(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2016-116875
(P2016-116875A)
(43)公開日　平成28年6月30日(2016.6.30)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/08	(2006.01)	A61B	8/08	4C601

審査請求 有　請求項の数 15　ＯＬ　外国語出願　（全 16 頁）

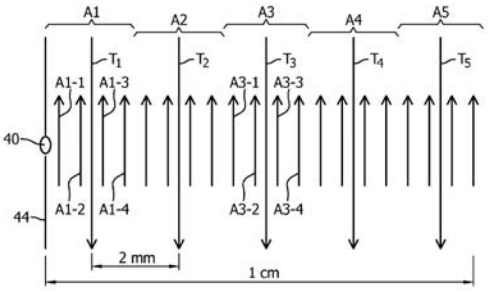
(21)出願番号　特願2016-10599(P2016-10599)
(22)出願日　平成28年1月22日(2016.1.22)
(62)分割の表示　特願2012-540517(P2012-540517)の分割
原出願日　平成22年11月15日(2010.11.15)
(31)優先権主張番号　61/264,277
(32)優先日　平成21年11月25日(2009.11.25)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　590000248
コーニンクレッカ　フィリップス　エヌヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイテック　キャンパス　５
High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(74)代理人　110001690
特許業務法人M&Ｓパートナーズ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】焦束されたスキャンラインビーム形成での超音波剪断波撮像

(57)【要約】　（修正有）
【課題】剪断波の速度を測定するのに充分な高い解像度の画像データをユーザが取得可能にする超音波診断撮像システム及び方法を提供する。
【解決手段】剪断波を生成するためにプッシュパルスＴ１～Ｔ５を送信することにより、剪断波速度の画像を作る。プッシュパルスの位置に隣接する集束ビーム形成器により、複数の追跡ラインＡ１－１～Ａ１－４が送信され、エコーが受信される。追跡ラインは、時間的にインタリーブされた態様でサンプリングされる。各追跡ラインに沿って得られるエコーデータは、追跡ラインに沿ったポイントで剪断波により生じるピークの組織変位の時間と、隣接する追跡ラインでのピークの時間とを決定し、これらを比較して局所的剪断波速度を計算するように処理される。剪断波速度値の結果として生じるマップが、対象の領域の解剖学的画像上でカラーコード化されて表示される。
【選択図】図５



【特許請求の範囲】
【請求項１】
剪断波を生成するために予め定められたベクトルに沿ってプッシュパルスを送信し、プッシュパルスベクトルに隣接する追跡ラインに沿って追跡パルスを送信し、追跡ラインに沿ったポイントからエコー信号を受信する超音波アレイプローブと、時間的にインタリーブされたシーケンスで隣接する追跡ラインに沿って、集束された追跡パルス及びエコーを送信及び受信するため前記超音波アレイプローブを制御する前記超音波アレイプローブに結合されたビーム形成器と、追跡ラインエコーデータを格納するためのＡラインメモリと、追跡ライン位置を通過する剪断波による動きを検出するため追跡ラインエコーデータに応答する動き検出器と、追跡ライン位置を通過する剪断波の速度を測定する速度検出器と、剪断波測定の結果を表示するためのディスプレイとを有する、剪断波分析のための超音波画像診断システム。
【請求項２】
前記動き検出器が剪断波により生じる組織変位を検出する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項３】
前記動き検出器は、更に、追跡ラインエコーデータ相互相関器及び変位ピーク検出器を有する、請求項２に記載の超音波画像診断システム。
【請求項４】
前記速度検出器は、２つの変位ピークの発生の時間を比較することにより速度を決定する、請求項３に記載の超音波画像診断システム。
【請求項５】
前記ディスプレイが剪断波速度値の２次元の画像を表示する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項６】
前記剪断波速度値が解剖学的画像において色分けされる、請求項５に記載の超音波画像診断システム。
【請求項７】
前記ビーム形成器は、更に、単一の追跡パルス送信事象に応じて、複数の追跡ライン位置に沿ったエコー信号を検出するマルチラインビーム形成器を有する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項８】
前記動き検出器が追跡ライン位置の各々に沿って複数のサンプルポイントでピークの組織変位の時間を検出する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項９】
前記動き検出器が追跡ライン位置から得られるエコーデータの局所的相互相関により変位値を検出する、請求項８に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１０】
前記動き検出器が複数の変位値に対する曲線適合によりピークの組織変位の時間を検出する、請求項９に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１１】
前記動き検出器が複数の変位値を補間することによりピークの組織変位の時間を検出する、請求項９に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１２】
プッシュパルスベクトルに沿ってプッシュパルスを送信するステップと、プッシュパルスベクトルに隣接する複数の追跡ラインに沿った、複数の集束された追跡パルスであって、時間的にインタリーブされた態様で各追跡ラインに沿って複数回送信される当該追跡パルスを送信するステップと、追跡パルスの送信に応じて集束されたエコー信号を受信するステップと、対象の領域内の２次元又は３次元の複数のポイントで剪断波速度値を決定するようにエコー信号を処理するステップと、剪断波速度値の２次元又は３次元の画像を表

示するステップとを有する、剪断波を測定する超音波画像診断システムの動作方法。
【請求項１３】
集束されたエコー信号を受信するステップが、更に、単一の追跡パルス送信事象に応じて、複数の追跡ラインに沿って集束されたエコー信号を受信するステップを有する、請求項１２に記載の方法。
【請求項１４】
処理するステップが、更に、剪断波から生じる組織動きを決定するようにエコー信号を処理するステップを有する、請求項１２に記載の方法。
【請求項１５】
処理するステップが、更に、対象の領域のポイントでの組織変位を決定するようにエコー信号を処理するステップを有する、請求項１４に記載の方法。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、医学診断用超音波システムに関し、特に、剪断波を使用して組織の剛性又は弾力性の測定を実施する超音波システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
画像診断の長く探究された目標の１つは、正確な組織特徴描写である。臨床医は、ボディの器官の診断領域を得て、撮像システムにより画像の組織の特性を識別することを望む。理想的には、臨床医は、悪性又は良性として病変を識別するための撮像システムを望む。この目的を完全に得ることが依然達成されていないままである一方、それにもかかわらず画像診断は、臨床医に組織の構造に関する手掛かりを与えることができる。この領域の１つの技術は、ボディ内の組織の弾力性又は剛性を測定する弾性イメージング法である。例えば、高い剛性を持つ胸部腫瘍又は塊は悪性かもしれないのに対し、より柔らかい及びより柔軟な塊は良性のようである。塊の剛性が悪性又は良性と相関することは知られているので、弾性イメージング法は、診断の援助及び治療法の決定に対する更なる証拠を臨床医に提供する。
【０００３】
初めに考察されるような弾性イメージング法は、圧縮圧力にさらされるときのボディ内の組織を評価した。超音波プローブがボディに対してしっかり押圧されるとき、下にある柔らかい組織は、下にある硬い組織より大きな程度まで圧縮する。しかし、弾性イメージング法は、非常にオペレータ依存性が高く、結果的にどこにどのくらいの圧力がボディに付与されているかに影響される。それほどオペレータ依存性がない方法により弾力性を評価可能なことが望ましい。
【０００４】
弾力性測定に対する代替のアプローチは、剪断波測定である。ボディ上のポイントが圧縮され、その後開放されるとき、下にある組織は下方へ圧縮されて、その後圧縮力が開放されるときにリバウンドする。しかし、圧縮力下の組織は周囲の組織に連続的に結合されているので、力ベクトルの横方向の圧縮されていない組織は、圧縮された組織の上下の動きに応答する。剪断波と呼ばれるこの横方向の小さく波打つ（リップル）効果は、下方への圧縮力に対する周囲の組織の反応である。更にまた、下方へ組織を押すために必要な力が超音波パルスからの放射圧により作られ、超音波受信が剪断波により誘発された組織の動きを検知し測定するために使用できることが決定された。剪断波速度は、局所的組織の機械的特性により決定される。剪断波は、柔らかい組織をある速度で進む一方で、硬い組織をより速い速度で進む。ボディのポイントで剪断波の速度を測定することにより、組織の剪断弾力性率、ヤング率及び動的な剪断粘性のような組織の特性に関する情報が得られる。横方向に伝播している剪断波は、２、３センチメートル以下で急速に減衰するが、ゆっくりであり、通常２、３メートル／秒以下で進むので剪断波を検出しやすい。例えば、

（Ｓａｒｖａｚｙａｎによる）米国特許第５，６０６，９７１号及び（Ｓａｒｖａｚｙａｎ等による）米国特許第５，８１０，７３１号を参照されたい。同じ「プッシュパルス」が各測定に対して繰り返されるので、剪断波技術は、超音波での組織特性の客観的な定量化の役に立つ。更にまた、剪断波速度はプッシュパルス強度に独立しているので、測定がユーザにあまり依存しなくなる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

従来のパルスエコー超音波において、超音波パルスは、プローブから外に送信され、パルスにより起こる組織から反射されるエコーが直接受信される。しかしながら、剪断波は横方向に進むので、受信器に対する横方向に位置される音響窓がなく直接受信できない。胸部内で剪断波を測定するとき、発信器と異なる組織の側で剪断波を受信することを示唆するＳａｒｖａｚｙａｎ等の特許の図２を、例えば参照されたい。しかし、斯様な技術は別々の発信器及び受信器を必要とし、異なって位置される音響窓は必ずしも常に利用できない。よって、研究者は、剪断波を測定するための間接的やり方を探した。これを行う共通のやり方は、組織の画像データの連続したセットを取得して、剪断波により生じる結果的な組織動きに明示されるような組織を通る剪断波の伝播を検出するためデータを処理することである。このアプローチに関する説明のために、上記Ｓａｒｖａｚｙａｎの特許及びＳａｒｖａｚｙａｎ等の特許を参照されたい。超音波がＭＲＩと対立して使われるとき、獲得されたエコーデータは、ドップラー及びシーケンシャルエコーデータの相関を含む動きを検出するための既知の超音波技術により処理できる。

【０００６】

しかし、これは、一連のデータセットを得るための時間を必要とし、前述のように、剪断波は組織内で急速に減衰し、通常は３０マイクロメートル未満の組織変位が生じる小さな振幅の剪断波の伝播速度を測定するため充分詳細に動きを分解しなければならないという課題を提起する。この課題に対する解決策は、Ｆｉｎｋらによる米国特許第７，２５２，００４号において、前進した。Ｆｉｎｋらは、焦点が合っていない（集束していない）平面波から画像を速く取得することにより剪断機の伝搬を観察することを提案する。各平面は、組織の大きい広がりに超音波を当てて、秒当たり少なくとも５００の反復のレートで、好ましくは秒当たり１０００～５０００の反復の範囲で繰り返される。各ラインに対してフルの送受信サイクルを伴う、画像フィールド間のデータの個々のラインを送信し、受信することにより画像を取得するよりはむしろ、Ｆｉｎｋらは、単一の焦点が合ってない波で対象の領域（ＲＯＩ）全体に超音波を当て、その後、後続の受信期間の間に組織を通る波の送信から生じるエコーを取得する（Ｓａｒｖａｚｙａｎは、受信の間、パラレルにトランスデューサの要素の全てを結ぶことにより、類似したアプローチをとる）。ＲＯＩの各問合せが単一の波の送信を必要とするだけであるので、データセットは、Ｆｉｎｋらが望む高いレートで連続して取得できる。焦点が合ってない波はＳＮ比パフォーマンス及び個々の画像ラインの焦点解像度両方を不足している一方、Ｆｉｎｋらは、データ収集のこれらの高いレートでこの不足を補おうとする。しかしながら、正確且つ良好なＳＮ比パフォーマンスを持つ剪断の伝播速度を観察し測定すること、従来の超音波システムでそうすることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の原理によると、組織を通って拡がる剪断波の速度を測定するのに充分な高い解像度の画像データをユーザが取得可能にする超音波診断撮像システム及び方法が説明される。一つ以上のプッシュパルスは、プッシュパルスのベクトル方向に組織を超音波で圧縮するために、超音波プローブで組織へ送信される。直後に、集束された追跡パルスが、剪断波を生成するプッシュパルスベクトルの近くで、プローブにより送信され受信される。各追跡パルスベクトルは、好ましくはベクトルの連続した問合せからエコーデータを相関させることにより、各追跡パルスベクトル位置で発生するときの剪断波により作られる動

きが検出できるように、時間的にインタリーブされた態様で繰り返しサンプリングされる。剪断波がプッシュパルスベクトルから横方向に離れるように移動するので、追跡パルスの位置決めも剪断波の伝播をフォローするために横方向に移動できる。繰り返しサンプリングされた追跡パルスベクトルからのデータは、好ましくは相互相関、曲線合せ又は連続した変位測定を補間することにより、追跡パルスベクトルの各ポイントでピークの変位を剪断波が生じさせる時間を見つけるように処理される。隣接するサンプリングベクトル上のポイントがピークの変位を経験する時間の分析は、速度のバリエーションが異なる剛性又は弾力性の組織を示す、特定のベクトル位置での剪断波の速度に対応する尺度を作る。剪断波が非常に急速に減衰するので、単一のプッシュパルスベクトルを持つ全体の画像フィールドから剪断波データを取得することは一般にできない。よって、プロセスは、組織の他の領域で剪断波速度尺度を得るために、組織の他の位置でも繰り返される。剪断波データが所望の画像フィールドにわたって得られるまで、プロセスは繰り返される。速度情報は、画像のポイントで剪断波速度データにより色分けされて、組織の２次元又は３次元画像として好ましくは提示される。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】図１は、本発明の原理によって構成された超音波画像診断システムをブロック図で例示する。

【図２】図２ａ乃至図２ｄは、剪断波面を作るための異なる深度への一連のプッシュパルスの送信を例示する。

【図３】図３は、プッシュパルスベクトルに沿った一連のパルス、結果として生じる剪断波面及び一連の追跡パルスベクトルを空間的に例示する。

【図４】図４は、４つの隣接するマルチライン追跡パルスベクトルの作成のための４つのマルチラインの送信及び受信を例示する。

【図５】図５は、４つのマルチライン追跡パルスベクトルの４つの横方向に隣接するグループを例示する。

【図６】図６は、剪断波が組織を通って進むときの２つの位置での剪断波変位曲線を例示する。

【図７】図７ａ乃至図７ｃは、画像フィールド上の横方向に分散されたプッシュパルスベクトルの空間的に時間インタリーブされたシーケンスを例示する。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

最初に図１を参照すると、剪断波の測定のための本発明の原理によって構成された超音波システムが、ブロック図で示される。超音波プローブ１０は、超音波信号を送受信するためのトランスデューサ要素のトランスデューサアレイ１２を持つ。アレイは、トランスデューサ要素の１次元又は２次元アレイである。何れのタイプのアレイも２Ｄ平面を走査でき、二次元アレイは、アレイの前の体積領域を走査するために使用できる。アレイ要素は、送信／受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ１４により、送信ビーム形成器１８及びマルチライン受信ビーム形成器２０に結合されている。ビーム形成器による送受信の調整は、ビーム形成器コントローラ１６により制御される。マルチライン受信ビーム形成器は、単一の送受信間隔の間にエコー信号の複数の空間的に異なった受信ライン（Ａライン）を作る。エコー信号は、信号プロセッサ２２によりフィルタリング、ノイズ低減等により処理され、その後Ａラインメモリ２４に格納される。同じ空間ベクトル位置に関係する時間的に異なったＡラインのサンプルは、画像フィールドの共通のポイントに関係するエコーのアンサンブルで互いに関連する。同じ空間ベクトルの連続したＡラインのサンプリングのｒ．ｆ．エコー信号は、ベクトル上の各サンプリングに対する組織変位の一連のサンプルを作るために、Ａラインｒ．ｆ．相互相関器２６により相互相関される。代わりに、空間ベクトルのＡラインは、ベクトルに沿った剪断波動きを検出するためにドップラー処理されるか、又は、他の位相検知技術が使用できる。波面ピーク検出器２８は、Ａライン上の各サンプリングポイントで剪断波変位のピークを検出するために、Ａラインのベクトルに沿って剪

断波変位の検出に応じる。好ましい実施例において、これは曲線合せによりなされるが、相互相関及び他の補間技術も所望により使用できる。剪断波変位のピークが発生する時間は、他のＡラインの位置での同じイベントの時間（全て共通の時間基準に対する時間である）に関係して注記され、この情報は波面速度検出器３０に結合され、波面速度検出器３０は、隣接するＡライン上のピークの変位時間から剪断波速度を差動的に計算する。この速度情報は、２次元又は３次元画像フィールドの空間的に異なるポイントでの剪断波の速度を示す速度ディスプレイマップ３２に結合される。速度ディスプレイマップは、画像ディスプレイ３６上の表示のため、好ましくは組織の解剖学的超音波画像と重ねて速度マップを処理する画像プロセッサ３４に結合される。

【００１０】

図２ａ乃至図２ｄは、剪断波面を作る単一のベクトル方向に沿って、一連の集束された高いＭＩプッシュパルス（例えば、ＦＤＡ診断限界内にあるように１．９以下のＭＩ）の送信を例示する。高いＭＩ及び長い期間を持つパルスが使用されるので、充分なエネルギーが、送信ベクトルに沿って下方へ組織を変位し、剪断波の発現を生じさせるために送信される。図２ａにおいて、皮膚表面１１のプローブ１０は、陰影のついた領域４０により示される所与の焦点深度に対するビームプロフィール４１ａ、４１ｂを持つ第１のプッシュパルス４０を組織へ送信する。このプッシュパルスは、焦点のあった組織を下方変位させ、結果的に、剪断波面４２が、変位された組織から外へ放射する。

【００１１】

図２ｂは、同じベクトルに沿ってプローブ１０により送信され、陰影のついた領域５０のより深い深度に集束された第２のプッシュパルス５０を例示する。この第２のプッシュパルス５０は、焦点深度の組織を変位させ、剪断波面５２を、変位された組織から外へ放射させる。よって、剪断波面４２及び５２両方は、組織を通って横方向に拡がり、最初の波面４２が第２の波面に先行する。

【００１２】

図２ｃ及び図２ｄは、更に２つのプッシュパルス６０及び７０のプローブ１０による送信を例示し、各々が連続してより大きな深度にあり、各々が外向きに放射している剪断波面６２及び７２を作る。図２ｄにおいて、点線７５ａ及び７５ｂにより示される４つのプッシュパルスの複合波面が、第１のプッシュパルス４０の浅い深度から第４のプッシュパルス７０の最も深い深度まで、組織の相当の深度に対して延在できることがわかる。これは、組織の相当の深度にわたる剪断波測定を可能にする。後述される実行において、この技術は、胸部撮像及び診断のための適切な深度、６ｃｍの深度上の剪断波伝播を検出するために用いられる。

【００１３】

単一のプッシュパルスを含む、より大きい又はより小さい数のプッシュパルスが、プッシュパルスベクトルに沿って送信できることは理解されるだろう。複数のプッシュパルスが、任意の順番で送信でき、順番は複合剪断波面の形状及び方向を決定する。例えば、図２ａ乃至図２ｄのプッシュパルスが最も深い所（７０）から最も浅い所（４０）へ順番に送信された場合、図２ｄの複合剪断波面は、図２ｄに示されたものと逆の傾斜を持つだろう。好ましい実施例において、各プッシュパルスは、期間において５０～２００マイクロ秒の長いパルスである。典型的期間は、例えば、１００マイクロ秒である。１００マイクロ秒のパルス持続期間の間に作られる超音波は、圧縮波パルスであり、例えば、７又は８ＭＨｚの周波数を持つ。プッシュパルスは、好ましくは１又は２のｆナンバーで、良好に集束される。図２ａ乃至図２ｄに示される４つのプッシュパルスシーケンスの実行において、プッシュパルスは２．５ミリ秒毎に送信され、プッシュパルスに４００Ｈｚの送信周波数を与える。他の実行では、追跡Ａラインが始まる前に、全４つのプッシュパルスは、十分な剪断波面を開始するために１つのシーケンスで送信される。

【００１４】

図３は、複合剪断波面を作る４つのプッシュパルスの使用の他の実例である。４つのプッシュパルスは、ベクトル４４、５４、６４及び７４に沿って送信され、図３の単一のベ

クトル方向に沿って位置合わせされるように見える。ベクトル４４の最も浅いプッシュパルスが最初に送信され、後続してより深いプッシュパルスが送信されるとき、最後のプッシュパルス（ベクトル７４）が送信された後、短い時間で、それぞれのプッシュパルスの剪断波面は、波４６、５６、６６及び７６により示されるように拡がる。剪断波４６、５６、６６及び７６がプッシュパルスベクトルから外へ進むにつれて、これらは図の一番上に沿った空間伝搬で示される追跡パルス８０により問い合わせられる。追跡パルスは、プッシュパルスの後だけでなくプッシュパルスの間でも起こり得る。

【００１５】

本発明の原理によると、横方向に進む剪断波の速度は、剪断波が組織を通って進むので、剪断波により生じる組織変位を検知することにより検出される。これは、図５に示されるようにプッシュパルスベクトルに隣接して送信される時間的にインタリーブされたサンプリングパルスでなされる。この例では、プッシュパルス４０は、横方向に進む剪断波を生じるために、プッシュパルスベクトル４０に沿って送信される。プッシュパルスベクトル４０に隣接したＡラインのベクトルは、時間的にインタリーブされたシーケンスの各ベクトルに沿って送信されるサンプリングパルスT_1、T_2、T_3、T_4及びT_5によりサンプリングされる。例えば、第１のベクトル位置Ａ１は、第１のパルスT_1によりサンプリングされ、その後第２のベクトル位置Ａ２は、次のパルスT_2によりサンプリングされ、以下Ａ３、Ａ４及びＡ５が続く。その後、ベクトル位置Ａ１が再びサンプリングされ、シーケンスが繰り返される。サンプリングが時間的にインタリーブされるので、５つのベクトル位置の各々は、この例では、５つのサンプリングパルス毎に一度サンプリングされる。この例では、各ベクトル位置は、２７．５ミリ秒の全体の追跡時間の間で、５５回パルス化される。各パルスは、ベクトルに沿って戻るエコーに結果としてなり、高速Ａ／Ｄコンバータによりサンプリングされる。よって、各ベクトルに沿ってサンプリングされたポイントごとに、５５個のサンプルのアンサンブルがあり、各サンプルはT_1－T_5サンプリングパルスシーケンスの１／５のパルスレートでとられる。サンプリングレートは、サンプリングに対するナイキストの定理を満たすために、検出される剪断波変位の周波数コンテンツを考慮して選択される。サンプリングの目的が、組織を通って進む剪断波の変位効果を検知し追跡することであるので、これらベクトル位置は、ゆっくり移動する剪断波に対して互いに一緒近くに位置され、より急速に移動する剪断波に対して互いに更に離れて位置される。ベクトルサンプリングを時間的にインタリーブする他のシーケンスが使用されてもよい。例えば、奇数のベクトルが順番にサンプリングされて、後で偶数のベクトルがサンプリングされてもよい。別の例として、剪断波が進むにつれ剪断波変位を追跡するために、ベクトル位置Ａ１－Ａ３が時間的にインタリーブされた態様でサンプリングされ、次にベクトル位置Ａ２－Ａ４、次にベクトル位置Ａ３－Ａ５がサンプリングできる。他のシーケンスが、状況の緊急性に基づいて使用されてもよい。各サンプリングベクトルに沿った各ポイントの時間的にインタリーブされたサンプルのアンサンブルは、以下に詳述されるように各ベクトルの各ポイントでピークの組織変位の時間を見つけるように処理される。

【００１６】

本発明の他の見地によると、単一の追跡パルスが複数の密接に隣接したＡラインの位置を同時にサンプリングできるように、マルチライン送受信が使用される。図４を参照して、マルチライン送受信のための好適な技術が示される。図４では広い矢印Ａ＃により示されるように、複数の受信ライン位置に高周波音波を当てるビームプロフィール８２ａ、８２ｂを持つ単一のＡライン追跡パルスが送信される。好ましくは、追跡パルスは、例えば、（Ａｕｇｕｓｔｉｎｅによる）米国特許第４，６４４，７９５号にて説明されているような、いわゆる「ファット（太った）パルス」である。この例では、４つの受信ライン位置Ａｌ－１、Ａｌ－２、Ａｌ－３及びＡｌ－４に高周波音波が当てられる。４本の受信ライン（４つのマルチライン）からのエコーは、単一送信パルスに応じて受信され、適切に遅延され、受信ラインの各々に沿ってコヒーレントなエコー信号を作るために加算される。斯様な同時のマルチラインを作成できるビーム形成器は、例えば、（Ｓａｖｏｒｄによ

る）米国特許５，３１８，０３３号、（Ｌｉｐｓｃｈｕｔｚによる）米国特許第５，３４５，４２６号、（Ｌｉｐｓｃｈｕｔｚによる）米国特許第５，４６９，８５１号、及び（Ｈｅｎｄｅｒｓｏｎらによる）米国特許第６，６９５，７８３号に記載されている。これらマルチラインビーム形成器は、通常、捕捉時間を減少させ、これによりライブの超音波画像のフレームレートを増大するために用いられ、これら画像は、リアルタイム心臓エコー検査法の拍動心臓及び血流を撮像するとき特に有益である。これらは３Ｄ超音波撮像にも有益であるので、ディスプレイのリアルタイムのフレームレートが達成できる。この点に関しては、（Ｃｏｏｌｅｙらによる）米国特許第６，４９４，８３８号を参照されたい。本発明の実行において、マルチライン捕捉の利益は、２重である：減衰により消滅する前に組織を通って短い距離だけ進む短い期間の剪断波の迅速な捕捉及び密接な間隔のサンプリングライン密度を可能にする。より大きな数のＡラインに沿って同時にサンプルを得る、よって高いサンプリングレートでより高いマルチラインが使用される一方で、これは、より大きな数の受信ラインに同時に超音波を当てるためにより広い送信ビーム（Ａ＃）を要求するだろう。より広い送信ビームは、結果的により高いオーダーの実行のＳＮ比を減衰させるだろう。

【００１７】

図５は、各サンプリングベクトルＡ１－Ａ５に沿った送受信のための４つのマルチライン受信の使用を例示する。第１の追跡パルスＴ１は、プッシュパルスベクトル４４近くに送信され、４つの受信ライン位置Ａ１－１乃至Ａ１－４に超音波を当てて、４つのマルチラインＡラインが、隣接する横方向の領域Ａ１からの応答で受信される。４本のマルチラインが、送信された追跡パルスに対する中心に合わせられるとき、２つのＡラインからのエコーは、中心の左側がＡ１－１及びＡ１－２により、中心の右側がＡ１－３及びＡ１－４により示されるように、追跡パルスビームセンターの中心の両側で受信される。好ましい実施例において、Ａラインは、互いに０．５ｍｍ間隔で配置される。剪断波は１－１０メートル／秒の速度で一般に動き、結果的に、追跡パルスは、時間的にインタリーブされた態様で領域Ａ１－Ａ５に繰り返し送信され、プッシュパルス間の時間間隔（斯様な間隔があるとき）の間、及び最後のプッシュパルスの後２０ミリ秒間、Ａラインの位置からＡラインのサンプルが受信され、最後のプッシュパルスの後、剪断波は１センチメートルのＡ１－Ａ５のサンプリング窓から伝搬された。剪断波が約１００Ｈｚ～約１０００Ｈｚの範囲の周波数成分を持つことができるので、サンプリング定理によると、各Ａラインは２ｋＨｚのサンプリングレートを持つべきである。これは、各マルチラインＡライン上の各サンプリングポイントの５５個のＡラインのサンプリングのセット（アンサンブル）に結果としてなる。

【００１８】

図５の例において、５つの追跡パルス、$Ｔ_1$－$Ｔ_5$は、波が進むにつれて剪断波変位効果をサンプリングするために、プッシュパルスベクトル４４に隣接する連続したサンプリング窓Ａ１－Ａ５上に送信される。典型的サンプリングパルスは、検討される深度を透過するのに適している７－８ＭＨｚのような周波数で、短いパルス、通常わずか１又は２サイクルである。各追跡パルスは、その隣接するパルスから２ｍｍだけオフセットされる。結果的に１センチメートルの全体の距離上に４つのマルチラインを持つ０．５ｍｍ間隔の間隔で置かれる２０本のＡラインがある。サンプリング窓を問い合わせる様々なやり方がある。一つは、剪断波が検出されるまで領域Ａ１だけをサンプリングし、次に領域Ａ２をサンプリング開始し、次に領域Ａ３をサンプリング開始する等である。もう一つは、上述のように領域内のサンプリングを時間的にインタリーブすることであり、連続して追跡パルス$Ｔ_1$－$Ｔ_5$でサンプリングし、その後シーケンスを繰り返す。後者のアプローチでは、２０個の追跡Ａラインの位置を持つ５つのサンプリング窓が、同時に剪断波効果を追跡できる。剪断波が最も近いＡ１サンプリング窓を通過した後、その後、隣接する窓を通り、その窓のサンプリングは終了でき、サンプリング時間は、剪断波がまだサンプリング窓を伝播していて残っている当該サンプリング窓に専念できる。剪断波が１ｃｍのサンプリング領域から拡がって出るまで、サンプリングは続き、その時間までには、剪断波は検出

可能なレベルより下に通常減衰する。剪断波には、平均して１０ミリ秒の緩和時間を持つ。

【００１９】

結果が、１ｃｍのサンプリング領域間での時間、従って速度の連続測定をするために使用できるように、追跡パルスが時間的にインタリーブされるとき、追跡Ａラインの位置のサンプリング時間が、共通の時間ベースと関係することが必要である。例えば、サンプリング窓Ａ２に対するサンプリングパルスは、窓Ａ１に対する対応するサンプリングパルスの後、５０マイクロ秒まで発生しないので、５０マイクロ秒の時間オフセットが、２つの隣接する窓のサンプリング時間の間に存在する。それぞれの窓の変位のピーク時間を比較するとき、この時間差は考慮されなければならず、フルの１センチメートルのサンプリング窓間の蓄積された態様で考慮されなければならない。各サンプリングベクトルのサンプリング時間を共通の時間基準で参照することは、オフセットのサンプリング時間の課題を解決できる。

【００２０】

プッシュパルスが組織を変位させた所のベクトルから、剪断波が、外へ放射状に放射することは理解されるだろう。これは、剪断波が組織を通る２Ｄ画像平面のプッシュパルスベクトルの両側で追跡できることを意味する。図５の例において、プッシュパルスベクトル４４の右側へ追跡される剪断波が示されているが、ベクトルの左側へ剪断波が拡がって追跡されていてもよい。剪断波は、プッシュパルスベクトルの両側の追跡パルスを時間インターリービングにより同時にプッシュパルスベクトルの両側で追跡できるが、プッシュパルスの両側のフルのセンチメートル領域をサンプリングできなくても、サンプリングライン密度、ラインサンプリング周波数（ＰＲＦ）、剪断波追跡距離又はこれらの幾つかの組み合わせを犠牲にすることはない。

【００２１】

対象の診断領域（ＲＯＩ）が一般に幅１センチメートルより大きいので、図５の手順は画像フィールド間の異なる横方向の位置で送信されるプッシュパルスで繰り返される。これにより、画像フィールドは幅１ｃｍの複数の領域で問い合わせられ、これら領域の結果は、十分なＲＯＩの画像を提示するために互いに隣接して表示される。好適な実行において、５ｃｍの開口を持つＰｈｉｌｉｐｓ　Ｈｅａｌｔｈｃａｒｅ社のＬ１２－５プローブが用いられる。幅４ｃｍの画像フィールドが４つの隣接領域で又は１ｃｍの重なり合う領域で問い合わせられ、これは並んで示されるか、完全に、又は部分的にディスプレイ上に重ねられている。

【００２２】

図６は、図５のＡ１－３及びＡ１－４のような２本の隣接するＡライン上の２つの横方向に隣接するポイントに対する一連の変位値を例示する。曲線１００は、ＡラインのＡ１－３上のポイントを通る剪断波の通路により生じる時間経過による変位を表わし、曲線１２０は、ＡラインのＡ１－４の隣接ポイントでの変位を表わす。組織変位値のポイント１０２－１１８は、深度ポイントでの時間経過による局所的変位値を生じるために、時間とともにＡ１－３上のサンプリングポイント深度周辺で得られるｒ．ｆ．データ（例えば、深度の１０－３０のｒ．ｆ．サンプル）の局所的相互相関から計算される。時間の関数としてプロットされるとき、連続した時間（ｙ軸）で検出される変位値のポイント１０２－１１８が、第１の変位曲線１００を形成するために連結される。第１のＡライン上のポイントの右側に離間する第２のＡラインのＡ－１－４上のポイントで、局所的相互相関により作られる変位値の連続１２２－１３６は、第２の変位曲線１２０を形成するために連結できる。剪断波がこの例では左から右に進むので、最も右のＡラインに対する第２の曲線１２０は第１の変位曲線１００の（時間的に）右側へ移される。１つのポイントから次のポイントへの波面の通路の正確な時間基準は、この例では２００及び２２０で示される各変位曲線の検出ピーク又は変曲点により測定される。様々な技術が、曲線ピークを見つけるために使用できる。好ましい実施例において、各曲線の変位値は、完全な変位曲線１００、１２０及び曲線ピークを形成するために曲線を値に適合させることにより処理される

。他の技術は、ピークを見つけるために検出ポイント間に付加的なポイントを補間することである。更に他の技術は、ピークの両側の曲線の傾斜を決定し、傾斜のラインの交差からピークを決定することである。更に別のアプローチは、曲線データの相互相関である。連続したＡラインの位置の剪断波変位のピークが波形ピーク検出器２８により見つけられるとき、曲線上のポイントの検出に関する発生の時間が注記される。サンプリング時間オフセットを考慮しながら、これらの時間の違いΔｔ及びＡライン間の間隔（例えば、０．５ｍｍ）は、このとき、２つのＡラインの位置間を進むときの剪断波の速度を決定するために、波面速度検出器３０により使用できる。全体のＲＯＩが各Ａラインのベクトル上の各サンプルポイントに対して決定されるピークの発生の時間及び変位曲線をこの態様で問い合わせられた後、剪断波移動速度は、対象の全体の領域間で逐次計算できる。速度値のこの２次元マトリクスは、速度表示マップを形成するために、色分けされるか又はディスプレイ変化でコード化される。速度表示マップは、ディスプレイ３６に示され、好ましくは対象の領域のＢモード画像と空間的に揃えられて重畳される。

【００２３】

上記例において、剪断波は、対象の領域を通って水平方向に進みながら、検出され測定された。しかしながら、多くの病変は、丸くなっているか、又は２Ｄ画像の２次元の対象物として現れる。円形病変の境界を正確に位置決めするために、病変周辺で全３６０°の半径方向から病変に剪断波を向けることが、理想的に望ましい。方向経路の１つのセットに沿って剪断波を方向づけて、ＲＯＩを通る他の方向経路を横断する剪断波を採る測定と結果を組み合わせることは、病変及び病変の境界のより正確且つ信頼性が高い画像を作成できる。これを行う一つのやり方は、図７ａ乃至図７ｃに例示されるような画像フィールド間のシーケンス及びプッシュパルスベクトルをディザ処理することである。これらの図は、固定された幅５ｃｍの対象の領域に関係する一連のプッシュパルスを示す。プッシュパルスは、異なって方向づけられた剪断波で対象の領域に問い合わせるために、異なって配列されて、空間的にインタリーブされ、空間的にディザ処理される。加えて、時間的及び空間的インタリーブは、ボディ内の所望の熱限界を超える画像フィールドの任意の特定のポイントでのエネルギーの増大を低減させる。図７ａにおいて、スキャンは、画像フィールドの浅い深度から深い深度へ配列される、４つのプッシュパルス、１－４の画像フィールドの中央（２．５ｃｍのポイント）のプッシュパルスベクトルP_1で始まる。上述されたように、これら４つのプッシュパルスは、矢印３０１及び３０２により示されるように、わずかに下方方向に拡がるように傾けられた複合剪断波面を作る。次のプッシュパルスベクトル、P_2は、画像フィールド左側（０．５ｃｍのポイント）に送信され、以前のプッシュパルスの左へ良好に移される。連続したプッシュパルスベクトルは互いに隣接しているのではなく、広く空間的に離隔されているので、２つのプッシュパルスベクトルの熱効果は、これらが任意のあるポイントで累積できないように、離隔されている。同じように、第３のプッシュパルスベクトルP_3は、画像フィールドのはるかに右側（４．５ｃｍのポイント）に位置され、次のプッシュパルスベクトルP_4は、フィールド中心の左側（１．５ｃｍのポイント）に位置される等である。９つのプッシュパルスベクトルは、図７ａのこの空間的に分離された形式で送信される。

【００２４】

ベクトルのパルスのシーケンスが変化することも見られる。ベクトルP_1－P_5は、最も浅い深度で始まり、最も深い深度で終わる一連のプッシュパルス（１－４）を使用する一方、ベクトルP_6－P_9は最も深い深度から最も浅い深度までの一連のプッシュパルス（４－１）を使用する。これは、結果的に、画像フィールド間のベクトルからベクトルまでの一連のプッシュパルスの交番となる。

【００２５】

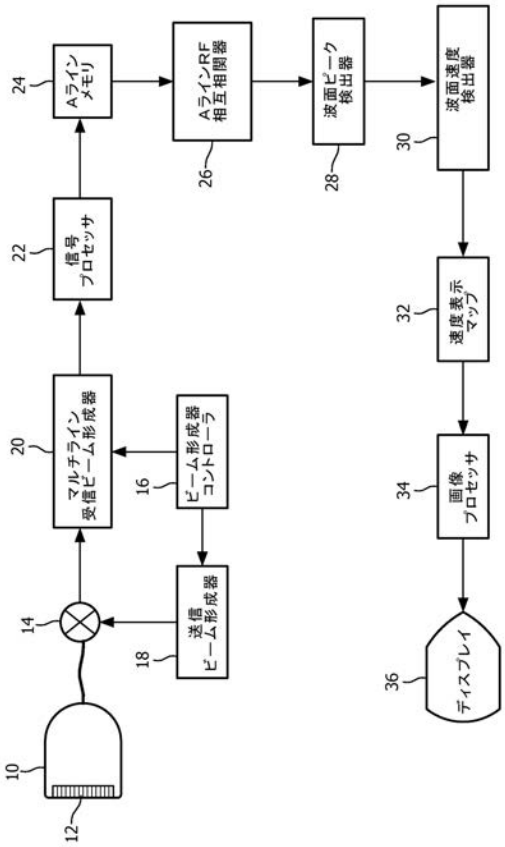
図７ｂのパルスシーケンスは、図７ａのパルスシーケンスをフォローして、画像フィールドの左側（０．５ｃｍのポイント）で、プッシュパルスベクトルP_1で開始する。このプッシュパルスベクトルは、図７ａの画像フィールドの中心の右側にある先行するベクトルP_9から良好にオフセットされている。図７ｂのベクトルP_1は、図７ａのその空間的

に対応するベクトルＰ２からの逆パルスシーケンスを持つことが見える。図７ｂのベクトルP_2のシーケンスが深いから浅いであるのに対し、図７ａのベクトルP_2に対するシーケンスは浅いから深いであった。これは図７ｂのベクトルP_1からの剪断波がわずか上方へ進む（矢印３０４及び３０６を参照）のに対し、図７ａのベクトルP_2からの剪断波がわずか下方へ進む（矢印３０１及び３０２を参照）からである。加えて、図７ｂのベクトルP_1は、画像フィールドの０．５ｃｍのポイントの左へ僅かにシフトされるのに対し、図７ａのベクトルP_2（及び図７ａの全ての他のベクトル）は、フィールドの０．５ｃｍのポイントで位置合わせされる。このシフトは、画像フィールド間でなされ、これは、センチメートルマーカーで位置合わせされるブラケット３１０の５つのベクトルの配列を、センチメートルマーカーの左へ全てがシフトされたように見えるブラケット３１２の５つのベクトルと比較することによりわかる。これらの違いの組合せは、更に、画像の特定のポイントでのエネルギーの累積を少なくし、図７ａから図７ｂまで異なる伝播経路に沿って剪断波を導くこともわかる。前述のように、連続して送信されるプッシュパルスベクトルは、広く離隔され、プッシュパルスのシーケンスは、画像フィールド間でベクトルからベクトルまで交番する。所望ならば、プッシュパルスの焦点は、ベクトル間で変化することもできる。

【００２６】

送信変化のこのシーケンスは、図７ｃに続いて見える。９つのプッシュパルスベクトルのこのシーケンスにおいて、プッシュパルスベクトルがセンチメートルマーカーの右側へシフトされることが見え、これは、ブラケット３１４の下のベクトルをブラケット３１０及び３１２の下のベクトルと比較することによりわかる。パルスシーケンス並びに空間的シフト及び分離の斯様な組合せの使用により、加熱効果が最小化され、異なって方向づけられた剪断波からの速度測定が、より信頼性が高い弾力性定量化を作るための平均化等により合成できる。

【図１】


10
12
14
18
送信
ビーム形成器
16
ビーム形成器
コントローラ
20
マルチライン
受信ビーム形成器
22
信号
プロセッサ
24
Aライン
メモリ
26
AラインRF
相互相関器
28
波面ピーク
検出器
30
波面速度
検出器
32
速度表示
マップ
34
画像
プロセッサ
36
ディスプレイ

【図２】

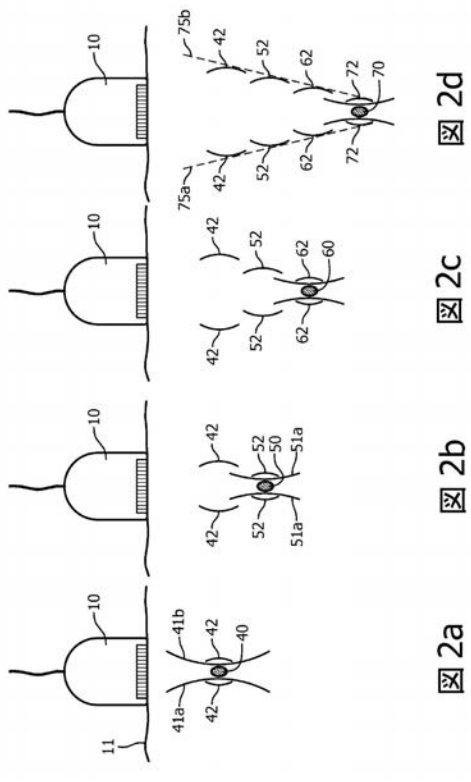
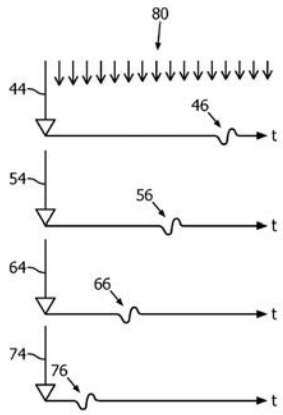
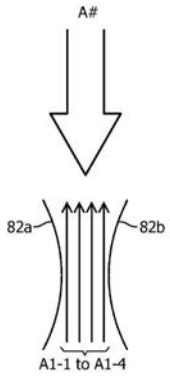


図 2a
図 2b
図 2c
図 2d
10
11
40
41a
41b
42
50
51a
52
60
62
70
72
75a
75b

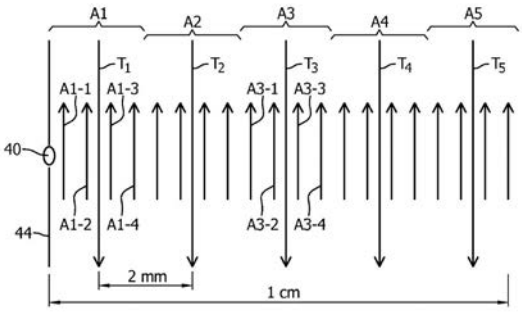
【図３】


80
44
46
54
56
64
66
74
76
t

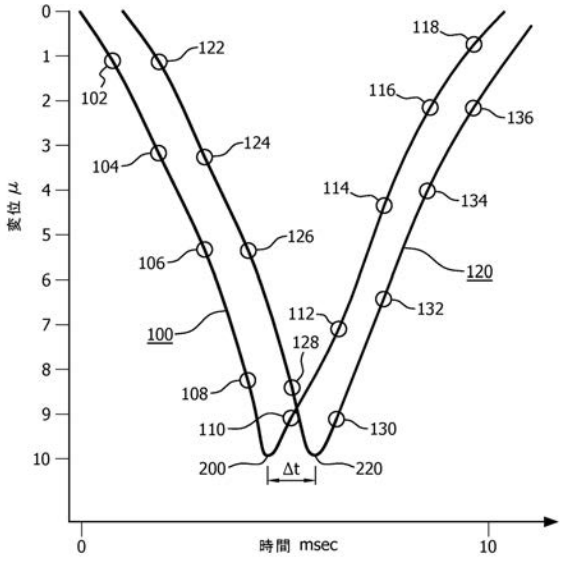
【図４】


A#
82a
82b
A1-1 to A1-4

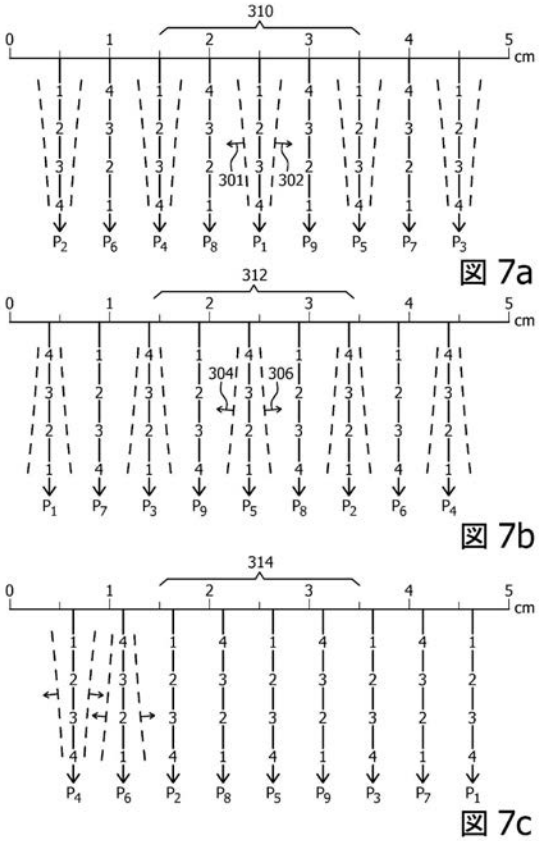
【図５】


A1
A2
A3
A4
A5
T1
T2
T3
T4
T5
A1-1
A1-3
A3-1
A3-3
A1-2
A1-4
A3-2
A3-4
40
44
2 mm
1 cm

【図６】



【図７】



【手続補正書】
【提出日】平成28年2月10日(2016.2.10)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
剪断波を生成するために予め定められたベクトルに沿ってプッシュパルスを送信し、プッシュパルスベクトルに隣接する横方向に離れる追跡ラインに沿って追跡パルスを送信し、追跡ラインに沿ったポイントからエコー信号を受信する超音波アレイプローブと、前記プッシュパルスの後、前記追跡ラインを複数回サンプリングするように時間的にインタリーブされたシーケンスで隣接する追跡ラインに沿って、集束された追跡パルス及びエコーを送信及び受信するため前記超音波アレイプローブを制御する前記超音波アレイプローブに結合されたビーム形成器と、追跡ラインエコーデータを格納するためのＡラインメモリと、追跡ライン位置を通過する剪断波による動きを検出するため追跡ラインエコーデータに応答する動き検出器と、追跡ライン位置を通過する剪断波の速度を測定する速度検出器と、剪断波測定の結果を表示するためのディスプレイとを有する、剪断波分析のための超音波画像診断システム。
【請求項２】
前記動き検出器が剪断波により生じる組織変位を検出する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項３】
前記動き検出器は、更に、追跡ラインエコーデータ相互相関器及び変位ピーク検出器を

有する、請求項２に記載の超音波画像診断システム。
【請求項４】
前記速度検出器は、２つの変位ピークの発生の時間を比較することにより速度を決定する、請求項３に記載の超音波画像診断システム。
【請求項５】
前記ディスプレイが剪断波速度値の２次元の画像を表示する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項６】
前記剪断波速度値が解剖学的画像において色分けされる、請求項５に記載の超音波画像診断システム。
【請求項７】
前記ビーム形成器は、更に、単一の追跡パルス送信事象に応じて、複数の追跡ライン位置に沿ったエコー信号を検出するマルチラインビーム形成器を有する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項８】
前記動き検出器が追跡ライン位置の各々に沿って複数のサンプルポイントでピークの組織変位の時間を検出する、請求項１に記載の超音波画像診断システム。
【請求項９】
前記動き検出器が追跡ライン位置から得られるエコーデータの局所的相互相関により変位値を検出する、請求項８に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１０】
前記動き検出器が複数の変位値に対する曲線適合によりピークの組織変位の時間を検出する、請求項９に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１１】
前記動き検出器が複数の変位値を補間することによりピークの組織変位の時間を検出する、請求項９に記載の超音波画像診断システム。
【請求項１２】
プッシュパルスベクトルに沿ってプッシュパルスを送信するステップと、プッシュパルスベクトルに隣接する横方向に離れる複数の追跡ラインに沿った、複数の集束された追跡パルスであって、前記プッシュパルスの後、前記追跡ラインを複数回サンプリングするように時間的にインタリーブされた態様で、各追跡ラインに沿って複数回送信される当該追跡パルスを送信し、追跡パルスの送信に応じて集束されたエコー信号を受信するステップと、対象の領域内の２次元又は３次元の複数のポイントで剪断波速度値を決定するようにエコー信号を処理するステップと、剪断波速度値の２次元又は３次元の画像を表示するステップとを有する、剪断波を測定する超音波画像診断システムの動作方法。
【請求項１３】
集束されたエコー信号を受信するステップが、更に、単一の追跡パルス送信事象に応じて、複数の追跡ラインに沿って集束されたエコー信号を受信するステップを有する、請求項１２に記載の方法。
【請求項１４】
処理するステップが、更に、剪断波から生じる組織動きを決定するようにエコー信号を処理するステップを有する、請求項１２に記載の方法。
【請求項１５】
処理するステップが、更に、対象の領域のポイントでの組織変位を決定するようにエコー信号を処理するステップを有する、請求項１４に記載の方法。

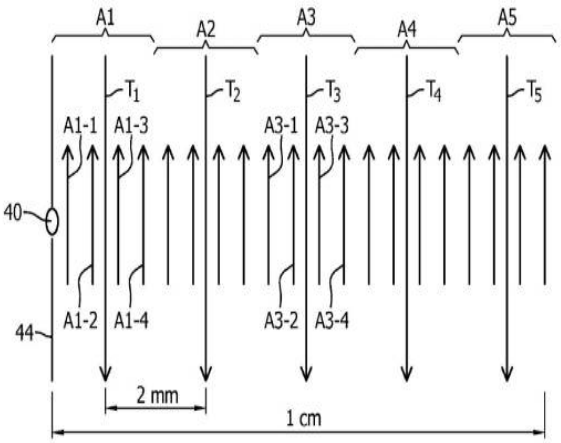
フロントページの続き

(72)発明者　ペターソン　ロイ　ビー
アメリカ合衆国　ニューヨーク州　１０５１０－８００１　ブリアクリフ　マノアー　ピーオー　ボックス　３００１　スカーボロー　ロード　３４５
(72)発明者　シャムダサニ　ヴィジェイ
アメリカ合衆国　ニューヨーク州　１０５１０－８００１　ブリアクリフ　マノアー　ピーオー　ボックス　３００１　スカーボロー　ロード　３４５
(72)発明者　エントレキン　ロベルト　ランダール
アメリカ合衆国　ワシントン州　９８０４１－３００３　ボゼル　ピーオー　ボックス　３００３
(72)発明者　シ　ヤン
アメリカ合衆国　ニューヨーク州　１０５１０－８００１　ブリアクリフ　マノアー　ピーオー　ボックス　３００１　スカーボロー　ロード　３４５
(72)発明者　シエ　フア
アメリカ合衆国　ニューヨーク州　１０５１０－８００１　ブリアクリフ　マノアー　ピーオー　ボックス　３００１　スカーボロー　ロード　３４５
(72)発明者　ロベルト　ジーンールク
アメリカ合衆国　ニューヨーク州　１０５１０－８００１　ブリアクリフ　マノアー　ピーオー　ボックス　３００１　スカーボロー　ロード　３４５
(72)発明者　フェルナンデズ　アンナ　テレサ
アメリカ合衆国　バージニア州　２２０４３　フォールズ　チャーチ　ドミニオン通り　７６０７

Ｆターム(参考) 4C601 DD19　DD20　DD23　JB38　JB41　KK02

【外国語明細書】
2016116875000001.pdf

专利名称(译)	具有聚焦扫描线束形成的超声波剪切波成像		
公开(公告)号	JP2016116875A	公开(公告)日	2016-06-30
申请号	JP2016010599	申请日	2016-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ペターソンロイビー シャムダサニヴィジェイ エントレキンロベルトランダール シヤン シエフア ロベルトジーンルク フェルナンデズアンナテレサ		
发明人	ペターソン ロイ ビー シャムダサニ ヴィジェイ エントレキン ロベルト ランダール シ ヤン シエ フア ロベルト ジーン-ルク フェルナンデズ アンナ テレサ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/085 A61B8/485 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8984 A61B5/0048 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/08.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/JB38 4C601/JB41 4C601/KK02		
优先权	61/264277 2009-11-25 US		
其他公开文献	JP6235625B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断成像系统和方法，使用户能够以足够高的分辨率获取图像数据，以测量剪切波的速度。 种类代码：A1通过发送推动脉冲T1至T5产生剪切波来产生剪切波速度的图像。与推动脉冲的位置相邻的聚焦波束形成器发送多条跟踪线A1-1至A1-4并接收回波。以时间交错的方式对跟踪线进行采样。沿着每条跟踪线获得的回波数据确定由沿着跟踪线的点处的剪切波和在相邻跟踪线处的峰值的时间引起的峰值的组织位移的时间并且比较它们并进行处理以计算局部剪切波速。得到的剪切波速度值图以彩色编码显示在感兴趣区域的解剖图像上。