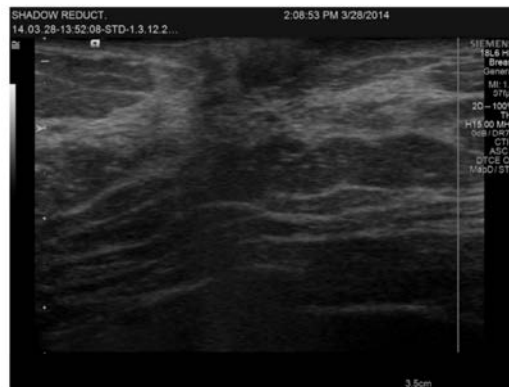
【図 6】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 デービッド ピー． ダンカン

アメリカ合衆国，ワシントン州 9 8 0 5 9，レントン，1 8 0 番 アベニュー サウスイースト
1 3 3 1 9

(72)発明者 マノーイ ジー． メノン

アメリカ合衆国，ワシントン州 9 8 0 0 5，ベルビュー，サウスイースト 3 1 番 ストリート
1 2 1 1 8，エー 2 0 4

【外国語明細書】

【発明の名称】

SHADOW SUPPRESSION IN ULTRASOUND IMAGING

【技術分野】

【0001】

(該当する記載なし)

【背景技術】

【0002】

BACKGROUND

The present invention relates to shadow suppression in ultrasound imaging.

Ultrasound shadowing is caused by poor transmission of acoustic energy through or high reflection from scattering objects. For example, dense tissue may cause a shadow obscuring return from tissue separated from the transducer by the dense tissue. As another example, shadowing occurs due to poor transducer contact. The shadows themselves appear as areas of low echogenicity that are typically highly correlated with the direction of transmission.

Shadows may occur in various modes of imaging, such as occurring in steered spatial compounding. One component frame of data is acquired by scanning along scan lines at one angle relative to a transducer. A second component frame of data is acquired by scanning along scan lines at a different angle. The frames of detected data are compounded together and displayed as an image. When imaging using steered spatial compounding, shadows create fork-like image artifacts since the shadows tend to weigh down the compounded image mean in the shadowing locations. Anatomy information may be lost due to this reduction. For reducing shadowing in steered spatial compounding, differences between steered spatial component images may be used to identify shadows. However, proper spatial image registration may not be achieved, resulting in poor shadow identification.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, computer readable media, instructions, and systems for shadow suppression in ultrasound imaging. Using a transform or other approach, the data of a frame (e.g., image frame) along the steering direction is projected. The projection is used to determine weights. The frame is weighted with the projection-based weights, reducing or removing shadows based on the one frame itself. In the steered spatial compounding example, a

compounded frame with independently shadow suppressed component frames may have little or no fork-like image artifacts due to shadowing.

In a first aspect, a method is provided for shadow suppression in ultrasound imaging. A transducer is used to acquire steered component frames of data. The steered component frames of data represent an overlap region of a patient and being responsive to different imaging angles. For the steered component frames of data, a processor projects the data along the respective imaging angles into projections. The steered component frames of data are weighted by kernels that are a function of the respective projections. The processor compounds the weighted component frames of data together. An image of the overlap region of the patient is generated from a result of the compounding.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for shadow suppression in ultrasound imaging. The storage medium includes instructions for steered spatial compounding component frames, by an ultrasound system, for ultrasound imaging; and reducing shadows, by the ultrasound system, in at least one of the component frames independently the others of the component frames.

In a third aspect, a system is provided for shadow suppression in ultrasound imaging. A beamformer is operable to acquire a sequence of steered frames of data responsive to different steering angles from a substantially same transducer position and representing an overlap region. A processor is configured to project the steered frames of data along the steering angles into projection images, weight the steered frames of data as a function of the projection images, and generate a compound image from the weighted steered frames of data. A display is operable to display the compound image.

Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments. The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims.

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 4 】

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the embodiments. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for shadow suppression in ultrasound imaging;

Figure 2 is an example representation of three steered component frames of data;

Figure 3 is an example ultrasound image with shadowing;

Figure 4 is an example projection image derived from the ultrasound image of Figure 3;

Figure 5 is the example of ultrasound image of Figure 3, but weighted using the projection image of Figure 4;

Figure 6 is an example steered compound ultrasound image of a phantom with shadow artifacts from three component images;

Figure 7 is the example of the steered compound ultrasound image of Figure 6 after suppression of shadows in the component images;

Figure 8 is an example steered compound ultrasound image of a patient with shadow artifacts from three component images;

Figure 9 is the example of the steered compound ultrasound image of Figure 8 after suppression of shadows in the component images; and

Figure 10 is a block diagram of a system for shadow suppression in ultrasound imaging, according to one embodiment.

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 5 】

DETAILED DESCRIPTION

The received image data of a single frame is transformed, and a projection image is generated using knowledge of the transmit imaging angle. The transformed projection image is then used to generate weights. Knowledge of the transmit angle direction and corresponding transform projection images are used to help determine the steered spatial compounding image weights. The weights are used to compensate the original received image data. This approach does not require image

registration for shadow reduction as shadows are suppressed by weighting the original images using their respective projection images. The shadow reduction weights are created on a per frame basis even for steered compounding.

Figure 1 shows one embodiment of a method for shadow suppression in ultrasound imaging. The embodiments are described below in the context of steered spatial compounding. In other embodiments, shadow suppression is provided for single or multiple frame imaging modalities, such as B-mode imaging.

The method is performed by the system of Figure 10 or a different system. A medical diagnostic ultrasound imaging system may perform the method, such as using a transducer and beamformer to scan the patient at different steering angles, a detector (e.g., B-mode detector) to detect data for frames of data, a processor to suppress shadow and compound the component frames of data into a compound frame of data, and a display to display an image created from the compound frame of data. Other systems may be used, such as a computer for receiving component frames and outputting a compound frame with reduced shadow.

The method is performed in the order shown or a different order. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 56 is not performed where the projection of act 54 itself provides the weights of the kernel. As another example, act 62 is not performed. In yet another example, further processing, such as detecting and scan converting, is provided.

In act 50, component frames of data are acquired with ultrasound using a transducer. The component frames of data have a different spatial response. The component frames of data are steered electrically, mechanically, or by spatial positioning of the transducer. Each or multiple of the steered component frames of data are acquired at different steering angles. For example, Figure 2 shows three electronically steered frames 70, 72, and 74 of data acquired in response to three different steering angles (see the ray line for each frame 70, 72, 74) or scan patterns with one or more scan lines at a different steering angle. Each of the component frames of data span substantially a same spatial extent of a region of a target, such by maintaining the transducer in a same position with or without

intentional wobbling. A majority, above 90% or almost the entire scanned region for each of the component frames of data overlaps with the scanned regions of the other component frames (see the dashed box).

One of the component frames of data is responsive to at least one different scan line angle relative to at least one location in the scanned region than another of the component frames of data. For at least some locations in the patient, the intersecting scan lines from the different component frames are at different angles, at least for two of the component frames. Insonifying the location from different directions provides different spatial response.

In alternative embodiments, the transducer is moved during acquisition of sequential frames of data, such as associated with extended field of view imaging. Where non-linear scan patterns are used, where the transducer is rotated as well as translated, or where multiple transducers are spatially positioned to acquire the target images, different component frames of data may represent overlapping regions from different angles, providing different spatial response. By combining the data for the overlapping regions, steered compounding is provided.

Two or more frames of data are acquired representing the same or different regions. For example, the scan lines of three component frames of data are each associated with a different region or scan geometry. The scan lines may be acquired in any format, such as linear, curved linear, sector curved sector, Vector®, curved Vector® and combinations thereof. For example, scan lines acquired with a linear transducer are steered at three different angles (e.g., +/-10 degrees and normal) in a linear or generally rectangular or parallelogram scan format for three component frames of data, respectively.

For one component frame of data, the scan lines originate at different positions on the transducer, but two or more scan lines may originate from a same position. Using the linear format, the scan lines are parallel and in a same direction relative to the intersections of the scan lines with the origins on the transducer. The majority of the scan lines of each component frame point in a same direction. As another example, different angles from the face of the transducer 14 are provided by a scanning apex position on or

behind the transducer 14 for sector or Vector® formats. The scan line density along the transducer surface is either uniform or changes as a function of the scan line position. The scan line density may be different for one frame of data as compared to another frame of data, such as having different uniform densities or having differences in variation of the density. Any of various combinations of formats or variation in scan line origin or angle within a single scan or between scans resulting in spatial diversity may be used.

Each of the component frames of data corresponds to different steering angles or spatial response. For example, a majority of scan lines extend in a first direction, such as 10 degrees left from the transducer for one component frame of data. The majority of scan lines extend at a 10 degree right angle from the transducer for another component frame of data. The majority of the scan lines are normal to the transducer for a third component frame of data. Different steering angles other than plus or minus 10 degrees and zero may be used with 2, 3, 4 or more component frames.

In one embodiment, one component frame is associated with the maximum angle of steering provided by the transducer without undesired grating lobe effects. A second component frame is associated with the same angle but in a different direction relative to the transducer. Additional component frames, if any, are associated with lesser angles of steering. In alternative embodiments, the greatest steering angle is less than the maximum possible with the transducer. As another example, the position of the scanning apex of the scan lines is different, such as spaced laterally, between two component frames of data, resulting in different steering angles. As yet another example, the scan lines are steered the same for each component frame of data, but the transducer is wobbled about an axis, such as the azimuth axis.

In one embodiment, the same or substantially same scan lines are used for both transmit and receive operations for any given component frame of data. In alternative embodiments, one or more of the scan lines are different for transmit than for receive operation. For example, acoustic energy is transmitted along scan lines normal to the transducer for a linear array and received along scan lines at non-normal angles. For a curved array, the energy is transmitted along scan lines in one format and received along scan

lines in a different format, pattern or positions. As another example, the same scan lines are used for transmit for all or multiple of the component frames of data, but different electric steering is provided during receive of each or multiple of the component frames of data.

Each frame of data is formed of samples representing the field of view or scanned region. The frame may be for a two or three-dimensional region. Different frames may be acquired in an interleaved manner, such as acquiring by lines or groups of lines for one frame interleaved with lines or groups of lines for another frame.

One or more, such as all, of the component frames may include shadowing artifact. The data, if used to generate an image, includes shadowing. Figure 3 shows an example of shadowing in a frame of data acquired using a linear scan pattern (i.e., all steering angles the same for the entire frame). Ultrasound from a transducer is used to scan a region of a phantom or patient. The phantom image of Figure 3, shown here with log-compressed or B-mode data mapped to color, demonstrates the effects of various types of shadowing. In this instance, the darkest shadow is caused by a wire target placed at the phantom surface between the phantom and the transducer, while the other two shadows are caused by suboptimal transducer contact with the phantom. Air or other interfering material cause attenuation or scattering greater than other soft tissue, so result in less or lower intensity returns from beyond the air or other interfering material.

The shadows are along the scan lines or steering direction. In the example of Figure 3, a linear scan pattern is used, so the imaging or steering directions are vertical lines. The wire and poor transducer contacts result in reduced return along three vertical lines or groups of lines. The reduced acoustic return caused by shadowing is shown as darker in Figure 3 due to color mapping used for the B-mode image.

In act 52, the shadows are reduced. The shadow reduction is performed by an ultrasound system, such as the ultrasound system used to acquire the component frames in act 50. Alternatively, a computer, processor, or other device performs the reduction.

Act 54, 56, and 58 make up act 52. Act 54 provides projection from a frame for forming the kernel in act 56. The weights making up the

kernel are used to weight the frame in act 58. Additional, different, or fewer acts may be provided.

The reduction is performed independently for a given frame of data. The shadow reduction does not depend on a different frame. For example, a given frame is not registered with other frames for identifying shadows. For steered spatial compounding, the shadow reduction is performed for one or more (e.g., all) of the component frames of data. The reduction for any given component frame is performed without using other frames of data. The projecting and weighting for each of the steered component frames of data is performed independently of the other component frames of data.

In the case of steered spatial compounding, the addition of shadows in the images can create fork-like artifacts that hide detail and lead to distracting spatio-temporal variance changes. By using independent or single frame projection shadow compensation in steered spatial compounding, the artifacts from each component frame are reduced by the weighting applied to the component frame. Using frame-independent processing, if only one of the component frames of data has a large shadow, then compensating for the shadow in that frame helps to enhance the data from the other transmissions during the compounding stage.

In act 54, the data for a frame is projected along the image angle or angles for the frame. A processor performs the projection for one or more component frames of data. The data is compressed or dimension represented is reduced. The frame is collapsed along the steering or transmit direction or directions used to acquire the frame of data. Where the projection is performed for different component frames of data to be used for steered spatial compounding, the transmit angles or scan directions for each frame are different. The projection direction is different as a result.

The most significant contribution to the shadowing is the projection along the transmission direction. In the example of Figure 3, the scan lines, transmit angle direction, and receive angle direction are vertical or along the depth dimension. To quickly and efficiently compensate for shadows in the ultrasound imagery, the data of the frame is projected to

provide an indication of variation in intensity laterally or along an azimuth direction perpendicular to the depth direction.

Any projection may be used. In one embodiment, the data along each scan line or lines through the field of view that are parallel to or at the transmit angle are summed. The sum itself may be used, such that a sum is provided for each of the scan lines or other lines in a same direction as the scan lines. Alternatively, an average or other combination function is used. The result is a sum or other value for each line (e.g., each scan line), showing variation as a function of lateral direction for the two-dimensional field of view represented by the frame of data.

In another embodiment of projection, the frame of data is transformed into a k-space. The image data or frame of data is transformed into a two-dimensional frequency domain. Any transform may be used, such as a Fourier, two-dimensional Fourier, fast Fourier, or Radon transformation. Using Fourier or other frequency domain analysis, the linear nature of the shadows suggest that most of the image energy relating to shadow effects dwells along only a few lines in k-space, such as lines close to the f_x axis where f_x is a lateral frequency (horizontal in frequency space).

Using the transform for the projection may allow for selection of different data or information. For example, in addition to selecting data based on the scan lines, data is selected to reduce noise effects. A range of angles rather than just the steering angle may be selected (e.g., +/- 5 degrees about the steering angle). This selection may reduce over compensating for the shadow at deeper depths. Any selection may be used in the frequency domain.

By using the transform, an inverse transform on the selected data provides information for the field of view. For example, the data related to the steering direction is inverse transformed to create a projection image. The projection image has a same spatial extent as the component frame of data, but is formed from data of the selected characteristics. The amount of shadow is represented in the projection image. Figure 4 shows an example of a projection image created from Figure 3 using a two-dimensional Fourier transform and selection or projection of data only along the single angle-the

transmit angle. Figure 4 is a color mapped image shown in gray scale for this disclosure. The arrows point to the lines associated with the strong shadow artifacts. Other dark lines are of different colors and not associated with shadow. Due to the projection provided by the transform, the projection image has a one-dimensional quality but expanded or extending over the two-dimensional field of view. Where other data is selected in the frequency domain, there may be less of but still some one-dimensional aspect or appearance. While projection "image" is used here, this is not a displayed image, but may be. Instead, the projection image is a frame of data created by projection.

Where the projection is performed by summing without applying a transform, the projection is then expanded along the imaging angles into a two-dimensional field. The expansion occurs prior to mapping to weights or as part of creating the weights in act 56. A projection image is created from the projection by populating each depth or range with a same lateral distribution of the projection. For example, by expanding the average projection along the vertical steering direction of Figure 3, the projection image of Figure 4 is provided. For each vertical line, the corresponding average along the line is assigned to all of the locations of the line.

In the projection images, the same intensity is provided along each steering direction or scan line. In other embodiments, the intensity varies as a function of depth. For example, the data selected in the frequency domain includes more than just the steering angle, causing depth dependent variation in the projection image. As another example, the projection image is altered or the expansion is adjusted so that the contribution varies as a function of depth. The deeper locations may have less shadow for surface shadow sources, so the projection image may be assigned reduced intensity as a function of depth. The inverse function may be used.

In act 56, a kernel is formed. The kernel is a collection of weights to weight the frame of data. The kernel has a weight for each of the samples or spatial locations represented in the component frame of data. Alternatively, each weight is provided for a group of locations. The weights are applied before compounding in act 60 or are applied to the component frame as part of compounding in act 60.

The weights are set to reduce the shadow artifact. The lower intensities caused by shadowing are increased and/or the higher intensities not caused by shadowing are decreased. The shadowing is reduced by more greatly equalizing the intensities or values of the frame between the shadow regions and non-shadow regions.

The kernel is formed from the projection image. The two-dimensional field of projection information is used to determine the weights. The values of the projection image are mapped to weights. In one embodiment, the mapping is 1-to-1, so the projection image itself is used as the weights. No mapping is needed as the values of the projection image are the weights. In other embodiments, any linear or non-linear mapping function may be used. For example, the dynamic range of the projection image is mapped to a smaller range of weights, such as to 1.0-1.5. The locations not associated with shadow or the highest values of the projection are mapped to 1.0. The locations associated with the strongest shadow (e.g., least intensity in the projection image) are mapped to 1.5, increasing the intensity. Other intensities in the projection image are mapped to values between 1.0 and 1.5 using any function, such as an exponential decay function. Other ranges may be used.

The weights of the kernel are specific to the component frame of data. Since the weights are determined from a projection of the component frame, information from other component frames is not used. The weights of each component frame are derived from the data of the component frame without using data from other component frames. The shadow reduction is specific to the shadowing represented in the component frame.

In act 58, the weights of the kernel are applied to the frame of data. The weights as derived from the frame are in turn applied to the frame. The weights are distributed in space over the field of view. Each location or value in the component frame is multiplied by the corresponding weight. In other embodiments, division, addition, subtraction, other functions, or combinations thereof are used to apply the weights. The application of the weights reduces the shadowing artifact.

Figure 5 shows an example. The projection image of Figure 4 is used as weights. The frame of data, as represented by Figure 3, is weighted

by the projection image of Figure 4. The result is the weighted frame of data represented in Figure 5. The visibility or magnitude of the shadowing artifact is reduced. In this example, the single angle projection greatly reduces the effect of the shadowing on the ultrasound image.

The weighting also slightly increases the noise floor in the direction of the projection. At deeper depths where shadowing is less in Figure 3, the reduction in shadowing introduces an artifact. This may be acceptable or may be counteracted. By including more transform data in the creation of the projection image, the effect may be reduced. For example, data from a greater range of angles is selected for transforming back to the spatial domain. In another example, the formation of the weights or the projection image is processed so that the weights vary to account for shadow more greatly in the near field and less greatly in the far field. In either example approach, the weighting is to a lesser extent (i.e., closer to 1.0) for deeper locations along the imaging angles than for shallower locations.

The weighting of one frame is independent of the weighting of another frame. The weights may be the same or similar, but are derived from the data of the frame being weighted rather than from other frames. In alternative embodiments, the weights are a function of information from more than one frame of data.

In act 60, the weighted component frames of data are compounded together. The weighting and compounding may be performed as part of a same finite impulse response filtering. The processor or ultrasound system performs steered spatial compounding of the component frames for ultrasound imaging. The component frames may be low pass filtered or otherwise processed before combination.

The component frames include data representing specific locations. Where the frames of data represent the same locations or grid, the values from each frame representing a given location are combined. In one embodiment, detected and scan-converted frames of data are compounded together. Since scan-converted information is used, the data of each of the component frames are in a same format and grid pattern or spatial location sampling. Where the frames of data represent sampling along different grids, a nearest neighbor or interpolation is used to select or calculate the values

used to combine. If the data is compounded prior to scan conversion, interpolation, extrapolation or other processes are used to compound any data representing adjacent or similar but not identical spatial locations.

The combination is for each location. The frames of data represent the same locations in at least the overlap region. Each of the component frames are compounded together for spatial locations representing the display or overlap region. Different locations may be associated with different numbers of frames and corresponding values. For example, an image representing more than the overlap region is generated. Due to steering, fewer component frames represent locations outside of the overlap region of all of the component frames. Any number of component frames may be used to determine the value for a given location, such as all of the frames for the overlap region and fewer than all for other locations.

Linear combination and non-linear combination may be used. For example, a maximum selection is applied. In another example, an average is applied. Weighted averaging may be used, such as emphasizing one component frame over others due to steering angle or motion between component frames. The average may reduce the variance associated with noise. Other linear or non-linear techniques may be used.

A single combination is made for a spatially compounded image. A sequence of images may be generated. New component frames are acquired in act 50. Each combination is of different component frames than another combination. The component frames may be different by using a moving window, such that a given component frame is used in a plurality of combinations. The shadow reduction is performed once for each component frame. Since the component frame itself does not change, the same weighting to reduce shadows is applied to the frame for any combination. The same weighted component frame may be used for any combination. The information may be recalculated as needed even for previously used frames in other embodiments. Alternatively, each component frame is acquired for one combination and not used in other combinations. The compound frame is output from the compounding.

In act 62, an image is generated of the overlap region of the patient. The processor or display processor uses the compounded frame of

data formed by combining the weighted component frames of data to generate an image. The compounded frame of values representing the locations in the patient is used to determine pixel or image values. The compounded values are mapped to display values. Scan conversion, if not previously performed, may format that compounded frame of data to the display.

A steered spatial compound image is generated. The image is of the overlap region, but may include other locations. The image is a spatial compounded image generated from combining views. Further processing may be used, such as spatially and/or temporally filtering the compounded frame of data. The image represents the patient, such as showing different tissue and other structures.

The shadow in the image may be reduced or eliminated due to weighting based on the projection. By accounting for the shadowing along the steering direction, any anatomy in the signal at the shadow locations is amplified, and the shadow is reduced. The resulting image may provide useful information about the patient not otherwise available or otherwise more difficult to identify.

Figures 6 and 7 show images from steered compounding using three component frames with +15, 0, -15 degree linear steering. The images are of a tissue-mimicking phantom with shadow generated using a wire target at the surface of the phantom. In Figure 6, the component frames are combined without shadow reduction. The shadow from each component frame along the respective steering direction is visible in the image from the compounded frame of data. In Figure 7, shadow reduction individually or separately for each component frame is applied. The shadows in the compound image are reduced or eliminated.

Figures 8 and 9 show images from steered spatial compounding using three component frames with +15, 0, -15 degree linear steering. The images are of a breast. The nipple commonly causes shadowing, and the images are of a common scan location of a plane with a nipple. As shown in Figure 8, which does not include shadow reduction, this scanning area often has shadowing and requires the sonographer to use different scanning techniques to image the anatomy behind the nipple. Using the shadow

reduction prototype and as shown in Figure 9, the information behind the nipple from the other angular transmissions is enhanced, allowing the user to scan the area without significantly changing scanning technique.

Figure 10 shows a system 10 for shadow suppression in ultrasound imaging. The system 10 is a medical diagnostic ultrasound system. In one embodiment, the system 10 is an automated breast volume scanner system with one or more transducers 14 for breast imaging. Breast imaging suffers from both the dense nipple causing shadowing as well as contact problems for the transducer 14 causing shadowing. Transducers 14 for imaging other locations with or without contact issues may be used. In alternative embodiments, all or part of the system 10 is a workstation or computer for processing or displaying medical images.

The system 10 provides steered spatial compounding, B-mode, flow mode, harmonic mode, M-mode, or other modes of scanning. In the embodiment discussed below, the steered spatial compounding mode is used. Similar components, such as using the same components without the compound processor 22 for B-mode, may provide other modes with shadow suppression. The system 10 includes a transmit beamformer 12, the transducer 14, a receive beamformer 16, a detector 18, a scan converter 20, the compound processor 22, a display 24, and a memory 26. Different, fewer or additional components may be provided. For example, an offline workstation implements the compound processor 22 and display 24 without the additional ultrasound acquisition components.

The transducer 14 comprises an one- or multi-dimensional array of piezoelectric, ceramic, or microelectromechanical elements. In one embodiment, the transducer 14 is a one-dimensional array of elements for use as Vector®, linear, sector, curved linear, or other scan format now known or later developed. For breast scanning, the array may be mounted to a tray allowing automated translation of the array to scan a volume of the breast. The array of elements has a wavelength, half wavelength, or other sampling frequency. A half-wavelength sampling of elements allows for greater steering angles, providing more spatial diversity for speckle reduction by compounding. The transducer 14 is adapted for use external to or use within the patient, such as a handheld probe, a catheter probe, or an endocavity

probe. Multiple spatially distributed transducers or even scanning systems may be employed.

The transmit and/or receive beamformers 12, 16 operate as a beamformer. The beamformer is operable to acquire electronically or mechanically steered component frames of data responsive to different steering angles from a substantially same transducer position. The same scan pattern with different steering angles or different scan patterns resulting in different steering angles are used. Between two different scans, one or more scan lines may extend at a same angle from a same origin, but other scan lines are steered at different angles to provide component images responsive to different steering angles. For a given origin, at least one scan line may be at a different angle between the scans for two component frames of data. All or a majority of the scan lines may be steered differently for different frames.

The component frames of data represent different overlapping regions or a same region of the patient. The transducer 14 is substantially held in place for acquiring the component frames of data. "Substantially" is used to account for unintentional movement of the person holding the array, breathing or other motion caused by the patient, and any other incidental movement associated with using a probe not mounted in a fixed position relative to a patient fixed in place.

The transmit beamformer 12 is one or more waveform generators for generating a plurality of waveforms to be applied to the various elements of the transducer 14. By applying relative delays and apodizations to each of the waveforms during a transmit event, a scan line direction and origin from the face of the transducer 14 is controlled. The delays are applied by timing generation of the waveforms or by separate delay components. The apodization is provided by controlling the amplitude of the generated waveforms or by separate amplifiers. To scan a region of a patient, acoustic energy is transmitted sequentially along each of a plurality of scan lines. In alternative embodiments, acoustic energy is transmitted along two or more scan lines simultaneously or along a plane or volume during a single transmit event.

The receive beamformer 16 comprises delays and amplifiers for each of the elements in the receive aperture. The receive signals from the elements are relatively delayed and apodized to provide scan line focusing similar to the transmit beamformer 12, but may be focused along scan lines different than the respective transmit scan line. The delayed and apodized signals are summed with a digital or analog adder to generate samples or signals representing spatial locations along the scan line. Using dynamic focusing, the delays and apodizations applied during a given receive event or for a single scan line are changed as a function of time. Signals representing a single scan line are obtained in one receive event, but signals for two or more scan lines may be obtained in a single receive event. A component frame of data is acquired by scanning over a complete pattern with the beamformer. In alternative embodiments, a Fourier transform or other processing is used to form a component frame of data by receiving in response to a single transmit.

The detector 18 comprises a B-mode detector, Doppler detector or other detector. The detector 18 detects intensity, velocity, energy, variance or other characteristic of the signals for each spatial location in the component frame of data.

The scan converter 20 comprises a processor, filter, application specific integrated circuit or other analog or digital device for formatting the detected data from a scan line format (e.g., polar coordinate format) to a display or Cartesian coordinate format. The scan converter 20 outputs each component frame of data in a display format. The component frames may include values for locations representing regions outside of the display region.

The compound processor 22 comprises one or more memories, processors, control processors, digital signal processors, application specific integrated circuits, field programmable gate arrays, filters, multiplexers, buffers, multipliers, adders, lookup tables, or combinations thereof. In one embodiment, the compound processor 22 comprises a personal computer, motherboard, separate circuit board or other processor added to an ultrasound system for image processing using transfers of data to and from the ultrasound image generation pipeline or processing path (i.e. receive beamformer 16, detector 18, scan converter 20 and display 24). In other

embodiments, the compound processor 22 is part of the image generation pipeline.

Using software, hardware, or combinations thereof, the compound processor 22 is configured to reduce shadows represented in one or more frames of data. Each frame of data, such as each component frame of data for steered spatial compounding, is processed individually or using just scan data for that frame to reduce shadow in the frame.

The compound processor 22 is configured to project the data of the frame to reduce along one dimension or along the steering direction(s) used to acquire the frame. The transmit or receive scan lines or lines with a same format are used in the projection. Data along each of the lines is combined, such as reducing a two-dimensional data field to one dimension. In one embodiment, the projection is a sum along the steering angles. The sum may be used alone or for an average. Since the projection is used to weight a frame of data representing locations in two-dimensions, the projection is expanded into a two-dimensional field of weights. For example, the average or sum along each scan line or line is copied as a weight for all of the locations along the respective scan line.

In another embodiment, the compound processor 22 is configured to project with a two-dimensional Fourier or other transform. The frame of data is transformed into the frequency domain. In the k-space, data is selected to form the projection image. For example, data along a lateral frequency axis corresponding to the steering angle or ranges of angles about the steering angle is selected. By applying the inverse transform on the selected data, the compound processor 22 creates a two-dimensional projection image or field of weights.

The compound processor 22 creates the weights from the one-dimensional projection or the projection image. The weights are set equal to or mapped to a range of values linearly based on the magnitudes of the projection image. In other embodiments, a non-linear relationship between projection magnitude and weights is used. Using a look up table or calculations, the compound processor 22 determines the weight for each location represented by the frame of data.

The compound processor 22 may select data for inverse transform, process any projection, and/or process the weights. For example, the weights or projection before expansion are low pass filtered. As another example, data in the frequency domain is selected or the weights are altered to vary the weighting as a function of depth or along the steering angle.

The compound processor 22 weights the frame of data. The weights are set so that the shadow region is amplified relative to non-shadow regions. The locations along steering angles associated with less intensity are increased by the weights. Other locations are maintained the same, but may be increased or decreased to a lesser extent than the shadow locations. The weights are applied by multiplication, but addition, division, subtraction, or other functions may be used. The weights or the application of the weights may be thresholded, such as applying no weights or weight of 1.0 for any weights or magnitude of the projection image within a percentage or range about an average weight of magnitude for the frame. Weights or magnitudes greater than the threshold difference from average are more likely associated with shadow, so are applied without normalizing to 1.0.

The compound processor 22 is configured to generate a compound image from the weighted steered frames of data. The compound processor 22 is configured to combine or compound one or more component frames of data representing at least a same region for display. For example, the compound processor 22 has a memory and multiplier for each of the component frames for weighting and an adder connected to each of the multipliers for combining signals representing a given spatial location from each of the component frames of data in a finite impulse response filter format. Linear or non-linear combinations of component frames of data may be provided, such as averaging or selecting a maximum signal. The resulting compounded data is used to generate the image.

The compound processor 22 is configured to combine detected and scan converted data. In alternative embodiments, the compound processor 22 is positioned between the detector 18 and scan converter 20 for combining detected but not scan converted data, positioned prior to a log compressor of the detector 18 for combining non-compressed information or positioned prior to the detector 18. Any of various embodiments for

combining multiple data representing the same region or combining component frames of data may be used.

In one embodiment, the compound processor 22 includes an image display plane or memory for each of the component frames, such as six display planes. Each display plane has foreground and background pages for allowing simultaneous writing to memory while reading out from memory, but other memory structures may be provided. The memory stores information for each spatial location, such as flow mode or Doppler mode parameter data, B-mode data, a color pan box information and the display region border information. A filter responsive to different multiplier coefficients combines the component frames using different functions based on the contribution (i.e., weighting). A lookup table provides the different weighting coefficients to the multipliers or the weights are calculated. Different coefficients may also be provided for combining different numbers of component frames.

The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed above are provided on non-transitory computer-readable storage media or memories 26, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like.

In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

The display 24 is a CRT, monitor, flat screen, LCD, projection or other display for displaying the compounded ultrasound image. During the display refresh, the component frames are read, a projection or projection image formed, weights determined from the projection image or projection, the component frames weighted, and the weighted component frames compounded to generate the image on the display 24. Display plane memories are used for each component frame of data. The resulting frame of data is a compound image responsive to component frames of data. Different locations have values from different component frames or from multiple or all of the component frames. The display image format or display region is trapezoidal, trapezoidal like, rectangular, sector, pie shaped, Vector® or other shape. The compound image is updated in real-time, such as updating the compound image as each new component frame of data is acquired and a previous component frame of data is removed from a previous compound image or is removed from a buffer for compounding the next compound image. Alternatively, real-time compounding is provided by compounding different sets of component frames of data with no or few component frames used in common for each set. In yet other alternative embodiments, offline or non-real time compounding is provided.

The display 24 is operable to display a compound image responsive the component frames of data. The compound image reduces speckle while maintaining signal-to-noise ratio. The combined frame of data is displayed as the compound image. Component frames of data may be used to generate images without compounding.

In an alternative embodiment, compounding is performed in three or four-dimensional imaging. Component frames of data are acquired with different lateral as well as elevation steering angles. The projections along the steering angles are used to create a three-dimensional weight field for weighting the component frames.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. While the description herein provides examples of steered spatial compounding, other compounding, such as temporal or frequency

compounding, may alternatively or additionally be used. Steering may be relative to the transducer (e.g., beamformer steering) and/or relative to the location being scanned (e.g., insonifying from different directions with or without beamformer steering). It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

I (WE) CLAIM:

1. A method for shadow suppression in ultrasound imaging, the method comprising:
 - acquiring (50), with a transducer, steered component frames of data, the steered component frames of data representing an overlap region of a patient and being responsive to different imaging angles;
 - for the steered component frames of data, projecting (54), by a processor, the data along the respective imaging angles into projections;
 - spatially weighting (58) the steered component frames of data by kernels that are a function of the respective projections;
 - compounding (60), by the processor, the weighted component frames of data together; and
 - generating (62) an image of the overlap region of the patient from a result of the compounding (60).
2. The method of claim 1 wherein acquiring (50) comprises scanning along scan lines where a majority of the scan lines for each steered component frame of data are at a same angle to the transducer and the angle is different for the different steered component frames of data.
3. The method of claim 1 wherein projecting (54) comprises summing the data of the steered component frames of data along the imaging angles.
4. The method of claim 1 wherein projecting (54) and weighting (58) comprise projecting (54) and weighting (58) each of the steered component frames of data independently of each other.
5. The method of claim 1 wherein projecting (54) comprises transforming into a k-space.
6. The method of claim 5 wherein projecting (54) comprises applying a Fourier transform.

7. The method of claim 1 further comprising:
expanding the projection along the imaging angles into a two-dimensional field; and
forming (56) the kernel from the two-dimensional field.
8. The method of claim 1 wherein weighting (58) comprises weighting (58) to a lesser extent for deeper locations along the imaging angles than for shallower locations.
9. The method of claim 1 further comprising:
creating transform projection images from the projections; and
forming (56) the transform projection images into the kernels.
10. The method of claim 9 wherein creating comprises creating with a range of frequencies such that the kernel varies with depth along the imaging angles.
11. The method of claim 9 wherein forming comprises mapping the transform projection images to weights forming the kernels, the mapping being a linear or non-linear relationship.
12. The method of claim 1 wherein weighting (58) comprises weighting (58) with the kernel comprising weights set for each location of the frames of data.
13. The method of claim 1 wherein generating (62) the image comprises generating a steered spatial compound image.
14. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for shadow suppression in ultrasound imaging, the storage medium comprising instructions for:

steered spatial compounding (60) component frames, by an ultrasound system, for ultrasound imaging; and

reducing (52) shadows, by the ultrasound system, in at least one of the component frames independently the others of the component frames.

15. The non-transitory computer readable storage medium of claim 14 wherein reducing (52) shadows comprises:

projecting (54) along transmit angle directions in the component frames, each of the component frames having different transmit angle directions than others of the component frames;

determining (56) weights for spatial locations of the component frames from results of the projecting (54) for the respective component frames; and

weighting (58) the component frames prior to the compounding (60) with the weights.

16. The non-transitory computer readable storage medium of claim 14 wherein reducing (52) shadows comprises:

transforming (54) the component frames into a two-dimensional frequency domain;

determining (56) component frame weights for the compounding (60) from results of the transforming.

17. The non-transitory computer readable storage medium of claim 14 wherein reducing (52) shadows independently comprises determining weights for each of the component frames using data of the respective component frame without information from others of the component frames.

18. A system for shadow suppression in ultrasound imaging, the system comprising:

a beamformer (16) operable to acquire a frame of data responsive to a steering angle or angles;

a processor (22) configured to project the frame of data along the steering angle or angles into a projection image, weight the frame of data as a

function of the projection image, and generate an image from the weighted frame of data; and

a display (24) operable to display the image.

19. The system of claim 18 wherein the processor (22) is configured to project with a two-dimensional Fourier transform, the projection image being in a frequency domain along lateral frequency axes corresponding to the steering angle or angles.

20. The system of claim 18 wherein the processor (22) is configured to project by summing along the steering angle or angles, and is configured to form the projection image for the spatial locations of the frame of data by expanding along the steering angle or angles results of the summing, the summing and expanding for the frame of data being independent of other frames of data.

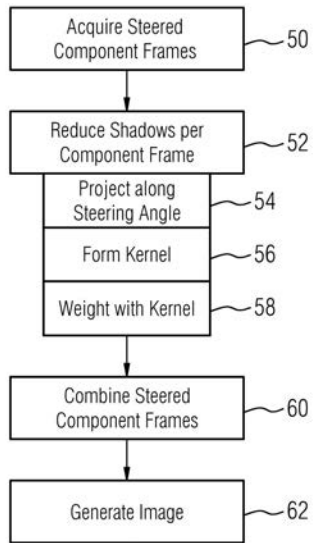
【要約】

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

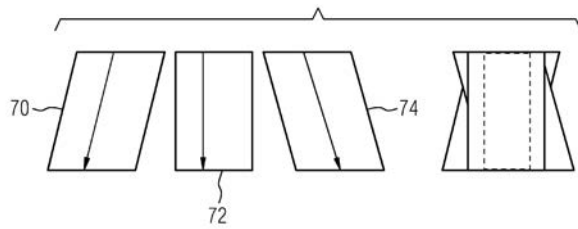
Shadow suppression (52) is provided in ultrasound imaging, such as in steered spatial compounding (60). Using a transform or other approach, the data of a frame of data along the steering direction is projected (54). The projection is used to determine (56) weights. The frame is weighted (58) with the projection-based weights, reducing (52) or removing shadows based on the one frame rather than based on registration with other frames. In the steered spatial compounding (60) example, a compounded frame with independently shadow suppressed component frames may have little or no fork-like image artifacts due to shadowing.

【選択図】図 1

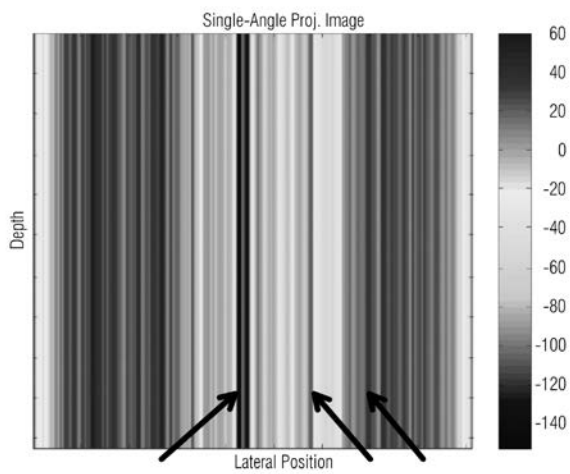
【 図 1 】



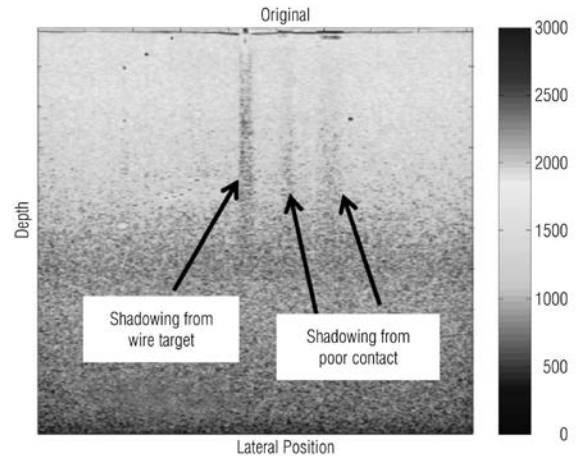
【 図 2 】



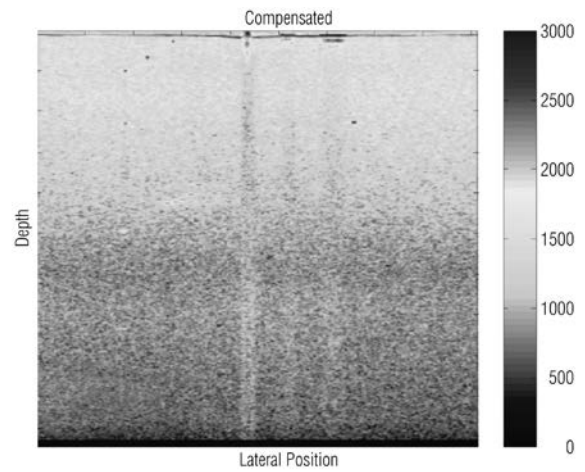
【 図 4 】



【 図 3 】



【 図 5 】



【図 6】



【図 7】



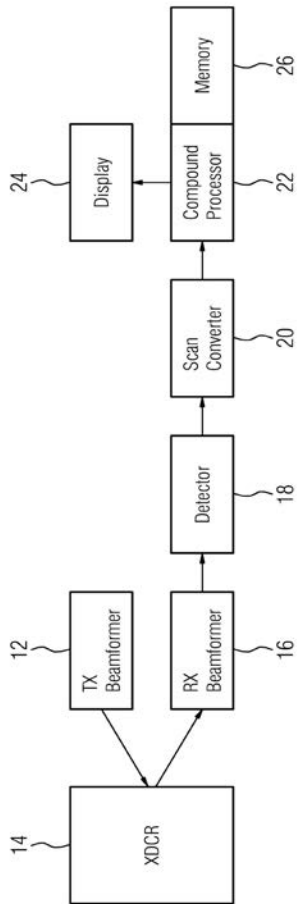
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声成像中的阴影抑制		
公开(公告)号	JP2016067929A	公开(公告)日	2016-05-09
申请号	JP2015188142	申请日	2015-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	デービッドピーダンカン マノーイジーメノン		
发明人	デービッド ピー. ダンカン マノーイ ジー. メノン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/7257 A61B8/13 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S15/8977 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/GB03 4C601/HH31 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JC20 4C601/LL38		
代理人(译)	山口岩		
优先权	14/501482 2014-09-30 US		
其他公开文献	JP6207562B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 一种用于超声成像中的阴影抑制的方法，计算机可读介质，指令和系统。在诸如转向空间合成60之类的超声成像中提供阴影减少52。利用变换或其他方法，沿转向角投影数据帧的数据54。该投影用于确定56权重。使用基于投影的权重对帧进行加权58，以基于一个帧减少或消除52阴影，而无需基于其他帧中的配准。在转向空间合成60的示例中，具有独立阴影构成帧的合成帧具有很少或没有阴影状叉状图像伪像。[选型图]图1	(21) 出願番号	特願2015-188142 (P2015-188142)	(71) 出願人 593063105 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A. (74) 代理人 100075166 弁理士 山口 巖
	(22) 出願日	平成27年9月25日 (2015. 9. 25)	
	(31) 優先権主張番号	14/501, 482	
	(32) 優先日	平成26年9月30日 (2014. 9. 30)	
	(33) 優先権主張国	米国 (US)	
	最終頁に続く		