

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6063552号
(P6063552)

(45) 発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)

(24) 登録日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08 Z DM

請求項の数 24 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2015-502704 (P2015-502704)
 (86) (22) 出願日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)
 (65) 公表番号 特表2015-511526 (P2015-511526A)
 (43) 公表日 平成27年4月20日 (2015. 4. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/059803
 (87) 国際公開番号 WO2013/147297
 (87) 国際公開日 平成25年10月3日 (2013. 10. 3)
 審査請求日 平成28年2月1日 (2016. 2. 1)
 (31) 優先権主張番号 61/617, 848
 (32) 優先日 平成24年3月30日 (2012. 3. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 13/608, 453
 (32) 優先日 平成24年9月10日 (2012. 9. 10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 田村 正
 アメリカ合衆国 コネチカット ノース
 ヘブン ユニット 5エイチ ハートフォ
 ード ターンパイク 1298

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージング方法及び超音波イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも一つのせん断波伝播特性の第1せん断波画像を取得し、
 歪み画像を取得し、
 前記第1せん断波画像と前記歪み画像の間の回帰線を求め、
 前記回帰線に基づいて、少なくとも一つのせん断波伝播特性の第2せん断波画像に前記
 歪み画像を変換すること、を含む方法。

【請求項 2】

前記歪み画像を取得することは、音響放射力又は機械的圧迫の力を利用して、前記歪み
 画像を取得することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記第1せん断波画像は、少なくとも一つの画像ピクセルを含む、請求項1に記載の方
 法。

【請求項 4】

前記第1せん断波画像と前記歪み画像の間の前記回帰線を求めることは、
 前記歪み画像及び前記第1せん断波画像を複数の領域に分割し、
 前記複数の領域のうちの各領域で歪み画像値と第1せん断波画像値の間の回帰線を算出
 することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 5】

前記歪み画像値は、前記歪み又は歪みの逆数を含む、請求項4に記載の方法。

10

20

【請求項 6】

せん断波画像を取得することは、
生体組織に第 1 超音波パルスを作用させて、前記生体組織内にせん断波を生成し、
前記生体組織内に集束超音波パルスを送信し、
前記集束超音波パルスに应答して生成された一つ以上の超音波信号を前記生体組織から受信し、
前記受信した一つ以上の超音波信号に基づいて、前記生体組織内でせん断波を検出し、
前記検出したせん断波に対応する少なくとも一つのせん断波伝播特性を特定し、
前記検出したせん断波に対応する前記少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 1 せん断波画像を形成することを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記力を利用して前記歪み画像を取得することは、
前記生体組織に前記力を付与する前に第 1 超音波画像を取得し、
前記生体組織に前記力を付与した後で第 2 超音波画像を取得し、
相関関係、絶対差の和 (SAD)、二乗差の和 (SSD)、絶対三乗差の和 (SCD)、絶対べき乗差の和 (SPD)、カラードプラシフト周波数、カラードプラ位相、又はカラードプラ速度を用いて、前記第 1 超音波画像から前記第 2 超音波画像までの組織変位を算出し、
前記変位の空間導関数を算出することによって前記歪み画像を求めることを含む、請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記少なくとも一つのせん断波伝播特性は、
一つ以上の前記検出したせん断波に対応する伝播速度と、
実数 (b) と前記せん断波伝播速度の二乗 (c^2) の積 (bc^2) とのうちの一つ以上を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

コンピュータ実行可能プログラムコードを格納する持続性媒体であって、前記プログラムコードが演算装置によって実行されることで、
少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 1 せん断波画像を取得し、
歪み画像を取得し、
前記第 1 せん断波画像と前記歪み画像の間の回帰線を求め、
前記回帰線に基づいて、少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 2 せん断波画像に前記歪み画像を変換できる、媒体。

30

【請求項 10】

演算装置によって実行されることで前記歪み画像を取得できる前記プログラムコードは、演算装置によって実行されることで、音響放射力又は機械的圧迫の力を利用して、前記歪み画像を取得できるプログラムコードを含む、請求項 9 に記載の媒体。

【請求項 11】

前記第 1 せん断波画像は、少なくとも一つの画像ピクセルを含む、請求項 9 に記載の媒体。

40

【請求項 12】

演算装置によって実行されることで、前記第 1 せん断波画像と前記歪み画像の間の回帰線を求めることができる前記プログラムコードは、演算装置によって実行されることで、
前記歪み画像及び前記第 1 せん断波画像を複数の領域に分割し、
前記複数の領域のうちの各領域で歪み画像値と第 1 せん断波画像値の間の回帰線を算出できるプログラムコードを含む、請求項 9 に記載の媒体。

【請求項 13】

前記歪み画像値は、前記歪み又は歪みの逆数を含む、請求項 12 に記載の媒体。

【請求項 14】

演算装置によって実行されることで、せん断波画像を取得できる前記プログラムコード

50

は、プログラムコードであって、演算装置によって実行されることで、

生体組織に第 1 超音波パルスを付与して、前記生体組織内にせん断波を生成し、

前記生体組織内に集束超音波パルスを送信し、

前記集束超音波パルスに应答して生成された一つ以上の超音波信号を前記生体組織から受信し、

前記受信した一つ以上の超音波信号に基づいて前記生体組織内で前記せん断波を検出し、

前記検出したせん断波に対応する少なくとも一つのせん断波伝播特性を特定し、

前記検出したせん断波に対応する前記少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 1 せん断波画像を形成できるプログラムコードを含む、請求項 9 に記載の媒体。

10

【請求項 15】

演算装置によって実行されることで、前記力を利用して前記歪み画像を取得できる前記プログラムコードは、プログラムコードであって、演算装置によって実行されて、

前記生体組織に前記力を付与する前に第 1 超音波画像を取得し、

前記生体組織に前記力を付与した後で第 2 超音波画像を取得し、

相関関係、絶対差の和 (SAD)、二乗差の和 (SSD)、絶対三乗差の和 (SCD)、絶対べき乗差の和 (SPD)、カラードブラシフト周波数、カラードブラ位相、又はカラードブラ速度を用いて、前記第 1 超音波画像から前記第 2 超音波画像までの組織変位を算出し、

前記変位の空間導関数を算出することによって前記歪み画像を求めることができるプログラムコードを含む、請求項 10 に記載の媒体。

20

【請求項 16】

前記少なくとも一つのせん断波伝播特性は、

前記検出したせん断波の一つ以上に対応する伝播速度と、

実数 (b) と前記せん断波伝播速度の二乗 (C^2) の積 (bC^2) と、のうちの一つ以上を含む、請求項 9 に記載の媒体。

【請求項 17】

記憶装置と、

プロセッサと、を含むシステムであって、

前記プロセッサは、前記メモリに格納されたコンピュータ実行可能プログラムコードを実行することで、前記システムを駆動して、

少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 1 せん断波画像を取得し、

歪み画像を取得し、

前記第 1 せん断波画像と前記歪み画像の間の回帰線を求め、

前記回帰線に基づいて、少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 2 せん断波画像に前記歪み画像を変換させる、システム。

30

【請求項 18】

前記歪み画像の取得は、音響放射力又は機械的圧迫の力を利用して、前記歪み画像を取得することを含む、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記第 1 せん断波画像は少なくとも一つの画像ピクセルを含む、請求項 17 に記載のシステム。

40

【請求項 20】

前記第 1 せん断波画像と前記歪み画像の間の前記回帰線の特定は、

前記歪み画像及び前記第 1 せん断波画像を複数の領域に分割することと、

前記複数の領域のうちの各領域でせん断画像値と第 1 せん断波画像値の間の回帰線を算出することと、を含む、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記歪み画像値は、前記歪み又は歪みの逆数を含む、請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

50

せん断波画像の取得は、
 生体組織に第 1 超音波パルスを作用させて、前記生体組織内にせん断波を生成すること
 と、
 前記生体組織内に集束超音波パルスを送信することと、
 前記集束超音波パルスに回答して生成された一つ以上の超音波信号を前記生体組織から
 受信することと、
 前記受信した一つ以上の超音波信号に基づいて、前記生体組織内で前記せん断波を検出
 することと、
 前記検出したせん断波に対応する少なくとも一つのせん断波伝播特性を特定することと
 、
 前記検出したせん断波に対応する前記少なくとも一つのせん断波伝播特性の第 1 せん断
 波画像を形成することと、を含む、請求項 17 に記載のシステム。

10

【請求項 23】
 前記力を利用して前記歪み画像を取得することは、
 前記生体組織に前記力を付与する前に第 1 超音波画像を取得することと、
 前記生体組織に前記力を付与した後で第 2 超音波画像を取得することと、
 相関関係、絶対差の和 (SAD)、二乗差の和 (SSD)、絶対三乗差の和 (SCD)
 、絶対べき乗差の和 (SPD)、カラードブラシフト周波数、カラードブラ位相、又はカ
 ラードブラ速度を利用して、前記第 1 超音波画像から前記第 2 超音波画像までの組織変位
 を算出することと、
 前記変位の空間的導関数を算出することによって前記歪み画像を求めることと、を含む
 、請求項 18 に記載のシステム。

20

【請求項 24】
 前記少なくとも一つのせん断波伝播特性は、
 前記検出したせん断波の一つ以上に対応する伝播速度と、
 実数 (b) と前記せん断波伝播速度の二乗 (c^2) の積 ($b \cdot c^2$) と、のうちの一つ以
 上を含む、請求項 17 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本明細書に記載したシステム及び方法は、概して超音波イメージングの分野に関する。
 より詳細には、下記に記載する実施形態は、組織内でせん断波速度を測定する方法及びシ
 ステムに関する。

【背景技術】

【0002】

病理的状态では、生理的状态においてあるべき状態よりも硬い軟組織になる可能性があ
 る。したがって、医師は、触診によって身体内の硬い組織を見つけることで病理的状态を
 識別する。例えば、乳癌は、健康な乳房組織よりも概して硬いことが知られており、触診
 によって硬いしこりとして検知され得る。

【0003】

40

組織内のせん断波の伝播速度と組織の硬さ (ヤング率又はせん断弾性率) は、下記の式
 で示される関係にある。

【数 1】

$$E = 3\rho \cdot c^2 \dots (1)$$

上式において、c はせん断波の伝播速度、E はヤング率、 ρ は組織密度である。したがっ
 て、組織内を通るせん断波の伝播速度を測定することによって、癌又は他の病理的状态を
 検知できる。

【0004】

50

せん断波は、組織に強い超音波パルスが付与することによって組織の内部に生成することができる。超音波パルスは、高振幅であると共に持続期間が長くなる（例えば、100マイクロ秒程度になる）可能性がある。超音波パルスが音響放射力を生成し、この音響放射力が組織を押すことによって、組織の層を超音波パルスの方向に沿ってスライドさせる。組織のこのようなスライド（滑り）移動は、周波数の低い（例えば、10～500Hz）のせん断波であると見なすことができ、このせん断波は、超音波パルスの方向に垂直な方向に伝播し得る。超音波パルスは、組織内で1540m/sの速度で伝播し得る。ただし、せん断波は、組織内において、約1～10m/sという遥かに遅い速度で伝播する。

【0005】

組織の動きは概ね軸方向（すなわち、超音波パルスの方向）であるため、せん断波は、従来の超音波ドプラ技術を用いて検出することができる。この点で、超音波ドプラ技術は、軸方向の速度を検出することに最も適する。これに代えて、せん断波は、音響放射力によって引き起こされる組織の変位を測定することによって検出されてもよい。

【0006】

せん断波の伝播速度を正確に測定するためには、高速で、又は毎秒数千フレームという速いフレームレートでせん断波をトラッキングする必要がある。フレーム内の画像は、数百の超音波ラインで構成され得る。通常の超音波イメージングの一般的なフレームレートは約50フレーム/sで、このレートは、せん断波の伝播をトラッキングするには遅すぎる。したがって、良好な信号対雑音比及び優れた空間解像度を維持しながら、フレームレートを上昇させる必要がある。また、組織の硬さの指標を効果的に提供する必要がある。

【0007】

せん断波速度の画像は、限定的な空間解像度しか示さない可能性がある。せん断波速度の測定では、少なくとも2つの横方向位置（すなわち、少なくとも2つの超音波ビームの位置）におけるせん断波の検出を必要とするため、横方向の空間解像度が特に制限される。これに対し、組織の歪みは、一つの超音波ビームのみを利用して検出することができる。したがって、組織の歪みの画像は、せん断波速度の画像よりも高い空間解像度を示し得る。ただし、組織の歪みの画像では、組織の硬さの定性的測定値しか得られないが、せん断波速度の画像は定量的測定を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】音響放射力によるせん断波生成を示す図である。

【図2】いくつかの実施形態の超音波イメージングシステムを示す図である。

【図3】従来の超音波イメージングシステムの図である。

【図4】複数の超音波送信/受信ビームを示す図である。

【図5】超音波送信ビーム及び複数の超音波受信ビームを示す図である。

【図6】二乗したせん断波伝播速度のカラーコーディング図である。

【図7】二乗したせん断波伝播速度のカラーコーディング図である。

【図8】音響放射力によるせん断波の生成及びせん断波の伝播を示す図である。

【図9】せん断波のスライド移動を示す図である。

【図10】せん断波の伝播を示す図である。

【図11】せん断波の伝播を示す図である。

【図12】組織内の、二乗したせん断波伝播速度の色分け画像の例を示す図である。

【図13】音響放射力によって引き起こされる組織変位を示す図である。

【図14】RGB表現で構成されたカラーコーディングバーによる、二乗したせん断波速度 c^2 のスケール図である。

【図15】超音波振動子を基準とした超音波座標系を示す図である。

【図16A】歪み画像を示す図である。

【図16B】せん断波画像を示す図である。

【図16C】歪み画像及びせん断波画像を示す図である。

【図17】いくつかの実施形態に係る、せん断波画像値と歪み画像値の相関及び回帰線を

10

20

30

40

50

示す図である。

【図 1 8】いくつかの実施形態に係るプロセスのフローチャートである。

【図 1 9 A】圧縮前の組織を示す図である。

【図 1 9 B】圧縮後の組織を示す図である。

【図 2 0】いくつかの実施形態に係るプロセスのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

実施形態について、付属の図面の図を参照しながら説明する。図において、同様の参照番号は図面全体を通じて同様の要素を表す。本発明の実施形態を詳しく説明する前に、実施形態は、その応用において、下記の説明又は図面に記載又は図示した例の細部には限定されないことを理解されたい。他の実施形態が、各種の用途及び各種の方式で実施又は実行されてよい。また、本明細書で用いる表現及び用語は、説明のためのものであり、限定するものと見なされるべきではないことを理解されたい。本明細書において「含む」、「から成る」、又は「有する」、及びその変化形の使用は、その後列挙する項目及びその等価物を包含すると共に、追加の項目をも含むことを意図したものである。「搭載された」、「接続された」、及び「結合された」という表現は、幅広い意味で用いられ、直接的並びに間接的な搭載、接続、及び結合を含む。また、「接続される」及び「結合される」ことは、物理的若しくは機械的な接続又は結合に限定されない。

【0010】

音響放射力は、図 1 に示すように、強い超音波パルス 120 によって生成される。超音波パルス 120 は、高い振幅と、長い持続期間（例えば、100 マイクロ秒程度）とを示す。超音波パルス 120 は、超音波振動子アレイ 110 から送信される。超音波パルス 120 は、生体組織 160 内で焦点 130 に集束し、その焦点 130 において組織 160 を押す音響放射力となる。超音波パルス 120 は、複数回に亘って送信されてよく、送信された複数の超音波パルスがそれぞれ異なる焦点に集束してよい。

【0011】

組織 160 は、主に、超音波パルス 120 の軸方向に押されて、横方向、又は軸方向以外の方向（すなわち、垂直方向）に伝播し得るせん断波 140、150 を生成する。せん断波 140、150 の伝播速度は、組織 160 の硬さ（ヤング率又はせん断弾性率）に依存する。数式 1 に示すように、組織が硬いほど、せん断波の伝播速度が速くなる。癌などの病理的状态は、組織をより硬くするため、これらの状態は、伝播速度を特定することによって診断できる。例えば、せん断波の伝播速度は、組織の状態に応じて、1 m/s から 10 m/s まで変化し得る。

【0012】

せん断波は組織の移動（又は動作）を特徴とし得るため、せん断波は、超音波ドプラ技術で検出できる（例えば、US 4 5 7 3 4 7 7、US 4 6 2 2 9 7 7、US 4 6 4 1 6 6 8、US 4 6 5 1 7 4 2、US 4 6 5 1 7 4 5、US 4 7 5 9 3 7 5、US 4 7 6 6 9 0 5、US 4 7 6 8 5 1 5、US 4 7 7 1 7 8 9、US 4 7 8 0 8 3 7、US 4 7 9 9 4 9 0、US 4 9 6 1 4 2 7 を参照）。この組織移動（動作）を検出するために、超音波パルスが組織に複数回送信され、超音波が組織内の散乱体によって散乱されて、超音波振動子によって受信超音波信号として受信される。超音波アレイ振動子から受信した超音波信号は、集束及びステアリングのための遅延若しくは相回転、又はその両方が適用された後で、フィルタリング、増幅、デジタル化、アポタイズ（apoptize）、及びビーム成形（すなわち、可算）される。これらの処理ステップの順序は入れ替え可能である。受信したビーム成形済みの RF 超音波信号は、直交復調されて、複素ドブラ I - Q 信号になる。カラードプラ法において、超音波は、パルス繰り返し周波数（Pulse Repetition Frequency, PRF）で送信され、速度は、受信超音波信号の周波数シフト（ドプラシフト周波数）として検出される。受信した超音波は、送信された超音波の周波数と同じ周波数の同相（0 度）基準信号及び直交（90 度）基準信号と混合されて、複素 I - Q ドブラ信号になる。

【 0 0 1 3 】

ドブラシフト周波数と血流速度とが下記の関係にあるため、一般に、複素 I - Q 信号を利用して、ドブラシフト周波数を得る。

【 数 2 】

$$\Delta f = \frac{2f_t v \cos \theta}{c_s} \dots (2)$$

上式において、 Δf はドブラシフト周波数、 f_t は送信周波数、 v は血流速度、 θ は超音波ビーム方向と速度ベクトルの間の角度、 c_s は音速である。したがって、ドブラシフト周波数は、速度方向と超音波ビーム方向の間の角度に左右され、超音波カラードブラシテムで取得できる測定値である。

10

【 0 0 1 4 】

カラードブラの場合、サンプリング信号数は、数個に限定され得る。したがって、通常は自己相関技法を利用して、I - Q 信号間の位相差を特定し、その後、ドブラシフト周波数及び速度を次のように求める。カラードブラの I - Q 信号 $z(m) = x(m) + jy(m)$ を利用して、下記の数式に示すように「自己相関」 r を算出する。下記の式において、 $z(m)$ は複素 I - Q ドブラ信号、 $x(m)$ は同相（実数）信号、 $y(m)$ は直角位相（虚数）信号で、 m は信号番号を表し、 j は虚数単位、 $*$ は複素共役を表す。

【 数 3 】

20

$$r = \sum z(m) \cdot z^*(m-1) \dots (3)$$

【 0 0 1 5 】

r の実数（ $\text{Real}(r)$ ）部分および虚数（ $\text{Imag}(r)$ ）部分は、以下の式に示すように位相 φ を得るために用いられる。

【 数 4 】

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{\text{Imag}(r)}{\text{Real}(r)} \dots (4)$$

30

【 0 0 1 6 】

$\tan^{-1}$ は、通常、 -0.5π から 0.5π までしか提供しないため、複素座標の複素値 r の位置も利用することで、 $-\pi$ から π の範囲の φ を導出できる。次に、位相（すなわち、カラードブラ位相） φ は、下記の数式に示すようにドブラシフト周波数（すなわち、カラードブラシフト周波数）に関係付けられる。

【 数 5 】

$$\Delta f = \frac{\varphi f_{PRF}}{2\pi} \dots (5)$$

40

【 0 0 1 7 】

受信した複素ベースバンド超音波信号間の自己相関 r を前述したように取得して、組織の速度又は移動を検出する。

【 0 0 1 8 】

組織の移動は、移動を監視するために、複数の超音波ビーム（例えば、図 5 の 540, 545, 550）によって組織領域のフィールド内の横方向の複数のポイントで検出される。この移動は、これら横方向の複数のポイント（又は複数の超音波ビーム）におけるせん断波の動きを反映している。このため、検出した組織移動からせん断波の横方向の伝播速度を割り出すことができる。

【 0 0 1 9 】

50

これに代えて、せん断波は、音響放射力によって引き起こされる組織変位を測定することによって検出でき、この音響放射力は、図 13 に示すように、強い超音波パルスによって引き起こされる。組織 1310 は、音響放射が付与される前には位置 1320 に存在し、音響放射が付与された後、位置 1330 に移動する。強い超音波パルスによって生じる組織変位を測定するために、超音波振動子 1305 から組織に向かって超音波パルスが送出され、超音波パルスは、組織内の散乱体から散乱されて、振動子 1305 に戻り、振動子 1305 によって受信超音波信号として受信される。超音波パルスは、ある深さで集束され、これにより、得られる受信超音波信号の信号対雑音比は、集束されない超音波パルスよりも向上する。組織から受け取った超音波信号間の相関関係を利用して、音響放射力に起因する組織 1310 の変位 1340 (位置 1320 から位置 1330 までの変位) を取得でき、その後、組織 1310 をトラッキングすることができる。これにより、超音波パルスは、音響放射力によってせん断波が生成された後、せん断波をトラッキングできる。

10

【0020】

音響放射力が付与される前に、第 1 の超音波パルスから生じ、組織 1310 から受け取る超音波信号と、音響放射力が付与された後で第 2 の超音波パルスから生じる受信超音波信号とを相関させて、受信超音波信号間の最大一致を求める。この最大一致は、組織と、音響放射力に起因する組織変位とをトラッキングするための最大相関値を求めることによって特定できる。したがって、組織変位が観察又は測定されたときに、せん断波が検出される。変位及び組織速度は、変位が組織速度 v_s の時間積分 $\int v_s dt$ である点で関係付けられる。したがって、組織変位は、カラードブラ速度の時間積分を計算することによって取得できる。受信超音波信号は、RF (無線周波数) 信号、IF (中間周波数) 信号、又は復調後のベースバンド信号であってよい。これに代えて、変位を更に微分して、組織の歪みを求めてもよく、この歪みを更に利用して、せん断波伝播速度を検出できる。

20

【0021】

前の段落における信号の相関 $CC(t, \tau)$ は、下記の数式で表せる。

【数 6】

$$CC(t, \tau) = \int_t^{t+W} S_1(t') S_2(t' - \tau) dt' \cdots (6)$$

30

上式において、 $CC(t, \tau)$: 相関、 $S_1(t')$: 第 1 の超音波送信からの受信信号、 $S_2(t' - \tau)$: 第 2 の超音波送信からの受信超音波信号、 W : ウィンドウ長さ、 t : 時間、 t' : 時間、 τ : 時間変位である。最大相互相関 (又は最大一致) となる時間変位値 τ により組織変位が決まる。補間関数 (例えば、三次スプライン) を用いた信号の補間を相関前に実行することで、空間解像度を上げることができる。

【0022】

相関は、絶対差の和 (SAD)、二乗差の和 (SSD)、絶対三乗差の和 (SCD)、又は絶対べき乗差の和 (SPD) を用いて次のように置換できる。

【数 7】

$$SAD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]| \cdots (7)$$

40

【数 8】

$$SSD[l, k] = \sum_{n=0}^N (S_1[l+n] - S_2[l+n-k])^2 \cdots (8)$$

【数 9】

$$SCD[l,k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^3 \cdots (9)$$

【数 10】

$$SPD[l,k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^p \cdots (10)$$

10

S_1 は、第 1 の超音波送信から受信した変位前の超音波信号、 S_2 は、第 2 の超音波送信から受信した変位後の超音波信号である。N：信号ウィンドウ内の信号数。k：信号数別のウィンドウ変位、 τ に相当。l：ウィンドウの位置。p は実数である。SAD, SSD, SCD, SPD の場合、組織変位は、SAD, SSD, SCD, SPD がそれぞれ最小（すなわち最大一致）となる k の値に基づいて決定される。

【0023】

いくつかの実施形態において、カラードブラ速度、カラードブラシフト周波数、又はカラードブラ位相（数式 2, 3, 4, 5 に記載）は、前述したように組織変位を特定するために、受信した超音波信号の I - Q 信号に基づいて算出されてもよい。カラードブラ速度（又は、カラードブラシフト周波数、カラードブラ位相）の時間積分により、前述した組

20

【0024】

図 8 及び図 9 を用いて、せん断波の生成及び検出について詳細に説明する。強い超音波パルス 820 が、超音波振動子 810, 910 から一回又は複数回、組織 860, 960 に付与されると、超音波パルスから生じる音響放射力によって引き起こされるせん断波の振幅が大きくなる。せん断波は、組織内で極めて短時間のうちに減衰するため、振幅が大きくなるにつれて伝播距離が長くなる。一つ以上の超音波パルスが、一つの焦点、又は異なる複数の焦点に集束されてよい。超音波パルスが、組織の層を押す音響放射力を生成することで、組織の移動 830, 910 が、図 9 に示すように、主に軸（垂直）方向に生じる。組織層の移動 910 は、隣接する組織層の移動 920, 925 を主に軸方向に発生さ

30

【0025】

例えば、カラードブラ技法では、前述したように、またこの分野において知られているように、複数の超音波パルスを送受信し、受信した超音波信号間の位相差を特定して、自己相関技術を用いて組織又は血流の速度を算出する。速度に加えて、カラードブラ信号の分散及びパワーを算出してよい。移動している組織又は血液の従来の表示と同様に、上記のパラメータの一つを利用して、図 10 及び図 11 に示すようにせん断波を表示してもよい。せん断波 1040 (1140), 1050 (1150) が、ある一つの時間を表すカラードブラフレーム内で特定されると、その次の瞬間、又は次のフレームにおいて、せん断波 1060 (1160), 1070 (1170) が特定されると想定される。せん断波の画像フレームをより多く取得することで、せん断波をトラッキングして、せん断波伝播ムービーを作成することができる。代替の実施形態において、音響放射力に起因する組織の変位を検出してもよい。

40

【0026】

図 10 及び図 11 に、2 つの時点におけるせん断波の伝播状態を示す。矢印 1080,

50

1090で示したような局所のせん断波伝播速度は、2つの時点におけるせん断波の2つの画像を相関させることによって求められる。より多くのせん断波の画像フレームを利用して、より多くの画像領域内でせん断波の伝播をトラッキングすることで、後述するように、局所のせん断波伝播速度又はせん断波伝播速度の二乗を二次元画像に表示できる。

【0027】

第1フレームの信号 S^1 と第2フレームの信号 S^2 の相関係数(CCV)は、下記のように、スペクルトラッキングとして取得できる。

【数11】

$$CCV(S^1, S^2) = \frac{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S^1_{x,z} - \bar{S}^1)(S^2_{x+X, z+Z} - \bar{S}^2)}{\sqrt{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S^1_{x,z} - \bar{S}^1)^2 \cdot \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S^2_{x+X, z+Z} - \bar{S}^2)^2}} \cdots (11)$$

上式において、 $S^1_{x,z}$ は、第1フレームの x, z における超音波信号、 $S^2_{x+X, z+Z}$ は、第2フレームの $x+X, z+Z$ における超音波信号で、

$$\bar{S}^1$$

は、第1フレームの信号のウィンドウ内の平均信号値、

$$\bar{S}^2$$

は、第2フレームの信号のウィンドウ内の平均信号値である。座標系(x, y, z)は、図15において、超音波振動子1510を基準に示されている。縦軸 y は、図15の紙面に対して垂直であるが、説明のために若干異なる状態で図示されている。

【0028】

最大相関係数が得られる変位 X, Z は、適正なスペクルトラッキング及び距離を決定し、ひいては速度(すなわち時間に応じた距離)を決定する。

【0029】

1次元の場合と同様に、相関係数は、下記のように、絶対差の和(SAD)、二乗差の和(SSD)、絶対三乗差の和(SCD)、及び絶対べき乗差の和(SPD)で置き換えることができる。

【数12】

$$SAD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}| \cdots (12)$$

【数13】

$$SSD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z})^2 \cdots (13)$$

【数14】

$$SCD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}|^3 \cdots (14)$$

【数15】

$$SPD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}|^p \cdots (15)$$

p は実数、 m 及び n は整数である。2次元スペクルトラッキングを1次元スペクルトラッキングに近似化して、せん断波伝播速度及びせん断波伝播速度の二乗を得ることもできる。数式は、変位の測定において使用したものと同様である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

これに代えて、せん断波の式 (1 6) を利用して、下記のようにせん断波伝播速度を導出してもよい。

【 数 1 6 】

$$\rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} = \mu \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial z^2} \right) \cdots (16)$$

上式において、 $i = x, y, z$ 、 ρ は組織密度、 μ はせん断弾性率、 u_i は変位ベクトルであり、図 1 5 に示すように、 x は横座標、 y は縦座標、 z は軸座標である。非圧縮性材料について、ヤング率 E 及びせん断弾性率 μ は下記の関係を有する。

10

【 数 1 7 】

$$E = 3\mu \cdots (17)$$

したがって、せん断波伝播速度の二乗は、次式に示すように、密度に対するせん断弾性率の比として得られる。

【 数 1 8 】

$$c^2 = \frac{\mu}{\rho} \cdots (18)$$

20

数式 1 6 内の変位成分 u_z の一つは、上述したように、相関によって求めることができる。数式 1 6 の z 成分を数式 1 8 に組み込むことによって、せん断波伝播速度の二乗及び速度が次のように得られる。

【 数 1 9 】

$$c^2 = \frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}} \cdots (19)$$

30

且つ、

【 数 2 0 】

$$c = \sqrt{\frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}}} \cdots (20)$$

40

したがって、せん断波伝播速度は、変位の二次時間導関数と変位の二次空間導関数の比の平方根として取得される。同様に、せん断波伝播速度の二乗は、変位の二次時間導関数と変位の二次空間導関数の比として取得される。縦方向の変位の空間導関数

$$\frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2}$$

は、他の空間導関数と比べて無視できる大きさであると考えられるため、せん断波伝播速度の二乗及びせん断波伝播速度は、他の測定値から取得されてよい。

【 0 0 3 1 】

50

頻繁に、すなわち高速又は速いフレームレートでせん断波を監視及びトラッキングすることが望ましい。フレームレートを上げるために、図5に示すように幅広の集束超音波パルス520を送信して、複数の超音波信号540, 545, 550を同時に受信してもよい。既に説明したように、受信した超音波ビームを利用してせん断波を検出し、そのせん断波からせん断波伝播特性(すなわち速度及び二乗速度)を求める。集束された送信超音波ビーム520は、せん断波の検出中に、結果的に得られる受信超音波ビームの良好な信号対雑音比を維持することに特に適し得る。

【0032】

いくつかの実施形態において、図4に示すように、複数の超音波ビーム(パルス)を同時に付与して組織フィールドに送信し、送信された超音波パルス毎に複数の超音波ビーム(パルス)を受信することでフレームレートが向上する。図4において、超音波パルス420, 430は、超音波振動子アレイ410から生体組織480に向かって同時に送信される。送信された各超音波パルス420, 430に対して、複数の超音波受信信号440, 445, 465, 460, 465, 470が同時に受信される。複数の超音波パルスは、同時に、又はほぼ同時に送信されてよい。複数の超音波パルスは同時に送信され得る。あるいは、第2の超音波パルスが、第1の超音波パルスが送信されてから、その第1の超音波パルスが超音波場の最深部から超音波振動子に戻るまでの間に送信されてもよい。この送信方法により、フレームレートが向上する。

【0033】

図4に、同時に送信された2つの超音波パルスの例を示すが、2つより多くの送信超音波パルスも利用できる。いくつかの実施形態において、複数の同時超音波信号をより適切に分離できるように、コード化された超音波波形を送信してもよい。例えば、チャープコード、パーカーコード、ゴレイコード、又はアダマールコードを用いて、超音波パルスをより適切に分離できる。繰り返すが、既に説明した方法を利用して受信信号を分析して複数のポイントにおける組織移動を特定し、その特定した組織移動からせん断波伝播特性を導出する。

【0034】

せん断波の画像は、イメージングフィールド内の複数のポイントで検出された運動(又は速度)に基づいて生成できる。超音波の後の送受信シーケンスにより、複数の時点におけるせん断波の複数の画像を生成できる。次に、せん断波の画像間の相関を計算して、せん断波伝播速度及びその速度の二乗を前述したように求める。これに代えて、音響放射力によって生じる組織変位を特定し、その変位の二次時間導関数と二次空間導関数の比の平方根としてせん断波伝播速度を算出する。同様に、せん断波伝播速度の二乗は、前記変位の二次時間導関数と二次空間導関数の比として算出される。

【0035】

いくつかの実施形態において、検出したせん断波の伝播速度(c)が表示されてよい。いくつかの実施形態において、検出したせん断波の伝播速度の二乗(c^2)が表示されてもよい。有利な点として、伝播速度の二乗(c^2)は、数式1に示したように、伝播速度(c)よりも密接にヤング率又はせん断弾性率に関連付けされ得る。したがって、伝播速度の二乗(c^2)は、実際の硬さについての効率的な代用表現を提供できる。いくつかの実施形態において、伝播速度の二乗(c^2)は、3倍した値で表示されてもよい。組織密度が 1 g/cm^3 に近いと、この数値(すなわち、 $3c^2$)は、実際のヤング率に近くなり得る。いくつかの実施形態では、任意の実数(b)と伝播速度の二乗(c^2)の積(bc^2)が表示されてよい。組織の密度は未知で推測せざるを得ないため、実際の硬さの判断は難しく、誤りを生じやすい。

【0036】

カラーコーディング技法、グレースケール技法、又はグラフィックコーディング技法を利用して、せん断波の伝播特性(すなわち、速度 c 又は二乗速度 c^2)をユーザに提示できる。いくつかの実施形態において、組織内のせん断波の伝播速度の二乗(c^2)は、二次元カラー画像で表示される。いくつかの実施形態では、グラフィックコーディング画像

10

20

30

40

50

及び二次元画像の少なくともいずれかを利用して、伝播速度 c 又は二乗速度 c^2 を提示することができる。

【 0 0 3 7 】

小さい値のせん断波伝播速度の二乗 c^2 は、赤色を用いてコード化されてよく、大きい値の c^2 は、青色を用いてコード化されてよい。例えば、図 6 に示す判例には、赤色の組織領域が、小さい c^2 値（例えば、 $1 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ ）に対応するせん断波を含み、青色の組織領域が、大きい c^2 値（例えば、 $100 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ ）に対応するせん断波を含むことが示されている。実施形態は、色に基づいたコーディングに限定されない。組織内のせん断波伝播特性の画像は、グレースケール、又は図形（例えば、垂直線、水平線、斜影線、密度が異なるドットパターン等）と色との各種の組み合わせを用いてコード化されてよい。

10

【 0 0 3 8 】

伝播速度の二乗（ c^2 ）を求めた後、 c^2 は、図 6 に示すように、色の波長に基づいて線形にコード化できる。例えば、組織領域内の c^2 が $50 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ であると判明した場合、その組織領域は、黄色 630 を用いて表示されてよい。

【 0 0 3 9 】

これに代えて、せん断波伝播速度の二乗（ c^2 ）のカラーコーディングは、図 7 に示すように定義されてもよい。小さい値の二乗せん断波伝播速度に対応する組織領域が青 710 として表示され、大きい値の二乗せん断波伝播速度に対応する領域が赤 720 として表示されてもよい。異なるコーディング方法を利用して、せん断波の二乗伝播速度（ c^2 ）又は伝播速度 c を示してもよい。例えば、カラーコーディングは、色相、輝度、及び他の色特性に基づいたものであってよい。カラーコード化スケールは、図 6 及び図 7 とは異なる、せん断波伝播速度の二乗又は同速度の最大値及び最小値を示してもよい。したがって、図 6 及び図 7 における $100 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ の最大二乗速度及び $1 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ の最小二乗速度は、例示のみを目的としたものであり、請求項の範囲を限定するものではない。他の値が、コーディングスケールの最大値又は最小値であってもよい。

20

【 0 0 4 0 】

赤、緑、及び青（RGB）の値に基づいたカラーコーディングを利用して、図 14 に示すようにせん断波の伝播速度 c 又はその二乗（ c^2 ）を表してもよい。本例（図 14）において、組織内のせん断波伝播速度の二乗（ c^2 ）は、RGB の値 1420, 1430, 1440 に基づいたカラーコーディングバー 1410 に従って表示される。せん断波伝播速度の二乗は、本例において、カラーコーディングバー 1410 内に 256 色で表されるように、256 個の値を持つことができる。最小の二乗速度 c^2 （0）1412 は、R（0）1422、G（0）1432、及び B（0）1442 の組み合わせで構成される色によって表される。中央の二乗速度 c^2 （127）1415 は、R（127）1425、G（127）1435、及び B（127）1445 の組み合わせで構成される色で表される。最大の二乗速度 c^2 （255）1418 は、R（255）1428、G（255）1438、及び B（255）1448 の組み合わせで構成される色で表される。本例において、R（255）は、赤指数 255 に対応する赤色を示すのみであり、必ずしも最も明るい赤色である赤色値 255 を示すわけではない。同様に、G（255）は、緑指数 255 に対応する緑色を表し、B（255）は、青指数 255 に対応する青色を表す。

30

40

【 0 0 4 1 】

これに代えて、赤、緑、青、黄を用いて、カラーコーディングバーを定義してもよい。また、色相に基づいたカラーコーディングバーも利用できる。

【 0 0 4 2 】

図 12 に、ヒトの軟組織（例えば、胸部）内のせん断波伝播速度の二乗 c^2 を表示するカラーコード化画像 1260 の例を示す。図示したカラーコーディングスケール 1250 において、カラーコード 1210（すなわち、赤色を表すコード、ただし、この白黒の文書では白として表示されている）は、せん断波伝播速度の二乗の小さい値を表し、カラーコード 1220（すなわち、青色を表すコード、ただしこの白黒の文書では斜影線として表示されている）は、せん断波伝播速度の二乗の大きい値を表す。

50

【 0 0 4 3 】

コーディングスケール 1 2 5 0 に基づき、カラーコード化画像 1 2 6 0 は、伝播速度の二乗 c^2 の大きい領域 1 2 8 0 を含むことが判る。せん断波伝播速度の二乗 c^2 はヤング率に比例するため、領域 1 2 8 0 に対応する組織領域は硬くなっている可能性が高い。腫瘍は一般に硬いため、画像 1 2 6 0 は病理的状态を示すと想定される。

【 0 0 4 4 】

カラーコーディング法は、伝播速度の二乗値の大きいせん断波を含む領域と、伝播速度の二乗値の小さいせん断波を含む領域との間の効率的な区別を提供する。したがって、カラーコーディング法は、軟組織領域内の硬い組織領域を効率的に識別できるようにする。せん断波伝播速度又はその二乗を表示する画像は、例えば、B モード画像又は複合 B モード画像のような超音波の通常の画像、並びにカラードプラ画像及びスペクトルドプラ画像の少なくともいずれかと組み合わせる（例えば、重ね合わせる）ことができる。これに代えて、せん断波伝播速度の二乗、又は伝播速度は数値的に表示されてもよい。いくつかの実施形態において、せん断波伝播速度の二乗は、グレースケールで表示されても、又は色ではなく図形等を用いる他のグラフィックコーディング法に基づいて表示されてもよい。例えば、グレースケールコーディング法を用いて、小さい値のせん断波伝播速度又はせん断波伝播速度の二乗を黒色、又は暗いグレーで表示し、大きい値のせん断波伝播速度又はせん断波伝播速度の二乗を明るいグレー、又は白色で表示することができる。

10

【 0 0 4 5 】

組織の歪み ε は、次式に示すように、組織変位の測定値である。

20

【 数 2 1 】

$$\sigma = E \varepsilon \cdots (21)$$

【 数 2 2 】

$$\sigma = E \frac{\Delta L}{L} \cdots (22)$$

【 数 2 3 】

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \cdots (23)$$

30

上式において、 σ は圧迫力、 E はヤング率であり、図 1 9 A 及び図 1 9 B に示すように、 L は組織の長さ、 ΔL は変位である。図 1 9 A に、力 1 9 3 0 が付与される前の組織 1 9 1 0 とその長さ L を示し、図 1 9 B に、力 1 9 3 0 が付与されて組織 1 9 2 0 が圧迫された後の組織 1 9 2 0 を示す。圧迫力 σ は、面積当たりの力であり、数式 2 1 に示すように、ヤング率 E を介して歪み σ に相関する。この力は、超音波プローブを組織内に押し込む物理的な力であっても、送信超音波パルスによって生成される音響放射力であってもよい。数式 (2 2) は、全体歪み

$$\frac{\Delta L}{L}$$

40

(すなわち、長さ L に対する平均歪み)ではなく、局部歪み

$$\frac{\partial u_z}{\partial z}$$

について書き換えることができる。

【数 2 4】

$$\sigma = E \frac{\partial u_z}{\partial z} \cdot \cdot \cdot (24)$$

上式において、 u_z は、数式 16 において導入した慣例を用いた軸方向位置 z における局部変位である。したがって、変位の空間導関数は、歪み、又は位置に応じて変化し得る局部歪みである。同様に、圧迫力も位置に応じて変化し得る。組織の圧迫力又は圧縮力が大きくなると組織の歪みも増大する。所定の圧迫力において、歪みは、組織の硬さがより硬く且つヤング率がより大きい場合により小さくなる。したがって、組織の歪みは、圧迫力が判明していれば、組織の硬さを示し得る。ただし、圧迫力は、一般に容易に取得できない場合がある。したがって、歪みは、圧迫力が同様の領域における相対的な組織の硬さを表せるため、定性的であると見なすことができる。圧迫力、ひいては歪みは、前述した音響放射力、又は超音波プローブによる機械的圧縮によって生成され得る。一方、数式 1 において組織密度は比較的不変であるため、せん断波伝播速度、又はせん断波伝播速度の二乗は、より直接的に組織の硬さに相関する。このため、せん断波伝播速度、又はせん断波伝播速度の二乗は、組織の硬さ及びヤング率を直接提示でき、これにより定量的であると見なすことができる。ただし、せん断波速度の画像は、2 つ以上の横方向位置、又は 2 つ以上の超音波ビームを必要とし、これにより横方向の解像度が制限される場合がある。これに対し、歪みは、一つの超音波ビームで取得できるため、横方向の解像度がせん断波速度の画像よりも高くなり得る。したがって、本実施形態において、新しいせん断波速度画像は、歪みの画像とせん断波速度の画像の両方のデータを用いて生成される。

10

20

【0046】

第 1 に、せん断波速度画像 1640 を、既に説明し、図 16B に示したように取得する。第 2 に、図 16A に示すように、音響放射力、又は、例えば、超音波プローブによる機械的圧縮力のいずれかによって、歪み画像 1630 を生成する。超音波画像は、図 19A に示すように、力、すなわち音響放射力又は機械的圧縮力が付与される前の基準画像として取得される。第 2 の超音波画像が、図 19B に示すように、力、すなわち音響放射力又は機械的圧縮力が付与された後で取得される。組織変位は、2 つ（第 1 及び第 2）の画像（図 19A 及び図 19B）の相関関係を利用して算出される。例えば、数式 6、7、8、9、又は 10 を 2 つの画像に適用して、相関関係ひいては変位 u_z を取得することができる。変位の空間導関数

30

$$\frac{\partial u_z}{\partial z}$$

により歪み画像が得られる。

【0047】

第 3 に、歪み画像 1630 とせん断波速度画像 1640 の両方を、図 16C に示すように複数の照合領域に区分け（分割）する。このプロセスを実行するのは、前述したように圧迫力が位置に応じて変化し得るためである。図 16C において、2 つの画像（すなわち、歪み画像 1630、せん断波画像 1640）が互いに重ね合わされて、2 つの画像の空間的關係を示している。僅かに大きい楕円画像 1620 が、せん断波の画像によって画像化された腫瘍を表し、小さ楕円画像 1610 が、歪み画像によって画像化された腫瘍を表しており、空間解像度が異なることが示されている。第 4 に、領域内の各ピクセル点の各歪み画像値（水平軸）を、その領域内の同じ（対応する）各ピクセル点のせん断波画像値（垂直軸）に図 17 に示すようにプロットする。第 5 に、図 17 に示すように、歪み画像値とせん断波画像値の間、すなわち図 16 に示した各領域内の各対応ピクセル位置におけるせん断波伝播速度の二乗と歪みの逆数の間に、回帰線（例えば、直線若しくは曲線）又は回帰方程式（例えば、 $Y = aX + b$ 、式において、 X は歪み画像値を表し、 Y はせん断

40

50

波画像値を表す)と、相関係数とを取得する。

【0048】

回帰線は、誤差を最小化することによって変数XとYを密接に関連付ける線である。所定の画像点(ピクセル)における変数X(X_i :実際のせん断データサンプル)及び変数Y(Y_i :実際の歪みデータサンプル)が、回帰線、例えば、 $Y = aX + b$ によって関係付けられると想定してa及びbを取得し、次式に示すように、誤差(例えば、二乗誤差)の和を最小化する。

【数25】

$$\sum (Y_i - aX_i - b)^2 \cdots (25)$$

10

上式において、誤差は、回帰線を用いて所定の X_i について推定される回帰線による推定Y値 Y_{est} と、実際のデータサンプル Y_i との差であり、次式で表される。

【数26】

$$Y_{est} = aX_i + b \cdots (26)$$

【数27】

$$\text{誤差} = Y_i - Y_{est} \cdots (27)$$

20

【0049】

数式(1)、(21)、及び(24)から、小領域内の圧迫力は一定であると想定すると、せん断波伝播速度の二乗は、次式のように、歪みの逆数に比例する。

【数28】

$$c^2 \propto \frac{l}{\varepsilon} \cdots (28)$$

これに代えて、歪みは、次式のように、せん断波伝播速度の二乗の逆数に比例するとしてもよい。

【数29】

$$\varepsilon \propto \frac{l}{c^2} \cdots (29)$$

30

上式において、 ε は歪み、 c はせん断波伝播速度である。したがって、一定の圧迫力が予想される小領域では、図17に示すような線形相関が予想され得る。

【0050】

いくつかの実施形態において、実データに加え、原点(0, 0)における仮想データを利用して、せん断波速度の二乗と歪みの関係から回帰線を算出してもよい。

【0051】

データサンプル X_i とデータサンプル Y_i の相関係数 r は、次のように取得される。

【数30】

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \cdots (30)$$

40

上式において、

$$\overline{X}$$

及び

$$\overline{Y}$$

はそれぞれ X_i 及び Y_i の平均である。

領域のうちの一つの相関係数が設定値（すなわち、閾値）よりも大きい場合、その領域の歪み画像値は、回帰線を利用して、回帰線方程式に X （すなわち、歪み画像値）を入力し、結果的に得られる新しいせん断波速度（又はせん断波速度の二乗）（すなわち、 Y ）画像値を算出することによって、せん断波速度の二乗に変換される。歪み画像値を利用して領域の新しいせん断波画像値を得ることから、新しいせん断波画像は、元のせん断波画像の空間解像度よりも高い、歪み画像と同じ空間解像度を持つことになる。

【 0 0 5 2 】

相関係数が領域の閾値よりも小さい場合、その領域の歪み画像値及びせん断波画像値は十分に相関されていない。このことは、硬さが大きく変化する領域、例えば、硬い組織領域の境界部において生じ得る。相関係数が設定値よりも小さい場合は、所定値よりも大きい相関係数に関連付けられた最も近い近隣領域の回帰線を前述したように利用して、現在の領域の歪み画像値をせん断波画像値に変換する。

【 0 0 5 3 】

全体の流れを図 1 8 に示す。せん断波画像（速度又は速度の二乗のいずれか）及び歪み画像を 1 8 1 0 において取得する。1 8 2 0 において、これらの画像をより小さい領域に分割する。1 8 3 0 において、小領域のせん断波画像値（例えば、せん断波速度又はせん断波速度の二乗）及び歪み画像値（例えば、歪み、歪みの逆数）に基づいて、各小領域の回帰線及び相関係数を取得する。1 8 4 0 において、領域の相関係数が閾値よりも大きいと判定されたら、1 8 5 0 において、回帰線を利用して、その領域の歪み画像値を領域のせん断波画像値に変換する。領域の相関係数が閾値に満たない場合は、1 8 6 0 において、閾値よりも大きい相関係数を有する最も近い近隣領域の回帰線を利用して、歪み画像値をせん断波画像値に変換する。

【 0 0 5 4 】

いくつかの実施形態において、小領域は、図 1 6 C に示したように画像を分割（区分け）するのではなく、歪み画像及びせん断波画像で形成されてもよい。すなわち、隣接する領域間に間隙が存在してよい。図 1 6 C は、間隙が存在しない場合を表している。各領域内のせん断波若しくは歪みピクセルの全て又は一部を利用して、相関係数及び回帰線を算出してもよい。

【 0 0 5 5 】

いくつかの実施形態では、歪み画像及びせん断波内で小領域を選択する。選択した領域内の歪み画像値とせん断波画像値の関係（例えば、回帰線及び相関係数の少なくともいずれか）を取得する。次に、取得した関係に基づいて、歪み画像値をせん断波画像値に変換する。この手順を他の小領域において繰り返すことで、画像の全て又は一部を網羅することができる。これにより、元の画像領域の全て又は一部において、歪み画像が新しいせん断波画像に変換される。図 2 0 に、この処理の流れを示す。第 1 に、2 0 1 0 において、せん断波画像及び歪み画像を取得する。2 0 2 0 において、領域内の関係（例えば、回帰線及び相関係数の少なくとも一方）を取得する。2 0 3 0 において、取得した関係を利用して、歪み画像データをせん断波画像データに変換する。

【 0 0 5 6 】

いくつかの実施形態において、歪み画像データは、相関係数を確認せずに、回帰線を利用してせん断波画像データに変換される。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

一部の実施形態では、領域として、せん断波画像データと歪み画像データの相関性の高いものが適合的に選択される。すなわち、せん断波画像データと歪み画像データの相関性が閾値より高い領域を検索する。この領域において、回帰線を取得し、その回帰線を利用して歪み画像データをせん断波画像データに変換する。このプロセスを他の領域において繰り返すことができる。これにより、同じ圧迫力を有する領域を見つけること、及び圧迫力が大きく反動する領域、例えば、図 16C に示すような硬い組織損傷（又は腫瘍）の境界部を除外することを効率的に行える。

【0058】

いくつかの実施形態において、せん断波画像値は、回帰線に基づいて歪み画像値に変換されてよい。詳細なプロセスを下記に示す。第 1 せん断波画像を取得する。歪み画像を取得する。歪み画像及び第 1 せん断波画像を複数の領域に分割する。複数の領域のうちの各領域において歪み画像値と第 1 せん断波画像値の間の回帰線を算出する。各領域の回帰線に基づいて、歪み画像値をせん断波画像値に変換する。

10

【0059】

いくつかの実施形態において、せん断波画像と歪み画像の少なくともいずれかは、数ピクセルから数十億ピクセルで構成されてよい。いくつかの実施形態において、せん断波画像と歪み画像の少なくともいずれかは少なくとも一つの画像ピクセルで構成されてよい。

【0060】

上記において、二次元画像を用いて実施形態について説明した。ただし、本明細書に記載したプロセスは、三次元画像にも適用することができ、この場合の画像は、1820において、面積ではなく体積で分割される。

20

【0061】

図 3 に、B モードイメージング、ドプラスペクトル、及びカラードプライメージングを用いる従来の超音波診断イメージングシステムの図を示す。このシステムは、他のイメージングモード、例えば、弾性イメージング、3D イメージング、リアルタイム 3D イメージング、組織ドプライメージング、組織ハーモニクイメージング、コントラストイメージング等を含むことができる。超音波信号は、送受信スイッチ 320 を介して送信機 / 送信ビームフォーマ 310 によって駆動される超音波プローブ 330 から送信される。プローブ 320 は、超音波振動子の素子アレイで構成されてよく、その各素子は、送信超音波ビームが集束され且つステアリングされるように、送信機 / 送信ビームフォーマ 310 によって異なる遅延時間で個別に駆動される。受信ビームフォーマ 340 は、スイッチ 320 を介してプローブ 330 から受信される超音波信号を受け取り、その信号 325 を処理する。受信ビームフォーマ 340 は、遅延処理及び位相処理の少なくともいずれかを信号に適用し、その結果得られた信号を加算して、受信超音波ビームの集束及びステアリングを行う。受信ビームフォーマ 340 は、アポディゼーション、増幅、及びフィルタリングを適用してもよい。

30

【0062】

処理された信号 345 は、ドプラスペクトルプロセッサ 350、カラードブラプロセッサ 360、及び B モード画像プロセッサ 370 に結合される。ドプラスペクトルプロセッサ 350 は、ドブラ信号プロセッサ及びスペクトル分析器を含み、ドブラ流速信号を処理して、ドプラスペクトル 355 を算出及び出力する。カラードブラプロセッサ 360 は、受信信号 345 を処理して、速度、パワー、及び分散値の信号 365 を算出及び出力する。B モード画像プロセッサ 370 は、受信信号 345 を処理し、B モード画像 375 を算出して出力するか、又は振幅検出によって信号の振幅を算出して出力する。

40

【0063】

ドプラスペクトル信号 355、カラードブラプロセッサ信号（速度、パワー、及び分散値）365、及び B モードプロセッサ信号 375 は、信号を走査変換信号に変換するスキャンコンバータ 380 に結合される。スキャンコンバータ 380 の出力は、超音波画像を表示するディスプレイモニタ 390 に結合される。

【0064】

50

図2に、いくつかの実施形態に係るせん断波/歪みプロセッサ295を含む超音波イメージングシステムの構成要素の図を示す。図2の超音波システムは、生体組織に強い超音波パルスを送信して、生体組織を圧迫する音響放射力を生成する。生体組織が圧迫された後、組織内にせん断波が生成されて伝播する。次に、超音波システムは、超音波パルスを送信及び受信して、生体組織内でせん断波が伝播するときにそのせん断波をトラッキングする。複数の受信超音波ビームは、受信ビームフォーマ240で同時に成形することができる。同様に、複数の送信超音波ビームは、送信機/送信ビームフォーマ210で同時に成形できる。受信ビームフォーマ240から受信した超音波信号を処理して、組織変位、ドプラ速度、相関関係、せん断波伝播速度、及びせん断波伝播速度の二乗のうちの少なくともいづれかを前述したように取得する。せん断波/歪みプロセッサ295は、既に説明したせん断波及び歪みの処理方法を実行することができる。せん断波/歪みプロセッサ295は、受信ビームフォーマ240からの出力245を受信する。出力297は、せん断波速度データ、又は他のせん断波特性を含む。例えば、せん断波/歪みプロセッサ295が、せん断波の伝播速度又は伝播速度の二乗をスキャンコンバータ280に出力し、ディスプレイモニタに、せん断波伝播速度、又はせん断波伝播速度の二乗の表示が、Bモード画像、カラードプラ画像、又はスペクトルドプラ画像と共に出力される。

10

【0065】

せん断波/歪みプロセッサ295は、汎用の中央処理装置(CPU)、デジタル信号プロセッサ(DSP)、フィールドプログラマブルアレイ(FPGA)、図形処理装置(GPU)、及びディスクリート(discreet)電子機器のうちの少なくともいづれかを含むことができる。

20

【0066】

図2に、いくつかの実施形態に係る論理アーキテクチャを示す。実際の実装構成は、異なる方式で配置された追加の要素や他の要素を含むことができる。他の実施形態と組み合わせて、他の配置構成が用いられてもよい。また、図2のシステムの各構成要素は、任意の数の他の公衆網及び私設網の少なくともいづれかを介して互いに通信する、任意の数の演算装置によって実施されてよい。このような演算装置の2つ以上は、互いにリモートに設けられてよく、いづれか既知の方式のネットワーク若しくは専用接続、又はその両方を介して互いに通信することができる。本システムは、本明細書に記載した機能及び各種他の機能を提供するのに適したハードウェア及びソフトウェアの少なくともいづれかを任意の個数で含むことができる。例えば、図2のシステムの実施例で用いた全ての演算装置は、本明細書に記載したように演算装置を動作させるプログラムコードを実行するプロセッサを含んでよい。

30

【0067】

本明細書に説明したシステム及びプロセッサは全て、一つ以上の持続的コンピュータ可読媒体に格納されたプログラムコードで具現することができる。このような媒体としては、例えば、フロッピーディスク、CD-ROM、DVD-ROM、ブルーレイディスク、フラッシュドライブ、磁気テープ、及びソリッドステートランダムアクセスメモリ(RAM)又はリードオンリメモリ(ROM)記憶装置が挙げられる。プログラムコードは、本明細書に記載した各種のプロセスを実行する一つ以上の演算装置によって実行されてよい。また、一つ以上の演算装置は、後に実行されるプログラムコードを格納する一つ以上のメモリ装置(例えば、RAM又はROM記憶装置)を含んでもよい。したがって、実施形態は、ハードウェアとソフトウェアのいずれか特定の組み合わせに限定されるものではない。

40

【0068】

一つ以上の実施形態について説明した。ただし、当業者には各種の変形物が明らかであろう。

【図 1】

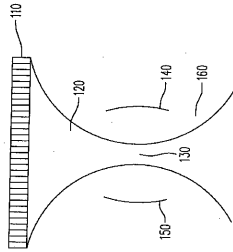
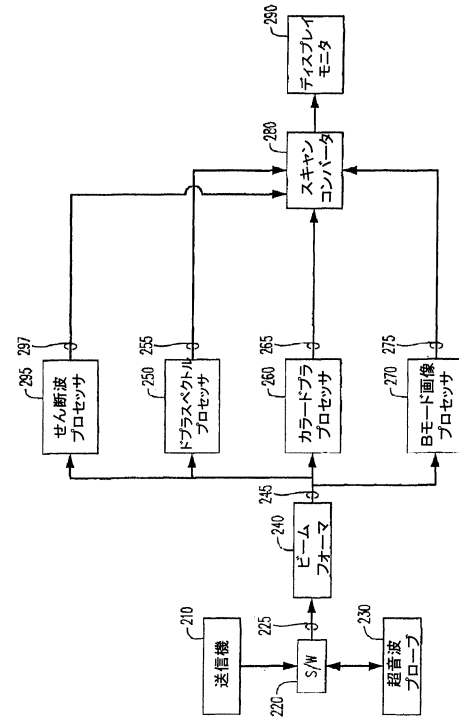
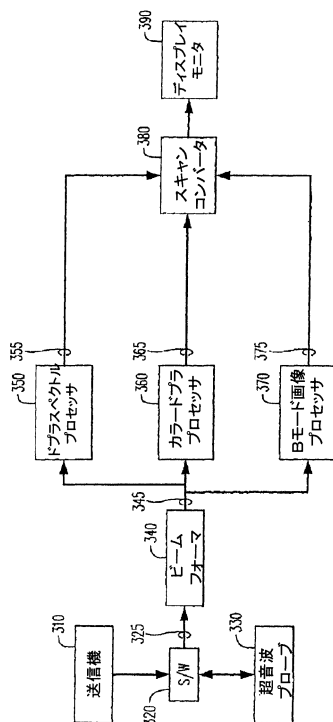


Figure 1

【図 2】



【図 3】



【図 4】

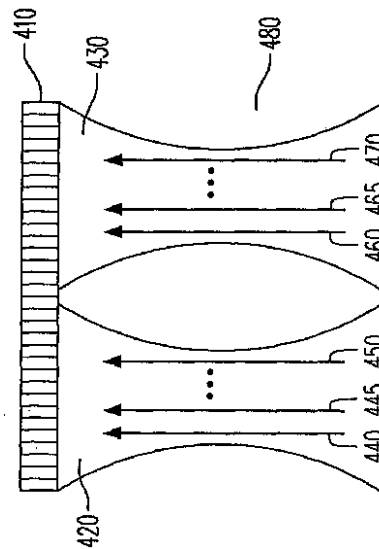


Figure 4

【図 5】

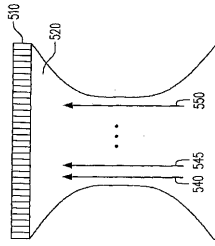
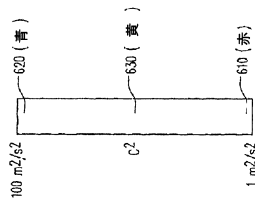
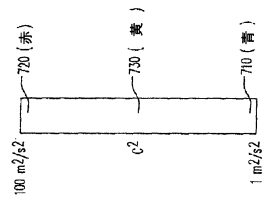


Figure 5

【図 6】



【図 7】



【図 8】

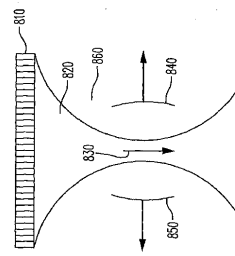


Figure 8

【図 9】

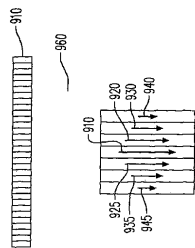


Figure 9

【図 10】

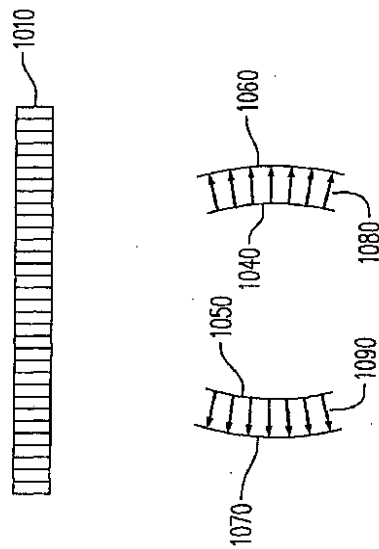


Figure 10

【図 1 1】

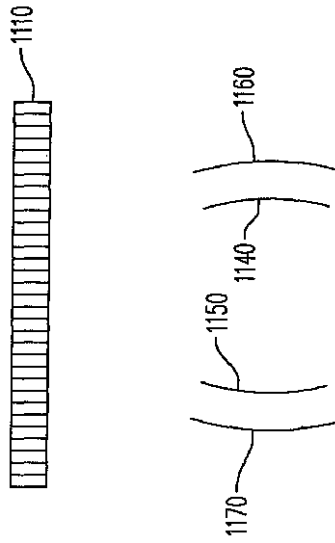


Figure 11

【図 1 2】

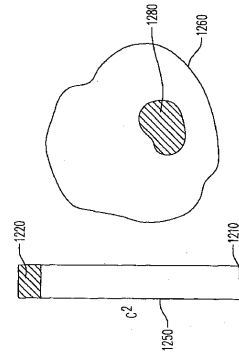


Figure 12

【図 1 3】

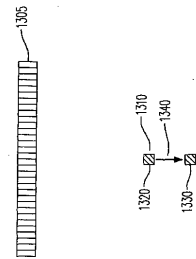


Figure 13

【図 1 4】

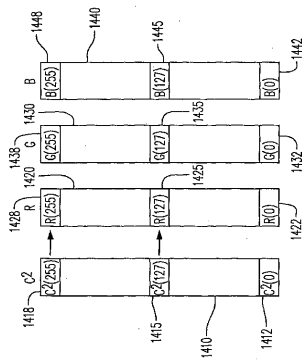


Figure 14

【図 1 5】

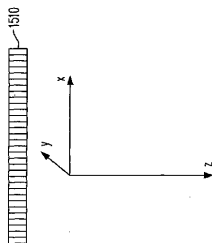


Figure 15

【図 1 6 A】

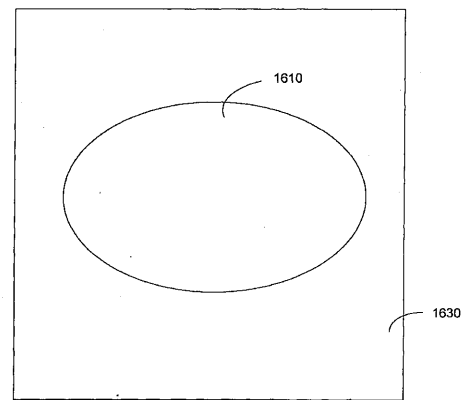


Figure 16A

【図 16B】

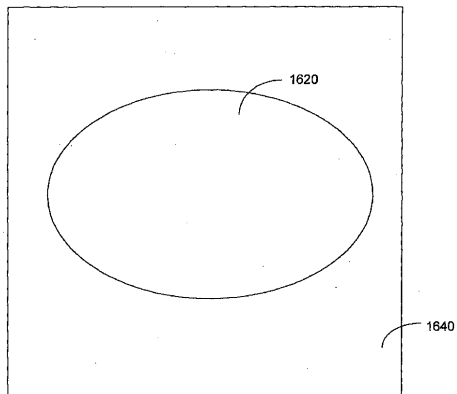


Figure 16B

【図 16C】

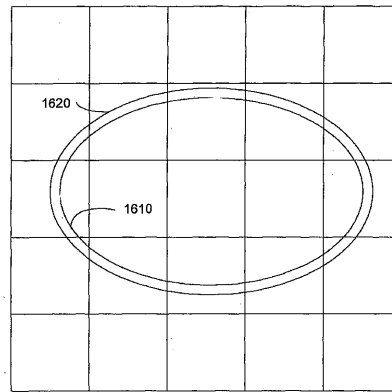


Figure 16C

【図 17】

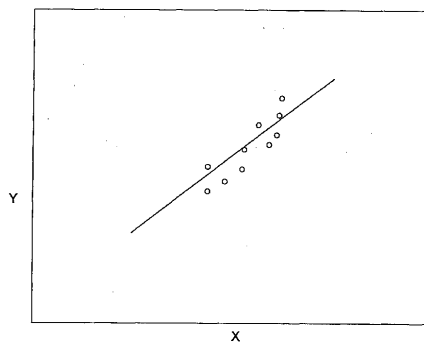
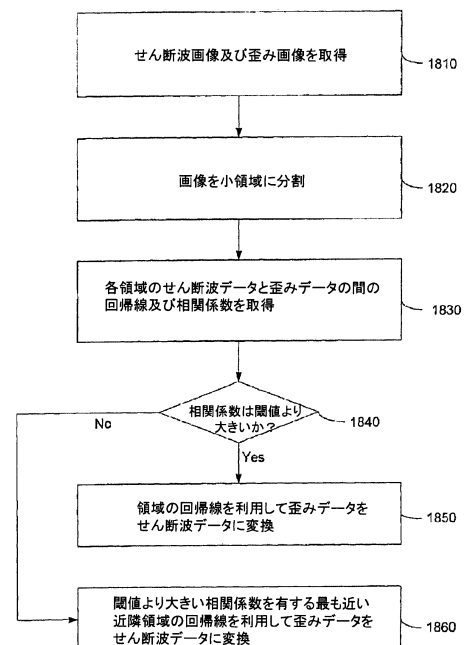


Figure 17

【図 18】



【図 19 A】

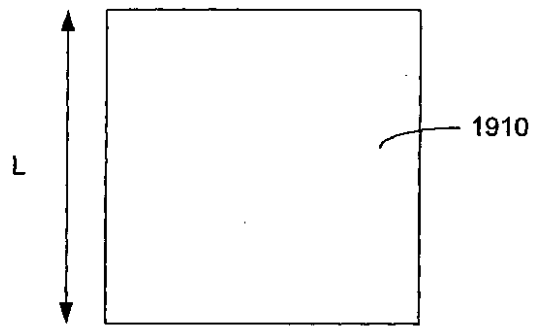
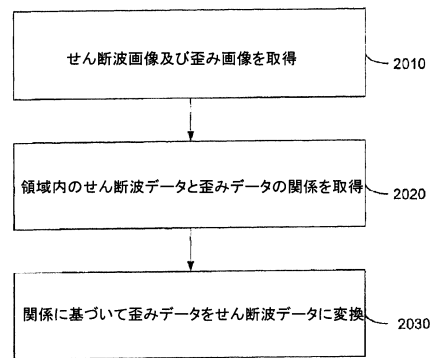


Figure 19A

【図 20】



【図 19 B】

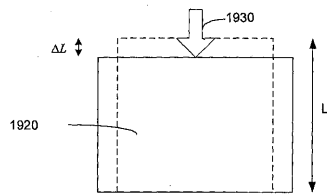


Figure 19B

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-142079(JP,A)
特表2006-524115(JP,A)
特開2009-201989(JP,A)
特表2011-517817(JP,A)
国際公開第2011/004661(WO,A1)
国際公開第2011/126727(WO,A2)
米国特許第6270459(US,B1)
米国特許出願公開第2009/0005682(US,A1)
米国特許出願公開第2009/0299179(US,A1)
米国特許出願公開第2010/0016718(US,A1)
米国特許出願公開第2010/0286516(US,A1)
ROCH L.MAURICE, ON THE POTENTIAL OF THE LAGRANGIAN ESTIMATOR FOR ENDOVASCULAR ULTRASOUND ELASTOGRAPHY: IN VIVO HUMAN CORONARY ARTERY STUDY, *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2007年, vol.33, no.8, pp.1199-1205

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声成像方法和超声成像设备		
公开(公告)号	JP6063552B2	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	JP2015502704	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村 正		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52042 G01S7/5209 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/08.ZDM		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	61/617848 2012-03-30 US 13/608453 2012-09-10 US		
其他公开文献	JP2015511526A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

将第一超声波脉冲施加到活组织以在活组织中产生剪切波，将聚焦的超声波脉冲传输到活组织中，从活组织接收一个或多个超声波信号，并且基于一个或多个超声波信号检测活组织中的剪切波。指定对应于检测到的剪切波的至少一个传播特性，并显示指定的至少一个传播规范。声辐射力或机械压力（例如超声探头）用于获取失真图像。此后，已经采集的剪切波速图像用于将应变图像转换为新的剪切波速图像。

(19) 日本特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6063552号 (P6063552)
(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)	(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006.01)	F I A 6 1 B 8 / 0 8 Z D M	
請求項の数 24 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-502704 (P2015-502704) (86) (22) 出願日 平成25年3月26日(2013.3.26) (65) 公表番号 特表2015-511526 (P2015-511526A) (43) 公表日 平成27年4月20日(2015.4.20) (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/059803 (87) 国際公開番号 W02013/147297 (87) 国際公開日 平成25年10月3日(2013.10.3) 審査請求日 平成28年2月1日(2016.2.1) (31) 優先権主張番号 61/617,848 (32) 優先日 平成24年3月30日(2012.3.30) (33) 優先権主張国 米国(US) (31) 優先権主張番号 13/608,453 (32) 優先日 平成24年9月10日(2012.9.10) (33) 優先権主張国 米国(US)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 田村 正 アメリカ合衆国 コネチカット ノース ヘブン ユニット 5エイチ ハートフォ ード ターンバイク 1298 審査官 宮澤 浩	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波イメージング方法及び超音波イメージング装置		