

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-212440

(P2011-212440A)

(43) 公開日 平成23年10月27日 (2011. 10. 27)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-65107 (P2011-65107)
 (22) 出願日 平成23年3月24日 (2011. 3. 24)
 (31) 優先権主張番号 12/751, 834
 (32) 優先日 平成22年3月31日 (2010. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (72) 発明者 フェン・リン
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカ
 ユナ、リサーチ・サークル、1 番、グロー
 バル・リサーチ、ビルディング・ケイ 1 -
 4 エイ 5 9、パテント・ドケット・ルーム
 最終頁に続く

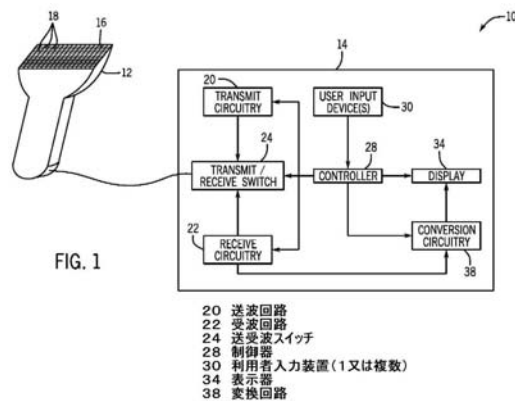
(54) 【発明の名称】 超音波信号取得及び処理の方法及び装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波イメージング・システムにおいて、画像のコントラスト分解能を低下させて形成された画像の内部にスミア又は曇りを招き得る音響的雑音を補償し又は低減する。

【解決手段】超音波撮像時の音響的雑音の測定に関する。一実施形態では、音響的雑音信号が測定されているときには受波ビームを送波ビームとは異なる方向に方向付けする。組織信号が測定されているときには、受波ビームを送波ビームと実質的に同じ方向に方向付けする。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のトランスデューサ素子（１８）を含むプローブ（１２）と、
該プローブ（１２）と連絡しているステーション（１４）と
を備えた超音波システム（１０）であって、前記ステーション（１４）は、
前記プローブ（１２）による超音波送波ビーム（６０）の放出及び方向を制御する送波回路（２０）と、

前記プローブ（１２）による超音波受波ビーム（６２）の受波及び方向を制御する受波回路（２２）であって、組織信号（１０２）が測定されているときには前記超音波受波ビーム（６２）の方向を前記送波ビーム（６０）と同じになるように制御し、音響的雑音信号（１０４）が測定されているときには前記超音波受波ビーム（６２）の方向を前記送波ビーム（６０）と異なるものになるように制御する受波回路（２２）と、

前記送波回路（２０）及び前記受波回路（２２）の動作を指示する制御器（２８）とを含んでいる、超音波システム（１０）。

【請求項 2】

前記組織信号（１０２）及び前記音響的雑音信号（１０４）は別個に測定される、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 3】

前記組織信号（１０２）及び前記音響的雑音信号（１０４）は多重線取得を用いて同時に測定される、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 4】

前記超音波送波ビーム（６０）のビーム形成及び前記超音波受波ビーム（６２）のビーム形成は、前記制御器（２８）において実行されるソフトウェアを介して具現化される、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 5】

前記音響的雑音信号（１０４）が測定されているときには、前記超音波受波ビーム（６２）に関連する第一の遅延プロファイルは前記超音波送波ビーム（６０）に関連する第二の遅延プロファイルと異なっている、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 6】

音響的雑音信号（１０４）が測定されているときには、前記受波回路（２２）は、前記送波ビーム（６０）の方向から約 15° ~ 約 60° だけオフセットするように前記超音波受波ビーム（６２）の方向を制御する、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 7】

音響的雑音が測定されているときには、前記超音波受波ビーム（６２）は音波信号のサイド・ローブ（５０）に方向付けされ、前記超音波送波ビーム（６０）は前記音波信号のメイン・ローブ（４８）に方向付けされる、請求項 1 に記載の超音波システム（１０）。

【請求項 8】

組織信号（１０２）及び音響的雑音信号（１０４）を取得する動作と、
前記音響的雑音信号（１０４）から音響的雑音レベル（１０８）を導く動作と、
前記組織信号（１０２）及び前記音響的雑音信号を用いて信号対雑音比（１１２）を導く動作と、

加重プロファイル（１１６）を生成するように前記信号対雑音比（１１２）を処理する動作（１１４）と、

雑音補償された画像（１２２）を形成するように前記組織信号（１０２）に前記加重プロファイル（１１６）を適用する動作（１２０）と
を備えた超音波画像を処理する方法。

【請求項 9】

前記信号対雑音比（１１２）を導く動作は、前記組織信号（１０２）から前記音響的雑音レベル（１０８）を減算する動作（１１０）を含んでいる、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記加重プロファイル（１１６）は、前記組織信号（１０２）に点毎に対応している、請求項８に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本書に開示される主題は一般的には、超音波撮像に関し、さらに具体的には、超音波撮像時に取得される信号を処理することに関する。

【背景技術】

【０００２】

医療診断超音波は、超音波を用いて患者の身体の音響的特性を調べて、対応する画像を形成する撮像モダリティである。超音波ビームの発生及び反射エネルギーの検出は典型的には、患者と接触しているプローブに配置されている複数のトランスデューサを介して達成される。かかるトランスデューサは典型的には、送波のために電氣的エネルギーを機械的エネルギーへ変換し、受波の目的のために機械的エネルギーを電氣的エネルギーに戻すことが可能な電気機械的素子を含んでいる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】米国特許 7 1 2 8 7 1 2 号

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかしながら、超音波反射エネルギーを用いて形成される画像にはアーティファクトが存在し得る。例えば、超音波反射エネルギーの受波時の焦点において発生されたのではないエコーで構成される音響的雑音が存在する場合がある。かかる音響的雑音は、画像のコントラスト分解能を低下させて、形成された画像の内部にスミア（smear）又は曇りを招き得る。さらに、かかる音響的雑音は、超音波エネルギーが組織の内部に送波されるときにのみ存在するため、着目する信号から分離することが困難な場合がある。結果として、超音波ビームが一つの組織領域に方向付けされるときに発生され得る音響的雑音のレベルを確定するための容易に利用可能な基準が存在しない。

30

【課題を解決するための手段】

【０００５】

本開示の一実施形態では、超音波システムを提供する。この実施形態によれば、超音波システムは、複数のトランスデューサ素子を含むプローブと、プローブと連絡しているステーションとを含んでいる。ステーションは、プローブによる超音波送波ビームの放出及び方向を制御する送波回路と、プローブによる超音波受波ビームの受波及び方向を制御する受波回路と、送波回路及び受波回路の動作を指示する制御器とを含んでいる。受波回路は、組織信号が測定されているときには超音波受波ビームの方向を送波ビームと同じになるように制御する。受波回路は、音響的雑音信号が測定されているときには超音波受波ビームの方向を送波ビームと異なるものになるように制御する。

40

【０００６】

もう一つの実施形態では、超音波信号に関連する音響的雑音を測定する方法を提供する。この方法によれば、送波ビームに関連する送波遅延プロファイルによって少なくとも部分的に決定される送波操舵（steering）方向を有する送波ビームが発生される。また、受波遅延プロファイルによって少なくとも部分的に決定される受波操舵方向を有する受波ビームが発生される。受波ビームに関連する受波遅延プロファイルは、組織信号が取得されているときには送波操舵方向と実質的に同じ受波操舵方向を生ずる。また、受波ビームに関連する受波遅延プロファイルは、音響的雑音信号が測定されているときには送波操舵方向と異なる受波操舵方向を生ずる。

【０００７】

50

さらにもう一つの実施形態では、超音波画像を処理する方法を提供する。この方法によれば、組織信号及び音響的雑音信号が取得される。音響的雑音レベルが音響的雑音信号から導かれる。信号対雑音比が組織信号及び音響的雑音信号を用いて導かれる。信号対雑音比が、加重プロファイルを生成するように処理される。加重プロファイルは組織信号に適用されて、雑音補償された画像を形成する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

本発明のこれらの特徴、観点及び利点、並びに他の特徴、観点及び利点は、添付図面を参照して以下の詳細な説明を読むことにより、さらに十分に理解されよう。尚、図面全体にわたり、類似の参照符号は類似の部材を表わす。

【図1】本開示の一実施形態による超音波イメージング・システムの構成要素を示す図である。

【図2】本開示の一実施形態によるビーム・プロファイルの一例を示す図である。

【図3】本開示の一実施形態による送波ビーム及び受波ビームの一例を示す図である。

【図4】本開示の一実施形態による画質を高めるアルゴリズムに関連する制御論理を示す流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本開示は、超音波撮像での音響的雑音の測定及び除去に関わるものである。本開示の各実施形態によれば、音響的雑音を依然発生させながら組織信号を抑制するビーム形成のための遅延プロファイルが具現化される。結果として、組織信号を殆ど又は全く有しない音響的雑音の計量が生成される。この音響的雑音の計量を画質指標とすることができ、この計量を用いて組織セグメント分割を改善してもよいし、且つ/又は画質向上を図ってもよい。

【0010】

図1に示すように、超音波イメージング・システム10が、超音波検査時に患者に接触させられるハンド・ヘルド型プローブ12を含めた多様な構成要素を含み得る。図示の実施形態では、ハンド・ヘルド型プローブ12は、プローブ12の動作を制御し且つ/又はプローブ12を介して取得されるデータを処理する超音波システム又はステーション14と、有線式又は無線式通信リンク等を介して連絡している。

【0011】

一実施形態では、プローブ12は、多数のトランスデューサ18を有するトランスデューサ・アレイ16を含む患者対向表面又は患者接触表面を含んでおり、多数のトランスデューサ18は各々、ステーション14の内部の送波回路20によって発生されるパルス型波形によってエネルギーを与えられると超音波エネルギーを発生することが可能である。患者の組織等から反射してトランスデューサ・アレイ16へ向けて戻ってきた超音波エネルギーは、アレイ16の各トランスデューサ18において電気信号へ変換されて、この電気信号はステーション14の受波回路22に伝達され、さらなる処理を施されて1又は複数の超音波画像を形成する。トランスデューサ18の送波作用及び受波作用の動作は、所与の時刻に送波回路20又は受波回路22の何れがプローブ12と連絡するかを制御するステーション14の内部の1又は複数の送受波(T/R)スイッチ24によって制御され得る。認められるように、本書で用いられる「回路(circuitry)」との用語は、送波ビーム形成、受波ビーム形成、及び/又は走査変換のような所載の作用範囲を提供するように構成され又は設計されているハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はこれらの何らかの組み合わせを記述し得る。

【0012】

送波器回路20、受波器回路22、及び/又はT/Rスイッチ24は、1又は複数のユーザ入力装置30等(例えばキーボード、タッチスクリーン、マウス、ボタン及びスイッチ等)を介して操作者から受けた命令に 응답して動作し得る制御器28の制御の下で動作する。一実施形態では、制御器28は、ステーション14の他のそれぞれの回路及び/又

10

20

30

40

50

は構成要素と連絡している汎用プロセッサ又は特定応用向けプロセッサのような１又は複数のプロセッサとして具現化され得る。

【００１３】

超音波走査は、プローブ１２及びステーション１４を用いて、患者の組織の内部への超音波エネルギーの送波に応答して発生される一連のエコーを取得することにより行なわれる。かかる走査時には、Ｔ／Ｒスイッチ２４が送波に設定されると送波器回路２０が瞬時に「入」にゲート制御されて、各々のトランスデューサ１８にエネルギーを与える。続いてＴ／Ｒスイッチ２４は受波に設定されて、各々のトランスデューサ１８によって受波されたエコー信号が受波回路２２に伝達される。各々のトランスデューサ１８からの別個のエコー信号を受波回路２２において結合して、ステーション１４に組み入れられた又はステーション１４と連絡している表示器３４に表示される画像の線を形成するのに用いられる信号を形成する。

10

【００１４】

一実施形態では、送波回路２０は、放出された超音波エネルギーがビームとして方向付けされるすなわち操舵されるようにトランスデューサ１６のアレイを動作させるように構成され得る。例えば、送波回路２０は、それぞれのトランスデューサ１８に印加される時間的にオフセットしたパルス型波形を発生するように、それぞれの時間遅延を付与することができる。これらの時間的なオフセットのためそれぞれのトランスデューサ１８は差分的に作動し、トランスデューサ・アレイ１６によって放出される超音波エネルギーの波面がトランスデューサ・アレイ１６の表面に関して様々な方向に実効的に操舵され又は方向付けされる。このように、それぞれのトランスデューサ１８にエネルギーを与えるパルス型波形に関連する時間遅延を調節することにより、超音波ビームを、指定された角度（ θ ）をなしてトランスデューサ・アレイ１６の表面に関連する軸に向かって又はこの軸から離隔するように方向付けして、患者組織の内部の固定された距離Ｒに集束させることができる。かかる具現化形態では、相次ぐ励起において時間遅延を次々に変更することによりセクタ走査が行なわれる。このように、角度 θ を逐次変化させて、送波ビームを一連の操舵方向に操舵する。

20

【００１５】

超音波エネルギー反射の各回のバーストによって発生されるエコー信号は、超音波ビームに沿った連続した距離に位置する構造又は構造界面によって差分的に反射されている。エコー信号は各々のトランスデューサ１８によって別個に感知され、特定の時間点でのエコー信号の大きさの標本が特定の距離において生ずる反射の量を表わす。しかしながら、反射を起こした構造と各々のトランスデューサ１８との間の伝播経路に差があるため、これらのエコー信号は同時には検出され得ない。従って、一実施形態では、受波回路２２は別個のエコー信号を増幅し、これらのエコー信号の各々に適正な時間遅延を付与し、得られた信号を加算して、角度 θ に配向した超音波ビームに沿った距離Ｒに位置する点又は構造から反射した合計の超音波エネルギーを表わす単一のエコー信号を与える。

30

【００１６】

各々のトランスデューサ１８において検出されるエコーによって発生される電気信号を同時に加算するために、受波回路２２に画定されている別個のチャンネルに時間遅延が導入される。従来の超音波走査では、前述のように受波の時間遅延は送波に関連する時間遅延に対応しており、受波ビームが送波ビームに一致する操舵方向を有している。すなわち、超音波エネルギーを受波する操舵方向は、超音波エネルギーを送波した操舵方向に全体的に対応する。しかしながら、各々の受波チャンネルに関連する時間遅延は、エコー信号の発散起点である距離Ｒでの受波ビームの何らかの程度の動的集束を提供するように、エコーの受波時に調節され又は変更され得る。本開示の各実施形態では、本書で議論するように、受波回路２２によって受波に用いられる遅延プロファイルを送波回路２０によって用いられる対応する遅延プロファイルと異なるものにすることができ、受波回路が、超音波送波エネルギーを方向付けしたときの方向と異なる方向において実効的に観測又は走査を行なうように、すなわち受波ビームの操舵方向が送波ビームの操舵方向と異なるものになるように

40

50

する。

【 0 0 1 7 】

例えば、画像データ取得の取得時には、制御器 2 8 は、送波回路 2 0 によって操舵されたビームに対応する方向 θ に沿ってエコー・データを受波するように受波回路 2 2 に所定の遅延を与えて、ビームに沿った点 P に動的に集束するのに適正な遅延及び位相シフトを与えるようにして一連の距離 R におけるエコー信号の標本を収集する。このように、検査の画像取得部分での超音波パルス波形の各回の放出及び受波によって、超音波ビームに沿って位置する対応する一連の点 P の列からの反射音波の量を表わす一連のデータ点列の取得が行なわれる。

【 0 0 1 8 】

本開示によれば、検査時には音響的雑音データも取得される。音響的雑音信号の取得時には、制御器 2 8 は、 θ 以外の方向からエコー・データを受波するように受波回路 2 2 に異なる組の遅延を与え、エコー・データが超音波送波ビームの方向以外の方向から受波されるようにする。このように、検査の音響的雑音測定部分での超音波パルス波形の各回の放出及び受波によって、超音波ビームが方向付けされたもの以外の方向からの反射音波の量を表わす一連のデータ点列の取得が行なわれる。

【 0 0 1 9 】

変換回路 3 8 は、受波回路 2 2 によって発生される様々なデータ点列を受けてこれらのデータを所望の画像及び / 又は雑音測定値へ変換する。代替的には、制御器 2 8 、及び / 又はステーション 1 4 の他のプロセッサ型構成要素が、受波回路 2 2 によって発生される信号であって音響的雑音に対応する信号を処理して音響的雑音の測定値又は他の特徴評価を生成し、これらの測定値又は特徴評価を表示し又は画像を形成するときに変換回路 3 8 によって用いることができる。

【 0 0 2 0 】

一実施形態では、変換回路 3 8 は音波画像データを、極座標 (R - θ) セクタ・フォーマット又はデカルト座標リニア・アレイから、所定のフレーム・レートでの表示に適した適当にスケーリングされたデカルト座標表示ピクセル・データへ変換する。次いで、この走査変換後の音波データは表示器 3 4 へ供給され、表示器 3 4 は一実施形態では、信号包絡線の時間変化する振幅をグレイ・スケールとして画像化する。

【 0 0 2 1 】

以上のシステムの議論を念頭に置いて、本開示は、超音波画像取得及び処理において音響的雑音を確認して用いることができるようにする様々なアプローチに関する。本書で議論するように、超音波環境での音響的雑音は、撮像されている焦点から発しているのではない信号 (例えばエコー) に関係する。例えば、図 2 では、メイン・ローブ 4 8 が焦点における組織信号に対応しており、音響的雑音がサイド・ローブ 5 0 (音響的雑音フロア 5 4 及びメイン・ローブ 4 8 に関して示されている) 、グレイティング・ローブ、平面外信号、組織又は骨からの近距離音場残響、及び位相歪みに起因する集束ずれの存在によって生じ得る。音響的雑音の存在に起因して、再構成画像にアーティファクト (曇り及び / 又は劣化したコントラスト分解能等) が生じ得る。送波信号を「切」にすることにより測定され得る電子雑音とは異なり、音響的雑音は送波信号が「入」のときのみ存在するため、音響的雑音を組織信号から分離することが困難になっている。

【 0 0 2 2 】

本開示では、音響的雑音を測定する一般的な枠組み及び特定の枠組みについて説明する。具体的には、測定される信号の組織部分を、信号の音響的雑音部分を保ちつつ抑制するアプローチについて議論する。一実施形態によれば、このことは、背景雑音を保ちつつ受波ビームの干渉性信号を相殺するようにビーム形成に関連する遅延プロファイルを操作することにより具現化される。すなわち、受波ビームの遅延プロファイルを、送波ビームから離隔して受波ビームを操舵するように操作する。かかる遅延プロファイル操作は、次式に従って実行され得る。

【 0 0 2 3 】

【数 1】

$$b(t) = \sum_i a_i c_i(t + d_i)$$

式中、 $b(t)$ はビーム形成後の信号であり、 i はチャンネル番号であり、 a_i はアポダイゼーション加重であり、 $c_i(t)$ はチャンネル信号であり、 d_i はチャンネル遅延である。一実施形態によれば、チャンネル遅延 d は、様々な方向、例えば送波ビームに関連する方向以外の方向について受波ビームが導かれるように操作される。すなわち、音響的雑音を測定するときには、受波ビームの方向は送波ビームの方向と同じではない。この態様で、音響的雑音を最大化し又は増大させつつ焦点での組織信号を最小化し又は減少させるように各々のチャンネル毎の遅延を指定することができる。

10

【0024】

さらに一般的な形式では、各々が異なる遅延構成を有する多数のビーム形成後の信号の結合を用いて音響的雑音を評価することができる。例えば、かかるアプローチは次式に従って実行され得る。

【0025】

【数 2】

$$s(t) = \sum_m w_m b_m(t)$$

式中、 $s(t)$ は推定音響的雑音であり、 m はビーム形成構成の指数であり、 w_m は加重係数であり、 $b_m(t)$ は各々の構成でのビーム形成後の信号である。このアプローチによれば、多数の方向を観測することにより雑音フロアの一般的な知見を得ることが可能である。

20

【0026】

幾つかの実施形態では、システム 10 に実装されている適当なコンピュータ・コード例えばソフトウェア若しくはファームウェアを用いることにより、又はシステム 10 に設けられている汎用回路若しくは特定応用向け回路を用いることにより、相異なる送波プロファイル及び受波プロファイルを具現化することができる。一つのかかる実施形態では、ビーム形成モジュールは従来のビーム形成モジュールであり得るが、従来のモジュールは典型的には、ハードウェアとして実装されているため変更が困難な場合がある。従って、この態様で、ハードウェアに変更を施さずに且つ / 又はシステムの構成要素を他では改造せずに、送波遅延プロファイル及び受波遅延プロファイルにおけるかかる差を従来の超音波イメージング・システムにおいて具現化することができる。代替的には、プローブ 12 へ送られる制御信号（例えば遅延及びパルス波形等）の操作を介してかかるアプローチを具現化してもよい。かかる制御信号操作は、システム 10 に関連するソフトウェア、ファームウェア、及び / 又はハードウェアにおいて具現化され得る。例えば、幾つかの実施形態では、ビーム形成をシステム 10 のソフトウェアにおいて具現化することができ、送波ビーム形成及び受波ビーム形成についてそれぞれの異なる遅延プロファイルを、システム 10 の既存のハードウェアの変更又は改造を施さずにソフトウェアにおいて具現化することを可能にする。

30

40

【0027】

以上を念頭に置いて、一実施形態では、送波遅延プロファイル及び受波遅延プロファイルは、送波ビーム 60 及び受波ビーム 62 を図 3 に示すように相異なる方向に集束させるように設定される。例えば、送波ビーム 60 と受波ビーム 62 との間の角度オフセットは一実施形態では、 $15^\circ \sim 60^\circ$ （例えば 45° 及び 50° 等）であってよい。この態様で、受波ビーム 62 は、送波ビーム 60 によって発生されるメイン・ローブ 48（図 2）から離隔するように方向付けされることができ、代わりにサイド・ローブ 50、又は音響的雑音に寄与する他の信号成分からの信号を含むものとなり得る。この態様で、音響的雑音の平均レベル又は中央値レベルを推定することができる。

50

【 0 0 2 8 】

例えば、一実施形態では、全ビーム・プロファイルを、画像平面又は画像容積を形成する送波ビームの全てについて推定することができる。一具現化形態では、このことは、各々の送波ビームについて多数の角度においてビーム形成後の信号を収集することにより達成される。かかるビーム・プロファイルは、かなりのサイド・ローブ及び／又は音響的雑音が存在する場合の識別時に有用であり得る。さらに、サイド・ローブ及び／又は音響的雑音は典型的には、低画質及び／又は劣化した画像に関連しているため、このビーム・プロファイルは画質の適切な指標となり得る。

【 0 0 2 9 】

しかしながら、認められるように、画像平面又は画像容積を形成する送波ビームの全てについて全ビーム・プロファイルを測定するのに関わる時間又はデータ容積は極めて大きく、実現が困難な場合がある。従って、代替的な実施形態では、各々の送波ビームについて送波ビームの角度からオフセットした1箇所又は数箇所（例えば2、3、4、5、8及び10箇所等）の代表角度についてのみ信号を測定することができる。次いで、これらの限定された標本に基づいて音響的雑音の計量（例えば平均音響的雑音）を導くことができる。

【 0 0 3 0 】

検査プロトコル又は走査プロトコルにおける音響的雑音測定を具現化するために、幾つかのアプローチを用いることができる。一つのアプローチでは、音響的雑音の測定を組織信号の取得とインタリーブさせることができる。例えば、一つのフレーム又は数本のビームに相当する音響的雑音データ（すなわち受波ビーム角度が送波ビーム角度に等しくない場合のデータ）を、組織信号データ（すなわち受波ビーム角度が送波ビーム角度に等しい場合のデータ）の各回の取得の間に交互に得ることができる。例えば、かかるインタリーブ型実施形態では、1フレーム分の音響的雑音データをあらゆるフレームの組織信号データ毎に得てもよいし（すなわち1：1）、1フレーム分の音響的雑音データを何らかのさらに大きい数のフレーム分の組織信号データ毎に得てもよい（すなわち1：2、1：3、1：4及び1：5等）。

【 0 0 3 1 】

代替的には、音響的雑音及び組織信号データを同時に取得することもできる。例えば、超音波システム10が予備の又は用いられていない多重線取得能力を有するような具現化形態では、この用いられていない多重線取得能力を用いて、組織信号データと組み合わせることで前述のように音響的雑音に関連する信号を同時に取得することができる。

【 0 0 3 2 】

認められるように、本書で議論するような音響的雑音測定は多様な応用を有し得る。例えば、音響的雑音の計量をコントラスト分解能に関する画質の指標とすることができる。この指標は次には適正なプローブ接触の指標及び／又は位相歪み度を与えることができる。例えば、プローブが組織と十分に接触しておらず、トランスデューサ素子の一部が組織から信号を収集することができない場合には、図2に示すようなビーム・プロファイルのメイン・ローブは拡散し、このビーム・プロファイルの形状が何れの部分のトランスデューサ素子が作用していないかを示す。もう一つの例として、音波経路に激しい歪みが存在するときに、超音波波面が歪んでビーム・プロファイルのサイド・ローブが著しく大きくなる場合がある。歪みのない理想的な場合からのサイド・ローブ・レベル差が歪み度を示す。さらに、音響的雑音の計量を適応型最適化若しくは動的最適化、及び／又は画質向上のための参照として用いることができる。加えて、音響的雑音の計量を用いて画像コントラストが高められ得る又は強調され得る範囲までにおいて、かかる改善された画像が、目視、又はコンピュータ実装型のセグメント分割アルゴリズムの適用の何れかによってさらに良好なセグメント分割及び／又は分離を可能にすることができる。

【 0 0 3 3 】

例えば、画質向上に関して、音響的雑音測定を用いて画質を高める一つのアプローチについての一例を図4に示す。具体的には、図4の方法100が流れ図の形態で示されてお

10

20

30

40

50

り、適当な媒体に記憶されたアルゴリズムとして具現化され且つ / 又は超音波イメージング・システム 10 の 1 又は複数の処理構成要素を用いて実行され得る様々な制御論理及びステップを記載している。

【0034】

この例では、組織信号 102 及び音響的雑音の計量 104 がアルゴリズムへの入力として与えられる。図示の具現化形態では、測定された音響的雑音 104 を平滑化して（ブロック 106）、音響的雑音レベル 108（例えば平均雑音レベル）を得る。一実施形態では、この平滑化演算は、 5×5 又は 10×10 の近隣又は領域等にわたる空間平均を含み得る。かかる実施形態では、空間平均は、平均雑音レベルに着目しており構造には関心がない場合に適当であり得る。

10

【0035】

図示の具現化形態では、次式によって与えられるように組織信号 102 から音響的雑音レベル 108 を減算して（ブロック 110）、信号対雑音比 112 を得る。

【0036】

【数 3】

$$SNR(\underline{x}) = t(\underline{x}) - LPF(n(\underline{x}))$$

式中、SNR は信号対雑音比 112 であり、 t は組織信号であり、 n は音響的雑音であり、 $LPF(n)$ は低域通過フィルタ処理又は他の場合には平滑化処理を施した後の雑音である。一実施形態では、導かれる信号対雑音比は約 10 dB であってよい。次式によって与えられるように信号対雑音比 112 を処理して（ブロック 114）、二次元加重プロファイル 116 を生成することができる。

20

【0037】

【数 4】

$$w(\underline{x}) = f(SNR(\underline{x}), n(\underline{x}))$$

例えば、一実施形態では、信号対雑音比 112 を非線形で処理して、二次元加重プロファイル 116 を生成することができる。一具現化形態によれば、二次元加重プロファイル 116 は、信号対雑音比が低い区域を実効的に抑制して、音響的雑音を、組織信号 102 に基づいて形成される画像との適正な交差レベルまで調節する。例えば、一実施形態では、二次元加重プロファイル 116 は、組織信号を用いて形成される画像のあらゆる座標（例えば極座標又はデカルト座標）毎に対応する加重を有するが、他の実施形態では、あらゆる座標に対応する加重を有する訳ではない場合もあれば、各々の加重が 1 よりも多い座標に対応する場合もある。

30

【0038】

二次元加重プロファイル 116 を生成するように信号対雑音比 112 に適用される工程（ブロック 114）では、信号対雑音比 112 を一実施形態では閾値処理して、信号強度又は強さに基づく差別的処理を可能にすることができる。すなわち、一つの強さの信号強度を有する座標を、異なる信号強度を有する座標とは異なるように処理する（又は全く処理を行わない）ことができる。加えて、信号対雑音比 112 の全て又は一部をスケールリングして（すなわち何らかの小数又は整数で乗算する）、信号対雑音比 112 について全体として又は信号対雑音比 112 の個々の部分（すなわち座標）のみについて適当な強度レベル（すなわち dB レベル）を得ることができる。同様に、組織信号 102 の寄与が平滑化されるように信号対雑音比 112 に平滑化演算（例えば空間平均演算）を施してもよい。

40

【0039】

一旦、二次元加重プロファイル 116 が得られたら、この二次元加重プロファイル 116 を元の組織画像に加算し（ブロック 120）又は他の場合には適用して（座標毎に等で

50

）、次式によって与えられるように雑音補償された画像 1 2 2（例えば雑音低減画像）を得ることができる。

【 0 0 4 0 】

【 数 5 】

$$t_{opt}(\underline{x}) = t(\underline{x}) + w(\underline{x})$$

式中、 t_{opt} は最適化された又は雑音補償された組織画像 1 2 2 である。認められるように、各々の画像フレームに実時間又は近実時間で強調アルゴリズムを適用してもよい。一実施形態では、雑音補償された画像 1 2 2 は、元の組織画像すなわち組織信号 1 0 2 に比較して改善されたコントラスト比を有し得る。

10

【 0 0 4 1 】

本発明の技術的効果としては、音響的雑音の計量を生成するために送波ビーム形成からオフセットした角度において受波ビーム形成を行なうような超音波システムの動作が挙げられる。他の効果としては、雑音補償された又は雑音低減された組織画像を形成するために組織画像と結合される加重プロファイルを生成するように音響的雑音測定を処理する 1 又は複数のアルゴリズムのプロセッサにおける実行が挙げられる。

【 0 0 4 2 】

この書面の記載は、最適な態様を含めて発明を開示し、また任意の装置又はシステムを製造して利用すること及び任意の組み込まれた方法を実行することを含めてあらゆる当業者が本発明を実施することを可能にするように実例を用いている。特許付与可能な発明の範囲は特許請求の範囲によって画定されており、当業者に想到される他の実例を含み得る。かかる他の実例は、特許請求の範囲の書字言語に相違しない構造要素を有する場合、又は特許請求の範囲の書字言語と非実質的な相違を有する等価な構造要素を含む場合には、特許請求の範囲内にあるものとする。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 4 3 】

1 0 超音波イメージング・システム

1 2 ハンド・ヘルド型プローブ

1 4 超音波ステーション

30

1 6 トランスデューサ・アレイ

1 8 トランスデューサ

2 0 送波回路

2 2 受波回路

2 4 送受波（T / R）スイッチ

2 8 制御器

3 0 入力装置

3 4 表示器

3 8 変換回路

4 8 メイン・ローブ

40

5 0 サイド・ローブ

5 4 音響的雑音フロア

6 0 送波ビーム

6 2 受波ビーム

1 0 0 方法

1 0 2 組織信号

1 0 4 音響的雑音信号

1 0 6 音響的雑音を平滑化する

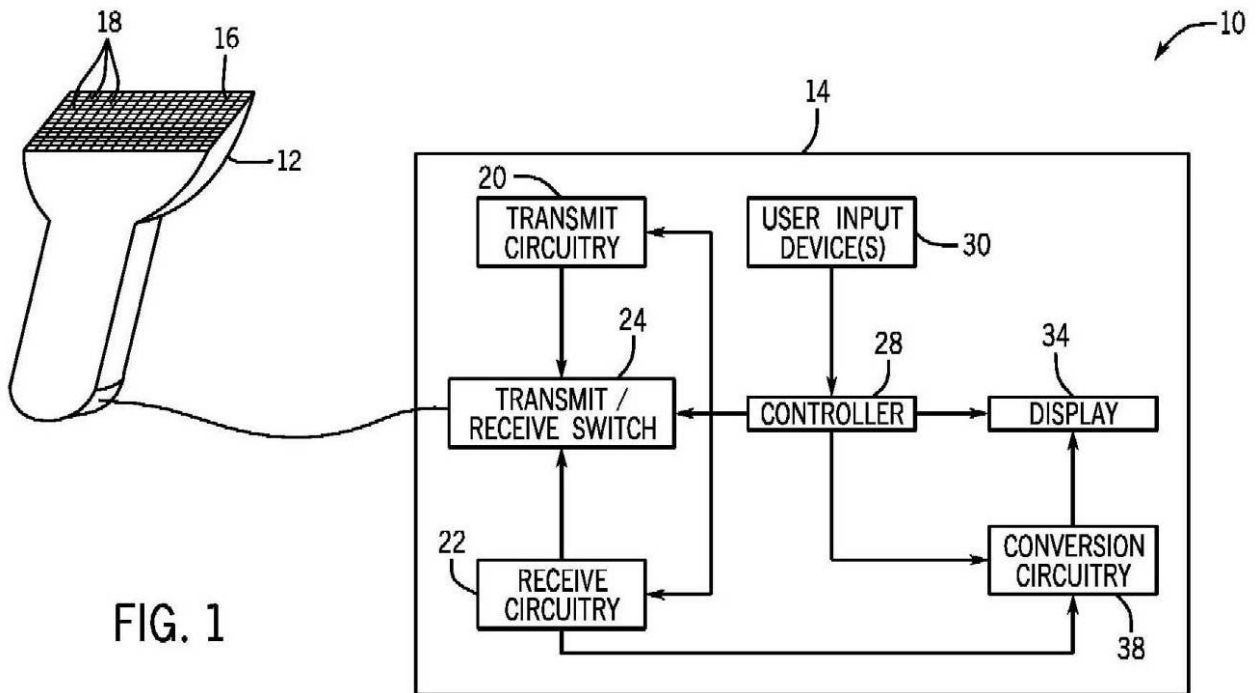
1 0 8 音響的雑音レベル

1 1 0 組織信号から音響的雑音レベルを減算する

50

- 1 1 2 信号対雑音比
- 1 1 4 加重プロファイルを生成する
- 1 1 6 加重プロファイル
- 1 2 0 組織画像に加重プロファイルを加算する
- 1 2 2 雑音補償された画像

【図 1】



- 20 送波回路
- 22 受波回路
- 24 送受波スイッチ
- 28 制御器
- 30 利用者入力装置(1又は複数)
- 34 表示器
- 38 変換回路

【 図 2 】

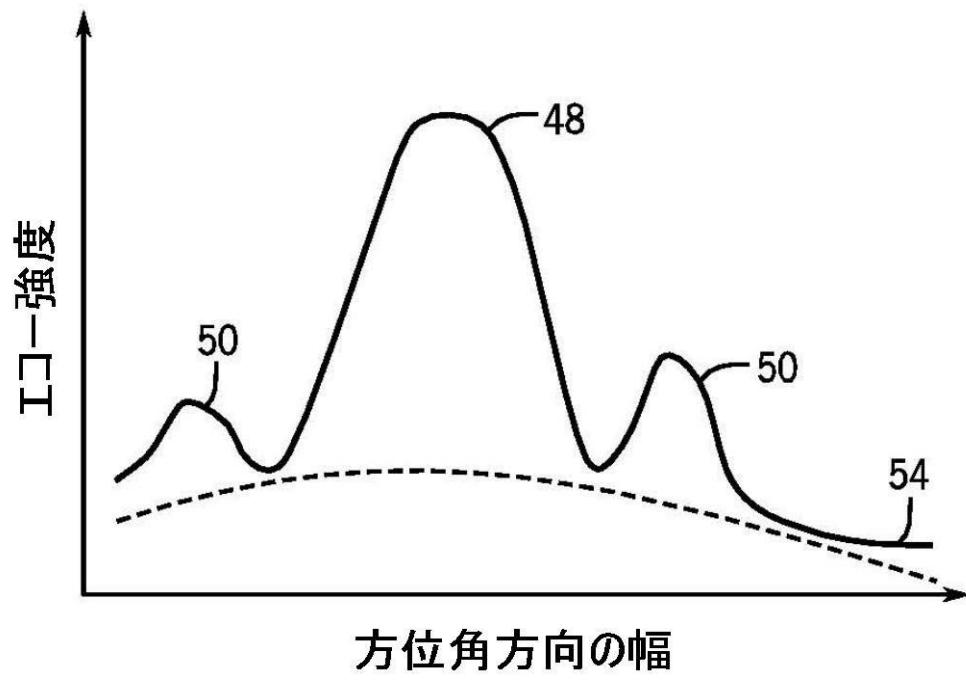


FIG. 2

【 図 3 】

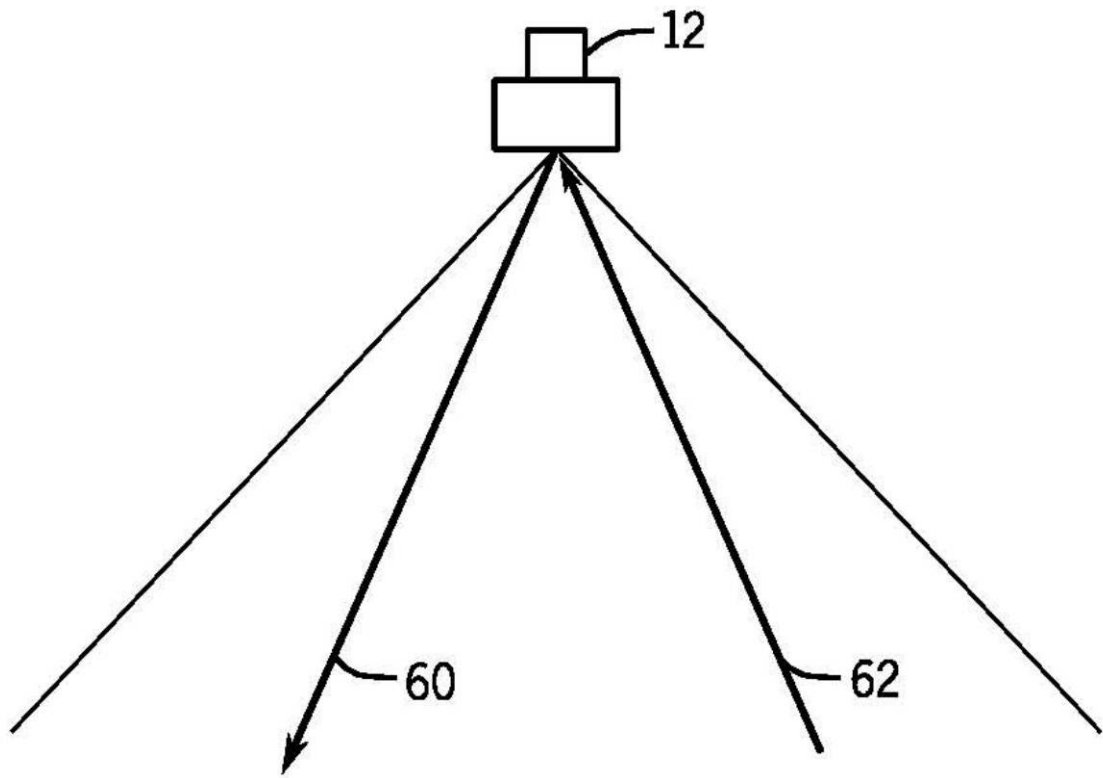
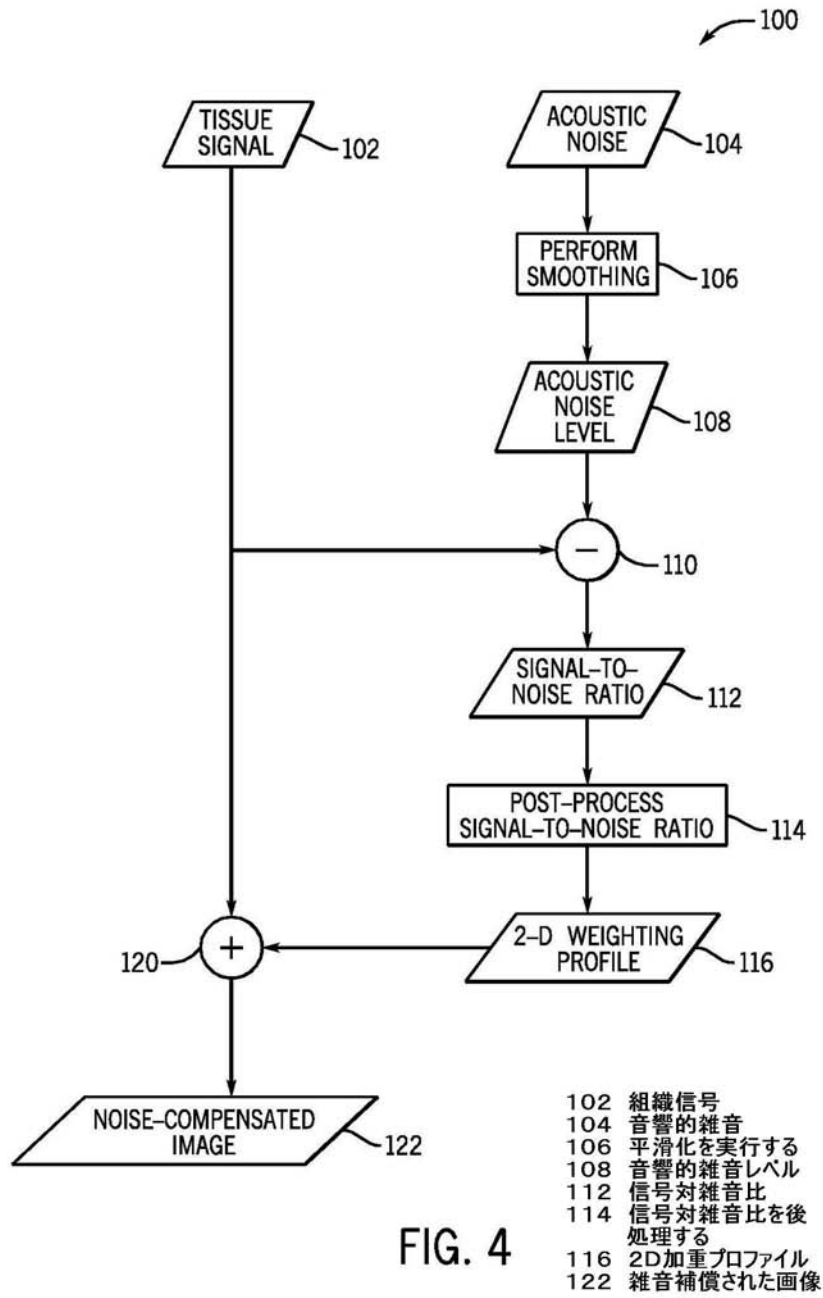


FIG. 3

【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 ケネス・ウェイン・リグビー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、リサーチ・サークル、1番、グローバル・リサーチ、ビルディング・ケイ1 - 4エイ59、パテント・ドケット・ルーム

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE03 HH27 HH28 HH31 JC04

专利名称(译)	用于超声信号获取和处理的方法和装置		
公开(公告)号	JP2011212440A	公开(公告)日	2011-10-27
申请号	JP2011065107	申请日	2011-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	フェンリン ケネスウェインリグビー		
发明人	フェン・リン ケネス・ウェイン・リグビー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE03 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JC04		
代理人(译)	小仓 博		
优先权	12/751834 2010-03-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过降低超声成像系统中图像的对比度分辨率，来补偿或减少可能在图像内部造成拖影或起雾的声学噪声。本发明涉及超声成像期间的声噪声的测量。在一个实施例中，当正在测量声噪声信号时，接收波束的方向与发送波束的方向不同。当组织信号被测量时，接收束在与发射束基本相同的方向上被引导。[选型图]图1

