

(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2012-81269

(P2012-81269A)

(43) 公開日 平成24年4月26日(2012.4.26)

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

<p>(21) 出願番号 特願2011-221803 (P2011-221803)</p> <p>(22) 出願日 平成23年10月6日 (2011.10.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 12/898, 957</p> <p>(32) 優先日 平成22年10月6日 (2010.10.6)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 593063105 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.</p> <p>(74) 代理人 100099483 弁理士 久野 琢也</p> <p>(74) 代理人 100112793 弁理士 高橋 佳大</p>
--	--

最終頁に続く

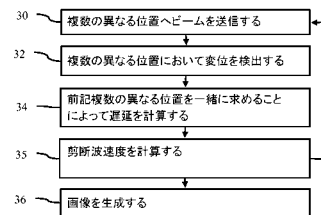
(54) 【発明の名称】 医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるための方法およびシステム

(57) 【要約】

【課題】医療用超音波イメージングにおいて、より高精度の剪断波推定を実現すること。

【解決手段】前記課題は、第1のスキャンライン上の第1の音波にตอบสนองして第1の剪断波によって生じた第1の変位を第4のスキャンライン上で検出し、第3のスキャンライン上の第2の音波にตอบสนองして第2の剪断波によって生じた第2の変位を前記第4のスキャンライン上で検出し、前記第1のスキャンライン上の第3の音波にตอบสนองして第3の剪断波によって生じた第3の変位を第2のスキャンライン上で検出し、複数の各ラテラル位置ごとに、前記第1の変位と前記第2の変位との最大相関に相当する遅延と、該第1の変位と前記第3の変位との最大相関に相当する遅延と、該第2の変位と該第3の変位との最大相関に相当する遅延とを計算し、前記各遅延の関数として、前記複数の各ラテラル位置ごとの剪断波速度を計算することによって解決される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用超音波イメージングにおいて切断波情報を求めるために、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、不揮発性のコンピュータ読み出し可能な記憶媒体(22)であって、

前記記憶媒体(22)は、

- ・第1のスキャンライン上で送信された第1の音波にตอบสนองして第1の切断波によって引き起こされた、時間に依存する組織の第1の変位を検出し(32)、ただし該第1の変位は、該第1のスキャンラインから少なくとも第2のスキャンラインおよび第3のスキャンラインの分だけ離隔している第4のスキャンライン上に位置し、

10

- ・前記第3のスキャンライン上で送信された第2の音波にตอบสนองして第2の切断波によって引き起こされた、時間に依存する組織の第2の変位を検出し(32)、ただし、該第2の変位は前記第4のスキャンライン上に位置し、

- ・前記第1のスキャンライン上で送信された第3の音波にตอบสนองして第3の切断波によって引き起こされた、時間に依存する組織の第3の変位を検出し(32)、ただし、前記第2の変位は前記第2のスキャンライン上に位置し、

- ・複数の各ラテラル位置ごとに、

- 前記第1の変位と前記第2の変位との最大相関に相当する遅延と、

- 該第1の変位と前記第3の変位との最大相関に相当する遅延と、

- 該第2の変位と該第3の変位との最大相関に相当する遅延と

20

を計算し(34)、

- ・前記各遅延の関数として、前記複数の各ラテラル位置ごとの組織中の切断波速度を計算する(35)

ための命令を含むことを特徴とする、記憶媒体。

【請求項 2】

時間に依存する前記第1の変位、前記第2の変位、および前記第3の変位を求める際に(32)、所定の時間にわたって組織の動きの大きさをトラッキングする、請求項1記載の記憶媒体。

【請求項 3】

前記第1のスキャンライン、前記第2のスキャンライン、前記第3のスキャンライン、および前記第4のスキャンラインは、相互に隣接するスキャンラインである、請求項1記載の記憶媒体。

30

【請求項 4】

前記最大相関に相当する遅延を計算する際に(34)、前記複数のラテラル位置と複数の可能性のある遅延とに依存して該遅延を計算する、請求項1記載の1記載の記憶媒体。

【請求項 5】

前記最大相関に相当する遅延を計算する際に(34)、前記第1の変位と前記第2の変位との相関と、該第1の変位と前記第3の変位との相関と、該第2の変位と該第3の変位との相関との和を計算する(34)、請求項1記載の記憶媒体。

【請求項 6】

前記切断波速度を計算する際に(35)、前記遅延および前記ラテラル位置の関数として該切断波速度を計算する(35)、請求項1記載の記憶媒体。

40

【請求項 7】

前記遅延を計算する際に(34)、前記スキャンラインのうち複数のスキャンラインを同時に求める、請求項1記載の記憶媒体。

【請求項 8】

別のスキャンラインおよび別の奥行において、前記変位の検出(32)と前記遅延の計算(34)とを繰り返す、請求項1記載の記憶媒体。

【請求項 9】

直ぐ隣のスキャンライン上で連続して送信を行うのを回避するように、前記第1の音波

50

と前記第 2 の音波と前記第 3 の音波とを送信する (3 0)、請求項 1 記載の記憶媒体。

【請求項 1 0】

医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるための方法であって、
前記方法は、

- ・複数の異なる位置において行われた送信によって組織の同一位置において引き起こされた第 1 の剪断波を検出するステップ (3 2) と、
 - ・同一の位置において行われた複数の送信によって組織の複数の異なる位置において引き起こされた第 2 の剪断波を検出するステップ (3 2) と、
 - ・前記第 1 の剪断波および前記第 2 の剪断波の関数として剪断波速度を計算するステップ (3 5) と、
 - ・前記剪断波速度に依存して前記組織を表現する画像を生成するステップ (3 6) と
- を有することを特徴とする方法。

10

【請求項 1 1】

前記第 1 の剪断波および前記第 2 の剪断波を検出するステップ (3 2) は、前記送信によって引き起こされた変位の検出を含む、請求項 1 0 記載の方法。

【請求項 1 2】

前記剪断波速度を計算するステップ (3 5) では、前記複数の異なる位置の変位の相関を求めることにより、複数の各ラテラル位置の剪断波速度を計算する (3 5)、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

スキャンライン全体において前記送信を空間的にインターリーブし、
前記計算 (3 4) は、前記剪断波の空間的分布と、複数の各ラテラル位置ごとの該剪断波の持続時間とを含む、請求項 1 0 記載の方法。

20

【請求項 1 4】

スキャンライン全体において前記送信を空間的にインターリーブし、
前記計算 (3 4) は、前記剪断波の空間的分布と、複数の各ラテラル位置ごとの該剪断波の持続時間とを含む、請求項 1 0 記載の方法。

【請求項 1 5】

スキャンライン全体において前記送信を空間的にインターリーブし、
前記計算 (3 4) は、前記剪断波の空間的分布と、複数の各ラテラル位置ごとの該剪断波の持続時間とを含む、請求項 1 0 記載の方法。

30

【請求項 1 6】

医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるためのシステムであって、
前記システムは、

- ・受信された音響信号に依存して空間的位置を表すデータを出力するように構成された受信ビームフォーマ (1 6) と、
 - ・前記受信ビームフォーマ (1 6) によって出力されたデータの関数として組織変位を推定し、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置の組織変位の少なくとも一对の相関係数を計算し、該相関係数に基づいて伝播時間を求め、該伝播時間の関数として画像を生成するように構成された、プロセッサ (1 8) と、
 - ・前記画像を表示するように構成されたディスプレイ (2 0) と
- を有することを特徴とする、システム。

40

【請求項 1 7】

前記プロセッサ (1 8) は、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置を同時に求めるように構成されている、請求項 1 6 記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記プロセッサ (1 8) は、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置からのデータを使用して関数から求められた出力セットを使用して、該複数の異なる空間的位置を求めるように構成されており、

前記出力セットの各値は、前記複数の異なる空間的位置の組織変位に依存する、請求項

50

17記載のシステム。

【請求項19】

前記プロセッサ(18)は、複数の異なる位置で送信が行われることによって組織の1つの同じ位置で引き起こされた変位の一对の相関係数と、1つの同じ位置で送信が行われることによって組織の複数の異なる位置において引き起こされた変位の一对の相関係数と、別の複数の異なる位置において送信が行われることによって組織の複数の異なる位置で引き起こされた変位の一对の相関係数とである、3対の変位の相関係数を計算するように構成されている、請求項16記載のシステム。

【請求項20】

前記プロセッサ(18)は、前記伝播時間から切断波速度を計算し、該切断波速度を表すように前記画像を生成するように構成されている、請求項16記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波イメージングに関し、とりわけ、超音波イメージングのための切断波情報を求めることに関する。

【0002】

切断波速度検出は、たとえば肝臓疾患の評価等である種々の診断用途で使用される。切断波速度によって組織の特性を知ることができ、腫瘍や他の領域の検出を行うことができる。しかしこの検出精度は、他の用途で快適に使用するには不十分である。

切断波検出では、超音波プッシュパルスをスキャンラインに沿って送信し、このプッシュパルスが切断波を発生させ、組織を変位させる。このようにして発生した組織の変位を検出する。切断波速度を検出するためには、1つのスキャンラインにおいて複数のプッシュパルスを使用することができる。1つのスキャンラインにおいて複数のプッシュパルスを送信しなくても、複数のプッシュパルスを複数の隣接するスキャンラインに沿って順次送信する。同一位置または複数の隣接する位置において組織が多重に押されることにより、切断波と組織共振との加算が引き起こされると、幾つかの用途では、アーティファクトが生じるかまたは十分な精度が得られないことがある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の課題は、上記従来技術の欠点を解消し、より高精度の切断波推定を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

まず最初に述べておきたいのは、以下に説明する好適な実施形態には、医療用超音波イメージングにおける切断波情報を求めるための方法、命令およびシステムが含まれていることである。切断波の発生源からの距離と各位置においてピーク変位に達するまでの時間とに基づいて各位置ごとに切断波情報を求めるのではなく、発生源の位置と検出位置との複数の異なる組み合わせから得られる変位プロファイルの相関を求める。送信位置と検出位置との種々の空間的な組み合わせによって得られる変位を使用して、切断波情報を検出する。複数のラテラル位置の遅延を同時に求めるために、1つの同じ関数において、この相関の組み合わせを使用する。空間的な多様性と、階層的な相関とにより、より高精度の切断波推定を実現することができる。

【発明を実施するための形態】

【0005】

第1の態様においては、不揮発性のコンピュータ読み出し可能記憶媒体が、医療用超音波イメージングにおける切断波情報を求め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ている。前記記憶媒体は、

第1のスキャンライン上で送信された第1の音波に回答して第1の切断波によって引き

10

20

30

40

50

起こされた、時間に依存する組織の第 1 の変位を検出し、ただし該第 1 の変位は、該第 1 のスキャンラインから少なくとも第 2 のスキャンラインおよび第 3 のスキャンラインの分だけ離隔している第 4 のスキャンライン上に位置し、

前記第 3 のスキャンライン上で送信された第 2 の音波に応答して第 2 の剪断波によって引き起こされた、時間に依存する組織の第 2 の変位を検出し、ただし、該第 2 の変位は前記第 4 のスキャンライン上に位置し、

前記第 1 のスキャンライン上で送信された第 3 の音波に応答して第 3 の剪断波によって引き起こされた、時間に依存する組織の第 3 の変位を検出し、ただし、前記第 2 の変位は前記第 2 のスキャンライン上に位置し、

複数の各ラテラル位置ごとに、

- ・前記第 1 の変位と前記第 2 の変位との最大相関に相当する遅延と、
- ・該第 1 の変位と前記第 3 の変位との最大相関に相当する遅延と、
- ・該第 2 の変位と該第 3 の変位との最大相関に相当する遅延と

を計算し、

前記各遅延の関数として、前記複数の各ラテラル位置ごとの組織中の剪断波速度を計算する

ための命令を含む。

【0006】

第 2 の側面では、医療用超音波イメージングで剪断波情報を求めるための方法が提供される。複数の異なる位置において送信することによって組織内に発生した第 1 の剪断波は、1 つの同じ位置で検出する。1 つの同じ位置において複数送信を行うことによって組織内に発生した第 2 の剪断波が、複数の異なる位置で検出される。第 1 の剪断波および第 2 の剪断波の双方の関数として剪断波速度を計算する。画像は、前記剪断波速度に依存して組織を表現する。

【0007】

第 3 の側面では、医療用超音波イメージングで剪断波情報を求めるためのシステムが提供される。受信ビームフォーマが、受信した音波信号に依存して空間的位置を表すデータを出力するように設けられている。前記受信ビームフォーマから出力されたデータに依存して組織変位を推定するためにプロセッサが設けられており、該プロセッサは、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置から組織変位の少なくとも 1 対の相関係数を計算し、該相関係数に基づいて伝播時間を求め、該伝播時間に依存して画像を生成する。前記画像を表示するためにディスプレイが設けられている。

【0008】

本発明は特許請求の範囲によって規定されたものであり、明細書の記載によって、特許請求の範囲に記載の発明が限定されることはない。以下、有利な実施形態を参酌して本発明の別の実施形態および利点を説明する。以下で説明される実施形態は、特許請求の範囲において独立して記載されているか、またはこれらの実施形態の組合せが記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図 1】医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるための方法の一実施形態を示すフローチャートである。

【図 2】送信および変位検出のシーケンスを示す図である。

【図 3】A ~ C は、異なる送信シーケンスを示し、D は、A ~ C の異なる送信シーケンスが温度に影響したときの作用の一例を示す図である。

【図 4】アキシャル方向、ラテラル方向および時間的な変位サンプリングの一例を示す図である。

【図 5】到達範囲と遅延との関係の一例を示す図である。

【図 6】医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるためのシステムの一実施形態を示す。

10

20

30

40

50

【実施例】

【0010】

本発明は特許請求の範囲によって規定されたものであり、明細書の記載によって、特許請求の範囲に記載の発明が限定されることはない。以下、有利な実施形態を参酌して本発明の別の実施形態および利点を説明する。以下で説明される実施形態は、特許請求の範囲において独立して記載されているか、またはこれらの実施形態の組合せが記載されている。

【0011】

送信位置と検出位置との種々の空間的な組み合わせによって得られる変位を使用して、切断波情報を検出する。同一の空間位置において加振（励振）（プッシュパルス）を繰り返すことによって生じる切断波波形の多義性（不明瞭）を回避するため、インタリーブシーケンスを使用する。このインタリーブにより、このシーケンスがビームの重なりを低減することもでき、温度上昇量を低減することもできる。このようなシーケンスの切断波信号強度は、同一のスキャンライン上に複数送信するのと比較すると優れている。この切断波信号強度により、より高信頼性かつロバストな検出を実現することができる。

10

【0012】

切断波のピーク到達時間を検出する代わりに、ビームシーケンスが行われた場所からの切断波応答の相関を使用して、伝播時間を求める。伝播時間推定問題を、相関係数空間内における最適化問題と見なすことにより、ピーク到達時間の探索やヘルムホルツの式を解くのと比較して最適な解が得られる。

20

【0013】

1つの実施形態では、所与の種類組織とイメージングシステム装置との間の少なくとも1つの距離値を求める。組織の熱作用を低減するため、加振パルスの空間インタリーブ方式を使用する。切断波検出パルスの空間的位置の分布は分散しており、これらの分散された位置を使用してインタリーブ方式の送信によってデータが取得され、これにより、切断波の遅延時間または伝播時間の相関による検出が可能になる。

【0014】

別の実施形態では、切断波変位の時間的な特性経過の少なくとも1対の相関係数を計算する。各所与の距離間における切断波の伝播時間は、この相関係数から推定される。伝播時間の逆数を求め、その結果に距離を乗算して切断波速度を求める。別の実施形態も考えられる。

30

【0015】

図1は、医療用超音波イメージングにおいて切断波を求めるための方法を示す。この方法は、図6のシステムまたは別のシステムによって実現される。付加的なステップ、別のステップを設けるか、またはステップを少なくすることも可能であり、たとえば、ステップ35を実施せずに、その代わりに別の切断波特性を求める。別の例として、ステップ36を実施しない。別の実施形態では、ステップ35からステップ30に繋がる矢印によって示された繰り返しを行わない場合がある。またこれらのステップは、記載または図示された順序で実行されるが、別の順序で実行することも可能である。

【0016】

ステップ30において、切断波を生成するために音波パルスを送信する。加振エネルギーが超音波トランスデューサから送信される。この加振は音響エネルギーであり、この音響エネルギーが集束されることにより、各送信ごとに1つまたは複数のビームが得られる。上記の加振は、フェーズドアレイおよび/または機械的な集束部を使用して集束される。この加振を1つの次元において非集束状態とし、例えば高さ方向において非集束状態とすることも可能である。加振エネルギーは、患者の組織内に送信される。この加振が1つの場所で集束されることにより、この加振によって生じた切断波を検出ことができ、たとえば、腫瘍である可能性のある場所を含む周辺の組織位置を検出することができる。

40

【0017】

前記複数の送信は、複数の異なる場所において集束される。患者の領域上をスキャンし

50

て切断波を発生させるためには、1つまたは複数の送信を同一位置に集束させる。別の送信は、別の場所において集束される。切断波は集束領域において発生し、該集束領域からラテラル方向に伝播していく。いかなる送信であっても、切断波は、集束領域に隣接する場所および/または該集束領域から離隔した場所で検出される。切断波が組織中を伝播していくにつれて、該切断波の振幅は低減していく。関心領域において、切断波に対する組織応答を検出するためには、別の集束領域へ送信を行い、該別の集束領域の辺りで検出を行う。複数の異なる送信集束領域に由来する複数の検出領域は、相互に重なり合う。図2に一例として、10個のスキャンライン $n \sim n + 10$ を示している。設けられるスキャンラインの数を増減することもできる。ここでは、各スキャンラインごとに2つ以上の送信を行って切断波を発生させる。このことは、40および42に示されたプッシュパルスを表す矢印によって示されている。プッシュパルスを送信するためのスキャンラインは、検出用のスキャンラインと同じである。別の実施形態では上記実施形態と異なり、1つ以上のプッシュパルススキャンラインが、受信スキャンラインまたは検出スキャンラインと異なる。

10

20

30

40

50

【0018】

切断波を発生させるためには、高振幅または高パワーの加振が望ましい。たとえば、各加振の機械的指標は1.9に近く、かつ1.9を超えない。慎重に、かつ探触子のばらつきを考慮して機械的指標を選択するならば、1.7を機械的指標の上限とする場合もある。使用されるパワーを増大させたり（たとえば、1.9を超える機械的指標MI）、減少させたりすることもできる。同一のスキャンライン上または隣接するスキャンライン上において連続的に送信を行うと、組織の温度が時間とともに上昇してしまう。生物学的な作用には、約41~45の高い組織温度、45を上回る温度で生じるプロテイン変質、および50を上回る温度で生じる組織壊死が含まれる。組織のステイフネスは、45以下の温度であっても影響を受けることがある。45以上の温度では、粘度および/またはステイフネスが増大することがある。50以上の温度では、組織のステイフネスが高くなり、および/または減衰が大きくなることがある。超音波の送信によって、生理学的な作用が発生することがある。その代わり、2を上回る温度上昇を阻止することにより、生理学的な作用が抑えられる。

【0019】

図3A~3Cに、複数の異なる場所において切断波を発生させるための3つの異なる送信シーケンスを示す。図3Aは、複数の隣接するスキャンライン上で順次行われる送信を示す。これらのスキャンラインは、下方向を指す矢印として示されている。送信順序を番号1~5によって示している。使用されるスキャンラインは増減することもできる。

【0020】

図3Bおよび3Cに、時間とともに上昇する温度を下げるための送信シーケンスを示す。図示のように順次行われる送信は、すぐ隣のスキャンライン上で順次送信を行うのを回避するために、スキャンライン全体において空間インターリーブで送信することによって行われる。図3Bに、5つのスキャンライン上において加振が発信されるのを示す。この発信は、左から右への順に行われる。この観察面は2つに分かれており、右半分と左半分とに分かれている。最初の第1の送信は、図3Bの左半分のうち左側のスキャンライン上で行われ、次の第2の送信は、図3Bの右半分のうち左側のスキャンライン上で行われる。この送信パターンは、図3Bの右半分のうち右側において最後の送信が行われ、その次に、左半分のうち右側において最後の送信が行われるまで続けられる。この送信シーケンス全体において、時間的に連続する送信の相互間の間隔は、切断波の検出のための観察面（たとえば関心領域）の半分になっている。

【0021】

図3Cに、別の可能なシーケンスを示す。この実施例では、観察面は4等分されており、各4等分ごとに、インターリーブ周期中に順次スキャンが行われる。異なる分割形態の別のスキャン順序、スキャン順序の無作為化、時間的/空間的パターンが異なる別のスキャン順序を使用することもできる。

【0022】

図3Dに、図3A～3Cの3つの異なるシーケンスで発生した温度上昇を示す。組織温度上昇は、ビームの音場が相互に著しく重なり合う近接した場で見られる。図3Aのシーケンス1（破線）では、時間とともに大きな温度上昇が生じている。図3Bのシーケンス2（一点鎖線）および図3Cのシーケンス3（実線）では、温度上昇が小さくなっている。

【0023】

上述の実施形態の代わりに、または付加的に、切断波推定において付加的な相関を求めて切断波速度を求めることにより、温度を制御することができる。この付加的な相関を求めて、複数のラテラル位置における遅延を同時に求めることができるようにするためには、1つの同じ場所に対して限られた数のプッシュパルスを有する取得シーケンスを段階的に行い、たとえば2つ、3つまたは4つのプッシュパルスを有する取得シーケンスを段階的に行う。図2には、符号40および42によって、切断波を発生させるためのプッシュパルスまたは送信の2つの段階を示す。短時間のパルス繰り返し周期（PRI）で1つの同じ位置において複数のプッシュ時間（たとえば5個または10個以上）を使用する代わりに、2つ以上の取得段階が使用される。各段階40、42がスキャンライン全体を任意のパターンでスキャンし、たとえば図3A～3Cに示されたパターンでスキャンする。2つの段階を使用するだけで、1つの空間的場所における加振PRIは非常に小さくなる（100msのオーダー）。

【0024】

別の送信も行われるが、この別の送信は、切断波を生じさせるのではなく切断波を検出するためのものである。検出のための送信のパワーをより低くし、かつ/または検出用の送信のパルス時間を短時間にすることができ、検出用の送信では、切断波を発生させるためのプッシュパルスと同じスキャンラインを使用するか、または異なるスキャンラインを使用することができる。複数のスキャンライン上で受信サンプルを形成するために、検出用の送信ビームの少なくとも一方向における形状、たとえばラテラル方向の形状を、より広幅にすることができる。

【0025】

ステップ32において、上記の組織の変位が検出される。切断波によって組織が動く。図2に、切断波をモニタリングするために使用される変位を示す。これは、符号44の矢印によって示されている。これらの矢印は1方向であるが、切断波は複数の方向に伝播する。1方向、2方向またはそれ以上の数の方向において、切断波をモニタリングすることができる。

【0026】

切断波によって引き起こされた組織の変位は、ある程度の時間にわたって検出される。切断波が発生した場合、この切断波の応力が伝播するまで、隣接する組織は動かない。切断波が或る場所を通ると、組織はある程度の量または距離だけ変位する。この変位量または変位距離は、ピーク変位量に達するまで増大し、組織が静止状態に戻っていくにつれて変位量または変位距離は減少していく。このピーク変位量は、集束点における切断波の発生時点から該切断波のピークが別の場所を通るまでの遅延時間または伝播時間に相当する。ある程度の時間にわたる変位経過は、ある程度の時間にわたって組織の動きの大きさをトラッキングすることによって求められる。

【0027】

組織の変位は、超音波スキャンによって検出される。この変位を検出するためには、変位中の組織に超音波エネルギーが送信され、このエネルギーの反射が受信される。図2にこの検出が46で示されている。検出用の送信および受信は複数回行われ、変位に起因する変化が求められる。送信および受信には任意のシーケンスを使用することができる。変位の検出は別のスキャンによってインタリーブすることができ、たとえば、異なる変位領域を別個にスキャンすることができる。

【0028】

10

20

30

40

50

関心領域をモニタリングしてこの剪断波を検出する。この関心領域のサイズは、例えばラテラル方向に6mm、アキシャル方向に10mmなど任意である。この検出領域は超音波によってモニタリングされ、例えば、Bモードスキャンを実行して、上記の剪断波によって引き起こされた組織の変位を検出する。ドップラモード、カラーフローモード、または別の超音波モードを使用して上記の剪断波をモニタリングすることができる。

【0029】

このモニタリングは、任意の数のスキャンラインで実行され、例えば、各送信ごとに4つの受信ビームが応答して形成される。加振エネルギーを送信して剪断波を発生させた後、1つのスキャンライン上でBモード送信が繰り返し行われ、また、4つの隣接するスキャンライン上で受信が行われる。別の実施形態では、各送信ごとに1つの受信ビームだけが応答して形成されるか、または別の個数の受信ビームが形成される。任意の回数の繰り返し、例えば、約10～120回の繰り返しを使用することができる。上記超音波データの中には、例えば、上記の繰り返しの開始時または終了時において生じる超音波データの中には、上記剪断波に反応して生じたものではない超音波データがある。

10

【0030】

上記剪断波はスキャンラインを通して伝播するため、Bモード強度は変化することがある。上記モニタリングされるスキャンラインでは、剪断波によって発生した組織の動きの時間特性を表すデータ系列が得られ、例えば、複数の空間位置から得られたデータ（例えば、複数のスキャンライン上で得られたデータ）は時間の関数として、データまたは画像の参照フレームに相関付けされる。任意の弾性検出を使用することができる。複数の奥行位置または空間位置にわたって、各奥行位置または空間位置毎に相関が行われる（例えば、プロフィール計算が行われる対象であるポイントである奥行の中心を有する64個の奥行のカーネル）。空間における2次元または3次元の変位を使用することができ、また、スキャンラインまたはビームと異なる方向の1次元の変位も使用することができる。

20

【0031】

特定の時点における最大の相関または十分な相関を有する空間的なずれが、変位の量を示す。1つの位置において複数の異なる時点の変位が求められ、各位置ごとの時間特性により、剪断波の検出結果が分かる。この時間特性にノイズが無いが否か、または、この時間特性の変化は単独のものであるが否かが検査される。時間的なローパスフィルタリングの有無にかかわらず、時間特性におけるピークによって、剪断波の波面が通り過ぎたことが分かる。最大変位が選択されるが、平均または別の変位統計結果を使用することができる。図2に、48において検出される変位の時間的応答を示す。

30

【0032】

より大きな領域をモニタリングするためには、1つの同じプッシュパルスに応じて形成される受信ビームを追加する。その代わりに、さらに別の剪断波を発生させ、送信ビームが送信される場所からこの剪断波の発生地点までの距離と、受信ビームが送信される場所からこの剪断波発生地点までの距離とが異なるようにする。上記の実施形態を使用すると、スキャンラインあたり2つ以上のプッシュパルスを使用するだけで、複数のラテラル位置の変位が得られる。受信ビーム位置毎に、超音波データによって表される動き情報の時間特性が得られる。時間特性を形成する間、より高い時間分解能を実現するためには、1つの同じ剪断波をモニタリングするために複数の異なるスキャンライン上で送信を行うのを避け、スキャン位置をインタリーブまたはシフトすることができる。

40

【0033】

上記の説明は、奥行が1つである場合についての説明である。上記の関心領域のアキシャル方向の拡がりすべてをカバーする1つのゲートが得られるように、上記のサンプリングを配置することができる。別の1実施形態では、各受信ビーム毎に複数の奥行においてサンプルが取得される。アキシャル方向の奥行でも、ラテラル位置でも、各位置ごとに別個の時間特性が得られる。任意の数の奥行を使用することができ、たとえば5mmで約200個の奥行を使用し、10mmで約400個の奥行を使用することができる。

【0034】

50

上記の関心領域において、異なる位置を表す超音波データが得られる。この超音波データは、スキャンによってリアルタイムで得られるか、またはメモリから得られる。各位置ごとに、動き情報は複数の異なる時点における応答を表す。別のスキャン手法、別のモニタリング手法、または別の技術を使用して、超音波データを得て、剪断波の大きさを推定することができる。

【0035】

時系列でラテラル位置に配列した複数の変位を使用することにより、スキャンラインごとに発信される2つの少ないプッシュパルスで、剪断波速度を推定することができる。たとえば、複数の異なる位置からの送信によって、組織中の剪断波が1つの同じ位置で引き起こされて検出され、1つの同じ位置で複数の送信が行われることにより、複数の異なる位置において組織中の剪断波が引き起こされて検出され、別の複数の位置において送信が行われることにより、組織中の剪断波が複数の異なる位置において引き起こされて検出される。このように空間的および時間的に多様であることにより、多義性を小さくして剪断波を求めることができる。

10

【0036】

図2に、このような種々の位置を示す。このパルスパターンでは、剪断波を発生させるために各指数の位置ごと（たとえば各スキャンラインごと）に加振力が2回印加され、検出パルス列もまた、別の位置で剪断波を検出するために2回印加される。しかし、各検出パルス列は複数の位置に対応するので、解を検出する剪断波の3つの可能なセットを有するシステムが得られる。そのうち1つのセットは、同じ1つの位置で検出されるが2つの異なる位置で加振されるシーケンスであり、次の第2のセットは、複数の異なる位置で検出されるが1つの同じ位置で加振されるシーケンスであり、最後の第3のセットでは、検出も加振も複数の異なる位置で行われる。図2にこの基本的構成が、46における指数オフセットパラメータ p および q と、2つの管形を結ぶ接続部分とによって示されている。時間的および空間的な多様性を加減することができ、たとえば、位置および/または時点を追加し、これらの組み合わせを追加することができる。

20

【0037】

図2中、48において検出された変位応答に描かれた楕円によって、別の成分を含む領域を示している。この変位の時間的応答は、この別の成分を含む領域の内部の位置と外部の位置とで異なる。媒質が異種を含むことにより、上記の解法のどのセットも完璧でなくなる。

30

【0038】

図4に、変位の時間的応答の空間的位置および時間的位置と、この変位に相当する加振の一例を示す。A、BおよびCは剪断波であり、これらに対する加振位置（破線）で発生したものである。A、BおよびCは、検出位置で検出された剪断波である。これらの検出位置は、相互に等間隔で離隔されたスキャンライン上にあるが、これらの検出位置を別の分布にすることもできる。上記の例では、剪断波A、BおよびCを発生させるための3つのプッシュパルス、および、各剪断波に対応して検出される時間に依存する組織変位（A、BおよびC）である。図4に、1つの奥行におけるプロセスを示す。横軸はラテラル方向の間隔を示しており、ここでは、剪断波AおよびCを発生させるためのプッシュパルスが第1のスキャンライン上で送信され、剪断波Bを発生させるためのプッシュパルスが第3のスキャンライン上で送信される。別の横軸が時間を表しており、複数の異なる時点で第1のスキャンライン上で送信され剪断波AおよびCを発生させるためのプッシュパルスを示している。たとえば、剪断波AおよびCを発生させるためのプッシュパルスは、図2中の1つの同じスキャンライン $n+3$ 上のプッシュパルス40、42に相当する。剪断波Bを発生させるためのプッシュパルスが同時点で送信されるのが示されているが、このことは比較的そうになっているということであり、実際の送信は、第3のスキャンライン上（たとえば、図2中のスキャンライン $n+6$ ）で順次行われる。同じ第4のスキャンライン上で検出される変位AおよびBの関係を示すため、プッシュパルスAおよびBに回答して行われる変位検出のタイミングが同時

40

50

点で行われるように示している。

【 0 0 3 9 】

図 2 および 4 の例では、スキャンライン $n + 3$ 上の音波送信に応答して切断波 A が発生することによって生じた変位 A が検出される。変位 A はスキャンライン $n + 6$ 上に位置し、図 2 ではこの変位 A を、第 2 のプッシュパルスからの矢印によって示す。この検出は、スキャンラインを 2 つ介在させて行われる。他に介在するスキャンラインは無い。他の実施形態では、上記実施形態の代わりに、介在するスキャンラインを 1 つとするか、または 2 つより多くする。スキャンライン $n + 5$ 上の音波送信に応答して切断波 B が発生することによって引き起こされた変位 B が検出される。変位 B はスキャンライン $n + 6$ 上で発生する。このスキャンライン $n + 6$ は、切断波 B を発生させるためのプッシュパルスで使用されたスキャンライン $n + 5$ の直ぐ隣である。介在するスキャンラインを追加することができる。切断波 A を発生させるためのプッシュパルスと同じスキャンライン $n + 3$ 上で送信された音波に応答して切断波 C が発生することによって引き起こされた変位 C が検出される。この変位 C は、直ぐ隣のスキャンライン $n + 4$ 上で検出されるが、介在するスキャンラインを 1 つとするか、またはより多くすることができる。図 2 中、C および C を表すために、スキャンライン $n + 3$ 上のプッシュパルス 4 0 からスキャンライン $n + 4$ 上の検出パルス 4 6 の方向を指す矢印が示されている。

10

【 0 0 4 0 】

別の空間的關係および時間的關係を設けることもできる。図 2 および 4 は一例であり、スキャンライン $n + 3$ および / または $n + 5$ 上においてさらに別のプッシュパルスを使用することもできる。1 つの同じスキャンラインまたは異なるスキャンライン上で、プッシュパルス送信を追加するかまたは追加せずに、さらなる変位を検出することもできる（たとえば、同じプッシュパルス C に応答して $n + 4$ 上で C の他に発生する別の C も検出する）。図 2 および 4 には、送信の右側から離れたスキャンライン上で検出が行われるのが示されているが、どのような距離に配置してもよい（たとえば、2 次元における左側から離れたスキャンライン、または、3 次元における前面 / 背面から離れたスキャンライン）。

20

【 0 0 4 1 】

図 4 では、A A および B B が、範囲__1における伝播時間パラメータを検出するための対を成し、A A および C C がそれぞれ、範囲__2における伝播時間パラメータを検出するための別の対を成す。B B および C C は、解を限定するための別の対を成す。前記範囲パラメータは、スキャンライン相互間の既知の距離を表す。範囲__1および範囲__2を伝播したときの伝播時間を、前記空間的 / 時間的な対から遅延 1 および遅延 2 として求めることができる。切断波の速度または伝播時間を求めるために、この遅延情報を使用することができる。

30

【 0 0 4 2 】

ステップ 3 4 において、空間的な相違を利用して遅延を計算する。変位を相関づけて、遅延を計算する。発生する可能性のある様々な遅延の範囲を考慮することにより、変位のプロファイルを使用して、同じ計算で複数の異なる位置に関連する遅延を求めることができる。1 つの位置については、空間的に異なる複数の変位の最大相関に対応する遅延が計算される。1 つの相関を行うというよりも、この最大相関は複数の相関に依存し、たとえば複数の異なる変位対の相関に依存する。切断波速度または別の切断波情報は、相関関係を利用して、検出された切断波との関係に基づいて計算される。たとえばスペックルトラッキングを行うために、相関関係を利用して変位を求める場合、さらなる相関または相関関係の階層化を使用して、変位から切断波情報を求める。

40

【 0 0 4 3 】

通常の波伝播時間は、以下の関数によって求められる：

【数 1】

$$\tau_s = \max_{\arg\{\tau\}} c(\tau) = \sum_{t=0}^T d(m,n,t)d(u,v,t+\tau) \quad (1)$$

【0044】

上記式では、 τ は遅延であり、 c は相関性であり、 t は時点であり、 d は変位であり、 m, n, u および v は、2次元における空間的座標である。たとえば、これら2つの変位関数は変位曲線または変位プロファイル A および B である。この最大相関は、十分な大きさの信号雑音比を実現し、信号波形の歪みを小さくするのに十分であるが、別の状況では十分でない場合もある。 10

【0045】

図2において示された異質混合状態の組織領域のような、移行区域で生じる問題を解消するために、空間的な相違が使用される。複数の相関対を使用して遅延を求める。空間的相違および時間的相違を使用して、複数の各ラテラル位置ごとに、切断波の空間的分布と、切断波の持続時間とを求めることができる。最大相関を見つけるために、相互相関の群の挙動を使用する。各ラテラル位置 y ごとに、可能な遅延範囲を使用して、最大相関に関連づけられる遅延を求める。同じ奥行におけるラテラル方向の拡がり全体の相関関数を、2次元行列 $c(y, \tau)$ として得ることができる。複数の各ラテラル位置における遅延が同時に求められる。複数のスキャンラインにおける同時点の切断波速度に相当する遅延を、同じ関数の一部として求めることができる。切断波変位時間特性の少なくとも1つの対で、複数の異なる位置の変位の相関が計算される。対応する位置の遅延の行列を出力するために1つの関数が使用される。 20

【0046】

変位の時間的応答は $d(i, j, t)$ で表され、指数 i は加振位置指数（たとえばスキャンライン）を表し、 j はトラッキング位置指数（たとえばスキャンライン）を表す。変位曲線の2対間のパルス遅延 $d(i, j, t)$ を検出するために相関を使用する。すなわち、 $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$ 、 $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ である。異質混在区域を特定するためには、別の対 $\{d(i, i+q, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ が使用される。図4の例では、一対は A B であり、別の一対は A C であり、異質混在区域を特定するために使用される対は B C である。 30

【0047】

たとえば、行われるプッシュパルス送信および/または検出を追加する場合には、別の対を使用することができる。空間的に相違する変位対であるか、または時間的に相違する変位対であるか、または空間的および時間的に相違する変位対であれば、どのような変位対でも使用することができる。この計算は、スキャンライン相互間の距離との関係に基づいて行われ、この距離はたとえば、1つの同じスキャンライン上のプッシュパルスに対して複数の異なるスキャンラインにおいて生じた変位を検出することによって得られる。この到達範囲を決定するために、スキャンライン間の範囲が使用される。この到達範囲と遅延とを使用して、切断波の速度が求められる。 40

【0048】

一例の関数は、3つの異なる変位対の相関度の和を計算する。1つの同じスキャンライン上の複数の送信によって発生して検出されかつ/または複数の異なる検出スキャンラインで検出された切断波の相互間の相関が求められる。同じ奥行において τ が連続的に変化し続けると仮定すると、同じ奥行におけるラテラル方向の拡がり全体で得られる τ 値は境界線または境界曲線 $\tau(\tau)$ と称され、以下のように定義された費用関数を解くことによって得られる：

【数 2】

$$\Gamma_{\tau} = \max_{y=0}^{y_{\max}} \{ \alpha c_1(y, \tau) + \beta c_2(y, \tau) \} - \gamma c_3(y, \tau) \|\dot{t}(y)\| \quad (2)$$

【0049】

上記式では、

【数 3】

$$\begin{aligned} c_1(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+p, t+\tau) \\ c_2(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i, i+q, t+\tau) \\ c_3(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+q, t+\tau) \end{aligned} \quad (3)$$

10

【0050】

この曲線は遅延 およびラテラル位置 y の行列として表され、 (y) は、 y におけるの 1 階微分であるか、または 2 階微分であるか、または 3 階微分であるか、または別の微分である。 α 、 β 、 γ は重み付けパラメータである。これらの重み付けパラメータは、実数の 1.0 とするか、または別の数にするか、または y に依存することができる。任意の範囲の遅延値および任意の数の遅延値を使用することができ、たとえば、考察されている $0 \sim 100$ の単位範囲における可能な値は 32 個である。使用可能な切断波伝播から得られたすべての情報を組み合わせることにより、各実行ごとに最大相関係数の曲線が求められる。上記実施形態の代わりに別の実施形態では、使用される対の項または相関を追加することができる。異なる多様性の組み合わせを使用することができる。

20

【0051】

数式 (2) を使用するか、または、複数の相違対の項を含む別の相関関数を使用することにより、弾性率が異なる 2 つの位置における加振に起因するばらつきを低減することができ、相関項 c_3 を導入して (たとえば $B-C$ の相関) 媒質の異質混合状態に適応的に対応することができ、隣接の制約を適用することによって誤差を低減することができる。

30

【0052】

図 4 に示されているように、遅延の推定は、相関関数を計算するのに使用されるデータ対では異なる。対データ $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$ ($A-B$ 相関) が範囲 $_1$ における平均遅延時間を推定し、対 $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ ($A-C$ 相関) が範囲 $_2$ における平均遅延時間を推定する。これら 2 つの推定結果には、共有される範囲がある。複数の隣接するラインの各群の間の高精度の推定結果 () は、両端の値が既知である場合、ラテラル方向の拡がり全体においてアンラッピングすることによって得られる。このラテラル方向全体の拡がり は関心領域全体 (たとえば 10 個のスキャンライン) に及ぶものとすることができ、また、関心領域のサブセットに及ぶものとすることもできる。前記既知の値は、両端に対して僅かに異なる、加振パルスおよび検出パルスのシーケンスによって得られる。撮像視野の両端では、検出 C は C と同じ位置にあり、加振 B はトラッキングパルス B と同じ位置にある。このことにより、推定伝播時間は A から A までの平均値となる。各ビーム群間の間隔の値を解くために、以下の数式が使用される：

40

【数 4】

$$\tau = \begin{cases} \tau_0, & \text{端} \\ \frac{1}{2}\tau_{i-1} + \tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1}, & \text{中間部分} \\ \tau_{N-1}, & \text{端} \end{cases} \quad (4)$$

【0053】

両端におけるシーケンスにより、 τ_0 および τ_{N-1} の推定結果が得られる。

【0054】

10

図 5 に、数式 (4) の中間部分を示す。両端の時点 τ_0 および τ_{N-1} において値が既知である場合の遅延値をアンラップするための方法は、再帰的解法方程式と称される。与えられた τ_0 の低い方から高い方へ順に、以下の式が適用される：

【数 5】

$$a(n)\tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1} = b(n) \quad (5)$$

【0055】

【数 6】

20

$$\begin{cases} a(0)=1, & a(1)=1, & a(2)=1-\frac{1}{4}, & a(n)=1-\frac{1}{4a(n-1)} \\ b(n)=\hat{\tau}_n - \frac{b(n-1)}{2a(n-1)}, & b(0)=\tau_0 \end{cases} \quad (6)$$

【0056】

$a(n)$ も $b(n)$ もすべて計算することができるので、数式 (4) は 2 つの未知の変数にまで縮小される。この方程式系と、 τ_{N-1} が既知であるということとから、指数の高い方から低い方へ順に数式 (5) を解いて、複数の隣接するビームの各群ごとに τ_i を得ることができる。平行なビームを受け取る場合、同じ方法を使用して個々の τ_i に分解する。たとえば、指数 0 ~ 4 が付された 4 つの平行なビームをトラッキングパルスに使用する場合、数式 (4) ないし (6) によって、この指数を有する各ビームを求めることができる。指数が付された各ビーム間の距離が異なることを考慮して、数式 (4) において重み付けされる係数 1/2 を変化させている。

30

【0057】

ステップ 34 において、遅延およびラテラル位置の関数として剪断波速度を計算する。組織の複数の異なる空間的位置の剪断波速度が求められる。複数の各ラテラル位置ごとの組織中の剪断波速度は、各遅延の関数として計算される。

【0058】

剪断波速度は、伝播時間または遅延 () と、スキャンライン間の既知の距離 (たとえば範囲) とから求められる。位置までの時間および距離が速度を決定する。この距離はスキャンライン間隔 (すなわち、剪断波を発生させるための送信ビーム位置と、該剪断波を検出するための受信ビーム位置との間隔) から分かる。

40

【0059】

剪断波速度の代わりに、または剪断波速度の他に付加的に、弾性率または剪断波に関する任意の値を推定することができる。組織弾性率値は、その位置における硬さまたはステイフネスを表す。例えば、組織の剪断弾性率が推定される。その代わりに、他の実施形態では、ヤング弾性率が推定される。別の実施形態では、剪断波に関する別の定量的または定性的な値が推定される。

【0060】

50

上記の剪断弾性率は、 $g = v_s^2$ によって得られ、ここで ρ は密度、 v_s は剪断波速度の推定値である。1実施形態では、上記の組織弾性率または剪断波情報、例えば剪断弾性率は、ひずみまたは変位と、上記の弾性率または剪断波情報との関数として求められる。例えば、各サンプル位置の剪断弾性率が、拡散方程式を繰り返して解くことによって求められる。0.5のポワソン比を仮定するかまたは既知のポワソン比を使用することにより、特定の剪断弾性率の場合に複数の異なる時点で発生した歪み場の関数として、または、特定の剪断弾性率の場合に複数の異なる位置において異なる応力がかかった場合の歪み場の関数として、複数の異なる位置における剪断弾性率が繰り返して計算される。

【0061】

別のスキャンラインおよび/または別の奥行において上記のステップを繰り返す。たとえば、1つまたは複数の各奥行において、ステップ30, 32, 34および35を再び行う。これらのステップは、ラテラル方向に離隔された複数の別の位置に対して繰り返すことができる。図4は一例として、シーケンス全体のうち一部を示す。数式(3)を解く際に、複数の異なるラテラル位置ごとに異なる複数の相関が準備される。その代わりに、別の各ラテラル部分を別個に扱い、たとえば4つのスキャンラインの一意の群で扱う。その代わりに、関心領域の別の解法または別の部分に、プッシュパルスと、検出された変位対または変位情報を使用することができる。たとえば1つの解法では、BおよびB'をCおよびC'の対として使用することができる。

10

【0062】

ステップ36において、画像が形成される。この画像は、前記剪断波速度または別の剪断波情報に依存して組織を表現する。剪断波情報を求める対象である領域は、患者の比較的大きな面積または体積を表す画像中のサブセットまたは関心領域とすることができる。たとえば剪断波速度は、一領域内の画素の色を変調して濃淡Bモード画像を生成する。この画像は、複数の異なる位置における剪断波または弾性率(例えば剪断弾性率)などの変位情報を表現することができる。ディスプレイグリッドは、スキャングリッドおよび/または変位が計算されるグリッドとは異なるものとするとも可能である。色、明るさ、輝度、色相または別の特性を、剪断波情報に依存して変調する。

20

【0063】

図6に、医療用超音波イメージングにおいて剪断波情報を求めるためのシステム10の一実施形態を示す。システム10により、図1, 図2, 図4の方法または別の方法が実現される。システム10には、送信ビームフォーマ12と、トランスデューサ14と、受信ビームフォーマ16と、画像処理プロセッサ18と、ディスプレイ20と、記憶装置22とが含まれている。別の構成要素を付け加えてもよいし、上記の構成要素と異なる構成要素を設けることができ、また設けられる構成要素の数を低減してもよい。たとえば、剪断波情報を得る対象である関心領域を手動で指定するか、または該関心領域の指定を支援するために、ユーザ入力部が設けられる。別の例として、組織を治療するために付加的にHIFUトランスデューサ24を設ける。システム10は、医療用超音波診断画像システムである。別の実施形態ではその代わりに、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ステーションであるか、または、リアルタイム画像構築または取得後画像構築を行うために同じ場所に配置されるかまたはネットワーク上で分散されて配置される別の構成の装置である。

30

40

【0064】

送信ビームフォーマ12は、超音波送信器、記憶装置、パルス発生器、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせである。送信ビームフォーマ12は複数のチャネルに対して、異なる振幅または相対的な振幅、遅延および/または位相調整で波形を形成する。生成された音波に応答してトランスデューサ14から音波が送信されると、1つまたは複数のビームが形成される。複数の送信ビームが順次形成されて2次元または3次元領域がスキャンされる。セクタ、Vector(登録商標)、線形スキャンフォーマット、または別のスキャンフォーマットを使用することができる。1つの領域が複数回スキャンされる。フローイメージングまたはドブライメージングにおいて、また歪みイメー

50

ジングにおいて、複数のスキャンを順次行う。ドップラーイメージングでは、上述の順次行われる複数のスキャンには、隣のスキャンラインをスキャンする前に同じスキャンラインに沿って生成される複数のビームを含むことができる。切断波イメージングには任意のスキャンシーケンスを使用することができ、たとえば図3A～3Cに示されたようなスキャンシーケンスを使用することができる。別のスキャンラインを走査する前に形成される、切断波発生用の送信ビームを、1つまたは2つまたはそれ以上とすることができ、また、送信ビームをインタリーブすることもできる。たとえば取得の順序は、相関の計算と別個である。記憶装置が、相関を行うために変位情報を得るためのデータを記憶する。別の実施形態ではその代わりに、より高速のスキャンを実現するために送信ビームフォーマ12が平面波または発散波を生成する。

10

【0065】

トランスデューサ14は、圧電ダイアフラム素子または容量性ダイアフラム素子の1次元、1.25次元、1.5次元、1.75次元または2次元のアレイである。トランスデューサ14には、音響エネルギーを電気エネルギーに変換し電気エネルギーを音響エネルギーに変換するための複数の素子が含まれている。たとえばトランスデューサ14は、PZT素子の2次元アレイである（たとえば3,000個のPZT素子）。受信信号は、トランスデューサ14の素子に衝突する超音波エネルギー（エコー）に応答して生成される。これらの素子は、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16のチャンネルに接続される。

【0066】

受信ビームフォーマ16には、増幅器、遅延要素および/または位相回転器および1つまたは複数の加算器を有する複数のチャンネルが含まれている。各チャンネルは、1つまたは複数のトランスデューサ素子に接続される。受信ビームフォーマ16は、相対遅延量、位相および/またはアポダイゼーション量に基づき、検出のための各送信ごとに応じて1つまたは複数の受信ビームを形成する。受信ビームフォーマ16は、上記の受信音響信号を使用して空間位置を表すデータを出力する。複数の異なる素子からの信号の相対的な遅延および/または位相調整および加算により、ビーム成形が行われる。別の実施形態ではその代わりに、受信ビームフォーマ16は、フーリエ変換または別の変換を用いてサンプルを形成するプロセッサである。

20

【0067】

受信ビームフォーマ16は、フィルタを含むことができ、送信周波数帯域に対する2次高調波または別の周波数帯域における情報を分離するフィルタなどを含むことができる。このような周波数の情報の方が、所望の組織情報、造影剤情報および/または流れ情報を含んでいる確率が高い。別の実施形態では受信ビームフォーマ16にメモリまたはバッファと、フィルタまたは加算器とが含まれる。所望の周波数帯域の情報を分離するためには、たとえば2次高調波、3次基本波または別の帯域を分離するためには、2つ以上の受信ビームを組み合わせる。

30

【0068】

受信ビームフォーマ16は、複数の空間位置を表すビームを加算したデータを出力する。1つの位置、線に沿った複数の位置、面積における複数の位置または体積における複数の位置に対応するデータが出力される。動的な集束を行うことも可能である。これらのデータの目的は異なってもよい。例えば、Bモードデータや組織データを得るためには、切断波検出を行う場合と異なるスキャンが行われる。択一的には上記のBモードデータは、切断波によって引き起こされた変位を求めるためにも使用される。

40

【0069】

プロセッサ18は、Bモード検出器、ドップラ検出器、パルス波ドップラ検出器、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、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、画像処理プロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル信号処理プロセッサ、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせ、あるいはビーム成形された超音波サンプルからディスプレイ用の情報を検出および処理して表示する現

50

在公知の別の装置または将来開発される装置である。

【0070】

1実施形態では、プロセッサ18には1つまたは複数の検出器と、別体のプロセッサとが含まれている。この別体のプロセッサは、制御プロセッサ、汎用プロセッサ、デジタル信号処理プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、ネットワーク、サーバ、プロセッサ群、データバス、それらの組み合わせ、または変位を検出して組織特性を計算するための現在公知の別の装置または将来開発される装置である。例えば、上記の別体のプロセッサにより、図1に示したステップのうちの1つまたは複数の任意の組み合わせが実行される。プロセッサ18は、上記ステップを実施するためのソフトウェアおよび/またはハードウェアによって構築される。

10

【0071】

1つの実施形態ではプロセッサ18は、受信ビームフォーマ16からの出力データの関数として組織変位を推定する。この組織変位は、時間に依存する変位の大きさのプロファイルとして推定されるか、または、時間に依存する変位の大きさの曲線を表すデータとして推定される。前記変位プロファイルは、参照データと、切断波が通過する間に得られたデータとの相関によって得られるか、または両データの類似度を別の手法で求めることによって得られる。プロセッサ18は、複数の位置から得られた変位情報を使用し、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置の組織変位の少なくとも一对の相関係数が求められる。伝播時間を求めるためには、複数の異なる対から求められた相関係数が使用される。複数の異なる空間的位置の伝播時間、たとえば、同じ入力によって方程式から得られた出力である、複数の異なる空間的位置の伝播時間が、同時に求められる。複数の異なる空間的位置の伝播時間は、前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置から得られたデータを使用して関数から求められた出力セットの形で得られる。前記出力セットの各値は、複数の空間的位置の組織変位に依存する。この複数の空間的位置には、伝播時間の計算が行われる対象である距離に含まれない空間的位置も含まれる。前記空間的位置のうち複数の異なる空間的位置の変位が、所与の伝播時間を求めるのに使用することができる。たとえば、複数の異なる位置で送信が行われることによって1つの同じ位置で引き起こされた組織変位の一对の相関係数と、1つの同じ位置で送信が行われることによって複数の異なる位置において引き起こされた組織変位の一对の相関係数と、別の複数の異なる位置において送信が行われることによって複数の異なる位置で引き起こされた組織変位の一对の相関係数の、合計3対の相関係数を計算する。

20

30

【0072】

プロセッサ18は、前記伝播時間から切断波速度を計算する。別の切断波情報を求めることもできる。特定のスキャンラインの遅延が求められ、該遅延と、該当の距離または範囲とから、切断波速度が計算される。

【0073】

プロセッサ18は、上記の組織特性から、ディスプレイ20にマッピングされた画像または表示値を生成して出力する。例えば各位置ごとに、切断波速度、切断弾性率または別の値が求められる。上記の値の大きさにより、色、色相、輝度および/または別の表示特性が変調される。プロセッサ18は画素値(たとえばRGB)を決定するか、または画素値に変換されるスカラ値を決定する。画像はスカラ値または画素値として生成される。画像をビデオプロセッサ、ルックアップテーブル、カラーマップへ出力するか、またはディスプレイ20へ直接出力することができる。

40

【0074】

プロセッサ18は、記憶装置22または別の記憶装置に記憶されている命令にしたがって動作する。プロセッサ18は、医療用超音波イメージングにおいて切断波情報を求めるためにプログラミングされている。記憶装置22は、不揮発性のコンピュータ読み出し可能記憶媒体である。本明細書において説明した処理、方法および/または技術を実現するための命令は、コンピュータ読み出し可能記憶媒体または記憶装置、例えば、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブル媒体、ハードディスクドライブまたは別のコンピュータ読

50

み出し可能記憶媒体に記憶される。コンピュータで読み出し可能な記憶媒体には、種々のタイプの揮発性および非揮発性記憶媒体が含まれる。図面または本明細書において説明した機能、動作またはタスクは、コンピュータ読み出し可能記憶媒体に記憶されている1つまたは複数の命令セットに応答して実行される。この機能、ステップまたはタスクは、命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジなどの特定のタイプに依存することがなく、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードその他などを単独または組み合わせて用いて実行される。同様に処理ストラテジーは、マルチプロセッシング、マルチタスク処理、並列処理などを含んでいてもよい。1つの実施形態において、命令はローカルシステムまたはリモートシステムによって読み出せるように、リムーバブル記憶媒体装置に記憶されている。別の実施形態では、命令はコンピュータネットワークまたは電話回線を介して転送するために、遠隔地に記憶されている。さらに別の実施形態では、命令は所定のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステム内に記憶されている。

10

【0075】

ディスプレイ20は、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または別のディスプレイである。ディスプレイ20は、剪断波速度等の剪断波情報を表現する1つまたは複数の画像を表示する。

【0076】

これまで本発明を複数の実施形態に基づいて説明してきたが、本発明の趣旨から逸脱することなく種々の変更を加えることが可能であるものと理解されたい。したがって上記における詳細な説明は制限を意図しているものではなく説明を意図しているものであり、本発明の精神および範囲を定めるのは、全ての同等のものを含む添付の特許請求の範囲であると解される。

20

【符号の説明】

【0077】

- Seq 1, Seq 2, Seq 3 加振信号の送信シーケンス
- 10 本発明のシステム
 - 12 送信ビームフォーマ
 - 14 トランスデューサ
 - 16 受信ビームフォーマ
 - 18 画像処理プロセッサ
 - 20 ディスプレイ

30

フロントページの続き

- (74)代理人 100114292
弁理士 来間 清志
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100143959
弁理士 住吉 秀一
- (74)代理人 100156812
弁理士 篠 良一
- (74)代理人 100162880
弁理士 上島 類
- (74)代理人 100167852
弁理士 宮城 康史
- (74)代理人 100114890
弁理士 アイゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (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 トゥハンドレッドセブンティサード プレイス サ
ウスイースト 1 2 0 4
- Fターム(参考) 4C601 DD20 DE20 EE09 HH04 HH16 JB41

【外国語明細書】

Title of Invention**SOLVING FOR SHEAR WAVE INFORMATION IN MEDICAL ULTRASOUND IMAGING****Detailed Explanation of the Invention****BACKGROUND**

The present embodiments relate to ultrasound imaging. In particular, shear wave information is determined for ultrasound imaging.

Shear velocity detection is used in various diagnostic applications, such as assessing liver disease. The shear velocity may indicate tissue properties, allowing detection of tumors or other regions. However, the detection accuracy may be insufficient for comfort in other applications.

For shear wave detection, an ultrasound pushing pulse is fired along a scan line. The pushing pulse generates a shear wave, causing displacement of tissue. The displacement is detected. To detect the shear wave velocity, multiple pushing pulses along a same scan line may be used. Even where multiple pushing pulses are not fired along a same scan line, the pushing pulses are sequentially fired along adjacent scan lines. Additions of shear waves and tissue resonance caused by multiple pushes at the same or adjacent locations may result in artifacts or a lack of sufficient accuracy for some applications.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, instructions, and systems for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. Rather than determining shear wave information for each location based on distance from the origin of the shear wave and time to peak displacement for the location, displacement profiles resulting from different combinations of origin and detection locations are correlated. Shear information is detected using displacements from a diverse spatial combination of transmission locations and detection locations. The correlation combination is used in a same

function for simultaneously solving for the delays for multiple lateral locations. Spatial diversity and layered correlation may provide for more accurate shear wave estimation.

In a first aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. The storage medium includes instructions for determining first displacement of tissue as a function of time caused by a first shear wave in response to a first acoustic transmission along a first scan line, the first displacement being on a fourth scan line spaced from the first scan line by at least second and third scan lines; determining second displacement of tissue as a function of time caused by a second shear wave in response to a second acoustic transmission along the third scan line, the second displacement being on the fourth scan line; determining third displacement of tissue as a function of time caused by a third shear wave in response to a third acoustic transmission along the first scan line, the second displacement being on the second scan line; calculating, for each of a plurality of lateral locations, a delay corresponding to a maximum of correlations of the first and second displacements, of the first and third displacements, and of the second and third displacements; and calculating shear velocity in tissue for each of the plurality of lateral locations as a function of the respective delay.

In a second aspect, a method is provided for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. First shear waves in tissue are detected at a same location caused by transmissions at different locations. Second shear waves in tissue are detected at different locations caused by transmissions at a same location. A shear velocity is calculated as a function of both the first and second detected shear waves. An image represents the tissue as a function of the shear velocity.

In a third aspect, a system is provided for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. A receive beamformer is operable to output data representing spatial locations as a function of received acoustic signals. A processor is configured to estimate tissue displacements as a function of the output data, compute correlation coefficients for at least one pair of the tissue displacements from different ones of the spatial locations, solve for a traveling time based on the correlation coefficients, and generate an image as a function of the traveling time. A display is operable to display the image.

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 figures and the components in the drawings 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 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging;

Figure 2 is a graphic illustration of an example transmit and displacement detection sequence;

Figures 3A-C illustrate different transmit sequences, and Figure 3D is an example graph showing temperature effects of the different transmit sequences of Figures 3A-C;

Figure 4 is a graph showing one example of axial, lateral, and temporal displacement sampling;

Figure 5 is an example chart showing range and delay relationships; and

Figure 6 is one embodiment of a system for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Shear information is detected using displacements from a diverse spatial combination of transmission locations and detection locations. To avoid shear waveform ambiguity introduced by repeating excitation (pushing pulse) on the same spatial location, an interleaving sequence is used. Due to the interleaving, the sequence may also reduce beam overlap, reducing an amount of temperature rise. The sequence may have superior shear wave signal strength as compared to multiple transmissions along the same scan line. The strength may allow detection that is more reliable and robust.

Instead of detecting the time-to-peak of the shear wave, the travel time is determined by using correlation of the shear wave response from locations which are associated with the sequencing strategy. The travel time estimation problem is treated as an optimization problem in the correlation coefficient space, resulting in an optimal solution compared with searching time-to-peak or solving the Helmholtz equation.

In one embodiment, at least one distance value for a given tissue type and imaging system device is determined. Spatial interleaving of the excitation pulses is used to minimize tissue thermal effect. The locations of spatial distribution of shear wave detection pulses are diversified. Data is acquired using the diverse locations with interleaved transmissions, allowing for correlation determination of the delay or travel time for the shear wave.

In another embodiment, correlation coefficients are computed for at least one pair of shear wave displacement temporal profiles. The

traveling time of the shear wave between each given distance is estimated from the correlation coefficients. The traveling time is inverted, and the result is multiplied by the distance to obtain shear velocity. Other embodiments are possible.

Figure 1 shows a method for solving for shear wave in medical ultrasound imaging. The method is implemented by the system of Figure 6 or a different system. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 35 is not performed. Instead, another shear wave characteristic is determined. As another example, act 36 is not performed. The iteration or repetition represented by the arrows from act 35 to act 30 may not be provided in other embodiments. The acts are performed in the order described or shown, but may be performed in other orders.

In act 30, acoustic pulses are transmitted for generating a shear wave. Excitations are transmitted from an ultrasound transducer. The excitations are acoustic energy. The acoustic energy is focused, resulting in one or more beams for each transmission. The excitations are focused using a phased array and/or mechanical focus. The excitations may be unfocused in one dimension, such as the elevation dimension. The excitations are transmitted into tissue of a patient. The excitations are focused at a location to allow detecting of the resulting shear wave, such as a tissue location surrounding and including a possible tumor.

The transmissions are focused at different locations. To scan a region of a patient for generating shear waves, one or more transmissions are focused at a same location. Other transmissions are focused at other locations. The shear wave is generated at the focal region and propagates laterally from the focal region. The shear wave is detected at locations adjacent to and/or spaced from the focal region for any given transmission. The shear wave reduces in amplitude as the wave travels through the tissue. To detect tissue response to shear waves in a region of interest, transmissions are made to other focal regions and detection is performed

around the other focal regions. The detection regions from different transmission focal regions overlap. For example, Figure 2 shows ten scan lines, n through $n+10$. More or fewer scan lines may be provided. Two or more transmissions for generating shear waves are performed along each scan line, as represented by the arrows for the pushing pulses at 40 and 42. The scan lines for pushing pulses are the same as the scan lines for detection. In alternative embodiments, one or more pushing pulse scan lines are different from receive or detection scan lines.

To generate a shear wave, high amplitude or power excitations are desired. For example, each excitation has a mechanical index of close to but not exceeding 1.9. To be conservative and take into account of probe variation, mechanical index of 1.7 may be used as the upper limit. Greater (e.g., MI exceeding 1.9) or less powers may be used. Transmitting sequentially along the same or adjacent scan lines may cause the tissue to increase in temperature over time. Biological effects may include hyperthermia at tissue temperature of about 41-45°C, protein denaturation at temperatures above 45°C, and tissue necrosis at temperatures above 50°C. Tissue stiffness may be affected even at temperatures below 45°C. At temperatures above 45°C, increases in viscosity and/or stiffness may occur. At temperatures above 50°C, the tissue may have a high stiffness and/or high attenuation. The transmissions may cause biological effects. Alternatively, biological effects are limited by preventing a temperature increase of over 2 degrees Celsius.

Figures 3A-C show three different transmission sequences for generating shear waves at different locations. Figure 3A shows sequentially transmitting along adjacent scan lines. The scan lines are shown as downward pointing arrows. The transmission order is numbered 1-5. Fewer or additional scan lines may be used.

Figures 3B and C show sequences of transmissions to cause less temperature rise over time. The sequential transmissions are performed in

an order avoiding immediately sequential transmissions along adjacent scan lines by spatially interleaving the transmissions across scan lines. Figure 3B shows firing excitations along five scan lines, but doing so in a left/right sequence. The field of view is divided in half – the right and left halves. The first transmission is along a scan line on left side of the left half. The second transmission is along a scan line on the left side of the right half. This pattern continues, ending with a next to last transmission on the right side of the left half and a last transmission on the right side of the right half. Throughout the sequence, the temporally adjacent transmissions in the sequence are spaced by half of the field of view for shear detection (e.g., region of interest).

Figure 3C shows another possible sequence. In this example, the field of view is separated into quarters. Each quarter is sequentially scanned in an interleaved cycle. Other scan sequences with other divisions, randomization, or temporal/spatial patterns may be used.

Figure 3D shows a temperature rise associated with the three different sequences of Figures 3A-C. The tissue temperature rise is shown in the near field where the acoustic fields of beams heavily overlap. Sequence 1 (dashed line) of Figure 3A has a greater temperature rise over time. Sequences 2 and 3 (dash-dot line and solid line, respectively) of Figures 3B and C have reduced temperature rise.

The temperature may alternatively or additionally be controlled in shear wave estimation by solving for shear wave velocity using additional correlation. To provide this additional correlation, allowing simultaneous solving for delay at multiple lateral locations, phased acquisition sequence with a limited number, such as two, three or four, pushing pulses to the same location is used. At 40 and 42, Figure 2 represents two phases of pushing pulses or transmissions to generate shear waves. Instead of pushing multiple times (e.g., five, ten, or more) on the same location with short pulse repetition interval (PRI), two or more

phases of acquisition are used. Each phase 40, 42 scans across the scan lines in any pattern, such as shown for Figures 3A-C. Using just two phases, the excitation PRI for the same spatial location may be very low (on the order 100ms).

Other transmissions occur. These other transmissions are for detecting the shear waves rather than causing the shear wave. The transmissions for detection may have lower power and/or short pulses and use the same or different scan lines as the pushing pulses to generate the shear waves. The transmissions for detection may have a wider beam profile along at least one dimension, such as laterally, for forming receive samples along a plurality of scan lines.

In act 32, displacement of tissue is determined. The shear wave causes the tissue to move. Figure 2 shows the displacement for monitoring the shear wave as an arrow at 44. The arrows are shown in one direction, but the shear wave travels in multiple directions. The shear wave may be monitored in one, two, or more directions.

The displacement of the tissue caused by the shear wave is determined over time. When the shear wave is generated, adjacent tissue is not moving until the shear stress propagates. As the shear wave passes a given location, the tissue displaces by an amount or distance that increases to a peak amount and then decreases as the tissue returns to rest. The peak amount is associated with a delay or travel time from the generation of the shear wave at the focal point to when the peak of the shear wave passes another location. This displacement profile over time is determined by tracking the magnitude of the tissue movement over time.

The displacement is detected with ultrasound scanning. To detect the displacement, ultrasound energy is transmitted to the tissue undergoing displacement and reflections of the energy are received. Figure 2 shows this detection at 46. The transmission and reception for detection are performed multiple times to determine change due to displacement.

Any transmission and reception sequence may be used. The detection of displacement may be interleaved with other scanning, such as scanning different regions for displacement separately.

A region of interest is monitored to detect the shear wave. The region of interest is any size, such as 6 mm in lateral and 10 mm in axial. This detection region is monitored by ultrasound. For example, B-mode scans are performed to detect tissue displacement caused by the shear 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, four receive beams are formed in response to each transmission. After transmitting the excitation to generate the shear wave, B-mode transmissions are performed repetitively along a single scan line and receptions along four adjacent scan lines. In other embodiments, only a single receive beam or other numbers of receive beams are formed in response to each transmission. Any number of repetitions may be used, such as about 10-120 times. Some of the ultrasound data, such as at the beginning or end of the repetitions, may not be responsive to the shear wave.

As the shear wave propagates through the scan lines, the B-mode intensity may vary. For the monitored scan lines, a sequence of data is provided representing a time profile of tissue motion resulting from the shear wave. For example, data from a plurality of spatial locations (e.g., along the scan lines) is correlated with a reference frame of data or image as a function of time. Any elasticity 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 lines or beams may be used.

The spatial offset with the highest or sufficient correlation at a given time indicates the amount of displacement. Displacements are determined for a given location at different times. The temporal profile for a given location indicates detection of the shear wave. 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 shear wave front. The greatest displacement is selected, but the average or other displacement statistic may be used. Figure 2 shows the detected displacement temporal response at 48.

To monitor a larger region, additional receive beams are formed in response to the same pushing pulse. Alternatively, another shear wave is generated and the transmit beams and receive beams are provided at a different distance from the shear wave generation point. Using the solution described herein, the displacements associated with multiple lateral locations are obtained using only two or more pushing pulses per scan line. For each receive beam location, a time profile of motion information is provided, represented by the ultrasound data. Transmissions along different scan lines to monitor a same shear wave are avoided during formation of the temporal profile to provide higher temporal resolution, but interleaved or shifting scanning positions may be provided.

The discussion above is for one depth. The sampling may be arranged to provide one gate covering the entire axial extent of the region of interest. In another embodiment, samples are obtained at multiple depths for each receive beam. A separate time profile is provided for each axial depth as well as lateral location. Any number of depths may be used, such as about 200 for 5mm or 400 for 10 mm.

Ultrasound data representing different locations in the region of interest is obtained. The ultrasound data is obtained in real-time with the scanning or obtained from a memory. For each location, the motion information represents the response at different times. Other scanning,

monitoring, or techniques may be used to obtain ultrasound data to estimate shear magnitude.

Using displacements arranged in time and lateral location allows estimation of shear velocity with as few as two pushing pulses being fired per scan line. For example, shear waves in tissue are detected at a same location caused by transmissions from different locations; shear waves in tissue are detected at different locations caused by transmissions at a same location; and shear waves in tissue are detected at different locations caused by transmissions at other different locations. This spatial and temporal diversity allows for solving for shear wave with less ambiguity.

Figure 2 shows using this location diversity. In this pulsing strategy, excitation force is applied twice at each index location (e.g., scan line) to generate shear waves, and the detection pulse sequence is also applied twice to detect the shear wave at other locations. However, each detection pulse sequence corresponds to different locations, resulting in a system with three possible sets of shear wave detecting solutions. One set corresponds to the sequencing detected at the same location but excited at two different locations, the second set corresponds to the sequencing detected a different locations but excited from the same location, and the third set corresponds to the detection and excitation all at different locations. This idea is shown in Figure 2 as the index offset parameter p and q , and the link between two tube shapes at 46. More or less temporal and spatial diversity may be used, such as providing for additional locations and/or times and associated combinations.

A heterogeneous area is illustrated in Figure 2 as the oval in the detected displacement responses at 48. The displacement temporal responses are different at locations inside and outside of the heterogeneous area. The heterogeneity of medium makes none of each single set of the above solution perfect.

Figure 4 shows one example of spatial and temporal locations of displacement temporal responses and their corresponding excitations. A, B, and C are shear waves generated at corresponding excitation locations (dashed lines). A', B', and C' are shear waves as detected at detection locations. The detection locations are on equally spaced scan lines, but may have other distributions. This example is of three pushing pulses for shear waves A, B, and C and associated detected displacements (A', B', and C') of tissue as a function of time. Figure 4 represents the process at one depth. The horizontal axis shows lateral spacing where pushing pulses for shear waves A and C are transmitted along a first scan line and the pushing pulse for shear wave B is transmitted along a third scan line. Another horizontal axis represents time, showing pushing pulses for shear waves A and C transmitted along the first scan line occurring at different times. For example, pushing pulses for shear waves A and C correspond to pushing pulses 40, 42 along a same scan line n+3 in Figure 2. Pushing pulse for the shear wave B is shown transmitted at a same time, but this is relative. The actual transmission occurs in sequence along the third scan line (e.g., scan line n+6 in Figure 2). The timing of the displacement detection in response to pushing pulses A and B are shown as occurring at the same time to better indicate the relationship of the detected displacements A' and B' on the same, fourth scan line.

In the example of Figures 2 and 4, the displacement A' caused by the shear wave A in response to the acoustic transmission along scan line n+3 is detected. This displacement A' is on scan line n+6, shown by the arrow from the second pushing pulse in Figure 2. The detection is performed with two intervening scan lines. No other intervening scan lines are provided. In alternative embodiments, only one or more than two intervening scan lines are used. The displacement B' caused by the shear wave B in response to the acoustic transmission along the scan line n+5 is detected. This displacement B' is on the scan line n+6, immediately

adjacent to the scan line $n+5$ used for the pushing pulse to generate shear wave B. Additional intervening scan lines may be provided. The displacement C' caused by the shear wave C in response to the acoustic transmission along the same scan line $n+3$ as pushing pulse for shear wave A is detected. This displacement C' is detected along the immediately adjacent scan line $n+4$, but one or more intervening scan lines may be provided. Figure 2 shows an arrow from the pushing pulse 40 on scan line $n+3$ to the detecting pulse 46 on scan line $n+4$ to represent C and C' .

Other spatial and temporal relationships may be provided. Figures 2 and 4 are examples. Another pushing pulse along scan line $n+3$ and/or $n+5$ may be used. Detection of additional displacements along the same or different scan lines with or without additional pushing pulse transmissions may be used (e.g., detecting C'' on $n+5$ in addition to C' on $n+4$ in response to the same pushing pulse C). Figures 2 and 4 show detection occurring on scan lines spaced to the right of the transmissions, but any spacing (e.g., to the left in two-dimensions or front/back in three-dimensions) may be used.

In Figure 4, AA' and BB' form one pair for detecting the traveling time parameter in range_1. AA' and CC' forms another pair for detecting the traveling time parameter in range_2, respectively. BB' and CC' form another pair for limiting the solution. The range parameters represent a known distance between scan lines. The travel time over range_1 and range_2 may be determined as the delays 1 and 2 from the spatial/temporal pairs. The delay information may be used to determine the velocity or travel time of the shear wave.

In act 34, the spatial diversity is used to calculate the delays. The displacements are correlated to calculate the delay. By considering a range of different possible delays, the displacement profiles are used to solve for the delays associated with different locations in a same calculation. For a given location, the delay corresponding to a maximum

correlation of spatially diverse displacements is calculated. Rather than performing one correlation, the maximum is a function of multiple correlations, such as associated with different pairs of displacements. The shear velocity or other shear information is calculated as a function of the detected shear waves using correlation. Where the displacements are determined using correlation, such as for speckle tracking, an additional or layered correlation is used to determine shear information from the displacements.

Conventional wave propagation time is determined according to the following function:

$$\tau_s = \max_{\arg\{\tau\}} c(\tau) = \sum_{t=0}^T d(m, n, t) d(u, v, t + \tau) \quad (1)$$

where τ is the delay, c is a correlation, t is time, d is the displacement, and m , n , u , and v are spatial coordinates in two-dimensions. For example, the two displacement functions are the displacement curves or profiles A' and B'. This maximum correlation may perform adequately in reasonably high signal-to-noise ratio and for less deformed signal waveforms, but may not be adequate in other situations.

To compensate for the issues caused in the transited zone, such as shown in Figure 2 as the heterogeneous tissue region, spatial diversity is used. Multiple pairs of correlations are used to determine the delay. The spatial and temporal diversity may be used to determine spatial distribution of the shear waves and time duration of the shear waves for each of a plurality of lateral locations. Group behavior of cross correlation is used in searching for the maximum correlation. For each lateral location, y , a range of possible delays is used to determine the delay associated with the maximum correlation. The correlation function of the full lateral span at the same depth may be obtained as a two-dimensional matrix $c(y, \tau)$. The delay for each of a plurality of lateral locations is solved simultaneously. The delay for shear velocity may be solved for a plurality of the scan lines at a same time as part of a same function. Correlation of the displacements

from the different locations is computed for at least one pair of shear wave displacement temporal profiles. One function is used to output a matrix of delays for corresponding locations.

The displacement temporal response is denoted as $d(i, j, t)$ where indices i and j represent the excitation location index (e.g., scan line) and the tracking location index (e.g., scan line), respectively. Correlation is used to detect the pulse delay between two pairs of the displacement curves, $d(i, j, t)$. That is $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$, $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$. Another pair $\{d(i, i+q, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ contributes to the determination of heterogeneous zone. In the example of Figure 4, one pair is A'B', another pair is A'C', and the pair contributing to the determination of the heterogeneous zone is B'C'.

Other pairs may be used, such as where additional pushing pulse transmissions and/or detections are performed. Any spatially, temporally, or spatially and temporally diverse pairs of displacements may be used. The computing is a function of a distance between scan lines, such as provided by detecting displacement for pushing pulses along a same scan line at different scan lines. The range between scan lines is used to determine the range. The range is used with the delay to determine the velocity of the shear wave.

One example function calculates a sum of the correlations of three different pairs of displacements. Detected shear waves from different transmissions along a same scan line and/or different detection scan lines are correlated with each other. By assuming τ maintains a continuous change in the same depth, then the τ value for the same depth and along full lateral span, denoted as a boundary line or curve Γ_τ , is obtained by solving the cost function defined as:

$$\Gamma_\tau = \max \sum_{y=0}^{Y_{\max}} \{\alpha c_1(y, \tau) + \beta c_2(y, \tau)\} - \gamma c_3(y, \tau) \|\dot{\tau}(y)\| \quad (2)$$

where:

$$\begin{aligned}
c_1(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+p, t+\tau) \\
c_2(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i, i+q, t+\tau) \\
c_3(y, \tau) &= \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+q, t+\tau)
\end{aligned} \tag{3}$$

The curve is represented as a matrix of delays τ and lateral location y , where $\tau'(y)$ is a first, second, third or other derivative of τ over y . α, β, γ are weighting parameters. These weighting parameters can be set to real number 1.0, set to other numbers, or may be a function of the τ . Any range and number of values for the delay may be used, such as 32 possible values of τ over a unity range of 0 to 100 being considered. The curve of the maximum correlation coefficient is solved for each depth by combining all the information from the available shear wave propagation. In alternative embodiments, additional pair terms or correlations may be used. Different diversity combinations may be used.

Using equation (2) or other correlation function with multiple diverse pair terms may reduce the variance due to the excitation at two locations with different modulus; may adaptively handle medium heterogeneity by introducing the correlation term c_3 (e.g., correlation of B'C'); and may reduce the error by applying the neighboring constraints.

As shown in Figure 4, the estimation of the delay, τ , is different for the pair of data used in computing the correlation function. Pair data $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$ (A'B' correlation) estimates the mean time delay in range_1, and pair $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ (A'C' correlation) estimates the mean time delay in range_2. There is a shared range in these two estimations. The fine estimate (τ) between each group of adjacent lines is obtained by unwrapping Γ_τ in the full lateral span given the known values at both ends. The full lateral span may be across the entire region of interest (e.g., tens of scan lines), but may be across a sub-set of the region. The known values are obtained by the slightly different sequencing of the excitation and detection pulses that is specific to the ends. At both ends of

the imaging field of view, the detection C' is at the same location of C, and excitation B is at the same location of the tracking pulse B', therefore the estimated traveling time is the average value from A to A'. The following equations are used to solve the τ value of the interval between each group of beams:

$$\tau = \begin{cases} \tau_0, & \text{end} \\ \frac{1}{2}\tau_{i-1} + \tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1}, & \text{middle} \\ \tau_{N-1}, & \text{end} \end{cases} \quad (4)$$

The sequencing at both ends provides the estimation of τ_0 and τ_{N-1} .

Figure 5 represents the middle of equation (4). The method to unwrap the delay τ values given the known values at the end points τ_0 and τ_{N-1} may be described as recursive solution equations. From the order low to high given τ_0 , the following equations hold:

$$a(n)\tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1} = b(n) \quad (5)$$

$$\begin{cases} a(0) = 1, & a(1) = 1, & a(2) = 1 - \frac{1}{4}, & a(n) = 1 - \frac{1}{4a(n-1)} \\ b(n) = \hat{\tau}_n - \frac{b(n-1)}{2a(n-1)}, & b(0) = \tau_0 \end{cases} \quad (6)$$

All the $a(n)$ and $b(n)$ may be calculated so that the equation (4) reduces to two unknown variables. Given this equations system and the fact that τ_{N-1} is known, equations (5) can be solved from the high to low order of the index, providing τ for each group of adjacent beams. The same method is used resolve the individual τ for parallel beam acquisition. For instance, when four parallel beams indexed from 0 to 4 are used in tracking pulses, each of the indexed beams can be solved through equations (4) to (6). The weighted coefficient $\frac{1}{2}$ in equation (4) is changed by taking into account of the different distance between each indexed beam.

In act 34, the shear velocity is calculated as a function of the delay and lateral location. Shear velocity is detected for the different spatial locations of the tissue. The shear velocity in tissue for each of the

plurality of lateral locations is calculated as a function of the respective delay.

The shear velocity is obtained from the traveling time or delay (τ) and the known distance (e.g., range) between scan lines. The time and distance to the location determine the velocity. The distance is known from the scan line spacing (i.e., the transmit beam position for generating the shear wave and the receive beam position for detecting the shear wave).

Any modulus or shear value may be estimated as an alternative or in addition to shear velocity. Tissue modulus values represent the hardness or stiffness at the locations. For example, the shear modulus of tissue is estimated. In alternative embodiments, Young's modulus is estimated. In other embodiments, other shear values are estimated, whether quantitative or qualitative.

The shear modulus is given by $g = \rho v_s^2$, where ρ is density, and v_s is estimated shear velocity. In one embodiment, the tissue moduli or shear information, such as the shear modulus, is determined as a function of the strain or displacement and the moduli or shear information. For example, the shear modulus for each sample location is determined by iteratively solving a diffusion equation. Assuming a Poisson's ratio of 0.5 or using a known Poisson's ratio, the shear modulus at different locations is calculated iteratively as a function of the strain field at different times or under different stress for the different locations and the shear modulus.

The acts are repeated for other scan lines and/or other depths. For example, acts 30, 32, 34, and 35 are performed again for each of one or more depths. The acts may be performed again for other laterally spaced locations. For example, Figure 4 shows one part of the overall sequence. The various correlations for different lateral locations y are provided in solving equation (3). Alternatively, other lateral portions are handled separately, such as in unique groups of four scan lines. Alternatively, the pushing pulse and detected displacement pairs or information may be used

for other solutions or parts of the region of interest. For example, B and B' may be used as the C and C' pair for a solution.

In act 36, an image is generated. The image represents the tissue as a function of the shear velocity or other shear information. The region for shear information may be a sub-set or region of interest in an image representing a larger area or volume of the patient. For example, the shear velocity modulates color for pixels in a region in a gray-scale modulated B-mode image. The image may represent displacement information, such as shear or moduli (e.g., the shear moduli) for the different locations. The display grid may be different from the scan grid and/or grid for which displacements are calculated. Color, brightness, luminance, hue, or other characteristic is modulated as a function of the shear information.

Figure 6 shows one embodiment of a system 10 for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. The system 10 implements the method of Figure 1, Figure 2, Figure 4 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 manual or assisted designation of a region of interest for which shear information is to be obtained. As another example, an additional HIFU transducer 24 is provided for treating the tissue. 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. Upon transmission of acoustic waves from the transducer 14 in response to the generated waves, one or more beams are formed. A sequence of transmit beams are generated to scan a two or three-dimensional region. Sector, Vector®, linear, or other scan formats may be used. The same region is scanned multiple times. For flow or Doppler imaging and for strain imaging, a sequence of scans is used. In Doppler imaging, the sequence may include multiple beams along a same scan line before scanning an adjacent scan line. For shear wave imaging, any sequence may be used, such as shown in Figures 3A-C. One, two, or more transmit beams for generating shear waves may be formed along each scan line prior to scanning another scan line or may be interleaved. For example, the acquisition sequence is separate from the correlation calculation. A memory stores data to provide the displacement information for the correlation. In alternative embodiments, the transmit beamformer 12 generates a plane wave or diverging wave for more rapid scanning.

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. For example, the transducer 14 is a two-dimensional PZT array (e.g., about 3,000 elements). 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.

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 applies relative delays, phases, and/or apodization to form one or more receive beams in response to each transmission for detection. The receive beamformer 16 outputs data representing spatial locations using the receive acoustic 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 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 shear wave detection. Alternatively, the B-mode data is also used to determine displacement caused by a shear wave.

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 and processing information for display from beamformed ultrasound samples.

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 tissue properties. For example, the separate processor performs any combination of one or more of the acts shown in Figure 1. The processor 18 is configured by software and/or hardware to perform the acts.

In one embodiment, the processor 18 estimates tissue displacements as a function of the output data from the receive beamformer 16. The displacements are estimated as a profile or data representing a curve of magnitude of displacement as a function of time. The displacement profile may be obtained by correlating or otherwise determining level of similarity between reference data and data obtained during passing of the shear wave. The processor 18 uses the displacement information from multiple locations. Correlation coefficients for at least one pair of the tissue displacements from different ones of the spatial locations are determined. The correlation coefficients from different pairs are used to solve for a traveling time. The traveling time for different spatial locations is solved at a same time, such as being output from an equation with the same inputs. The traveling time for different spatial locations are provided in an output set determined from a function using data from the different ones of the spatial locations. Each value of the output set is a function of the tissue displacements for a plurality of spatial locations, including spatial locations not defining the distance for which travel time is calculated. Displacement for different ones of the spatial locations contributes to a given traveling time. For example, the correlation coefficients are computed for at least three pairs of tissue displacements: a first pair being displacements in tissue at a same location caused by transmissions at different locations, a second pair being displacements in tissue at different locations caused by transmissions at a same location, and a third pair being displacements in tissue at different locations caused by transmissions at other different locations.

The processor 18 calculates shear velocity from the traveling time. Other shear information may be determined. The delays associated with particular scan lines are determined. The shear velocity is calculated from the delays and corresponding distances or ranges.

The processor 18 generates and outputs image or display values mapped from the tissue properties to the display 20. For example, the shear velocity, shear modulus, or other value is determined for each location. The magnitude of the values modulates the color, hue, brightness, and/or other display characteristic. The processor 18 determines a pixel value (e.g., RGB) or a scalar value converted to a pixel value. The image is generated as the scalar or pixel values. The image may be output to a video processor, look-up table, color map, or directly to the display 20.

The processor 18 operates pursuant to instructions stored in the memory 22 or another memory. The processor 18 is programmed for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging. 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 two-dimensional images or three-dimensional representations. The display 20 displays one or more images representing shear information, such as the shear velocity.

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. In a non-transitory computer readable storage medium (22) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (18) for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging, the storage medium (22) comprising instructions for:

determining (32) first displacement of tissue as a function of time caused by a first shear wave in response to a first acoustic transmission along a first scan line, the first displacement being on a fourth scan line spaced from the first scan line by at least second and third scan lines;

determining (32) second displacement of tissue as a function of time caused by a second shear wave in response to a second acoustic transmission along the third scan line, the second displacement being on the fourth scan line;

determining (32) third displacement of tissue as a function of time caused by a third shear wave in response to a third acoustic transmission along the first scan line, the second displacement being on the second scan line;

calculating (34), for each of a plurality of lateral locations, a delay corresponding to a maximum of correlations of the first and second displacements, of the first and third displacements, and of the second and third displacements; and

calculating (35) shear velocity in tissue for each of the plurality of lateral locations as a function of the respective delay.

2. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein determining (32) the first, second, and third displacements as a function of time comprises tracking a magnitude of tissue movement over time.

3. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein the first, second, third, and fourth scan lines are adjacent scan lines.

4. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein calculating (34) the delay corresponding to a maximum of correlations comprises calculating (34) as a function of the lateral locations and a plurality of possible delays.
5. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein calculating (34) the delay corresponding to the maximum of the correlations comprises calculating (34) a sum of the correlations of the first and second displacements, of the first and third displacements, and of the second and third displacements.
6. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein calculating (35) shear velocity comprises calculating (35) the shear velocity as a function of the delay and lateral location.
7. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 wherein calculating (34) the delay comprises simultaneously solving for a plurality of the scan lines at a same time.
8. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 further comprising repeating the determining (32) and calculating (34) acts for other scan lines and other depths.
9. The non-transitory computer readable storage medium (22) of Claim 1 further comprising transmitting (30) the first, second, and third acoustic transmissions in an order avoiding immediately sequential transmission along adjacent scan lines.
10. A method for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging, the method comprising:
 - detecting (32) first shear waves in tissue at a same location caused by transmissions at different locations;
 - detecting (32) second shear waves in tissue at different locations caused by transmissions at a same location;

calculating (35) a shear velocity as a function of both the first and second detected shear waves; and

generating (36) an image representing the tissue as a function of the shear velocity.

11. The method of Claim 10 wherein detecting (32) the first and second shear waves comprises determining displacements caused by the transmissions.

12. The method of Claim 11 wherein calculating (35) the shear velocity comprises calculating (35) the shear velocity for each of a plurality of lateral positions by correlation of the displacements from the different locations.

13. The method of Claim 10 further comprising spatially interleaving the transmissions across scan lines, and wherein calculating (34) comprises spatial distribution of the shear waves and time duration of the shear waves for each of a plurality of lateral locations.

14. The method of Claim 10 wherein calculating (35) shear velocity comprises computing correlations coefficients for at least one pair of shear wave displacement temporal profiles, the at least one pair of shear wave displacement temporal profiles being one of the first shear waves with one of the second shear waves, two of the first shear waves, or two of the second shear waves, the computing being a function of a distance between scan lines.

15. The method of Claim 10 further comprising detecting (32) third shear waves in tissue at different locations caused by transmissions at other different locations, wherein calculating (35) is a function of the first, second, and third detected shear waves.

16. A system for solving for shear wave information in medical ultrasound imaging, the system comprising:

a receive beamformer (16) operable to output data representing spatial locations as a function of received acoustic signals;

a processor (18) configured to estimate tissue displacements as a function of the output data, compute correlation coefficients for at least one pair of the tissue displacements from different ones of the spatial locations, solve for a traveling time based on the correlation coefficients, and generate an image as a function of the traveling time; and

a display (20) operable to display the image.

17. The system of Claim 16 wherein the processor (18) is configured to solve for the different ones of the spatial locations at a same time.

18. The system of Claim 17 wherein the processor (18) is configured to solve for the different ones of the spatial locations with an output set determined from a function using data from the different ones of the spatial locations, where each value of the output set is a function of the tissue displacements for the different ones of the spatial locations.

19. The system of Claim 16 wherein the processor (18) is configured to compute the correlation coefficients for at least three pairs of the tissue displacements, a first pair being displacements in tissue at a same location caused by transmissions at different locations, a second pair being displacements in tissue at different locations caused by transmissions at a same location, and a third pair being displacements in tissue at different locations caused by transmissions at other different locations.

20. The system of Claim 16 wherein the processor (18) is configured to calculate shear velocity from the traveling time, the image generated to represent the shear velocity.

Abstract

A shear wave velocity solution is provided for medical ultrasound imaging. Rather than determining shear wave information for each location based on distance from the origin of the shear wave and time to peak displacement for the location, displacement profiles resulting from different combinations of origin and detection locations are correlated (34). Shear information is detected (32) using displacements from a diverse spatial combination of transmission locations and detection locations. The correlation combination is used in a same function for simultaneously solving (34) for the delays for multiple lateral locations. Spatial diversity and layered correlation may provide for more accurate shear wave estimation (35).

FIG. 1

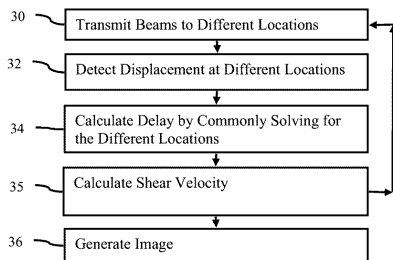


FIG. 2

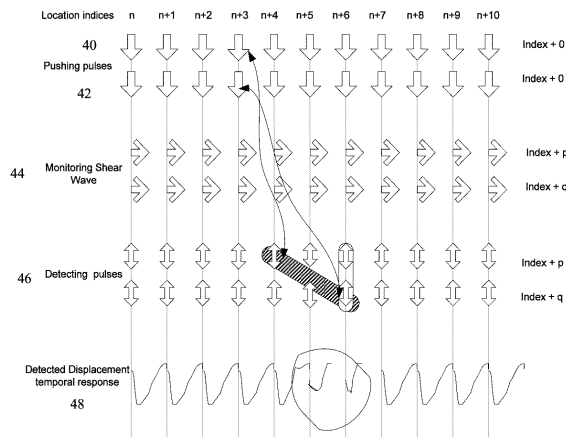


FIG. 3

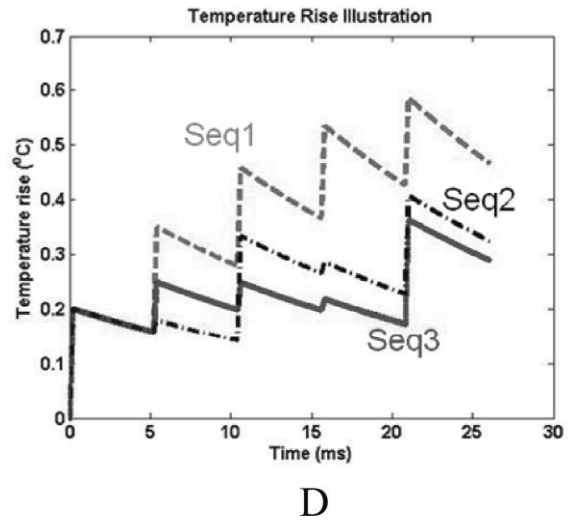
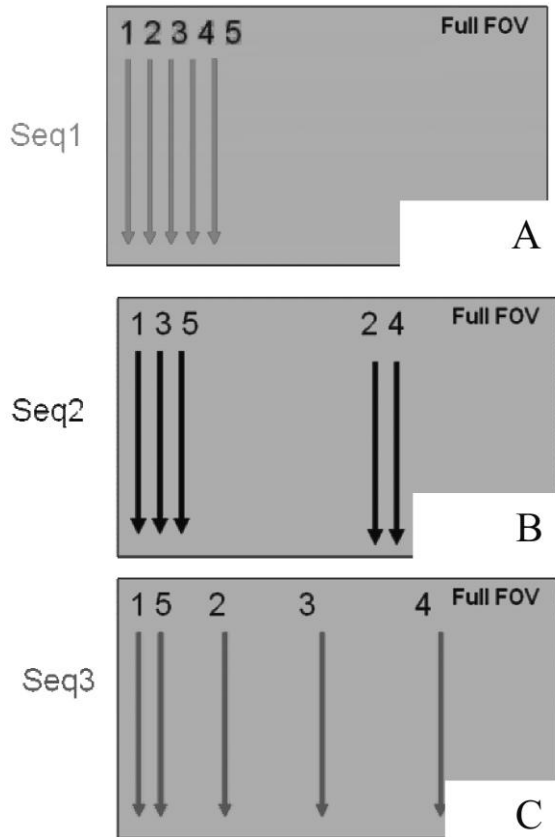


FIG. 4

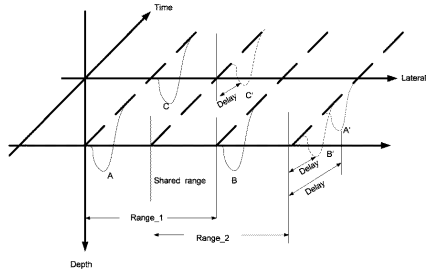


FIG. 5

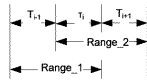
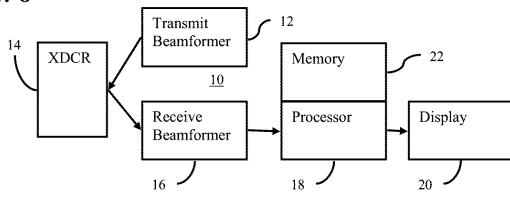


FIG. 6



专利名称(译)	用于确定医学超声成像中的剪切波信息的方法和系统		
公开(公告)号	JP2012081269A	公开(公告)日	2012-04-26
申请号	JP2011221803	申请日	2011-10-06
[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	リーシアンファン		
发明人	リーシアン ファン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/14 A61B8/488 G01S7/52042 G01S15/8906		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/DE20 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH16 4C601/JB41		
代理人(译)	克利马清 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi 住吉秀 四野良一		
优先权	12/898957 2010-10-06 US		
其他公开文献	JP5773833B2 JP2012081269A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在医学超声成像中实现更准确的剪切波估计。解决方案：在第四扫描线上检测由沿第一扫描线的第一声波响应的第一剪切波引起的第一位移；在第四扫描线上检测由沿第三扫描线的第二声波响应的第二剪切波引起的第二位移；在第二扫描线上检测由沿第一扫描线的第三声波响应的第三剪切波引起的第三位移；对于多个横向位置中的每一个，计算对应于第一和第二位移，第一和第三位移以及第二和第三位移的最大相关性的延迟；根据相应的延迟计算多个横向位置中的每一个的剪切速度和剪切速度。

