

(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2014-4375

(P2014-4375A)

(43) 公開日 平成26年1月16日(2014.1.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

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 20 O L 外国語出願 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2013-132599 (P2013-132599)
(22) 出願日 平成25年6月25日 (2013. 6. 25)
(31) 優先権主張番号 13/532, 559
(32) 優先日 平成24年6月25日 (2012. 6. 25)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(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 Sol
utions 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 Pa
rkway, Malvern, PA 19
355-1406, U. S. A.
(74) 代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ
ンハルト

最終頁に続く

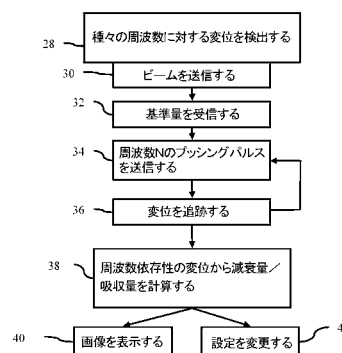
(54) 【発明の名称】 超音波の音響吸収量または音響減衰量の測定方法

(57) 【要約】

【課題】未知の組織剛性を考慮することなく、吸収量もしくは減衰量の解のための別の変数が得られるようにする。

【解決手段】本発明では、超音波の吸収量もしくは減衰量が測定される(38)。音響吸収量もしくは音響減衰量を推定するために、種々の周波数の圧迫によって生じた組織変位が測定される(28)。この組織変位から吸収量もしくは減衰量が計算される(38)。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の音響吸収量を測定する方法であって、
トランスデューサによって第 1 の音響ビームを送信するステップ (30) と、
前記第 1 の音響ビームの送信に対応した、基準位置にある組織を表す基準情報を受信するステップ (32) と、
前記トランスデューサによって第 2 の中央周波数の第 2 の音響ビームを送信するステップ (34) と、
前記第 2 の音響ビームの送信によって生じた前記基準位置からの第 2 の変位を追跡するステップ (36) と、
前記トランスデューサによって前記第 2 の中央周波数とは異なる第 3 の中央周波数の第 3 の音響ビームを送信するステップ (34) と、
前記第 3 の音響ビームの送信によって生じた前記基準位置からの第 3 の変位を追跡するステップ (36) と、
前記第 2 の変位および前記第 3 の変位に基づいて組織の音響吸収量を計算するステップ (38) と、
前記音響吸収量を表示するステップ (40) と
を含む
ことを特徴とする超音波の音響吸収量を測定する方法。

10

【請求項 2】

前記基準情報を受信するステップ (32) において、組織を表す B モードデータを取得する、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

20

【請求項 3】

前記第 2 の音響ビームを送信するステップ (34) および前記第 3 の音響ビームを送信するステップ (34) のそれぞれにおいて、前記第 1 のビームよりも大きなエネルギーを有する音響放射力を送信する、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 4】

前記第 2 の音響ビームを送信するステップ (34) および前記第 3 の音響ビームを送信するステップ (34) において、少なくとも $50 \mu s$ のほぼ等しい持続時間で送信を行う、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

30

【請求項 5】

前記第 2 の変位を追跡するステップ (36) および前記第 3 の変位を追跡するステップ (36) のそれぞれにおいて、第 1 の中央周波数および前記第 2 の中央周波数とは異なる追跡中央周波数で反復送信を行い、前記追跡中央周波数での送信に対応した追跡情報を反復受信し、前記追跡情報から時間の関数として前記変位を計算する、ただし、前記第 2 の変位および前記第 3 の変位は、それぞれ、前記第 2 の音響ビームおよび前記第 3 の音響ビームに対応した時間の関数としての最大変位を含む、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 6】

前記第 2 の変位を追跡するステップ (36) および前記第 3 の変位を追跡するステップ (36) において、前記第 2 の変位および前記第 3 の変位を、それぞれ、前記第 2 の音響ビームおよび前記第 3 の音響ビームに対応した軸方向の最大変位として識別する、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

40

【請求項 7】

前記音響吸収量を計算するステップ (38) において、減衰量を計算する (38)、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 8】

前記音響吸収量を計算するステップ (38) において、前記第 2 の周波数と前記第 3 の周波数との差と、前記第 2 の変位および前記第 3 の変位と、前記第 2 の変位および前記第 3 の変位の導関数とに基づいて計算 (38) を行う、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量

50

を測定する方法。

【請求項 9】

さらに、所定の走査線に沿った他の複数の領域に対して、前記第 2 の変位を追跡するステップ (36) および前記第 3 の変位を追跡するステップ (36) を反復し、前記音響吸収量を計算するステップ (38) において、前記他の複数の領域に対する前記第 2 の変位および前記第 3 の変位に基づいて前記計算 (38) を行う、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 10】

さらに、前記トランスデューサを用いて、前記第 2 の中央周波数および前記第 3 の中央周波数とは異なる第 4 の中央周波数の第 4 の音響ビームを送信するステップ (34) と、前記第 4 の音響ビームの送信によって生じた前記基準位置からの第 4 の変位を追跡するステップ (36) と、

前記第 4 の変位に基づいて前記計算 (38) を行うステップ (38) とを含む、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 11】

前記音響吸収量を表示するステップ (40) において、前記音響吸収量を表すテキストもしくはグラフを表示する (40)、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 12】

前記送信するステップ (30, 34) および前記受信するステップ (32) および前記追跡するステップ (36) を複数の走査線上の複数の深度に対して行い、前記計算するステップ (38) において、前記複数の走査線の各深度につき音響吸収量を計算し (38)、前記表示するステップ (40) において、前記音響吸収量の少なくとも 2 次元の分布を表す画像を表示する (40)、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 13】

さらに、送信周波数、走査線間隔、F 数、パルス反復周波数、ラインサンプリング数、音響エネルギー振幅、音響エネルギーパルス長またはこれらの組み合わせを、前記音響吸収量に基づいて適合化するステップ (42) を含む、請求項 1 記載の超音波の音響吸収量を測定する方法。

【請求項 14】

超音波の音響減衰量を測定するために、プログラミングされたプロセッサ (18) によって実行可能な命令を表すデータを記憶した、コンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体 (22) であって、

該記憶媒体 (22) は、

種々の周波数での圧迫に応じた組織変位を超音波によって検出する (28) 命令と、

前記種々の周波数での圧迫に応じた前記組織変位に基づいて音響減衰量を計算する (38) 命令と

を含む

ことを特徴とするコンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体 (22)。

【請求項 15】

前記検出する (28) 命令は、前記種々の周波数のうち第 1 の周波数の音響放射力に応じた第 1 の組織変位と前記種々の周波数のうち前記第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数の音響放射力に応じた第 2 の組織変位とを検出する (28) 命令を含み、前記計算する (38) 命令は、前記第 1 の組織変位および前記第 2 の組織変位に基づいて前記音響減衰量を計算する (38) 命令を含む、請求項 14 記載のコンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体 (22)。

【請求項 16】

前記検出する (28) 命令は、組織の最大変位を検出する (28) 命令を含む、請求項 14 記載のコンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体 (22)。

【請求項 17】

前記計算する(38)命令は、前記変位と前記種々の周波数とに基づいて減衰量を計算する(38)命令を含む、請求項14記載のコンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体(22)。

【請求項18】

さらに、前記音響減衰量に基づいて高強度集束超音波治療を制御する(42)命令を含む、請求項14記載のコンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体(22)。

【請求項19】

超音波の音響吸収量を測定するシステムであって、
該システムは、

種々の時点で種々の周波数の音響放射力を形成するように動作可能なビーム発生器(12)と、

前記種々の時点での前記種々の周波数の前記音響放射力に応じた、組織での複数の空間オフセット量を求め、該複数の空間オフセット量に基づいて組織での音響吸収量を求めるように構成されたプロセッサ(18)と
を備える

ことを特徴とする超音波の音響吸収量を測定するシステム。

【請求項20】

前記プロセッサ(18)は、複数の位置での種々の周波数の音響放射力に応じた複数の空間オフセット量を求め、該複数の位置での種々の周波数の音響放射力に応じた空間オフセット量に基づいて前記組織での音響吸収量を求めるように構成されている、請求項19記載の超音波の音響吸収量を測定するシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波の音響減衰量の測定に関する。音響エネルギーが組織を通して伝搬するとき、この音響エネルギーは減衰する。減衰量によって組織の特性が表される。

【背景技術】

【0002】

減衰量は超音波によって測定することができる。エコー強度の変化(例えばBモード振幅の変化)が減衰量の推定のために測定される。ただし、エコー強度からの推定の精度にはスเปックル雑音が影響することがある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

音響放射力を減衰量の測定に利用することができる。種々の深度での変位が一定の横方向焦点配置に対応して求められる。変位は減衰量の推定に利用される。ただし、当該変位は組織剛性の関数でもある。このため、種々の深度での変位のみを信頼すると不正確となりうる。

【課題を解決するための手段】

【0004】

導入として、以下に、超音波の音響吸収量または音響減衰量を測定する方法、命令およびシステムの有利な態様を説明する。音響吸収量もしくは音響減衰量を推定するために、種々の周波数での圧迫によって生じた組織変位が測定される。吸収量もしくは減衰量は組織変位から計算される。種々の周波数を結合することにより、未知の組織剛性を考慮することなく、吸収量もしくは減衰量を求めるための別の変数を得ることができる。

【0005】

第1の態様は、超音波の音響吸収量を測定する方法に関する。トランスデューサが第1の音響ビームを送信すると、基準位置にある組織を表す基準情報が第1の音響ビームの送信に応じて受信される。トランスデューサが第2の中央周波数の第2の音響ビームを送信すると、当該第2の音響ビームの送信によって生じた基準位置からの第2の変位が追跡さ

10

20

30

40

50

れる。トランスデューサが第2の中央周波数とは異なる第3の中央周波数の第3の音響ビームを送信すると、当該第3の音響ビームの送信によって生じた基準位置からの第3の変位が追跡される。第2の変位および第3の変位に基づいて組織の音響吸収量が計算され、この音響吸収量が表示される。

【0006】

第2の態様は、超音波の音響減衰量を測定するために、プログラミング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記憶した、コンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体に関する。当該記憶媒体は、種々の周波数の圧迫に応じた組織変位を超音波によって検出する命令と、種々の周波数での圧迫に応じた組織変位に基づいて音響減衰量を計算する命令とを含む。

10

【0007】

第3の態様は、超音波の音響吸収量を測定するシステムに関する。ビーム発生器は、種々の時点で種々の周波数の音響放射力を形成するように動作可能である。プロセッサは、種々の時点での種々の周波数の音響放射力に応じた組織の空間オフセット量を求め、当該空間オフセット量に基づいて組織での音響減衰量を求めるように構成されている。

【0008】

本発明は、特許請求の範囲によって規定されるのであり、本欄の如何なる記載も特許請求の範囲を限定するものではない。本発明のさらなる態様および利点は、有利な実施例に則して後述するが、これらは単独でまたは任意に組み合わせて特許請求の範囲に規定される。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】一般的な音響吸収量および音響減衰の様子を示す図である。

【図2】超音波の音響吸収量を測定する方法の実施例を示すフローチャートである。

【図3】深度および組織変位の関数の例を示すグラフである。

【図4】図3の深度および組織変位の関数を用いて音響減衰量を表したグラフである。

【図5】超音波の音響吸収量もしくは音響減衰量を測定するシステムの実施例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

30

図の要素は縮尺通りに描かれておらず、本発明の基本原理を表す箇所が強調されていることに注意されたい。また、各図を通して、対応する要素には同様の参照番号を付してある。

【0011】

音響エネルギーの吸収は、組織変位を誘導する放射力へ変換される。音響放射力インパルスによって生じた変位を測定することにより、減衰パラメータを推定できる。一連の組織変位データが測定される。変位は組織剛性にも依存しているため、変位と吸収パラメータとの関係を表す2つ以上の方程式が吸収パラメータの推定に用いられる。音響放射力インパルスの送信周波数を変更し、かつ、他の音響パラメータを一定に維持することで、周波数と変位との複数の組が得られる。得られた組織変位データは種々の周波数で組織へ印加された音響放射力の結果である。減衰パラメータならびに減衰パラメータと周波数との関係が求められる。音響吸収パラメータもしくは音響減衰パラメータはこのデータから推定される。

40

【0012】

吸収パラメータは、肝線維症、乳腺密度、軟骨疾患、骨密度、小児脂肪便症もしくはその他の状況などの組織特性を表す診断情報として用いることができる。吸収パラメータは超音波イメージングおよび/または超音波治療の設定を調整するため、例えば音響的温治療計画の設定調整のために用いられる。

【実施例】

【0013】

50

図 1 には、一般的な音響減衰および音響吸収の様子が示されている。音響エネルギー 50 は所定の位置 46 まで伝搬する。位置 46 で音響エネルギーの一部が吸収される。残りの音響エネルギーは位置 46 で屈折および散乱する。矢印 52 はこの屈折および散乱を表している。屈折および散乱 52 の大きさおよび平均方向は図示のものと異なっておりよい。通常、屈折および散乱 52 は吸収よりも格段に小さく、例えば吸収の 10% 以下である。それ以外の音響エネルギーはライン 54 に沿って次の位置 48 へと伝搬する。音響エネルギー 50 と直線状に伝搬している音響エネルギー 54 との差が減衰分（吸収分に屈折分および散乱分を加えたもの）である。減衰の大きさと吸収の大きさがほぼ同じである場合、どちらのパラメータを用いてもよい。この場合、屈折分および散乱分が比較的小さいという仮定を基礎とすれば、減衰分の推定値は吸収分の推定値に等しくなる（逆も同様である）。音響減衰量は、吸収分、屈折分、散乱分を含むが、吸収分が主たる成分である。

10

【0014】

図 1 は概略図である。吸収分および散乱分および屈折分は、音響エネルギーが伝搬する経路の全ての位置で発生する。図 1 には、特定の位置 46, 48 を有する経路での伝搬の様子が示されているが、他の表現も可能である。

【0015】

図 2 には、超音波の音響吸収量を測定する方法が示されている。この方法は、図 5 のシステムまたはこれと異なる他のシステムによって実現される。さらに、別のステップを加えたりステップを変更したりステップを減らしたりすることもできる。例えば、ステップ 28 の検出動作はステップ 30, 32, 34, 36 を用いて行われてもよいし、また、ステップ 30, 32, 34, 36 なしで行われてもよい。別の実施例では、ステップ 40 および / または 42 が実行されなくてもよい。各ステップは図示の順序で実行されると有利であるが、他の順序で実行することもできる。例えば、基準情報を取得するステップ 30, 32 は変位を追跡するステップ 36 の後に行ってもよいし、ステップ 34 とステップ 36 との間に行ってもよい。

20

【0016】

ステップ 28 で、組織の変位が超音波によって検出される。超音波走査を利用して組織の運動が測定される。インパルス圧迫に応じて、組織が運動する。B モード走査もしくはドップラー走査（例えば組織運動走査）もしくは他の走査を用いて、1 次元もしくは 2 次元もしくは 3 次元の運動が検出される。任意の変位測定技術、例えば弾性イメージング、歪みイメージング、音響放射力イメージング A R F I もしくはせん断波イメージングなどを利用できる。

30

【0017】

或る実施例では、誘導波イメージングが用いられる。この場合、音響エネルギーは患者の所定領域に誘導波を生じさせるために用いられる。音響エネルギーは組織を運動させるためのプッシングパルスである。所定の領域が走査され、誘導波が追跡もしくは検出される。当該領域を通して伝搬する波によって引き起こされる組織変位が、波の存在を表す。変位に関連したタイミング制御によって波の速度が求められる。

【0018】

種々のタイプの波が形成および / または追跡される。縦波は、弾性イメージングもしくは歪みイメージングなどの音響放射力イメージングのために追跡される。せん断波は、せん断波イメージングもしくはせん断波速度イメージングのために追跡される。

40

【0019】

減衰量もしくは吸収量を計算するために、インパルス圧迫が種々の周波数で印加される。プッシングパルスは反復されるが、反復のたびに異なる周波数が適用される。種々の周波数のプッシングパルスによって生じた変位が測定される。

【0020】

ステップ 30, 32, 34, 36 は誘導波イメージングの例、例えば、所定の音響放射力を有する軸方向に沿った縦波によって変位を誘導して行うイメージングを表している。A R F I 技術もしくは他の誘導波イメージング技術では、ステップを減らしたり、付加し

50

たりしてもよい。例えば、ステップ 3 6 における追跡に関連する信号を基準情報として用いて、ステップ 3 0 , 3 2 なしでの動作が可能である。他の例として、せん断波イメージングおよび相応のステップも利用可能である。

【 0 0 2 1 】

ステップ 3 0 では、トランスデューサが音響ビームを送信する。ビーム発生器は、相対位相調整量および / または相対遅延量を用いて、走査線に沿った所定の点もしくは線もしくは領域に音響エネルギーを集束させる。トランスデューサはビーム発生器から遅延波形もしくは間引き波形を受信するエレメントのアレイを含む。各エレメントは電気エネルギーを音響エネルギーへ変換する。音響エネルギーは患者内の走査線に沿った音響ビームが形成されるようにコヒーレントに集束される。走査線はトランスデューサから焦点位置へ延在し、深度もしくは軸方向次元を規定している。

10

【 0 0 2 2 】

音響ビームの送信は B モードイメージングのために行われる。約 1 - 5 サイクルの単独パルスが送信される。波形は、ここではパルス発生器に関連して矩形波であるが、正弦波または他の形状も適用可能である。パルスはトランスデューサ帯域幅の中央周波数などの所望の周波数で形成される。ドップラーイメージングもしくは造影剤イメージングに対しては、複数のパルスを利用することもできる。

【 0 0 2 3 】

ステップ 3 2 で、基準情報が受信される。ステップ 3 0 での送信の動作とステップ 3 2 での応答情報の受信の動作とは、走査中の静的な組織または外部からのインパルス圧迫が印加されていない組織に対して行われる。これらの組織は内部圧力および / またはトランスデューサ圧力の圧迫作用は受けるが、音響放射力、震動力、触診力その他の波誘導性の圧迫作用は受けない。組織変位を推定するために、音響放射力インパルスより前のエコー信号が取得される。他の実施例として、基準情報の取得が、圧迫印加時点の前または後で、変位がまさに始まったことまたは圧迫の後でほとんど弛緩状態に到っていることなどに関連して、行われてもよい。

20

【 0 0 2 4 】

情報は音響反射として受信される。組織は送信ビームからの音響エネルギーの一部を反射する。ビーム形成時のフーリエ分析または他の技術が利用されて、組織からの反射がサンプリングされる。例えば音響反射がトランスデューサの各エレメントへ入射する。各エレメントは音響エネルギーを電気エネルギーへ変換する。遅延量および / または位相調整量を用いて、種々のチャネルもしくは種々のエレメントからの電気エネルギーにより、ビームが形成される。ダイナミックフォーカシングが行われ、走査線の 2 つ以上の位置に沿ったサンプリングから受信ビームが形成される。この実施例ではサンプリングは送信ビームと同じ走査線に沿って行われるが、別の実施例としてオフセットされた位置で行われてもよい。

30

【 0 0 2 5 】

B モードイメージングでは、受信処理、例えば検出有りもしくは検出無しでのビーム形成が行われる。検出有りの場合、受信情報はサンプリング位置ごとの強度を表す。この強度は相応の位置での組織の反射性を表している。他の実施例では、受信処理はドップラーイメージングもしくは造影剤イメージングに対して行われる。

40

【 0 0 2 6 】

ステップ 3 4 では、別の音響ビームがトランスデューサから送信される。この音響ビームはステップ 3 0 で送信されたビームと同じ走査線に沿って送信されるが、このビームとは異なる特性を有する。ステップ 3 4 での送信により、組織変位のためのインパルス圧迫が形成される。音響エネルギーはインパルスを励起するエネルギーとして作用する。

【 0 0 2 7 】

音響放射力を形成する場合、組織イメージングに対する B モード送信に比べて同等以上のエネルギー振幅もしくはピーク振幅のレベルを有する 4 0 0 サイクルの送信波形が送信される。或る実施例では、この送信は、所定の視野に印加される一連の音響放射力の送信である。任意の音響放射力イメージング A R F I のシーケンス、任意の数のサイクル、任意

50

の振幅を利用可能である。ステップ 3 4 でのサイクル数がステップ 3 0 でのサイクル数よりも大きいので、ステップ 3 4 の送信ビームはステップ 3 0 の送信ビームよりも大きなパワーを有する。これに代えてもしくはこれに加えて、より大きなパワーを得るために、より大きな振幅、より大きなアパーチャサイズ、より大きな周波数もしくはこれらの組み合わせを利用してよい。

【 0 0 2 8 】

送信は、2 つ以上の位置で組織が変位するのに十分な圧迫が組織に生じるよう、エネルギー特性、振幅特性、タイミング特性その他の点で調整される。例えば、視野全体を通した変位を起こすには、送信焦点が視野の下方中央付近に位置しなければならない。なお、送信は種々のサブ領域について反復される。単独の位置での変位が用いられるケースまたは

10

【 0 0 2 9 】

音響エネルギーがフォーカシングされると、3 次元のビームプロファイルが得られる。励起はフェーズドアレイおよび / または機械的焦点を用いてフォーカシングされる。励起は、高さ次元などの所定の次元ではフォーカシングされない。この励起が患者組織内へ送信される。

【 0 0 3 0 】

送信周波数は所定の中央周波数を有している。ビーム形成に用いられる電氣的波形は中央周波数を有する。中央周波数は、トランスデューサの帯域幅内に存在する。例えば、中央周波数は、4 MHz から 7 MHz の間または 1 . 8 MHz から 3 . 5 MHz の間にある。ここでの中央周波数はステップ 3 0 で用いられる中央周波数と同じであっても異なってもよい。

20

【 0 0 3 1 】

任意の中央周波数を利用可能である。変位を誘導するための送信は種々の中央周波数で反復される。ステップ 3 4 の送信をそれぞれ異なった状態で反復するには、それぞれ異なる中央周波数を利用すべきである。例えば、ステップ 3 4 は 2 回実行されるが、第 1 の中央周波数はトランスデューサの帯域幅の下端値 (4 MHz から 7 MHz の帯域幅のトランスデューサで云えば 5 MHz) にあり、第 2 の中央周波数はトランスデューサの帯域幅の上端値 (同じトランスデューサで例えば 6 MHz) にあるように構成される。1 回もしくは

30

【 0 0 3 2 】

ステップ 3 4 を種々の時点で実行する際には、他の送信条件は等しく維持される。例えば、パルス長もしくはパルス持続時間は同じに維持される。パルス長は 1 0 0 μ s に設定される。或る実施例ではパルス持続時間は少なくとも 5 0 μ s であるが、これより長い持続時間もしくは短い持続時間も利用可能である。サイクル数は中央周波数の差に基づいて変化しうるが、持続時間は等しいままである。他の実施例として、送信ビームの振幅を等しくしてもよい。また、法規的限界ないし送信エネルギーに応じて、振幅を種々に変化させてもよい。中央周波数以外の設定が類似しているかもしくは同等である場合、変位に生じる偏差の原因はシステムとトランスデューサの送信周波数との依存関係が不均一であることに基づく。トランスデューサで所定範囲のスペクトルが用いられれば、偏差は最小化されるか、または、実験によって求められた調整量および / または較正量に基づいて補償可能となる。残留する要素もしくは偏差はどの検出法にも共通するブロープのばらつきであって、他の実施例では無視可能である。

40

【 0 0 3 3 】

ステップ 3 4 で形成された送信ビームへの応動として、波が生じる。組織は患者内での運動を強いられる。送信された励起は組織変位を引き起こす。組織内では、焦点もしくは焦領域において、縦波および / またはせん断波および / または他のタイプの波が形成される。例えば、縦波が形成されて焦領域から伝搬する。波が組織を通して伝搬する際に組織が変位する。

50

【 0 0 3 4 】

ステップ 3 6 では、ステップ 3 4 の音響ビームの送信によって生じる基準位置からの変位が追跡される。追跡により 1 回の変位が求められる。これに代えて、誘導波が伝搬する際に、所定の時間にわたって追跡を実行し、一連の変位を求めることもできる。所定の位置での変位の暫定プロフィールが測定される。

【 0 0 3 5 】

変位を追跡するために、患者領域が超音波によって走査される。変位は超音波走査によって検出される。走査線（1次元）、関心領域（2次元または3次元）、視野全体、関心領域のサブ領域などの所定の領域が超音波によって走査される。種々の時点での変位を測定するために、走査は反復される。

【 0 0 3 6 】

所定の時点で、超音波が組織または関心領域へ送信される。現在知られているまたは将来開発される任意の変位イメージング、例えば B モードイメージングのために、当該送信が利用可能される。例えば、1 - 5 サイクルの持続時間を有するパルスが $720 \text{ mW} / \text{cm}^2$ 未満の強度で用いられる。他の強度のパルスも利用可能である。送信は任意の周波数で行われ、例えばステップ 3 0 での送信に用いられる中央周波数と同じ周波数を利用可能である。追跡のための中央周波数は、ステップ 3 4 で送信された 1 つもしくは複数もしくは全てのプッシングパルスの中央周波数と同じであってもよいし、異なってもよい。プッシングパルスの反復のための中央周波数が変化する場合、追跡のための中央周波数は同じ値にとどまっても、相応に変化してもよい。ステップ 3 6 の送信ビームの他の特性はステップ 3 0 のビームの特性と有利には同様であるが、異なってもよい。

【 0 0 3 7 】

追跡送信からのエコーまたは反射がステップ 3 6 で受信される。エコービームが形成され、ビーム形成データは 1 つまたは複数の位置を表す。変位を検出するために、超音波エネルギーが変位を起こした組織へ送信され、エネルギーの反射が受信されるのである。送受信のシーケンスは任意の形式を利用可能である。

【 0 0 3 8 】

送受信を複数回実行することにより、種々の時点での 1 次元または 2 次元または 3 次元の領域を表すデータが受信される。反復の頻度はパルス反復周波数で表される。送受信が複数回実行され、変位に起因する変化が求められる。超音波での反復走査によって、種々の時点での組織の位置が求められる。

【 0 0 3 9 】

ここで、超音波データが取得される。超音波データの少なくとも一部は誘導波への応動として生じたものである。関心領域が監視され、誘導波が検出される。当該検出領域は超音波によって監視される。例えば、B モード走査が実行され、誘導波によって生じた組織変位が検出される。なお、せん断波の監視についてはドップラーモード、カラーフローモードまたは他の超音波モードを利用できる。

【 0 0 4 0 】

監視は複数の走査線に対して実行される。例えば、1 回の送信に対して 1 つのビームまたは 4 つの受信ビームが形成される。波を形成するための励起送信の後、1 つの走査線に沿って複数回の送信が実行され、同じ走査線または隣接する走査線に沿って複数回の受信が行われる。別の実施例として、追跡送信のたびに別の数の受信ビームが形成されてもよい。反復回数は任意であるが、有利には約 120 回である。ただし、反復の開始時のデータまたは終了時のデータなどの超音波データの一部は誘導波に対応しないこともある。

【 0 0 4 1 】

波によって生じた組織変位は、走査の際に受信されたデータから検出される。エコーは B モード検出またはドップラー検出を用いて検出される。変位は、所定の時間にわたる空間位置ごとの差から識別される。追跡情報と基準情報との差が変位を表す。例えば、速度、偏差、強度パターンのシフト量（例えばスペックル追跡のシフト量）またはその他の情報が受信データおよび基準データから変位として検出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

力または圧迫によって生じる変位が測定される。単独の変位は基準情報と追跡中の 1 回の走査のデータとの比較から求められる。1 回の走査は誘導波の通過にほぼ相当する時点で行われるようタイミング制御される。別の実施例では、患者内の応動の変位プロファイルが求められる。例えば、所定の時間にわたる位置ごとの変位が求められる。基準からの空間的な組織変位が種々の時点で求められる。変位は 1 つまたは複数の位置で所定の時間にわたって測定される。

【 0 0 4 3 】

変位測定は圧迫またはインパルスが終了する前に、例えば種々の周波数または種々の符号化を用いて開始される。これに代えて、インパルスの終了後に、変位測定を開始することもできる。圧迫点または圧迫領域から離れた組織に変位を引き起こすせん断波、縦波その他の波は伝搬に時間がかかるので、弛緩状態もしくは部分的に圧迫のかかった状態から、最大変位を経て、その後で再び弛緩状態にいたるまでの変位が測定される。これに代えて、組織が弛緩している期間のみ、最大値を形成するように変位測定を行ってもよい。

【 0 0 4 4 】

測定は変位の量もしくは大きさについて行われる。組織は任意の方向に運動する。測定は走査線に沿ってまたは軸の次元の方向に沿って行われる。運動ベクトルの大きさが求められる。これに代えて、測定を、2 次元方向もしくは 3 次元方向で、または、最大運動方向に沿って、行ってもよい。

【 0 0 4 5 】

B モードデータを用いる実施例では、種々の走査からのデータが相関される。例えば、現在データセットと基準データセットとが複数回相関される。2 つのデータセット間で種々の相対並進および / または相対回転が実行される。基準セット内の所定の位置にセンタリングされたデータサブセットの位置が現在セットにおいて識別される。

【 0 0 4 6 】

基準となるのは最初のデータセットまたは別の走査から得られたデータセットである。変位検出の全期間にわたって同じ基準が用いられることもあるし、また、進行中ないし運動中のウィンドウにおいて基準データが変化することもある。

【 0 0 4 7 】

相関は 1 次元または 2 次元または 3 次元で行われる。例えば、所定の走査線に沿った、トランスデューサへ向かう方向での相関が用いられる。2 次元走査の場合には、並進は回転を有するかまたは有さない 2 つの軸線に沿って生じる。3 次元走査の場合には、並進は、3 つ以下の軸線を中心とした回転を有するまたはこの回転を有さない 3 つの軸線に沿って生じる。種々のオフセット位置のそれぞれにおけるデータの類似性または相関性のレベルが計算される。ここで、最大の相関性を有する並進および / または回転が、基準データと現在データとの比較時点での運動ベクトルまたはオフセット量を表す。

【 0 0 4 8 】

相互相関法もしくはパターンマッチング法もしくは絶対差最小和法など、現在知られているまたは将来開発される任意の相関法が利用可能である。組織パターンおよび / またはスペックルが相関される。ドブラー検出法が利用される場合、クラッタフィルタが運動している組織に関連する情報を通過させる。当該組織の速度は複数のエコーから導出される。この速度を用いて、トランスデューサへ向かう方向またはトランスデューサから離れる方向での変位が求められる。これに代えて、種々の位置での速度の差によって歪みまたは変位を表してもよい。

【 0 0 4 9 】

波が走査線に沿って伝搬する際には、組織変位に起因して B モード強度が変化する。(例えば或る走査線に沿った) 複数の空間位置からのデータが時間の関数として相関される。任意の弾性波検出法またはせん断波検出法を利用可能である。深度位置または空間位置ごとに、複数の深度または複数の空間位置 (例えばプロファイルの計算ポイントに中央深度を有する 64 個の深度カーネル) にわたる相関が実行される。当該空間の 2 次元または 3

10

20

30

40

50

次元の変位が用いられる。走査線またはビームと異なる方向に沿った 1 次元の変位も利用可能である。

【 0 0 5 0 】

所定時点での最高の相関度を有する空間オフセット量または十分な相関性を有する空間オフセット量が変位量を表す。変位は種々の時点で所定の位置に対して求められる。所定の位置に対する暫定プロファイルは波の検出を表す。種々のプロファイルはステップ 3 4 , 3 6 の種々の反復に対応する。

【 0 0 5 1 】

当該プロファイルを用いて、減衰量の計算に用いられるべき変位を選択できる。この場合、最大変位など、任意の基準を利用可能である。プロファイルは非雑音状態または 1 回の変化インスタンスに対して検査される。プロファイルのピークは、暫定的なローパスフィルタリングの実行の有無にかかわらず、波フロントの通過を表す。最大変位が選択されると有利であるが、平均変位または他の統計的変位を利用することもできる。別の実施例として、最大変位であるかどうかに関係なく、所定の時点（例えばビーム形成から 1 0 m s 後または焦領域からの距離単位当たり X m s の位置）の変位を利用してもよい。

【 0 0 5 2 】

変位プロファイルは最大値計算のために平滑化またはフィルタリングされる。他の実施例で、生の変位曲線もしくはフィルタリングされていない変位曲線を用いることもできる。プロファイルの全体または一部にわたる最大値が識別ないし算出される。プロファイルにおけるピーク検出のために他の技術を用いることもできる。

【 0 0 5 3 】

圧迫を行う（つまり組織に変位を誘導する）ための音響ビームの送信は反復される。この反復は種々の中央周波数で行われる。他の特性は同じであっても異なってもよい。相応に、任意の回数の反復および相応に任意の中央周波数を利用することができる。例えば図 3 には、8 つの異なる中央周波数を有するプッシングパルスと、各深度の関数として得られる最大変位とが示されている。周波数の振幅は送信限界範囲を維持するために変化することがあるので、形成されるビームに関連する電圧も変化しうる。周波数の隣に記載されている値は電圧の尺度を表している。別の実施例として電圧を同じ値に維持してもよい。同様に、ステップ 3 4 の送信動作に関連するステップ 3 6 の追跡動作も反復される。

【 0 0 5 4 】

反復は走査線に沿った所定の位置で行われる。また、他の複数の位置に対する変位を求め、これにより例えば種々の深度に対する減衰量を計算することもできる。同様のプッシングパルス送信および追跡走査が利用される場合、各プッシングパルスの種々の中央周波数に応じた変位が 1 つの走査線に沿った種々の位置に対して求められる。数 1 0 個または数 1 0 0 個の位置など、任意の数の位置がサンプリングされる。変位の推定値は、変位および周波数の利用可能な全ての組の音響放射力インパルスの音響経路における深度ごとに累積される。

【 0 0 5 5 】

付加的な送受信は、同じ走査線に沿った複数の位置の変位を求めるために必須というわけではない。代替的に、走査線を種々の深度範囲へ分割し、ステップ 3 4 , 3 6 を異なる深度範囲に対して別個に実行することもできる。

【 0 0 5 6 】

他の走査線に沿った変位を求めることもできる。プッシングパルスビームの走査線の近傍にある走査線もしくは隣接する走査線については、同じプッシングパルスが用いられる。追跡は種々の走査線に沿って行われる。これに代えてまたはこれに加えて、種々の周波数のプッシングパルスの送信および対応する追跡走査を、種々の走査線ごとに反復してもよい。或る実施例では、視野または関心領域の全体における各 B モード位置または他の走査サンプリング位置に対して、本発明の方法が実行される。B モードイメージングまたは他のイメージングに比べて密でないまたはより密なサンプリングを変位測定のために用いることもできる。変位は単独の位置に対してまたは 1 次元分布もしくは 2 次元分布もしくは

は 3 次元分布に対して測定される。

【 0 0 5 7 】

測定変位の位置は制限される。例えば、せん断波は液状組織内を伝搬できない。液体または液状組織での縦波の変位は信頼性が高くない。他の組織、液もしくは骨のほうが正確な変位の尺度が得られる。組織は分類されるかまたはセグメント化されて、減衰量計算を行うべき特定位置が識別される。任意の様態の分類を利用できる。例えば、変位の S N 比が測定される。S N 比が所定の閾値を下回る場合、対応する位置からの変位は使用されない。他の実施例として、S N 比もしくはスペックルに関連する信号形状を用いて、組織が軟組織であることが識別される。変位は当該軟組織の位置に対して測定され、他の位置に対しては測定されない。

10

【 0 0 5 8 】

ステップ 3 0 , 3 2 , 3 4 , 3 6 の実施例では、基準情報が取得され、ついで所定の周波数のプッシングパルスが送信されて変位が追跡され、その後、別の周波数のプッシングパルスが送信されてさらに変位が追跡される。このシーケンスが所定の走査線に沿って実行される。当該シーケンスは他の走査線についても反復される。各ステップの他の順序での実行および / またはステップの挿入も可能である。例えば、種々の走査線に対して同じ周波数の複数のプッシングパルスが送信され、変位の追跡が行われてから、別の周波数のプッシングパルスが使用される。他の実施例として、種々の走査線について種々の周波数での変位測定を行うシーケンスを行う前に、全ての走査線に対する基準情報を取得することができる。

20

【 0 0 5 9 】

組織は、患者の心運動および / または呼吸によって運動しうる。トランスデューサおよび / または患者も動くことがあるので、相対運動が生じる。ステップ 2 8 での送信および追跡は当該運動を考慮して行われる。例えば、B モード情報の取得は、ステップ 2 8 の検出動作の間に差し挟まれて行われる。B モード情報は例えば心臓から離れた静的組織から取得される。B モード情報は相関または他の手法で追跡され、これにより、任意のトランスデューサで患者の相対運動が求められる。運動に起因する位置の差は、減算または他の手法で、測定変位において考慮される。他の実施例として、所定の時間にわたって 1 つの領域を追跡してもよい。ステップ 2 8 の検出に用いられる走査線は、心運動または呼吸運動に対応するため、同じ組織へ配向されるように再び位置決めされる。心臓のゲーティングないし呼吸抑圧を行って運動源を考慮するための他の技術（例えば動き補償法）も利用可能である。

30

【 0 0 6 0 】

ステップ 3 8 では音響減衰量または音響吸収量が計算される。減衰量もしくは吸収量は変位から計算される。種々の周波数でのプッシングパルスに対する変位を用いて組織の減衰量または吸収量が求められる。周波数の差に応じた変位は、組織剛性などの他の未知パラメータを考慮するために用いられる。

【 0 0 6 1 】

計算に用いられる変位は 1 つの位置から得られたものである。他の実施例として、種々の周波数および種々の位置に対する変位を用いてもよい。同一の走査線および / または複数の走査線に沿った複数の変位が用いられる。

40

【 0 0 6 2 】

任意の関数が利用される。1 つの実施例として、減衰量もしくは吸収量を、各プッシングパルスの周波数間の差と、種々の周波数のプッシングパルスによって形成された種々の変位と、これらの変位の導関数との関数として、計算することができる。例えば、変位 S_d はプッシングパルスに用いられる周波数 f の関数であり、深度 z は走査線に沿った深度である。変位の対数を用いると、吸収量を線形領域へ置換できる。変位は、

【数 1】

$$\begin{aligned}\ln(s_d(z, f)) &= R(f, z) - \alpha_{total}(f, z) \\ &= -f \int_0^z \alpha(z) dz + R(f, z)\end{aligned}$$

として表される。ここで、 R は他の要因に関する変数を考慮するための残差であり、 α は吸収係数である。残差 R はプッシングパルスに用いられる周波数範囲内では一定と見なすことができる。減衰量の解は

【数 2】

$$\alpha(z) = \frac{1}{t_+ - t_-} \int_{t_-}^{t_+} \frac{\partial^2}{\partial z \partial f} [\ln(s_d(f, z))] dt$$

から得られる。

【0063】

吸収係数は、

【数 3】

$$\begin{aligned}s_d(z, f) &\propto \alpha(z) \cdot f \cdot I(z, f) \\ &\propto \alpha(z) \cdot f \cdot \gamma(f) \cdot I_{water}(z) \cdot e^{-f \int_0^z (\alpha(z)) dz}\end{aligned}$$

のように、組織内の変位の大きさのみに影響する。ここで、 I は水を条件としたときの強度であり、 γ は検査周波数に依存する効率である。プッシングパルスに対して 2 つの周波数 f_i, f_j が与えられているとき、比率は式の両辺にかかる。ついで、対数演算および微分演算によって、吸収量は

【数 4】

$$\alpha(z) = \frac{1}{f_j - f_i} \cdot \frac{s_d(z, f_j)}{s_d(z, f_i)} \cdot \left(\frac{s'_d(z, f_i)}{s_d(z, f_i)} - \frac{s_d(z, f_i) \cdot s'_d(z, f_j)}{s_d^2(z, f_j)} \right)$$

と表される。ここで、 s'_d は所定範囲にわたる変位の導関数である。ここでの吸収係数の単位は $1 / \text{MHz} \cdot 1 / \text{cm}$ である。周波数間の差と、種々の周波数および種々の深度での各変位と、種々の変位の導関数とを用いて、吸収係数が計算される。

【0064】

この計算は、種々の周波数の組み合わせおよび対応する変位ごとに反復される。例えば、図 4 に、減衰量が種々の周波数の組に対して求められることが示されている。各曲線は減衰量を表しており、この減衰量は同一の走査線に沿った深度の関数であって、2 つの異なる周波数に対する最大変位に基づく。得られた結果は、平均、選択その他の手法で結合され、深度ごとの減衰量が求められる。図 4 の実施例では、減衰量のアウトライア値が 1 つ示されている。こうしたアウトライア値はフィルタリングまたは廃棄によって結合前に除去される。これに代えて、アウトライア値を結合の際に考慮してもよい。

【0065】

他の関数も利用可能である。1 つの実施例として、回帰法が用いられる。他の実施例として、バックプロジェクション型の回帰アルゴリズムを用いて、各位置での吸収量を推定してもよい。種々の位置での変位および対応する周波数により、走査線に沿った減衰量もしくは吸収量の解が得られる。最大変位または変位プロフィール（所定時間にわたる変位の特性）も解の導出の際に利用可能である。

【0066】

減衰量および / または吸収量それぞれを特別に計算で求めることができる。これに代えて、減衰量を計算してこれを吸収量の計算に利用したり、逆に吸収量を計算してこれを減

10

20

30

40

50

衰量の計算に利用したりすることができる。例えば、計算された吸収量は減衰量の尺度として利用可能である。別の実施例では、吸収量と減衰量との所定の関数が利用される。なお、平均比率などの関数は、固定であってもよいし、組織種別または超音波によって識別される特性によって調整されてもよい。

【0067】

減衰量もしくは吸収量は位置ごとに求められる。ただし、減衰量もしくは吸収量を、同じ走査線に沿った複数の深度に対して求めてもよい。種々の深度に対する計算は他の深度に対する計算から独立して行うことができる。これに代えて、種々の深度からの情報を用いて、任意のいずれかの深度に対する計算を行うこともできる。別の実施例として、音響減衰量もしくは音響吸収量を2次元または3次元に分散された複数の位置のそれぞれに対して計算することもできる。この計算は位置によって、または、種々の走査線のうちいずれかの走査線によって、行われる。

10

【0068】

ステップ40では、音響吸収量または音響減衰量が表示される。表示はテキスト形式で行われる。例えば、所定の位置での減衰量を表す値、または、所定の関心領域に対する平均減衰量が表示される。これに代えて、グラフを表示することもできる。例えば、深度の関数としての減衰量が表示される。種々の走査線の減衰量は、同じグラフ上に表示されてもよいし、異なるグラフとして表示されてもよい。

【0069】

1つの実施例では、表示は、減衰量もしくは吸収量の2次元空間分布を表す画像である。減衰量もしくは吸収量を表示するために、1つまたは複数の画像を形成することができる。

20

【0070】

減衰量もしくは吸収量は、表示値のカラーオーバーレイもしくはその他の変調に用いられる。色、輝度、ルミナンス、色相その他の特性は、減衰量もしくは吸収量に基づいて変調される。減衰量もしくは吸収量の値は、ディスプレイフォーマットに組み入れられるか、または、ディスプレイフォーマットへスキャン変換される。各値は有利には色データまたはグレースケールデータであるが、色データもしくはグレースケールへマッピングされる前のデータであってもよい。各値は線形または非線形に表示値へマッピングされる。

【0071】

30

画像は種々の位置に対する減衰量情報または吸収量情報を表す。関心領域内または視野内の全グリッド点に対して値が求められる場合、ディスプレイのピクセルが当該領域の減衰量もしくは吸収量を表す。表示のグリッドは走査のグリッドおよび/または値計算のグリッドと異なっていてよい。スキャン変換法、最近接選択法、補間法および/または外挿法を利用して、減衰量もしくは吸収量の解像度をディスプレイの解像度へ一致させることができる。

【0072】

画像は他のデータを含むことができる。例えば、画像には、同じ領域または他の領域の組織、液または造影剤を表すBモードデータまたは他のデータが含まれている。減衰量データまたは吸収量データは他のデータのオーバーレイまたは他のデータと組み合わせに用いられる。

40

【0073】

別の実施例として、減衰量もしくは吸収量の3次元分布が計算される。各値は、表面レンダリングまたは投影レンダリングなどの2次元でのヴォリューム表現のためにレンダリングされる。

【0074】

ステップ42では、続く送信、受信、画像形成のための設定が減衰量もしくは吸収量に合うように調整される。例えば、高強度集束超音波治療HIFUは、音響減衰量または音響吸収量に基づいて適用される。組織での吸収量が大きくなるにつれ、治療のための振幅を小さくし、持続時間を短くし、アパーチャを小さくし、送出されるエネルギーを低くしな

50

ければならない。吸収量が小さければ、治療計画を変更して、所望の線量が得られるようにより大きな音響エネルギーを印加するかどうかを検討可能となる。

【0075】

送信、走査および／または検出の動作の種々の様相が制御される。種々のパラメータ値が設定される。1つの実施例では、各値は選択された構成に基づいて設定される。例えば、ユーザがせん断波イメージングまたはARFIイメージングを選択し、これに応じて、予め定められたパラメータがシステムを動作させるためにロードされる。予め定められた複数のパラメータは、同タイプもしくは同モードのイメージングの適用に対しては毎回同じである。これに代えて、肝臓のイメージングまたはその他の組織のイメージングなど、所定のモードを選択することにより、種々の値での編成を行ってよい。さらなる変更は予測される減衰量または吸収量に応じて行われる。例えば、低い送信周波数および／または低い受信周波数は、減衰量が大きな組織に対して用いられる。

10

【0076】

値を設定可能なパラメータ種別の例として、送信周波数、走査線間隔、F数、パルス反復周波数、ラインサンプリング数、音響エネルギー振幅、パルス長、受信周波数またはこれらの組み合わせが挙げられる。これらのパラメータを種々の値で異ならせたり加えたり減らしたりして、種々の値で設定することができる。

【0077】

適合化は、Bモード、ドップラー、カラーフロー、造影剤、組織ドップラー運動、ARFI、せん断波その他のイメージング中および／または治療中に行われる。静止画像の取得に先立って、または、リアルタイムイメージング中に連続的に、最適化が行われる。例えば、ユーザに診断用画像を提供するのに先立って減衰量もしくは吸収量が求められる。後続の画像は、少なくとも超音波診断セッションに対する患者の検査期間中、減衰量もしくは吸収量に基づいて適合化された設定を使用している。別の例として、連続的にまたは検査中の種々の時点で適合化を行ってもよい。また、周期的な適合化またはイベントトリガ方式の適合化のいずれも利用可能である。

20

【0078】

減衰量、吸収量またはそこから導出されるデータはパラメータ値の設定に用いられる。ルックアップテーブルまたは計算（例えば変数として関数ヘフィードバックを行うこと）を用いてパラメータ値が求められる。例えば、平均吸収量が或る閾値を超える場合にはXの値が生じ、或る閾値と別の閾値との間に入る場合にはYの値が生じる。パラメータ値の設定の解像度（例えば2つから3つ、またはそれ以上の範囲）は任意のものを利用可能である。

30

【0079】

図5には、超音波の音響減衰量を測定するシステム10の実施例が示されている。システム10は図2の方法または他の方法を実行する。システム10は、送信ビーム発生器12、トランスデューサ14、受信ビーム発生器16、画像プロセッサ18、ディスプレイ20、メモリ22を含む。別の部品を加えたり、部品を変更したり、減らしたりすることもできる。例えば、ユーザ入力手段がユーザとシステムとのインタラクティブ動作のために設けられる。

40

【0080】

システム10は、医療診断用超音波イメージングシステムである。別の実施例として、システム10はパーソナルコンピュータ、ワークステーション、PACSステーション、または、リアルタイムイメージングもしくは事後画像取得イメージングのためにネットワークを介して同じ位置もしくは分散位置に配置されたシステムである。

【0081】

送信ビーム発生器12は、超音波送信器、メモリ、パルス発生器、アナログ回路、デジタル回路またはその組み合わせである。送信ビーム発生器12は、複数のチャンネルに対し、種々の相対的な振幅および／または遅延量および／または位相調整量で波形を形成するように動作する。波形はプログラミング可能な中央周波数および持続時間を有するよう

50

に形成される。種々の中央周波数を有する波形が種々の時点で形成される。

【0082】

形成された波形に応じたトランスデューサ14からの音響波の送信に際し、1つまたは複数のビームが形成される。減衰量もしくは吸収量を測定するために、同じ1つまたは複数の走査線に沿った複数のビームが形成される。一連の送信ビームが形成され、2次元領域または3次元領域が走査される。セクタ、ヴェクタ^(R)、リニアその他の走査フォーマットを利用可能である。同じ領域または同じラインが複数回走査される。1つまたは複数の走査線に沿って、一連の走査が行われる。別の実施例として、送信ビーム発生器12がより高速な走査のために平面波または拡散波を形成することもできる。

【0083】

同じ送信ビーム発生器12が音響エネルギーを形成するためのインパルス励起または電氣的波形を形成し、変位を生じさせ、他のイメージング波形を形成する。別の実施例として、異なる送信ビーム発生器がインパルス励起を形成するために設けられてもよい。送信ビーム発生器12はトランスデューサ14に高強度で集束される超音波波形を形成させる。この波形は種々の時点での種々の周波数の音響放射力または他のプッシングパルスのための波形である。

【0084】

トランスデューサ14は電氣的波形から音響エネルギーを形成するアレイである。アレイごとに、相対遅延量および/または相対位相調整量によって、音響エネルギーが定められる。所定の送信イベントは、遅延量が定められている場合、ほぼ同じ時点での異なるエレメントからの音響エネルギーの送信に対応する。送信イベントにより組織変位のための超音波エネルギーのパルスが供給される。パルスはインパルス励起である。インパルス励起は多数のサイクル(例えば500サイクル)の波形を含むが、比較的短い時間で発生し、長い期間にわたって組織変位を生じさせる。

【0085】

トランスデューサ14は、複数の圧電性メンブレイン素子または容量性メンブレイン素子から成る1次元アレイ、1.25次元アレイ、1.5次元アレイ、1.75次元アレイまたは2次元アレイである。トランスデューサ14は音響エネルギーと電気エネルギーとの間の変換のための複数のエレメントを含む。受信信号はトランスデューサ14の各エレメントに入射する超音波エネルギー(エコー)に応じて形成される。各エレメントは送信ビーム発生器12および受信ビーム発生器16のチャンネルに接続されている。これに代えて、機械的焦点を有する単独のエレメントを用いてもよい。

【0086】

受信ビーム発生器16は、増幅器、遅延発生器、位相回転器および/または1つまたは複数の加算器を備えた複数のチャンネルを含む。各チャンネルはトランスデューサの1つまたは複数のトランスデューサエレメントに接続されている。受信ビーム発生器16はハードウェアまたはソフトウェアによって構成され、相対遅延量、相対位相、および/または相対間引き量を調整して、各イメージング送信に対応する1つまたは複数の受信ビームを形成する。受信動作は、組織変位に用いられるインパルス励起からのエコーに対しては生じない。受信ビーム発生器16は、受信信号を用いて空間位置を表すデータを出力する。種々のエレメントからの信号の相対遅延および/または位相調整および加算によりビーム形成が行われる。別の実施例では、受信ビーム発生器16はフーリエ変換または他の変換を用いて標本値を形成するプロセッサであってよい。

【0087】

受信ビーム発生器16はフィルタ、例えば、送信周波数帯域に対する2次高調波または他の周波数の帯域の情報を分離するためのフィルタを含むことができる。こうした情報は所望の組織、造影剤および/またはフロー情報を含むことが多い。別の実施例として、受信ビーム発生器16は、メモリまたはバッファおよびフィルタまたは加算器を含んでもよい。2つ以上の受信ビームが結合され、これにより、所望の周波数帯域、例えば2次高調波、立体基本波その他の帯域での情報が分離される。また、受信ビーム発生器16は基本

10

20

30

40

50

周波数または送信周波数で情報を分離することもできる。

【0088】

送信ビーム発生器12と協働して、受信ビーム発生器16は種々の時点で所定の領域を表すデータを形成する。音響インパルスが励起された後、受信ビーム発生器16は種々の時点の1つまたは複数の位置を表すビームを形成する。関心領域を超音波で走査することにより、データ（例えばビーム形成標本値）が形成される。

【0089】

受信ビーム発生器16は、空間位置を表すビーム加算データを出力する。単独の位置、1つの走査線に沿った複数の位置、1つの領域内の複数の位置、または、1つの容積内の複数の位置などに対するデータが出力される。ダイナミックフォーカシングを行うことができる。データは種々の目的のために用いられる。例えば、変位に対する走査とは異なる走査がBモードデータまたは組織データに対して行われる。これに代えて、Bモードデータを変位の検出に用いることもできる。別の実施例として、変位を基礎とした減衰量の測定のためのデータを一連の共有走査によって取得してもよい。また、Bモード走査またはドップラー走査を別個にもしくは同じデータを用いて行ってもよい。

10

【0090】

プロセッサ18は、Bモード検出器、ドップラー検出器、パルス波ドップラー検出器、相関プロセッサ、フーリエ変換プロセッサ、特定用途向け集積回路ASIC、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、画像プロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイFPGA、デジタル信号プロセッサDSP、アナログ回路、デジタル回路もしくはこれらの組み合わせであってもよいし、または、検出、変位の算出、減衰量もしくは吸収量の計算のための現在知られているもしくは将来開発されるデバイスであってもよい。或る実施例では、プロセッサ18は1つまたは複数の検出器と別個のプロセッサを含む。ここでの別個のプロセッサは、制御プロセッサ、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサDSP、特定用途向け集積回路ASIC、フィールドプログラマブルゲートアレイFPGA、ネットワーク、サーバ、プロセッサ群、データバスもしくはこれらの組み合わせ、または、変位の算出や減衰量もしくは吸収量の計算のための現在知られているもしくは将来開発される装置であってもよい。例えば、この別個のプロセッサは、図2に示されている1つまたは複数のステップもしくはその任意の組み合わせを実行および/または生起させるハードウェアおよび/またはソフトウェアによって実現される。

20

30

【0091】

或る実施例では、プロセッサ18は種々の時点での種々の周波数の音響放射力に応じた組織の空間オフセット量を求めるように構成されている。圧迫によって生じる組織の変位量またはオフセット量が測定される。相関または他の技術を用いて、1つまたは複数の時点での変位量が求められる。圧迫は種々の時点および種々の周波数で印加される。種々の周波数から得られるオフセット量が測定される。種々の周波数から得られるオフセット量は、1つまたは複数の位置、例えば或る走査線に沿った複数の位置について測定される。

【0092】

プロセッサ18は、組織の音響吸収量または音響減衰量を空間オフセット量に基づいて求めるように構成されている。種々の周波数に対して測定された各オフセット量は減衰量もしくは吸収量を求めるために用いられる。種々の位置に対して測定された複数のオフセット量を用いることもできる。音響吸収量または音響減衰量は種々の周波数および種々の位置に対する空間オフセット量に基づいて計算される。

40

【0093】

さらに、プロセッサ18は吸収量もしくは減衰量を用いた表示を形成するように構成されている。テキスト、グラフまたは画像の表示が形成される。これに代えてまたはこれに加えて、プロセッサ18は、減衰量もしくは吸収量に基づく治療またはイメージングの動作を制御する。

【0094】

プロセッサ18は、メモリ22または他のメモリ内に記憶されている、超音波の音響減

50

衰量を測定するための各命令を実行する。プロセッサ 18 は、変位の検出、減衰量もしくは吸収量の計算、および / または、減衰量もしくは吸収量を用いた計算のためにプログラミングされている。

【0095】

メモリ 22 は、コンピュータで読み出し可能な非変換性記憶媒体である。上述したプロセス、方法および / または技術を実現するための命令が、当該メモリ、すなわち、当該コンピュータで読み出し可能な記憶媒体に記憶される。当該メモリは、例えば、キャッシュメモリ、バッファメモリ、RAM、リムーバブルメディア、ハードディスクドライブその他のコンピュータで読み出し可能な記憶媒体である。コンピュータで読み出し可能な記憶媒体は種々のタイプの揮発性および不揮発性の記憶媒体である。図示しないし上述した機能もしくはステップもしくはタスクは、コンピュータで読み出し可能な記憶媒体に記憶された 1 つまたは複数の命令セットに応じて実行される。機能もしくはステップもしくはタスクは、命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジの特定のタイプからは独立しており、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、単独でまたは任意に組み合わせて実行可能である。同様に、処理ストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスク、並列処理その他を含むことができる。1 つの実施例では、各命令は、ローカルシステムまたはリモートシステムによる読み出しのために、リムーバブルメディアデバイスに記憶されている。別の実施例として、各命令を、コンピュータネットワークもしくは電話回線を介した伝送のために遠隔位置に記憶することもできる。さらに別の実施例として、各命令を所定のコンピュータ内、CPU 内、GPU 内もしくはシステム内に記憶してもよい。

10

20

【0096】

ディスプレイ 20 は、テキスト、グラフ、2 次元画像または 3 次元表現を表示する CRT、LCD、プロジェクタ、プラズマディスプレイその他のディスプレイである。ディスプレイ 20 は、プロセッサ 18 もしくは他のデバイスから、画像として表示されるべき信号を入力することによって構成される。ディスプレイ 20 は関心領域もしくは画像全体における種々の位置に対する減衰量もしくは吸収量を表す画像を表示する。これに代えてまたはこれに加えて、ディスプレイ 20 が 1 つの位置もしくは 1 つの関心領域に対する減衰量もしくは吸収量を表すテキストまたはグラフを表示するように構成されていてもよい。

【0097】

本発明を種々の実施例に則して説明したが、本発明の観点から逸脱しないかぎり種々の変更および修正が可能である。つまり、上述した発明の詳細な説明は、本発明を限定するものでなく、説明のための例示であって、本発明はその思想および観点を規定した以下の特許請求の範囲およびこれと同等の全ての特徴を対象とするものであると理解されたい。

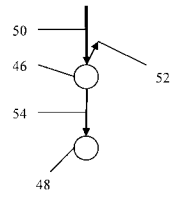
30

【符号の説明】

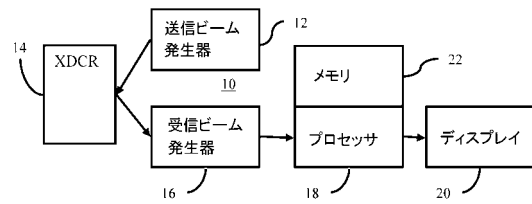
【0098】

10 システム、 12 送信ビーム発生器、 14 トランスデューサ、 16 受信ビーム発生器、 18 プロセッサ、 20 ディスプレイ、 22 メモリ

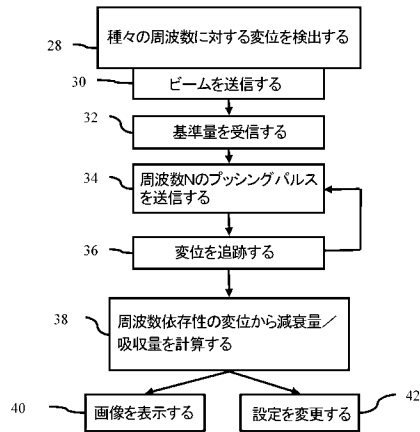
【図 1】



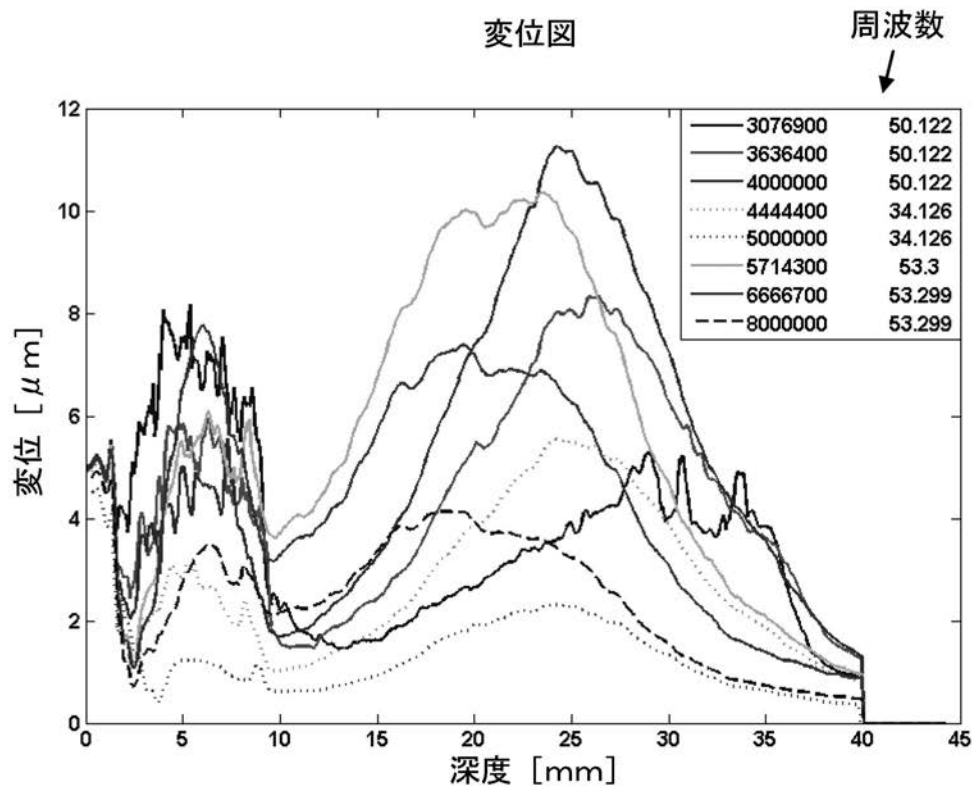
【図 5】



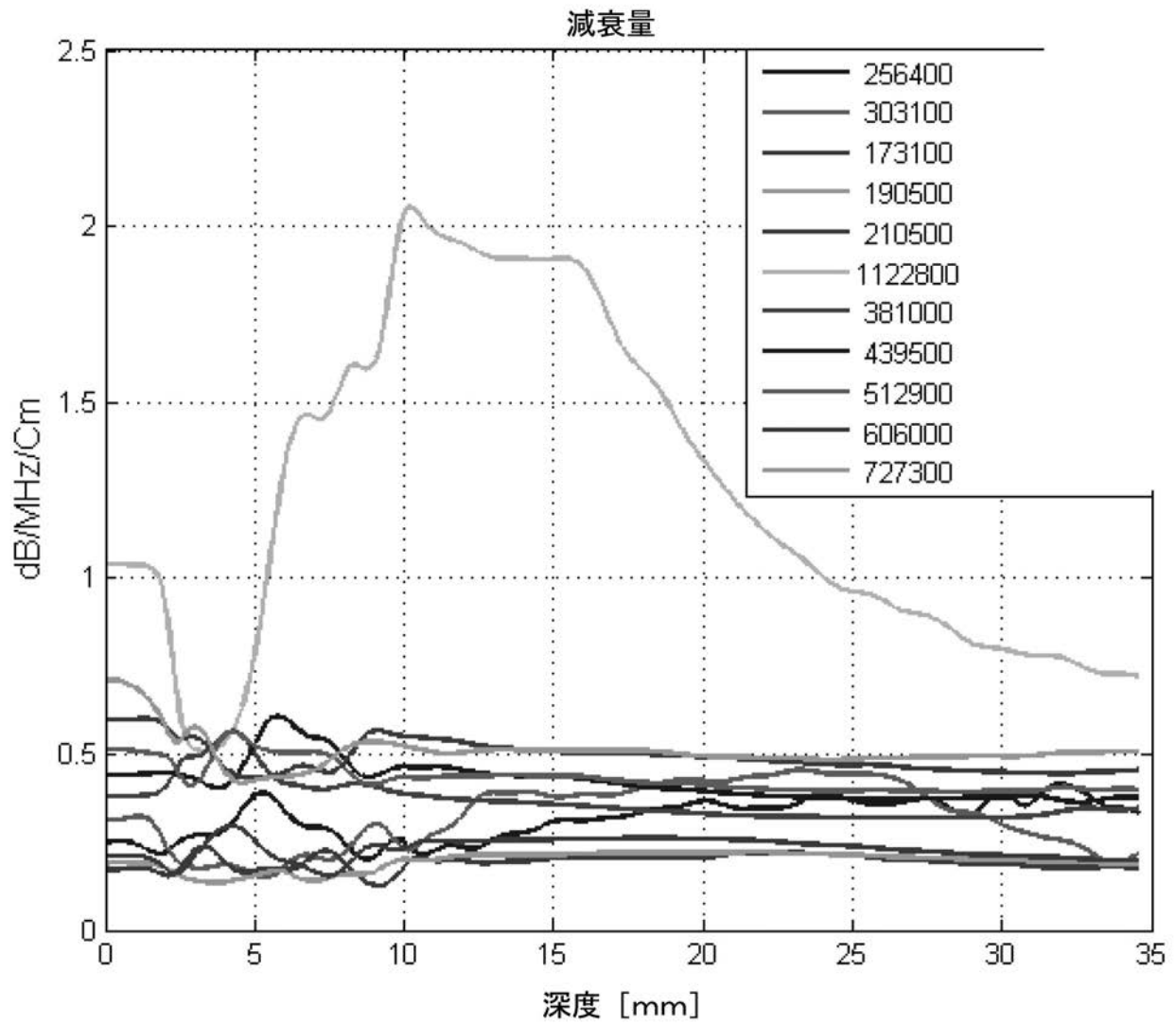
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 リーシャン ファン

アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ トゥハンドレッドアンドセブンティサード プレイ
ス サウスイースト 1 2 0 4

(72)発明者 ポール ドナルド フライバーガー

アメリカ合衆国 ワシントン シアトル トゥウェンティフィフス アヴェニュー イースト 2
6 1 1

F ターム(参考) 4C601 BB06 DD19 DD21 DD23 EE09 HH05 HH35 JB42 KK02 KK12
KK24 KK31 LL38

【外国語明細書】

Title of Invention

MEASURING ACOUSTIC ABSORPTION OR ATTENUATION OF
ULTRASOUND

Detailed Explanation of the Invention**BACKGROUND**

The present embodiments relate to measuring attenuation of ultrasound. As acoustic energy propagates through tissue, the acoustic energy attenuates. The amount of attenuation may be indicative of properties of the tissue.

Attenuation may be measured with ultrasound. The change in echo intensity (e.g., B-mode amplitude) is measured to estimate the attenuation. However, speckle noise may affect the accuracy of estimates from echo intensity.

Acoustic radiation force may be used to measure attenuation. Displacements at different depths are determined in response to a constant lateral focal configuration. The displacements are used to estimate the attenuation. However, the displacement is also a function of tissue stiffness. Relying just on displacement at different depths may be inaccurate.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, instructions, and systems for measuring acoustic absorption or attenuation of ultrasound. To estimate acoustic absorption or attenuation, the displacement of tissue caused by stress at different frequencies is measured. The absorption or attenuation is calculated from the displacements. The incorporation of different frequencies provides another variable for solving for attenuation or absorption despite an unknown tissue stiffness.

In a first aspect, a method is provided for measuring acoustic absorption of ultrasound. A transducer transmits a first acoustic beam. Reference information representing tissue in a reference position is received in response to the transmission of the first acoustic beam. The transducer transmits a second acoustic beam at a second center frequency. A second displacement from the reference position caused by the transmission of the second acoustic beam is tracked. The transducer transmits a third acoustic beam at a third center frequency. The third center frequency is different from the second center frequency. A third displacement from the reference position caused by the

transmission of the third acoustic beam is tracked. Acoustic absorption of the tissue is calculated as a function of the second and third displacements. The acoustic absorption is displayed.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for measuring acoustic attenuation of ultrasound. The storage medium includes instructions for detecting displacements of tissue with ultrasound in response to stresses at different frequencies, and calculating acoustic attenuation as a function of the displacements responsive to the stresses at the different frequencies.

In a third aspect, a system is provided for measuring acoustic absorption of ultrasound. A beamformer is operable to generate acoustic radiation force of different frequencies at different times. A processor is configured to determine spatial offsets of tissue in response to the acoustic radiation force of different frequencies at the different times and to determine an acoustic absorption of the tissue as a function of the spatial offsets.

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

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

Brief Explanation of the Drawings

Figure 1 illustrates, generally, acoustic attenuation and absorption;

Figure 2 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for measuring acoustic absorption of ultrasound; and

Figure 3 is a graph illustrating example displacements of the tissue as a function of depth;

Figure 4 is a graph illustrating example attenuation as a function of depth using the displacements of Figure 4; and

Figure 5 is a block diagram of one embodiment of a system for measuring acoustic absorption or attenuation of ultrasound.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Absorption of acoustic energy is converted into radiation force, which induces tissue displacement. By measuring displacements generated by an acoustic radiation force impulse, the attenuation parameter may be inferred. A series of tissue displacement data is measured. Since displacement is also a function of tissue stiffness, more than one equation between displacement and the absorption parameter is used in order to estimate the absorption parameter. By changing the transmit frequency of the acoustic radiation force impulses while keeping the other acoustic parameters similar, multiple displacement and frequency pairs are obtained. The acquired tissue displacement data is the result of acoustic radiation force applied to the tissue at difference frequencies. The attenuation parameter and its relationship to frequency may be solved. The acoustic absorption or attenuation parameter is estimated from this data.

The absorption parameter may be used as diagnostic information, such as indicating tissue characteristics indicative of liver fibrosis, breast density, cartilage damage, bone density, celiac disease, or other conditions. The absorption parameter may be used to adjust settings for ultrasound imaging and/or therapy, such as adjusting settings for acoustic thermal treatment planning.

Figure 1 illustrates, generally, acoustic attenuation and absorption. Acoustic energy 50 propagates to a location 46. The location 46 absorbs some acoustic energy. Other acoustic energy refracts and scatters from the location 46. The arrow 52 represents refraction and scattering. The magnitude and average direction of the refraction and scattering 52 may be different from shown. In general, the refraction and scattering 52 are substantially less than absorption, such as being 10% or less of the absorption. The remaining acoustic energy propagates along line 54 to the next location 48. The difference between the incident acoustic energy 50 and the linearly propagating energy 54 is the attenuation (absorption plus refraction and scattering). Given the similarity in magnitude between attenuation and absorption, either parameter may be used. An estimation of

attenuation may be an estimation of absorption or vice versa based on an assumption of a relatively small refraction and scattering. Acoustic attenuation includes absorption, refraction and scattering, but absorption is the major contributor.

Figure 1 is a simplification. The absorption, scattering, and refraction occur for all locations through which the acoustic energy propagates. Figure 1 represents a discretization of the propagation by having specific locations 46, 48. Other representations may be used.

Figure 2 is a method for measuring acoustic absorption of ultrasound. The method is implemented by the system of Figure 5 or a different system. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, the detection of act 28 uses acts 30, 32, 34, and 36 or is performed without acts 30, 32, 34, and/or 36. As another example, acts 40 and/or 42 are not performed. The acts are performed in the order described or shown, but may be performed in other orders. For example, the reference information (acts 30 and 32) may be acquired after the tracking of displacement of act 36 or between acts 34 and 36.

In act 28, displacement of tissue is detected with ultrasound. Ultrasound scanning is used to measure motion of tissue. In response to an impulse stress, tissue may move. Using B-mode, Doppler (e.g., tissue motion), or other scanning, the movement along one, two, or three dimensions is detected. Any displacement measurement techniques may be used, such as associated with elasticity imaging, strain imaging, acoustic radiation force imaging (ARFI), or shear wave imaging.

In one embodiment, any induced wave imaging may be used. Acoustic energy is used to induce a wave in a region of a patient. The acoustic energy is a pushing pulse for moving the tissue. The region is scanned to track or detect the induced wave. The displacement of tissue due to the wave traveling through the region indicates the presence of the wave. The timing associated with the displacement may be used to determine velocity of the wave.

Different types of waves may be generated and/or tracked. Longitudinal waves are tracked for acoustic radiation force imaging, such as

elastography or strain imaging. Shear waves are tracked for shear wave or shear wave velocity imaging.

For calculating attenuation or absorption, the impulse stress is applied at different frequencies. The pushing pulse is repeated, with each repetition being at a different frequency. The displacements caused by the pushing pulses at different frequencies are measured.

Acts 30, 32, 34, and 36 represent one embodiment of induced wave imaging, such as associated with inducing displacement by a longitudinal wave along an axial direction with acoustic radiation force. Fewer or additional acts may be provided for ARFI techniques or for other induced wave techniques. For example, signals associated with tracking in act 36 may be used for reference, allowing operation without acts 30 and 32. As another example, shear wave imaging and corresponding acts are used.

In act 30, a transducer transmits an acoustic beam. A beamformer uses relative phasing and/or delays to focus acoustic energy at a point, line, or region along a scan line. The transducer includes an array of elements that receive delayed and apodized waveforms from the beamformer. The elements convert the electrical energy to acoustic energy. The acoustic energy coherently converges as the acoustic beam along a scan line in the patient. The scan line extends from the transducer to the focal location. The scan line defines a depth or axial dimension.

The transmission of the acoustic beam is for B-mode imaging. A single pulse of about 1-5 cycles is transmitted. The waveforms are square waves associated with pulsers, but may be sinusoidal or other waveforms. The pulse is at any desired frequency, such as a center frequency of the transducer bandwidth. Multiple pulses may be used, such as associated with Doppler or contrast agent imaging.

In act 32, reference information is received. The transmission of act 30 and the responsive receipt of information in act 32 occur with the tissue being scanned at rest or not subject to externally applied impulse stress. The tissue may be subject to internal and/or transducer pressure stress, but acoustic radiation force, force from a thumper, force from manual palpitation, or other wave inducing stress is not provided. To estimate tissue displacement, echo signals

before an acoustic radiation force impulse are acquired. In other embodiments, the reference information is acquired early or late relative to application of stress, such as associated with just starting to be displaced or almost relaxed after stress.

The information is received as acoustic reflection. The tissue reflects some acoustic energy from the transmitted beam. By using beamforming, Fourier analysis or other technique, the reflections from the tissue are sampled. For example, acoustic reflections impinge on the elements of the transducer. The elements convert the acoustic energy to electrical energy. Using delays and/or phasing, the electrical energy from different channels or elements is beamformed. Dynamic focusing is provided to sample along more than one location of the scan line to form a receive beam. The sampling is along the same scan line as the transmit beam, but may be at an offset location in other embodiments.

The receive processing, such as beamformation with or without detection, is for B-mode imaging. With detection, the received information represents intensities for the sample locations. The intensities representing the reflectivity of the tissue at the corresponding locations. In other embodiments, the receive processing is for Doppler or contrast agent imaging.

In act 34, another acoustic beam is transmitted from the transducer. The acoustic beam is transmitted along the same scan line, but has different characteristics than the beam transmitted in act 30. The transmission of act 34 is to generate impulse stress for displacing the tissue. The acoustic energy acts as an impulse excitation.

In an acoustic radiation force example, a 400 cycle transmit waveform with power or peak amplitude levels similar or higher than B-mode transmissions for imaging tissue is transmitted. In one embodiment, the transmission is a radiation force sequence applied to the field of view. Any acoustic radiation force imaging (ARFI) sequence may be used. Any number of cycles may be used. Any amplitude may be used. Due to the greater number of cycles in act 34 as compared to act 30, the transmit beam of act 34 has a greater power than the transmit beam of act 30. Greater power may alternatively or additionally result from a greater amplitude, aperture size, different frequency, or combinations thereof.

The transmission is configured by power, amplitude, timing or other characteristic to cause stress on tissue sufficient to displace the tissue at one or more locations. For example, a transmit focus is positioned near a bottom, center of the field of view to cause displacement throughout the field of view. The transmission may be repeated for different sub-regions. Where displacement at one location or just locations around the focal region is used, the focus is positioned at the desired region.

The acoustic energy is focused, resulting in a three-dimensional beam profile. The excitation is focused using a phased array and/or mechanical focus. The excitation may be unfocused in one dimension, such as the elevation dimension. The excitation is transmitted into tissue of a patient.

The transmitted beam has a center frequency. The electrical waveforms used to generate the beam have the center frequency. The center frequency is positioned within a bandwidth of the transducer. For example, the center frequency is between 4 and 7 MHz or between 1.8 and 3.5 MHz. The center frequency is the same or different from used in act 30.

Any center frequency may be used. The transmission to induce displacement is repeated with different center frequencies. For the different repetitions of the transmission of act 34, a different center frequency is used. For example, act 34 is performed twice. The first center frequency is at a lower end of the transducer bandwidth (e.g., 5 MHz in a 4-7MHz bandwidth transducer) and the second center frequency is at a higher end of the transducer bandwidth (e.g., 6 MHz). Any distribution of center frequencies with one or more repetitions may be used.

For performance of act 34 at different times, other transmit conditions are maintained the same. For example, the pulse length or duration is maintained the same. The pulse length is set to 100 microseconds. In one embodiment, the duration is at least 50 microseconds. Greater or lesser duration may be used. The number of cycles may vary due to the difference in center frequency, but the duration is the same. As another example, the amplitude of the transmit beam is the same. The amplitude may be different due to regulatory limits on transmit power. Given similar or the same settings other than center frequency, the cause

of any bias in displacement is based on any non-uniformity of system and transducer transmit frequency dependency. When a certain range of the spectrum of the transducer is used, the bias may be minimized or compensated based on experimentally determined adjustments and/or calibration. The remaining factor or bias may be probe variation, which is common for any detection method. The bias may be ignored in other embodiments.

In response to the transmit beam generated in act 34, a wave is generated. The tissue is forced to move in the patient. The transmitted excitation causes displacement of the tissue. At the focal point or region, a longitudinal, shear and/or other type of wave are generated in the tissue. For example, a longitudinal wave is generated and propagates from the focal region. As the wave travels through tissue, the tissue is displaced.

In act 36, displacement from the reference position caused by the transmission of the acoustic beam in act 34 is tracked. The tracking determines a single displacement. Alternatively, the tracking is performed over time to determine a sequence of displacements as the induced wave propagates. A temporal profile of displacement at a location is measured.

To track the displacement, a region of the patient is scanned with ultrasound. The displacement is detected with ultrasound scanning. A region, such as the scan line (one-dimensional), a region of interest (two or three-dimensional), entire field of view, or sub-region of interest, is scanned with ultrasound. To measure displacement at different times, the scanning is repeated.

For a given time, ultrasound is transmitted to the tissue or region of interest. Any now known or later developed displacement imaging may be used, such as transmissions for B-mode imaging. For example, pulses with 1-5 cycle durations are used with an intensity of less than 720 mW/cm^2 . Pulses with other intensities may be used. The transmission is at any frequency, such as the same center frequency used for the transmission in act 30. The center frequency for tracking is the same or different from the center frequencies used for one, some, or all of the pushing pulses transmitted in act 34. As the center frequency for the repetitions of the pushing pulses vary, the center frequency for tracking stays the

same. The center frequency for tracking may vary as well. Other characteristics of the transmit beam of act 36 are the same as for act 30, but may be different.

Echoes or reflections from the tracking transmission are received in act 36. The echoes are beamformed, and the beamformed data represents one or more locations. To detect the displacement, ultrasound energy is transmitted to the tissue undergoing displacement and reflections of the energy are received. Any transmission and reception sequence may be used.

By performing the transmitting and receiving multiple times, data representing a one, two, or three-dimensional region at different times is received. The frequency of this repetition is the pulse repetition frequency. The transmission and reception are performed multiple times to determine change due to displacement. By repetitively scanning with ultrasound, the position of tissue at different times is determined.

Ultrasound data is obtained. At least some of the ultrasound data is responsive to the induced wave. A region of interest is monitored to detect the induced wave. This detection region is monitored by ultrasound. For example, B-mode scans are performed to detect tissue displacement caused by the induced wave. Doppler, color flow, or other ultrasound mode may be used to monitor for the shear wave.

The monitoring is performed for any number of scan lines. For example, a single beam or four receive beams are formed in response to each transmission. After transmitting the excitation to generate the wave, transmissions are performed repetitively along a single scan line and receptions along the same scan line or adjacent scan lines. In other embodiments, other numbers of receive beams are formed in response to each tracking transmission. Any number of repetitions may be used, such as about 120 times. Some of the ultrasound data, such as at the beginning or end of the repetitions, may not be responsive to the induced wave.

Displacement of tissue caused by the wave is detected from the data received by the scanning. The echoes are detected using B-mode or Doppler detection. The displacement is detected from the differences for each spatial location over time. The difference between the tracking information and the

reference information indicates displacement. For example, the velocity, variance, shift in intensity pattern (e.g., speckle tracking), or other information is detected from the received data and the reference data as the displacement.

The displacement caused by the force or stress is measured. A single displacement is determined by a comparison between the reference information and data from one scan in tracking. The one scan is timed to occur at a likely time of passing of the induced wave. In other embodiments, a displacement profile of response in the patient is determined. For example, the displacements over time for a location are determined. The spatial deviation of the tissue from the reference is determined at different times. The displacement may be measured over time at one or more locations.

The displacement measurement may begin before the stress or impulse ends, such as using a different frequency or coding. Alternatively, the displacement measurement begins after the impulse ends. Since the shear, longitudinal or other wave causing the displacement in tissue spaced from the point or region of stress takes time to travel, the displacement from a relaxed or partially stressed state to a maximum displacement and then to a relaxed state may be measured. Alternatively, the displacement is measured only while the tissue is relaxing to form the maximum.

The measurement is of the amount or magnitude of the displacement. The tissue is moved in any direction. The measurement may be along the scan line or axial dimension. The magnitude of the motion vector is determined. Alternatively, the measurement is along a two or three-dimensional direction or a direction of greatest movement.

In one embodiment using B-mode data, the data from different scans is correlated. For example, a current set of data is correlated multiple times with a reference set of data. Different relative translations and/or rotations between the two data sets are performed. The location of a sub-set of data centered at a given location in the reference set is identified in the current set.

The reference is a first set of data or data from another scan. The same reference is used for the entire displacement detection or the reference data changes in an ongoing or moving window.

The correlation is one, two or three-dimensional. For example, correlation along a scan line away and toward the transducer is used. For a two dimensional scan, the translation is along two axes with or without rotation. For three dimensional scanning, the translation is along three axes with or without rotation about three or fewer axes. The level of similarity or correlation of the data at each of the different offset positions is calculated. The translation and/or rotation with a greatest correlation represents the motion vector or offset for the time associated with the current data being compared to the reference.

Any now known or later developed correlation may be used, such as cross-correlation, pattern matching, or minimum sum of absolute differences. Tissue structure and/or speckle are correlated. Using Doppler detection, a clutter filter passes information associated with moving tissue. The velocity of the tissue is derived from multiple echoes. The velocity is used to determine the displacement towards or away from the transducer. Alternatively, the relative or difference between velocities at different locations may indicate strain or displacement.

As the wave propagates along the scan line, the B-mode intensity may vary due to displacement of the tissue. Data from a plurality of spatial locations (e.g., along the scan line) is correlated as a function of time. Any elasticity or shear detection may be used. For each depth or spatial location, a correlation over a plurality of depths or spatial locations (e.g., kernel of 64 depths with the center depth being the point for which the profile is calculated) is performed. Two or three-dimensional displacement in space may be used. One-dimensional displacement along a direction different from the scan line or beam may be used.

The spatial offset with the highest or sufficient correlation at a given time indicates the amount of displacement. Displacements may be determined for a given location at different times. The temporal profile for a given location indicates detection of the wave. The different profiles correspond to different repetitions of acts 34 and 36.

Using the profile, a given displacement may be selected as the displacement to be used for calculating attenuation. Any criteria may be used, such

as the maximum displacement. The profile is examined for a non-noise or single instance of variation. A peak in the profile, with or without temporal low pass filtering, indicates the passing of the wave front. The greatest displacement is selected, but the average or other displacement statistic may be used. In other embodiments, the displacement, whether maximum or not, at a given time (e.g., 10 milliseconds after generation or X milliseconds per unit of distance from the focal region) is used.

The displacement profile may be smoothed or filtered for the maximum calculation. In other embodiments, the raw or unfiltered displacement curve may be used. The maximum value over the entire or portion of the profile is identified or determined. Other techniques may be used to detect the peak in the profile.

The transmission of acoustic beams for applying stress (i.e., inducing displacement in tissue) is repeated. The repetitions are with different center frequencies. Other characteristics are the same or may be different. Any number of repetitions and corresponding different center frequencies may be used. For example, Figure 3 shows use of eight different center frequencies for the pushing pulses and the resulting maximum displacements as a function of depth. Since the frequency may result in change in amplitude to keep within limitations on transmit, the voltage associated with the generated beam may vary. The value next to the frequency represents a measure of voltage. The voltage is the same in other embodiments. Similarly, the tracking of act 36 associated with each transmission of act 34 is repeated.

The repetitions occur for a given location along the scan line. Displacement for other locations may be determined, such as to calculate attenuation for different depths. Using the same pushing transmissions and tracking scanning, displacements in response to different center frequencies of the pushing pulse are determined for different locations along a scan line. Any number of locations may be sampled, such as tens or hundreds of locations. Displacement estimates are accumulated for each depth in the acoustic path of acoustic radiation force impulse from all available pairs of displacement and frequency.

Additional transmissions and receptions may not be needed for determining displacements of locations along a same scan line. Alternatively, the scan line is divided into different depth ranges and acts 34 and 36 are performed separately for the different ranges.

Displacements along other scan lines may be determined. For scan lines near or adjacent to the scan line of the pushing beam, the same pushing pulse may be used. The tracking is along the different scan lines. Alternatively or additionally, the transmission of the pushing pulses at different frequencies and corresponding scanning for tracking are repeated for different scan lines. In one embodiment, the method is performed for each of B-mode or other scan sample locations in an entire field of view or a region of interest. Less or more dense sampling may be used for measuring displacement than for B-mode or other imaging. The displacements are measured for a single location or over a one, two, or three-dimensional distribution.

The locations for measuring displacement may be limited. For example, shear waves may not propagate in fluid tissue. Displacement of longitudinal waves in fluid or fluid tissue may be unreliable. Other tissue, fluid, or bone may result in accurate displacement measures. Tissue may be classified or segmented to identify specific locations for which the attenuation is to be calculated. Any classification may be used. For example, a signal-to-noise ratio of displacement is measured. If the signal-to-noise ratio is below a threshold, then the displacements from the corresponding location are not used. As another example, a signal-to-noise ratio or signal shape associated with speckle is used to classify tissue as soft tissue. Displacement is measured for soft tissue locations and not other locations.

In the example embodiment of acts 30, 32, 34, and 36, reference information is obtained, then a pushing pulse at one frequency is transmitted, then the displacement is tracked, then a pushing pulse at another frequency is transmitted, and then the displacement is tracked. This sequence is performed along a given scan line. The sequence is repeated for other scan lines. Other sequences and/or interleaving may be used. For example, pushing pulses at the same frequency for different scan lines are transmitted and resulting displacement

tracked before pushing pulses at another frequency are used. As another example, reference information for all scan lines is acquired before sequencing through for causing and measuring displacement at different frequencies on different scan lines.

The tissue may be moving, such as due to cardiac motion and/or breathing of the patient. The transducer and/or patient may move, introducing relative motion. The transmissions and tracking of act 28 may account for the motion. For example, B-mode information is acquired interleaved with the detection of act 28. The B-mode information is from static tissue, such as spaced away from the heart. The B-mode information may be correlated or otherwise tracked to determine any transducer to patient relative motion. The difference in position due to the motion may be subtracted from or otherwise accounted for in the measured displacement. As another example, a region is tracked over time. The scan line used for the detection of act 28 is repositioned to be directed at the same tissue, such as to counteract cardiac or breathing motion. Other techniques for accounting for sources of motion (e.g., other motion compensation approaches) may be used, such as cardiac gating and breath holding.

In act 38, acoustic attenuation or absorption is calculated. The attenuation or absorption is calculated from the displacements. The displacements responsive to pushing pulses at different frequencies are used to determine attenuation or absorption of the tissue. The displacement responses to differences in frequency may be used to account for other unknowns, such as tissue stiffness.

The displacements used for the calculation are from one location. In another embodiment, the displacements for different frequencies and for different locations are used. The displacements along the same scan line and/or along multiple scan lines may be used.

Any function may be used. In one embodiment, the attenuation or absorption is calculated as a function of the difference in frequencies of the push pulses, the displacements caused by the different frequency pushing pulses, and derivatives of the displacements. For example, the displacement, s_d , is a function of the frequency, f , used for the pushing pulse and the depth, z , along the scan line.

The logarithm of the displacement may be used to place the absorption into a linear domain. The displacement may be represented as:

$$\begin{aligned}\ln(s_d(z, f)) &= R(f, z) - \alpha_{total}(f, z) \\ &= -f \int_0^z \alpha(z) dz + R(f, z)\end{aligned}$$

where R is a residual, such as to account for variance associated with any other factors, and α is the absorption coefficient. The residual, R, may be considered constant within the range of frequencies used for the pushing pulses. Solving for the attenuation provides:

$$\alpha(z) = \frac{1}{t_+ - t_-} \int_{t_-}^{t_+} \frac{\partial^2}{\partial z \partial f} [\ln(s_d(f, z))] dt$$

The absorption coefficient only affects the magnitude of the displacement inside tissue, such that:

$$\begin{aligned}s_d(z, f) &\propto \alpha(z) \cdot f \cdot I(z, f) \\ &\propto \alpha(z) \cdot f \cdot \gamma(f) \cdot I_{water}(z) \cdot e^{-f \int_0^z \alpha(z) dz}\end{aligned}$$

where I is the intensity in water conditions and γ is the probe frequency dependent efficiency. Given two frequencies, f_i and f_j , for the pushing pulses, the ratio is taken on both sides of the equation. Followed by logarithm and derivative operations, the absorption is represented as:

$$\alpha(z) = \frac{1}{f_j - f_i} \cdot \frac{s_d(z, f_j)}{s_d(z, f_i)} \cdot \left(\frac{s'_d(z, f_i)}{s_d(z, f_i)} - \frac{s_d(z, f_i) \cdot s'_d(z, f_j)}{s_d^2(z, f_j)} \right)$$

where s'_d is the derivative of displacement over range. The absorption coefficient has the unit of 1/MHz * 1/cm. Using the difference in frequencies, displacements at different frequencies and depths, and derivatives of the different displacements, the absorption coefficient is calculated.

The calculation may be repeated for different frequency combinations and corresponding displacements. For example, Figure 4 shows attenuation determined for different pairs of frequencies. Each line shows attenuation as a function of depth along a same scan line based on maximum displacements for two different frequencies. The results may be averaged, selected, or otherwise combined to determine attenuation for each depth. In the example of Figure 4, one

outlier attenuation is shown. The outlier may be removed by filtering or discarded prior to combination. Alternatively, the outlier is included in the combination.

Other functions may be used. In one embodiment, a regression is used. In other embodiments, a back-projection type of iterative algorithm may be used to estimate the absorption at each location. The displacements and corresponding frequencies for different locations are solved to determine attenuation or absorption along the scan line. The maximum displacements or the displacement profiles (e.g., displacement over time) may be used in the solution.

The attenuation and/or absorption may be specifically calculated as such. Alternatively, the attenuation is calculated and used as a calculated absorption or vice versa. For example, the calculated absorption may be used as the measure of attenuation. In other embodiments, a function relates the absorption to the attenuation. The function may be fixed, such as an average ratio, or may adapt by the type of tissue or ultrasound detected characteristic.

The attenuation or absorption is determined for one location. The attenuation or absorption may be determined for multiple depths along a same scan line. The calculations for different depths may be independent of calculations for other depths. Alternatively, the information from different depths is used to calculate for any given depth. In other embodiments, the acoustic absorption or attenuation is calculated for each of a plurality of locations distributed in two or three dimensions. The calculations are performed by location or by scan line along a plurality of different scan lines.

In act 40, the acoustic absorption or attenuation is displayed. The display is text. For example, a value representing attenuation at a location or an average attenuation for a region of interest is displayed. Alternatively, a graph may be displayed. For example, the attenuation as a function of depth is displayed. The attenuation for different lines may be displayed on a same graph or on different graphs.

In one embodiment, the display is an image representing a two-dimensional, spatial distribution of attenuation or absorption. An image or sequence of images may be generated to display the attenuation or absorption.

The attenuation or absorption is used for a color overlay or other modulation of display values. Color, brightness, luminance, hue, or other characteristic is modulated as a function of the attenuation or absorption. The attenuation or absorption values are in a display format or may be scan converted into a display format. The values are color or gray scale data, but may be data prior to mapping with gray scale or color scale. The values may be mapped linearly or non-linearly to the display values.

The image represents the attenuation or absorption information for the different locations. Where the values are determined for all of the grid points in a region of interest or field of view, the pixels of the display represent the attenuation or absorption for that region. The display grid may be different from the scan grid and/or grid for which values are calculated. Scan conversion, nearest neighbor selection, interpolation and/or extrapolation may be used to conform the attenuation or absorption resolution to the display resolution.

The image may include other data. For example, B-mode or other data representing tissue, fluid, or contrast agents in the same region or other regions is included. The attenuation or absorption data is used for an overlay of or combination with the other data.

In other embodiments, a three-dimensional distribution of the attenuation or absorption is calculated. The values may be rendered to a two-dimensional representation of the volume, such as through surface or projection rendering.

In act 42, settings for subsequent transmissions, receptions, or imaging adapt to the attenuation or absorption. For example, high intensity focused ultrasound (HIFU) treatment adapts as a function of the acoustic attenuation or absorption. Greater absorption by tissue may allow for lower amplitude, shorter duration, smaller aperture, or other decrease in power delivered for treatment. Lesser absorption may alter treatment planning to include application of more acoustic power to provide the desired dose.

Various aspects of the transmission, scanning, and/or detecting may be controlled. Values for different parameters are set. In one embodiment, the values are set based on a selected configuration. For example, the user selects

shear wave or ARFI imaging. In response, predetermined parameters are loaded for operating the system. The predetermined parameters are the same for every application of that type or mode of imaging. Alternatively, further selections, such as imaging the liver or other type of tissue, for a given mode may result in configuring with different values. Further alteration is provided in response to estimated attenuation or absorption. For example, a lower transmit and/or receive frequency may be used for tissue associated with greater attenuation.

Example types of parameters for which the values may be set are a transmit frequency, line spacing, F-number, pulse repetition frequency, line sampling count, acoustic energy amplitude, pulse length, receive frequency, or combinations thereof. Different, additional, or fewer parameters may be set with different values.

The adaptation occurs during B-mode, Doppler, color flow, contrast agent, tissue Doppler motion, ARFI, shear wave, or other imaging and/or during therapy. Adaptive optimization may be applied prior to acquiring a static image or continuously during real-time imaging. For example, the attenuation or absorption is determined prior to presenting an image for diagnosis to the user. Subsequent images use settings adapted based on the attenuation or absorption, at least during a given examination of a patient for a sonography session. As another example, the adaptation continues or is performed at different times during the examination. Periodic or triggered adaptation may be used.

The attenuation, absorption, or data derived therefrom is used to set the parameter value. A look-up table or calculation (e.g., applying the feedback as a variable in a function) is used to determine the parameter value. For example, an average absorption above a threshold results in a value of X while the average absorption between the threshold and another threshold results in a value of Y. Any resolution (e.g., from binary to three or more ranges) of parameter value setting may be used.

Figure 5 shows one embodiment of a system 10 for measuring acoustic absorption of ultrasound. The system 10 implements the method of Figure 2 or other methods. The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a display 20, and a memory

22. Additional, different or fewer components may be provided. For example, a user input is provided for user interaction with the system.

The system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system. In alternative embodiments, the system 10 is a personal computer, workstation, PACS station, or other arrangement at a same location or distributed over a network for real-time or post acquisition imaging.

The transmit beamformer 12 is an ultrasound transmitter, memory, pulser, analog circuit, digital circuit, or combinations thereof. The transmit beamformer 12 is operable to generate waveforms for a plurality of channels with different or relative amplitudes, delays, and/or phasing. The waveforms are generated with a programmable center frequency and duration. Waveforms with different center frequencies may be generated at different times.

Upon transmission of acoustic waves from the transducer 14 in response to the generated waveforms, one or more beams are formed. For measuring attenuation or absorption, beams along one or more scan lines are generated. A sequence of transmit beams may be generated to scan a two or three-dimensional region. Sector, Vector®, linear, or other scan formats may be used. The same region or line may be scanned multiple times. A sequence of scans along the same line or lines is used. In alternative embodiments, the transmit beamformer 12 generates a plane wave or diverging wave for more rapid scanning.

The same transmit beamformer 12 generates impulse excitations or electrical waveforms for generating acoustic energy to cause displacement and generates other imaging waveforms. In alternative embodiments, a different transmit beamformer is provided for generating the impulse excitation. The transmit beamformer 12 causes the transducer 14 to generate high intensity focused ultrasound waveforms, such as waveforms for acoustic radiation force or other pushing pulses of different frequencies at different times.

The transducer 14 is an array for generating acoustic energy from electrical waveforms. For an array, relative delays and/or phasing focus the acoustic energy. A given transmit event corresponds to transmission of acoustic energy by different elements at a substantially same time given the delays. The

transmit event provides a pulse of ultrasound energy for displacing the tissue. The pulse is an impulse excitation. Impulse excitation includes waveforms with many cycles (e.g., 500 cycles) but that occurs in a relatively short time to cause tissue displacement over a longer time.

The transducer 14 is a 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- or 2-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. The transducer 14 includes a plurality of elements for transducing between acoustic and electrical energies. Receive signals are generated in response to ultrasound energy (echoes) impinging on the elements of the transducer 14. The elements connect with channels of the transmit and receive beamformers 12, 16. Alternatively, a single element with a mechanical focus is used.

The receive beamformer 16 includes a plurality of channels with amplifiers, delays, and/or phase rotators, and one or more summers. Each channel connects with one or more transducer elements. The receive beamformer 16 is configured by hardware or software to apply relative delays, phases, and/or apodization to form one or more receive beams in response to each imaging transmission. Receive operation may not occur for echoes from the impulse excitation used to displace tissue. The receive beamformer 16 outputs data representing spatial locations using the receive signals. Relative delays and/or phasing and summation of signals from different elements provide beamformation. In alternative embodiments, the receive beamformer 16 is a processor for generating samples using Fourier or other transforms.

The receive beamformer 16 may include a filter, such as a filter for isolating information at a second harmonic or other frequency band relative to the transmit frequency band. Such information may more likely include desired tissue, contrast agent, and/or flow information. In another embodiment, the receive beamformer 16 includes a memory or buffer and a filter or adder. Two or more receive beams are combined to isolate information at a desired frequency band, such as a second harmonic, cubic fundamental or other band. The receive beamformer 16 may isolate information at the fundamental or transmit frequencies.

In coordination with the transmit beamformer 12, the receive beamformer 16 generates data representing the region at different times. After the acoustic impulse excitation, the receive beamformer 16 generates beams representing one or more locations at different times. By scanning the region of interest with ultrasound, data (e.g., beamformed samples) is generated.

The receive beamformer 16 outputs beam summed data representing spatial locations. Data for a single location, locations along a line, locations for an area, or locations for a volume are output. Dynamic focusing may be provided. The data may be for different purposes. For example, different scans are performed for B-mode or tissue data than for displacement. Alternatively, the B-mode data is also used to determine displacement. As another example, data for displacement-based attenuation measurement is performed with a series of shared scans and B-mode or Doppler scanning is performed separately or using some of the same data.

The processor 18 is a B-mode detector, Doppler detector, pulsed wave Doppler detector, correlation processor, Fourier transform processor, application specific integrated circuit, general processor, control processor, image processor, field programmable gate array, digital signal processor, analog circuit, digital circuit, combinations thereof or other now known or later developed device for detecting, determining displacement, and calculating attenuation or absorption. In one embodiment, the processor 18 includes one or more detectors and a separate processor. The separate processor is a control processor, general processor, digital signal processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, network, server, group of processors, data path, combinations thereof or other now known or later developed device for determining displacement and calculating attenuation and/or absorption. For example, the separate processor is configured by hardware and/or software to perform and/or cause any combination of one or more of the acts shown in Figure 2.

In one embodiment, the processor 18 is configured to determine spatial offsets of tissue in response to the acoustic radiation force of different frequencies at the different times. The displacement or offset of tissue caused by a stress is measured. Using correlation or other technique, the amount of displacement at

one or more times is determined. The stress is applied at different times with different frequencies. The offsets resulting from the different frequencies is measured. The offsets for different frequencies may be measured for one or more locations, such as for a plurality of locations along a scan line.

The processor 18 is configured to determine an acoustic absorption or attenuation of the tissue as a function of the spatial offsets. The offsets measured for the different frequencies are used to solve for attenuation or absorption. Offsets measured for different locations may be used. The acoustic absorption or attenuation is calculated as a function of the spatial offsets for the different frequencies and different locations.

The processor 18 is configured to generate a display using the absorption or attenuation. Text, graph, or image display is generated. Alternatively or additionally, the processor 18 controls operation of therapy or imaging based on the attenuation or absorption.

The processor 18 operates pursuant to instructions stored in the memory 22 or another memory for measuring acoustic attenuation of ultrasound. The processor 18 is programmed for detecting displacement, calculating attenuation or absorption, and/or using attenuation or absorption.

The memory 22 is a non-transitory computer readable storage media. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on the computer-readable storage media or memories, 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 20 is a CRT, LCD, projector, plasma, or other display for displaying text, graphs, two-dimensional images or three-dimensional representations. The display 20 is configured by the processor 18 or other device by input of the signals to be displayed as an image. The display 20 displays an image representing attenuation or absorption for different locations in a region of interest or an entire image. The display 20 may alternatively or additionally display text or graph representing attenuation or absorption at a location or region of interest.

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. 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.

Claims

1. A method for measuring acoustic absorption of ultrasound, the method comprising:
 - transmitting (30), with a transducer, a first acoustic beam;
 - receiving (32) reference information representing tissue in a reference position in response to the transmission of the first acoustic beam;
 - transmitting (34), with the transducer, a second acoustic beam at a second center frequency;
 - tracking (36) second displacement from the reference position caused by the transmission of the second acoustic beam;
 - transmitting (32), with the transducer, a third acoustic beam at a third center frequency, the third center frequency different than the second center frequency;
 - tracking (36) third displacement from the reference position caused by the transmission of the third acoustic beam;
 - calculating (38) acoustic absorption of the tissue as a function of the second and third displacements; and
 - displaying (40) the acoustic absorption.
2. The method of claim 1 wherein receiving (32) the reference information comprises acquiring B-mode data representing the tissue.
3. The method of claim 1 wherein transmitting (32) the second and third acoustic beams each comprises transmitting acoustic radiation force having a greater power than the first beam.
4. The method of claim 1 wherein transmitting (32) the second and third acoustic beams comprises transmitting with a substantially same duration, the duration being at least 50 micro seconds.

5. The method of claim 1 wherein tracking (36) the second and third displacements each comprises transmitting, repetitively, at a tracking center frequency different than the first and second center frequencies, and receiving tracking information, repetitively, in response to the transmitting at the tracking center frequency, and calculating displacement as a function of time from the tracking information, the second and third displacements each comprising a maximum of the displacement as a function of time in response to the second and third acoustic beams, respectively.
6. The method of claim 1 wherein tracking (36) the second and third displacements comprise identifying the second and third displacements a maximum axial displacements in response to the second and third acoustic beams, respectively.
7. The method of claim 1 wherein calculating (38) the acoustic absorption comprises calculating (38) an attenuation.
8. The method of claim 1 wherein calculating (38) the acoustic absorption comprises calculating (38) as a function of a difference between the second and third frequencies, the second and third displacements, and derivatives of the second and third displacements.
9. The method of claim 1 further comprising repeating the tracking (36) of the second and third displacements for other ranges along a scan line, and wherein calculating (38) comprises calculating (38) as a function of the second and third displacements for the other ranges.
10. The method of claim 1 further comprising:
transmitting (32), with the transducer, a fourth acoustic beam at a fourth center frequency, the fourth center frequency different than the second and third center frequencies; and

tracking (36) fourth displacement from the reference position caused by the transmission of the fourth acoustic beam;

wherein calculating (38) comprises calculating (38) as a function of the fourth displacement.

11. The method of claim 1 wherein displaying (40) comprise displaying (40) a text or graph representing the acoustic absorption.

12. The method of claim 1 wherein the transmitting (30, 32), receiving (32), and tracking (36) acts are performed for a plurality of depths on a plurality of scan lines, wherein calculating (38) comprises calculating (38) the acoustic absorption for each of the depths on the plurality of scan lines, and wherein displaying (40) comprises displaying (40) an image representing at least two-dimensional distribution of the acoustic absorption.

13. The method of claim 1 further comprising:

adapting (42) a transmit frequency, line spacing, F-number, pulse repetition frequency, line sampling count, acoustic energy amplitude, acoustic energy pulse length, or combinations thereof as a function of the acoustic absorption.

14. In a non-transitory computer readable storage medium (22) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (18) for measuring acoustic attenuation of ultrasound, the storage medium (22) comprising instructions for:

detecting (28) displacements of tissue with ultrasound in response to stresses at different frequencies; and

calculating (38) acoustic attenuation as a function of the displacements responsive to the stresses at the different frequencies.

15. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 14 wherein detecting (28) comprises detecting (28) a first of the displacements of the tissue in response to acoustic radiation force at a first frequency of the different

frequencies and detecting (28) a second of the displacements of the tissue in response to acoustic radiation force at a second frequency of the different frequencies, the second frequency different than the first frequency, and wherein calculating (38) comprises calculating (38) the acoustic attenuation as a function of the first and second displacements.

16. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 14 wherein detecting (28) the displacements comprises detecting (28) maximum displacements of the tissue.

17. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 14 wherein calculating (38) comprises calculating (38) the attenuation as a function of the displacements and as a function of the different frequencies.

18. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 14 further comprising:

controlling (42) high intensity focused ultrasound treatment as a function of the acoustic attenuation.

19. A system for measuring acoustic absorption of ultrasound, the system comprising:

a beamformer (12) operable to generate acoustic radiation force of different frequencies at different times; and

a processor (18) configured to determine spatial offsets of tissue in response to the acoustic radiation force of different frequencies at the different times, and to determine an acoustic absorption of the tissue as a function of the spatial offsets.

20. The system of claim 19 wherein the processor (18) is configured to determine the spatial offsets in response to the acoustic radiation force of the different frequencies for a plurality of locations, and to determine the acoustic absorption of the tissue as a function of the spatial offsets for the different frequencies and different locations.

ABSTRACT

Acoustic absorption or attenuation of ultrasound is measured (38). To estimate acoustic absorption or attenuation, the displacement of tissue caused by stress at different frequencies is measured (28). The absorption or attenuation is calculated (38) from the displacements. The incorporation of different frequencies provides another variable for solving for attenuation or absorption despite unknown tissue stiffness.

Fig.1

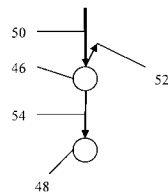


Fig.2

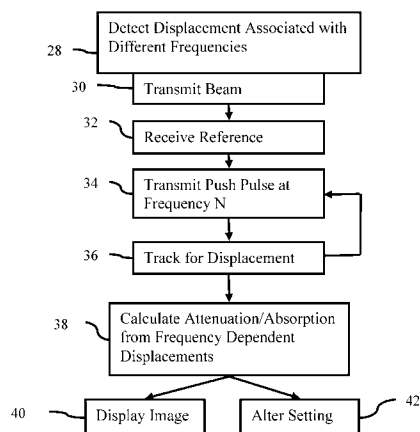


Fig.3

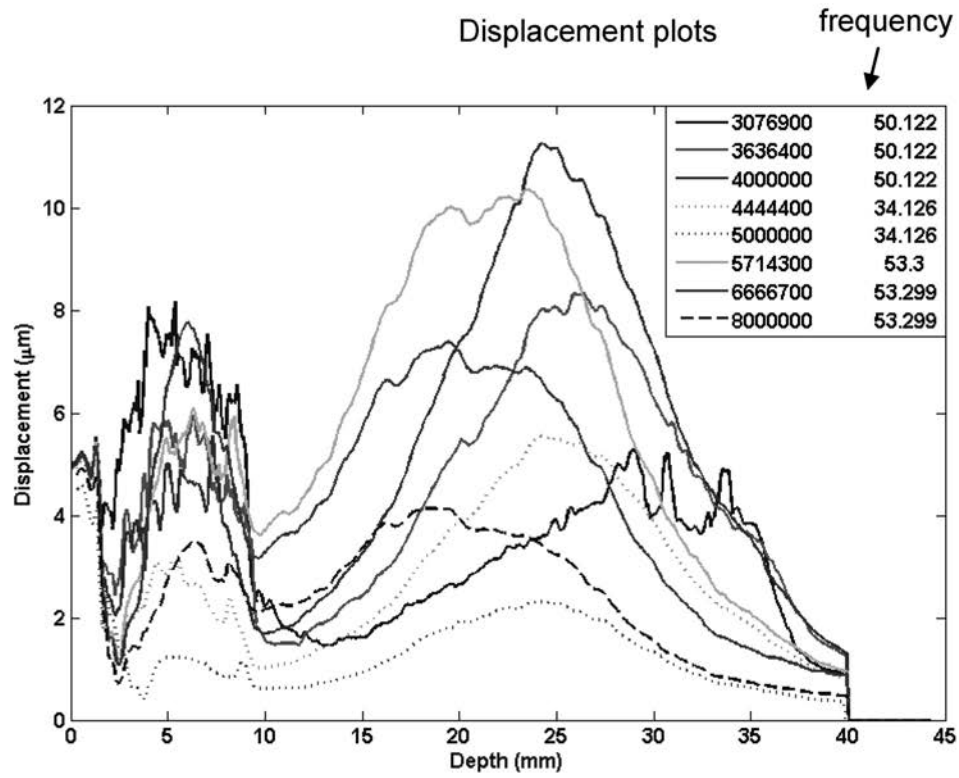


Fig.4

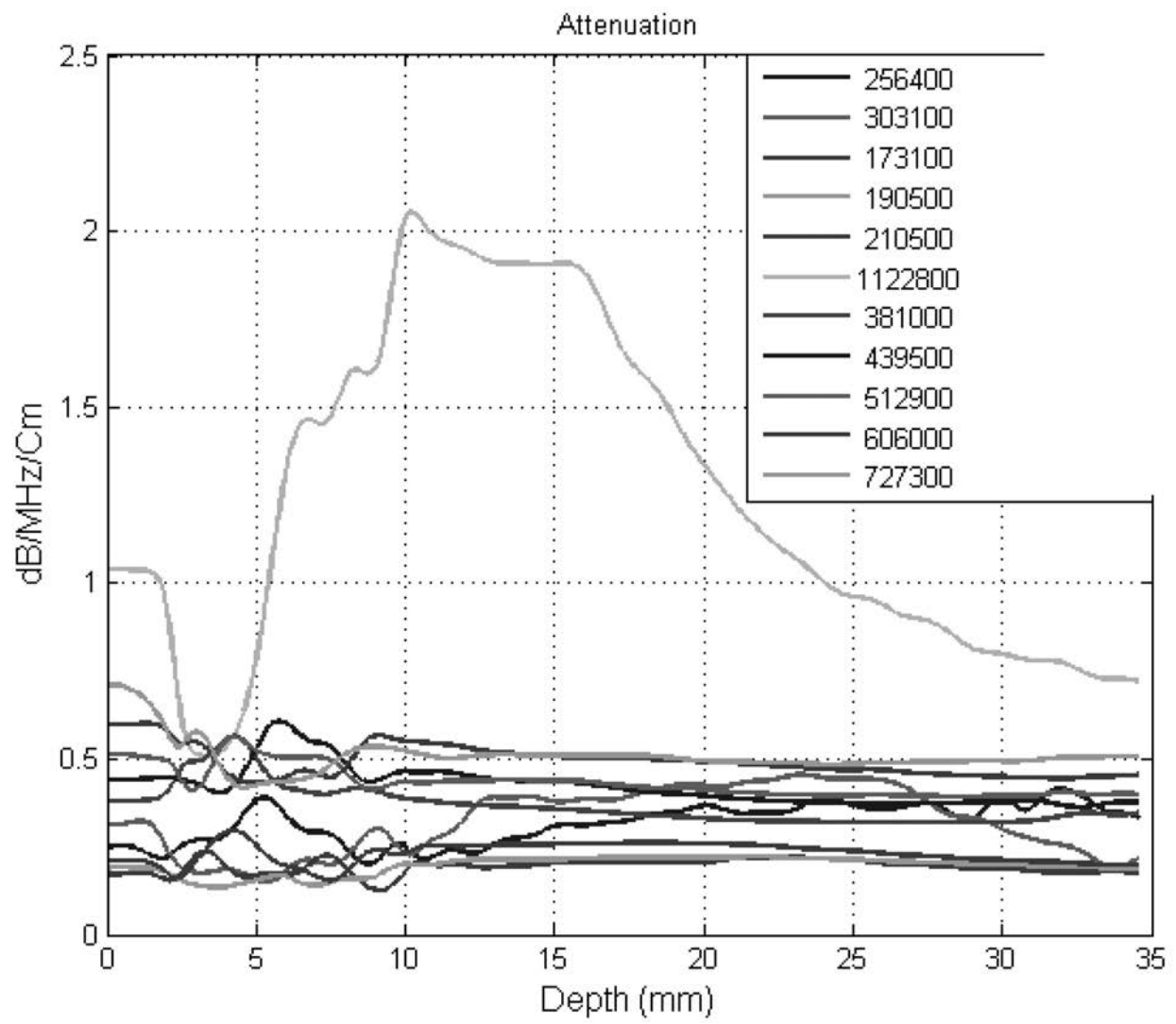
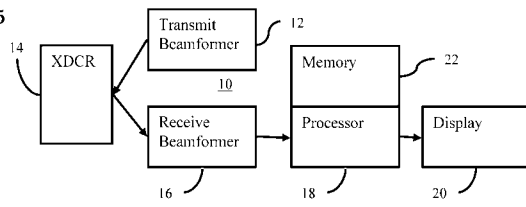


Fig.5



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 测量超声波的吸声量或声衰减量的方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2014004375A | 公开(公告)日 | 2014-01-16 |
| 申请号 | JP2013132599 | 申请日 | 2013-06-25 |
| [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 | リーシャnfファン ポールドナルドフライバーガー | | |
| 发明人 | リーシャnf ファン ポール ドナルド フライバーガー | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/08 A61B8/4477 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61N7/02 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8952 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 A61B8/08.ZDM A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/DD21 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/HH05 4C601/HH35 4C601/JB42 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38 | | |
| 优先权 | 13/532559 2012-06-25 US | | |
| 其他公开文献 | JP6230827B2 JP2014004375A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

测量超声的声吸收或衰减。为了估计声吸收或衰减，测量由不同频率的应力引起的组织位移。吸收或衰减由位移计算。尽管组织刚度未知，但不同频率的结合为解决衰减或吸收提供了另一个变量。

