

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6129744号  
(P6129744)

(45) 発行日 平成29年5月17日(2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日(2017.4.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08 Z DM

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-542657 (P2013-542657)  
 (86) (22) 出願日 平成23年12月8日 (2011.12.8)  
 (65) 公表番号 特表2013-544615 (P2013-544615A)  
 (43) 公表日 平成25年12月19日 (2013.12.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/055546  
 (87) 国際公開番号 WO2012/080913  
 (87) 国際公開日 平成24年6月21日 (2012.6.21)  
 審査請求日 平成26年12月5日 (2014.12.5)  
 (31) 優先権主張番号 61/422,479  
 (32) 優先日 平成22年12月13日 (2010.12.13)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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 アーネー 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 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】バックグラウンド動き効果に関する音響放射力効果の測定の調整

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

せん断波解析のための超音波診断イメージングシステムであって、  
 せん断波を生成するために予め決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る追跡ラインに沿って追跡パルスを送信し、前記追跡ライン  
 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、  
 追跡ラインエコーデータを記憶するメモリと、  
 前記追跡ラインエコーデータに応じて、前記追跡ラインのロケーションを通過するせん  
 断波を検出する動き検出器と、

前記検出されたせん断波の特性を表示するディスプレイと、  
 を有し、前記超音波アレイプローブは更に、前記プッシュパルスベクトルに隣る 1 又は複  
 数のバックグラウンド動き追跡ラインに沿って送信を行うように構成され、前記バックグ  
ラウンド動き追跡ラインに沿ってバックグラウンド動きエコー信号がそれぞれ異なる時間  
 に受信され、前記それぞれのバックグラウンド動きエコー信号が、せん断波の近傍のバッ  
 クグラウンド動きを検知するために、比較される、超音波診断イメージングシステムにお  
 いて、

前記バックグラウンド動き追跡ラインが前記プッシュパルスベクトルに沿って位置し、  
 前記バックグラウンド動きが、前記プッシュパルスの焦点深さより上及び下に位置するボ  
 イントにおいて検知される、超音波診断イメージングシステム。

## 【請求項 2】

10

20

それぞれ異なる時間に受信されるバックグラウンド動きエコー信号が、相関処理によって比較される、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項3】

バックグラウンド動き追跡ラインが、プッシュパルスベクトルの両側方に位置する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項4】

プッシュパルスベクトルの少なくとも一方の側方に位置する、せん断波解析のための関心領域を更に有し、バックグラウンド動き追跡ラインが、前記関心領域に隣接して位置する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項5】

プッシュパルスベクトルの少なくとも一方の側方に位置する、せん断波解析のための関心領域を更に有し、バックグラウンド動き追跡ラインが、前記関心領域に位置する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項6】

第2のバックグラウンド動き追跡ラインが、前記バックグラウンド動き追跡ラインに隣接して、前記関心領域に位置する、請求項5に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項7】

前記超音波アレイプローブは、トランスデューサ素子の2次元アレイを更に含み、前記バックグラウンド動きエコー信号は、前記プッシュパルスベクトル周辺の3次元空間に位置する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項8】

前記バックグラウンド動きエコー信号は、プッシュパルスベクトルを中心に90°間隔で受信される、請求項7に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項9】

前記トランスデューサ素子の2次元アレイが更に、せん断波面の生成のために、プッシュパルスエネルギーのシートを生成するように構成され、バックグラウンド動きエコー信号が、せん断波面の前及び後ろで受信される、請求項7に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項10】

せん断波測定及び検知されるバックグラウンド動きに応じて、検知されるバックグラウンド動きに合わせて前記せん断波測定を調整するように構成されるプロセッサを更に有する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項11】

組織領域において測定されたせん断波特性の測定を、組織と超音波プローブとの間の相対動きの効果に関して調整する方法であって、

前記組織領域においてせん断波を検出するために前記超音波プローブを使用するステップと、

1又は複数のバックグラウンド動き追跡ラインに沿って送信を行い、前記バックグラウンド追跡ラインに沿ってバックグラウンド動きエコー信号を受信するステップと、

異なる時間に受信されたバックグラウンド動きエコー信号を比較し、せん断波が検出される場合、時間間隔中の前記超音波プローブと前記組織領域との間の相対動きを検知するステップと、

前記相対動きに合わせて調整される前記せん断波の特性を生成するステップと、を含む方法において、

前記超音波プローブを使用する前記ステップは、せん断波を生成するために、前記超音波プローブによりプッシュパルスを送信するステップを含み、

前記相対動きを検知する前記ステップは、前記プッシュパルスの近傍のバックグラウンド動きエコー信号をそれぞれ異なる時間に取得するステップと、バックグラウンド動きを検知するために、それぞれ異なる時間に取得されたバックグラウンド動きエコー信号を比較するステップと、を含み、

10

20

30

40

50

前記バックグラウンド動き追跡ラインが前記プッシュパルスベクトルに沿って位置し、バックグラウンド動きが、プッシュパルスの焦点深さより上及び下に位置するポイントにおいて検知される、方法。

【請求項 12】

前記バックグラウンド動きエコー信号の前記比較は、バックグラウンド動きエコー信号を相関付けることを含む、請求項 11 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療超音波診断システムに関し、特に、せん断波を使用して組織スチフネス 10 又は弾性の測定を行う超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

診断目的で組織の機械的特性を遠隔的にインタロゲートするさまざまな手段が開発されており、かかる手段は、超音波ビームの放射力をを利用して、患者の身体内の組織領域に遠隔的に力（音響放射力；「プッシュ」パルスとも呼ばれる）を印加する。他の超音波イメージングの使用を通じて直接的に変形を追跡して、変形パターンをほぼ静的にたどり、さまざまなスチフネスの領域を視覚的に識別することによって、弾性特性が変形位置で局所的に測定されるようになる。音響放射力が印加されることが可能。例えば、Nightingale, K.R., M.L. Palmieri et al., "On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force", J. Acoust. Soc. Am., vol. 110 no. 1 (2001), pp. 62 20 5 - 34 を参照されたい。音響放射力によって引き起こされる変形は、変形された領域から横方向に伝播するせん断波源として使用されることもできる。せん断波は、時間ドメインのせん断波速度イメージングを通じて、隣接部位をそれらの材料特性に関してインタロゲートするために、イメージングされることが可能。これに関しては、Sarvazyan, A. et al., "Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics", Ultrasound Med. Biol. 24, pp 1419-1435 (1998) 及び "Quantifying Hepatic Shear Modulus In Vivo Using Acoustic Radiation Force", Ultrasound in Med. Biol., vol. 34, 2008 を参照されたい。この技法は、周波数ドメインのせん断波モジュラス及び粘性を評価するためにも使用されることが可能。Fatemi, M. et al., "Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography", Science 280, pp 82-85 (1998) を参照されたい。これらの技法は、せん断波を生成するために 1 次元アレイトランスデューサを使用し、従って、弱い結合及び励起ビームの最大パワーに課される安全限界の組み合わせ、並びに効果的測定のための透過深さを制限する好ましくない回折効果との組み合わせによる、制限された有効透過深さによって邪魔をされる。Bouchard, R. et al., "Image Quality, Tissue Heating, and Frame Rate Trade-offs in Acoustic Radiation Force Impulse Imaging", IEEE Trans.UFFC 56, pp 63-76 (2009) を参照されたい。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

更に、既存の技法は、プッシュパルス励起の制限される程度及び 2 次元イメージング方法により、イメージング平面内で特性バリエーションをもつ領域と、イメージング平面に近いが平面外にありうる領域との間の区別を行うことが可能。イメージングプロセス中にこれらの面外特性値を面内値と混ぜてしまうことは、これらの技法の出力において、正確さ及び診断価値の不必要的低減をもたらしうる。

【0004】

現在行われている通常の音響放射力イメージング及びポイント量化では、プッシュは、固定焦点の機械的レンズによって、单一イメージング平面では良好に制御されうるが、交差又はエレベーション平面では单一のやや狭いフォーカスに制限されるビームを生成する 1D アレイによって生成される。これは、アレイの面内及び面外の全方向で横方向に応

10

20

30

30

40

答を生成する機械的プッシュ力をもたらす。このプッシュによってもたらされる組織動きは、すべての横方向で略半径方向に伝播し、組織粘性によって引き起こされる通常の減衰に加えて、半径方向において  $1/R$  の係数（プッシュパルス方向の線波源の例）でフォールオフの不利益を受ける。音響放射力の定性的及び定量的イメージングの場合、これは、スチフネスバリエーションをもつ面外領域が、イメージ平面の軸方向変位に寄与し、イメージ平面のスチフネス測定の正確さを乱すので、有害である。ポイント定量化の場合、半径方向の伝播は、イメージング平面から離れて有用なせん断波エネルギーを費やし、正確な特性算定に必要な信号振幅を低減する。

#### 【0005】

診断放出制限の範囲内で音響放射力送信によって生成される動きは、非常に小さく、大きさは  $0.1 \sim 1.5$  マイクロメートルのオーダーである。このような小さい動きの測定は、検査される組織の局所的な不均一性からの反射を追跡することによって達成され、これは、せん断波の受信信号の効果を識別するのが困難であることを意味する。更に、せん断波動は、組織において大きく弱められ、この特性が粘弾性である。従って、適切な信号対雑音比を得るのは困難であるとともに、透過レンジが非常に制限される。いかなる干渉信号も、結果に不利に影響を及ぼす。干渉の大きな要因は、検査のために使用されるトランステューサと、検査される組織の領域との相対動きである。これは、例えばオペレータの手の不安定さのような外的要因、又は例えば呼吸、心拍のような内的要因、又は被検体の他の自発的な又は無意識の運動によって、引き起こされうる。音響放射力技法において信号対雑音比を改善するための従来技術における試みは、より低い周波数をデータから除去するため、信号をバンドパスフィルタする。動きアーチファクトのほとんどは、 $50\text{ Hz}$  以下であるので、いくらかの改善が実現されうる。Urban et al, "Error in Estimates of Tissue Material Properties from Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry," IEEE Trans. UFFC, vol. 56, No. 4, (Apr. 2009) を参照されたい。しかしながら、この干渉のあるものは、振幅が非常に大きく、バンドパスフィルタリングは悪影響を除去するため必ずしも十分でない。誤って評価された変位の形のアーチファクト及びそれゆえ誤って算定されたせん断波速度及びモジュラスは一般的である。

#### 【0006】

従って、本発明の目的は、例えばせん断波のような音響放射力の効果的な透過深さを改善することである。本発明の他の目的は、物質評価の間、面外効果を低減することである。本発明の他の目的は、音響放射力に基づく検査において、トランステューサの相対動きによる測定誤差を低減することである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0007】

本発明の原理によれば、ユーザが、組織動き又は組織を伝播するせん断波の特性を測定するのに十分高い解像度の画像データを取得することを可能にする超音波診断イメージングシステム及び方法が記述される。トランステューサ素子の2次元アレイを有する超音波プローブは、組織に、エネルギーのシート (a sheet of energy) の形でプッシュパルスを送信する。エネルギーのシートは、平面又は非平面でありえ、個別に送信される超音波パルスのシーケンスによって、又は、平面波面の送信によって生成されることができる。従来技術の単一ベクトルのプッシュパルスと異なり、エネルギーのシートである2次元プッシュパルスは、平面の又は略平面のせん断波面を生成し、これは、従来技術のエネルギー・プレッドの  $1/R$  フォールオフの不利益を受けない。本発明の他の見地によれば、複数のバックグラウンド追跡パルスは、プッシュパルスのロケーション及びせん断波が検出されるべき関心フィールドの周囲に送信される。バックグラウンド追跡パルスから受信されるエコー信号は、せん断波の伝播中の関心フィールドにおけるバックグラウンド動きを算定するために、ある時間にわたって相関付けられ、その結果は、せん断波の通過によって生じた測定変位を調整するために使用される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0008】

10

20

30

40

50

【図1】本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステムを示すブロック図。

【図2a】図2b及び図2cと共に、せん断波面を生成するためのそれぞれ異なる深さへのプッシュパルスシーケンスの送信を示す図。

【図2b】図2a及び図2cと共に、せん断波面を生成するためのそれぞれ異なる深さへのプッシュパルスシーケンスの送信を示す図。

【図2c】図2a及び図2bと共に、せん断波面を生成するためのそれぞれ異なる深さへのプッシュパルスシーケンスの送信を示す図。

【図3】プッシュパルスベクトルに沿ったプッシュパルスのシーケンス、結果的に得られるせん断波面、及び一連の追跡パルスベクトルを示す図。

【図4】或るプッシュパルスベクトルから発するせん断波面の半径方向スプレッドを示す図。

【図5】本発明の原理により生成される2次元プッシュパルスを示す図。

【図6】本発明の原理により生成されるカーブした2次元プッシュパルスを示す図。

【図7】本発明の原理により、せん断波の領域のバックグラウンド組織動きを算定するための、バックグラウンド追跡パルスの使用を示す図。

【図8】本発明の原理により、せん断波の領域のバックグラウンド組織動きを算定するための、バックグラウンド追跡パルスの使用を示す図。

【図9】本発明の原理により、せん断波の領域のバックグラウンド組織動きを算定するための、バックグラウンド追跡パルスの使用を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

図1をまず参照して、本発明の原理により構成される、せん断波を測定するための超音波システムが、ブロック図の形で示される。超音波プローブ10は、超音波信号を送受信するトランスデューサ素子の2次元アレイ12を有する。2次元アレイトランスデューサは、ビームを送信し、身体の単一平面で戻ってくるエコー信号を受信することによって、2次元(2D)平面をスキャンすることができ、更に、身体のボリュメトリック(3D)領域の異なる方向及び/又は平面にビームを送信することによってボリュメトリック領域をスキャンするために使用されることができる。アレイ素子は、プローブに位置付けられるマイクロビームフォーマ38に結合され、マイクロビームフォーマ38は、素子による送信を制御し、素子のグループ又はサブアレイから受け取られたエコー信号を処理して、部分的にビーム形成された信号を生成する。部分的にビーム形成された信号は、送信/受信(T/R)スイッチ14によって、プローブから超音波システムのマルチライン受信ビームフォーマ20に結合される。ビームフォーマによる送信及び受信の制御は、マルチライン受信ビームフォーマ20及び送信コントローラ18に結合されるビームフォーマコントローラ16によって制御される。ビームフォーマコントローラ16は、マイクロビームフォーマに制御信号を供給する。ビームフォーマコントローラは、ユーザ制御パネル40のユーザ操作に応じて生成される信号に応答して、超音波システム及びそのプローブの動作を制御する。

【0010】

マルチライン受信ビームフォーマ20は、単一の送受信間隔の最中に、エコー信号の空間的に識別可能な複数の受信ライン(Aライン)を生成する。エコー信号は、信号プロセッサ22によってフィルタリング、ノイズ低減等の処理を施され、Aラインのメモリ24に記憶される。同じ空間ベクトルロケーションに関する時間的に識別可能なAラインのサンプルは、画像フィールドの共通ポイントに関するエコーの集合において、互いに関連付けられる。同じ空間ベクトルの連続するAラインサンプリングのr.f.エコー信号は、ベクトル上の各々のサンプリングポイントについて組織変位のサンプルのシーケンスを生成するために、Aラインr.f.相互相関器26によって相互相関される。代替として、空間ベクトルのAラインは、ベクトルに沿ってせん断波動を検出するためにドップラー処理されることができ、又は、時間ドメインのスペックル追跡のような他の位相センシティ

10

20

30

40

50

ブな技法が、用いられることができる。波面ピーク検出器 28 は、A ラインベクトルに沿ったせん断波変位の検出に応じて、A ライン上の各サンプリングポイントにおけるせん断波変位のピークを検出する。好適な実施形態において、これは、カーブフィッティングによって行われるが、望ましい場合には、相互関係及び他の補間技法が用いられることがある。せん断波変位のピークが生じる時間は、他の A ラインロケーションにおける同じイベントの時間に関して示され、それらは全て、共通時間基準に対するものであり、この情報は、波面速度検出器 30 に結合される。波面速度検出器 30 は、隣接する A ライン上のピーク変位時間から、せん断波速度を微分計算する。この速度情報は、2D 又は 3D 画像フィールドの空間的に異なるポイントにおけるせん断波の速度を示す速度表示マップ 32 に結合される。速度表示マップは、画像プロセッサ 34 に結合され、画像プロセッサ 34 は、好適には組織の解剖学的超音波画像をオーバーレイすることにより、速度マップを処理し、画像ディスプレイ 36 上に表示する。

## 【0011】

図 2a - 図 2c は、せん断波面を生成するために、單一ベクトル方向に沿ってフォーカスされる高 M I プッシュパルスのシーケンスの送信を示す（例えば、M I は、F D A 診断制限の範囲内にあるように 1.9 又はそれより小さい）。送信ベクトルに沿って下方へ組織を変位させ、せん断波の発生をもたらすのに十分なエネルギーが送信されるように、高い M I 及び長い持続時間のパルスが使用される。図 2a において、皮膚表面 11 におけるプローブ 10 は、影付けされた領域 40 によって示される所与の焦点深さに対しビームプロファイル 41a、41b によって、組織に第 1 のプッシュパルス 40 を送信する。このプッシュパルスは、焦点にある組織を下方へ変位させ、変位された組織から外側に出るせん断波面 42 を生じさせる。

## 【0012】

図 2b は、プローブ 10 によって同じベクトルに沿って送信され、より深い深さにある陰付けされた領域 50 に集束される第 2 のプッシュパルス 50 を示す。この第 2 のプッシュパルス 50 は、焦点深さにある組織を変位させ、変位された組織から外側に発するせん断波面 52 を生じさせる。従って、せん断波面 42 及び 52 は両方とも、組織を通って横方向に伝播し、初期波面 42 は、2 つのプッシュパルスの送信の間の時間間隔と、フォーカスまでの伝播距離の変化による伝搬遅延差との関数として、第 2 の波面に先行する。

## 【0013】

図 2c は、外側に広がるせん断波面 62 を生成するより大きな深さにおける、プローブ 10 による第 3 のプッシュパルス 60 の送信を示す。図 2c では、42、52 及び 62 の複合波面プロファイルによって示される 3 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 の浅い深さから、第 3 のプッシュパルス 60 の最も深い深さまでの、組織の感知可能な深さに延在する。これは、組織の感知可能な深さにわたるせん断波測定を可能にする。図 1 のシステムの実現例において、このようなプッシュパルスシーケンスは、乳房イメージング及び診断の場合に適切な深さである 6 cm の深さにわたって、せん断波動伝播を検出するために使用することができる。

## 【0014】

プッシュパルスのより多い又はより少ない数が、プッシュパルスベクトルに沿って送信されることができ、單一プッシュパルスをも含むことが分かるであろう。複数のプッシュパルスは、任意の順序で送信されることができ、その順序が、複合せん断波面の形状及び方向を決定する。例えば、図 2a - 図 2c のプッシュパルスが、送信と送信の間の適当な遅延を伴って、最も深いところ (60) から最も浅いところ (40) へ順に送信される場合、図 2c の複合せん断波面は、図 2c に示されるものとは逆の傾きをもつ。一般に、各プッシュパルスは、持続時間が 50 ~ 200 マイクロ秒の長いパルスである。例えば、一般的な持続時間は 100 マイクロ秒である。100 マイクロ秒のパルス持続時間中に生成される超音波は、疎密波パルスであり、例えば 7 又は 8 MHz の周波数を有しうる。プッシュパルスは、好適には 1 ~ 2 の f ナンバーで良好に集束される。1 つの一般的な実現例において、プッシュパルスは、((40) から (50) へ及び (50) から (60) への

10

20

30

40

50

せん断波源移動スピードが、せん断波伝播スピードより大きい限り) 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。別の実現例において、追跡Aラインが始まる前に、すべての3つのプッシュパルスが、完全なせん断波面を送り出すように1つのシーケンスで送信される。

【0015】

図3は、複合せん断波面を生成する3つのプッシュパルスの使用の別の例示である。3つのプッシュパルスが、ベクトル44、54及び64に沿って送信され、それらのベクトルは、図3において単一のベクトル方向に沿って並んでいることが分かる。ベクトル64の最も深いプッシュパルスが最初に送信され、次いで、連続的により浅くなる深さで集束されるプッシュパルスが続く場合、個々のプッシュパルスのせん断波面は、最後のプッシュパルス(ベクトル64)が送信された後すぐに、波46、56及び66によって示されるように伝播する。フォーカスまでの伝播時間が考慮される必要があるので、プッシュパルスの送信時間の間の時間間隔が、せん断及び長手方向速度によって測定される。せん断波46、56及び66は、それらがプッシュパルスベクトルから外側に進むとき、図面の上部に沿って空間的に連続して示される追跡パルス80によってインタロゲートされる。追跡パルスは、プッシュパルスの後及びそれらの間に発生されうる。図2cの図示と異なり、図3の複合波面のせん断波46、56及び56の図示は、伝播されるせん断波が、時間的に及び横方向伝播距離において実質的に並んでいることを示す。長手方向プッシュパルスと組織のせん断波との間の伝播スピードの100~1のオーダーの劇的な差の観点から、これは、個別のプッシュパルスが高速に連続して送信される場合の典型的な図示である。プッシュパルスの唯一の機能は、組織に力を及ぼすことであり、その後、パルスエコー超音波イメージングの場合のように、エコー受信のための時間期間が必要とされないので、実質的に、デッドタイムが必要とされず、各パルス及びプッシュパルスが、非常に高速に連続して送信ができる。組織中のプッシュパルスの伝達時間は、100マイクロ秒のオーダーであり(超音波は、組織中を約1560メートル/秒のスピードで進む)、組織中のせん断波期間は、2~10ミリ秒のオーダーである(せん断波は、組織中を約1~5メートル/秒のスピードで伝播する)。従って、せん断波の周期性及びスピードの観点から、高速に連続するプッシュパルスはほとんど瞬時であり、従って単一波面を生成する。

【0016】

従来の音響放射力イメージング及びポイント定量化において、(複数の)プッシュパルスは、単一ベクトル方向に沿って送信される。プッシュが、1Dアレイによって生成され、トランスデューサが、トランスデューサ素子の單一ラインを有する場合、アレイは、プローブの固定フォーカスの機械的レンズによってアレイの単一イメージング平面では良好に制御されうるが、交差又はエレベーション平面では単一のやや狭いフォーカスに制限されるビームを生成する。これは、アレイの単一イメージング平面内及び平面外で、横方向の全方向に放射する応答を生成する機械的プッシュにつながる。このプッシュエネルギーによって導かれる組織動きは、図4においてプッシュパルスベクトルを囲む円形波面72及び外側に放射する矢印70によって示されるように、すべての横方向に、略半径方向に伝播し、通常の組織減衰に加えて半径方向において $1/R$ の関数としてエネルギーのフォールオフの不利益を受ける。音響放射力の定性的及び定量的なイメージングの場合、これは有害であり、なぜなら、スチフネス変化の面外領域が、イメージ平面の組織の軸方向変位に寄与し、ゆえに、イメージ平面のスチフネス測定の正確さを混乱させるからである。音響放射力ポイント定量化の場合、半径方向の伝播は、イメージング平面から有用なせん断波エネルギーを除去し、特性算定に必要とされる信号振幅を低減する。

【0017】

本発明の原理によれば、プッシュパルスは、1次元ベクトルではなくエネルギーの2次元シート(two dimensional sheet)として形成される。このような2次元のプッシュビームシートは、図5のプッシュビームシート80に示されるように、深さ寸法D及びエレベーション又はアジマス寸法Eに延在する。プッシュビームシート80は、図5の平面波

10

20

30

40

50

面 9 0、9 2 によって示されるような平面波面をもつせん断波の生成をもたらし、せん断波は、矢印 9 1、9 3 によって示されるようにプッシュビームシート 8 0 の力場から横方向に進む。このせん断波励起は、図 4 の線波源ではなく平面波源のようであり、半径方向のエネルギー散逸について  $1/R$  フォールオフを排除する。アレイの表面上のさまざまなロケーションの見かけの中心から任意の方向にビームを形成するための、2 次元アレイ 1 2 のプログラム可能性及び応答性が使用されることにより、焦点スポットの軸方向及び/又は水平方向のスウェーブ、又は 1 つのロケーションから他のロケーションへの 1 つの焦点からの迅速なホッピング、又はそれらの両方によって、プッシュの一般的な形状、サイズ及び方向をもつプッシュされる組織領域を生成し、組織中の長手方向プッシュ波とせん断波との間の伝播スピードの劇的な比率(100 ~ 1 のオーダー)を利用して、任意のサイズ、形状及び向きをもちうる効果的なせん断波源の形成を可能にし、それにより、所望の向き、形状及び範囲で集束及びステアリングされる 2 次元又は 3 次元せん断波ビーム源が形成されることができる。

#### 【 0 0 1 8 】

図 5 に示される本発明の簡素な実現例において、プッシュされる組織 8 0 の平坦な広がりのあるシートが励起され、これは、外向き半径方向ではなく、横方向に伝播する平坦なシート 9 0、9 3 のせん断波を生成し、それにより、せん断波の進行距離に関する減衰を低下させる。これは、さまざまな放射力モダリティの透過距離を改善する。このシートは、組織内の深くに焦点を合わせ、長い超音波バーストの送信を始めることによって、形成されることができる。バーストが送信されている間、焦点は、線波源を形成するように、トランスデューサに向かって浅い方へ引き寄せられる。プッシュビーム力のこのような複数のラインは、図 5 に示されるようにトランスデューサの表面に垂直な面内で送信される。代替として、プッシュビーム力の面は、トランスデューサアレイの正面に垂直でなく、アレイの指向性のレンジ内にある他の平面で送信され、せん断波の平面波源を生成する。このような送信は、全励起シーケンスの持続時間が、生成されるせん断波の期間よりいくらか早い限り、2 次元の単一プッシュ力を効果的に生成する。長手方向の超音波伝播バス伝達時間は、100 マイクロ秒のオーダーであり、他方、所望のせん断波期間は、2 ミリ秒のオーダーであるので、多数の送信がエネルギーシート 9 0、9 2 を生成する時間がある。

#### 【 0 0 1 9 】

図 5 の送信技法の変更例は、エレベーション又はアジマス方向における 2 次元トランスデューサアレイの素子の同時励起によって、2 次元アレイからシートビームを送信することにより、シートビームを送信することである。2 D アレイの遅延プロファイルは、完全にプログラム可能であるので、フィールドの深いところに集束されるシートビームを送信し、せん断波速度に匹敵するレートで近い方へ焦点を移動させることは、簡素な平面せん断波源の形成を可能にする。この平面波源は、任意の回転角度で送信されることが可能、従って、せん断波は、任意の横方向に伝播されることが可能。更に、平面波源の傾きは、変えられることができ、従って、せん断波源は、アレイに対し垂直でない平面の向きにされることができる。

#### 【 0 0 2 0 】

本発明の第 3 の実現例が図 6 に示されている。この実現例において、シートビームは、2 次元アレイトランスデューサによって送信され、空間又は遅延プロファイルにおいて又はその両方において横断方向にカーブされ、従って、結果的に得られるせん断波源は、薄いビームに集束し、それを検出するために使用される技法の解像度及び感度を一層増大させる。図 6 のプッシュビームシート(PBS)によって示されるように、軸方向に沿って曲率を生じさせることも可能であり、それにより、せん断波の 2 次元集束を生成する。この図面が示すように、2 次元トランスデューサアレイ 1 2 は、カーブしたプッシュビームシート PBS を生じさせる。格子柄の平面 9 8 に向かう SWF 1、SWF 2 及び SWF 3 の進行的な収束によって示されるように、PBS の曲率は、PBS が進むにつれてせん断波面 SWF を次第に収束させる。この収束は、カーブしたせん断波面のプロファイル 9 6

10

20

30

40

50

によっても示される。図面の右側には、せん断波が SWF 3 のその最大収束のラインを越えて通過するとき、せん断波面の反転した曲率を示すせん断波面 SWF 2' がある。せん断波を焦束させるこの方法は、平面測定技法よりもむしろライン測定技法に最も適している。データ収集レートは、SWF 3 のせん断波焦点の近傍における感度の大きな増大と引きかえに、急に低減される。この方法は、回折制限されたポイントフォーカス又は制限された軸方向深さ領域に、2 次元のカープしたせん断波面をフォーカスするために使用することができる。

#### 【 0 0 2 1 】

せん断波を測定することによって実施される組織スチフネスの診断は、経時的にせん断波面を正確に追跡することに大きく依存し、せん断波が異なる組織を通過するときの伝播速度の変化が、正確に測定されることがある。従来技術のシステムでは、超音波プローブと組織との間の相対動きがなく、プッシュパルス力によって生成されるのは相対的な組織動きのみであると仮定して、これらの測定が実施された。この仮定は、正しくないことが多い、なぜなら、相対動きは、プローブの不安定な保持、患者の動き、又は呼吸及び心拍動きによる解剖学的動きによっても生成されうるからである。放射力によって引き起こされる変位は、非常に小さく、 $10 \mu\text{m}$  のオーダーである。超音波 RF 追跡の精度は、 $1 - 2 \mu\text{m}$  に及ぶことができるが、せん断波動きは、例えば心臓及び呼吸動きのようなより一層大きい患者動き及び環境干渉に埋もれてしまうことがある。その周波数がせん断波高調波周波数のレンジ外にあるノイズを除去しようと試みるために、フィルタリングが使用されることがあるが、本発明の他の見地によれば、ノイズを低減するために追加のステップが行われる。これは、励起の領域から離れたところで（例えば、深さ方向のフォーカスから焦点深度の少なくとも半分の深さ離れる）算定される変位を、バックグラウンドノイズとして使用することを含む。かかる領域には、大きな放射力が印加されないと想定されるからである。変位算定の形のノイズ「源」は、関心領域において算定されたせん断波変位から減算される。

#### 【 0 0 2 2 】

バックグラウンド動き検知の簡単な例が図 7 に示される。集束される単一ベクトルのプッシュビームは、焦点深さ 110 の近くで、そのビーム軸に沿ってその最も大きな効果を有する。図 7 は、プッシュビームの力が集中されるベクトルプッシュビームのプロファイル 100 を示す。ある音響放射力に基づくエラストグラフィ技法は、プッシュビームと同じ軸に沿った追跡のみを必要とし、この場合、すでに使用されている追跡ビームからのデータが、バックグラウンド動きを検知するために用いられることができるが、焦点長さより非常に短い及び長いレンジからのデータ、すなわち、集束されるプッシュビームの場の深さの外側にあるデータが、サンプル測定値から減算するための軸方向動き算定値を与るために、用いられる。星印 102 及び 104 は、2 つのバックグラウンド追跡ビームの焦点領域を示し、1 つは、プッシュパルスの焦点領域より上に位置し、1 つは、プッシュパルスの焦点領域より下に位置する。バックグラウンド追跡ビームの焦点領域は、バックグラウンド追跡ビームの両側の破線のビームプロファイルによって示される。これらのバックグラウンド追跡ロケーションからのエコーは、（複数の）プッシュパルスの送信の前、その間、及び / 又はその後に複数回サンプリングされる。これらの時間的に異なるエコーは、概して相關付けによって比較され、その比較結果は、軸方向のバックグラウンド動きの存在を評価するために使用される。バックグラウンド効果による組織の変位は、バックグラウンド効果について算定されたせん断波動を補正するために、せん断波による動き算定値から減算される。

#### 【 0 0 2 3 】

図 8 は、バックグラウンド動き検知の別の例を示す。この例において、せん断波追跡の関心領域 120 の外側の横方向に位置する付加のロケーション 106、107、108 及び 116、117、118 が、測定間隔中に追跡されることにより、関心領域内又はその周辺の任意のロケーションにおけるバックグラウンド動き算定値の計算を可能にするデータが取得されることがある。測定間隔中のプローブの傾き又は回転からの動き効果は、

10

20

30

40

50

このようにして検知されることができる。例えば、ポイント 106、107、108 における経時的なエコー変化の比較が、関心領域 120 の左方において上向きの動きを示し、同時に、ポイント 116、117、118 における差異が、関心領域の右方における下向きの動きを示す場合、関心領域に対しプローブの全体的な回転又は傾き動きがあり、それについて、測定値の補償がなされるべきであると結論付けることができる。

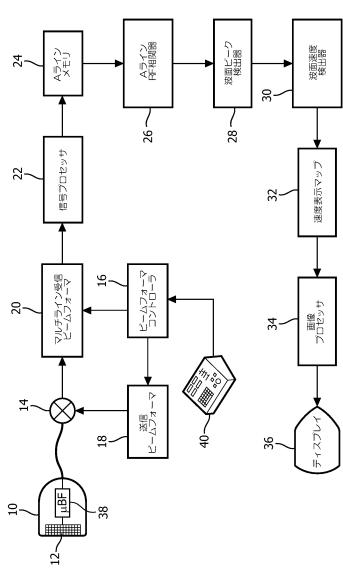
#### 【0024】

図 9 が示すように、更に、プッシュイベントの前後の間に、プッシュ領域 100 に隣り合う関心領域 120 内のいくつかのラインに沿って 2D 画像の平面内で追跡することが可能であり、ある例では、望ましいことがある。この例において、バックグラウンド動き追跡サンプル 126、127、128 及び 136、137、138 の 2 本のラインは、測定間隔中、プッシュパルスベクトル 100 の左側において周期的にサンプリングされ、バックグラウンド動き追跡サンプル 146、147、148 及び 156、157、158 の 2 本のラインは、プッシュパルスベクトルの右側においてサンプリングされる。通常、プッシュイベントの前の 1 つのバックグラウンド動きサンプリング及びプッシュイベントの後のいくつかのバックグラウンド動きサンプリングが、プッシュイベントによる動き算定値を得るために必要とされる。しかしながら、プッシュの前の 2 又はそれ以上バックグラウンド動きサンプリング集合が取得される場合に、バックグラウンド動きの算定値が得られることもできる。少なくとも 1 つのバックグラウンド動きエコー集合が更に、プッシュから十分長い時間の後に取得される場合、バックグラウンド動きの付加の算定値が得られることもできる。これは、動きは、外挿ではなく、プッシュパルス前からプッシュパルス後の或る時間まで内挿されることができる。この技法は、プッシュビームの軸から横方向にオフセットした複数の箇所で実施されることができる。バックグラウンド動きが関心領域を通じて一様でない場合、サンプルボリューム内の軸方向動き成分のスカラー場算定値が得られることができる。

#### 【0025】

バックグラウンド動き補正は、単なる平面に加えて、3D 空間で行われる測定のために実施されることが分かるであろう。弾性特性の面外バリエーションは、単一平面のエラストグラフィ測定の効果に不利な影響を及ぼしうるので、図 1 に示される 2 次元アレイトランステューサの使用は、3 次元エラストグラフィの性能が改善された臨床上の有用性をもたらすことを可能にする。2 次元アレイによるプッシュビームジオメトリの付加的な 3D 制御は、信号対雑音性能を高め、付加機能をもたらしうる。この場合、測定間隔中の関心領域の外側の付加のバックグラウンド動き追跡ビーム及び / 又はそれより早い及び遅いバックグラウンド動き追跡ビームが、2D のケースに関して上述したように 3D 関心領域内に加えられることができ、それにより、プッシュビーム励起に対し測定された応答を補正するために、軸方向動きの完全な 3D ボリューム算定値を得ることができる。例えば、4 本のバックグラウンド動き追跡ラインは、プッシュパルスベクトルを中心には 90° 間隔で送信されることがある。バックグラウンド動き追跡ラインは、せん断波が測定されている 3 次元空間における組織動きを検知するために、上述したように 2D プッシュパルスシートの前及び後に送信されることがある。

【図1】



【図2 a】

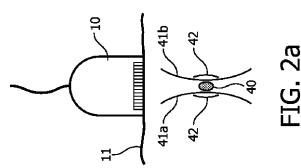


FIG. 2a

【図2 b】

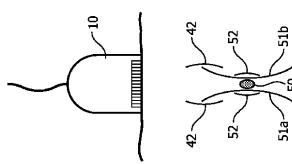


FIG. 2b

【図2 c】

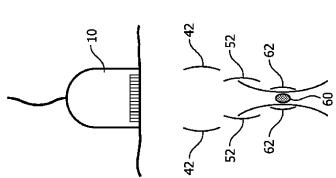


FIG. 2c

【図3】

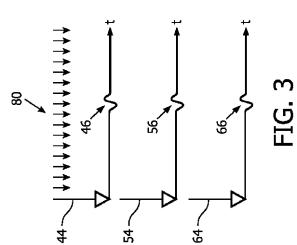


FIG. 3

【図4】

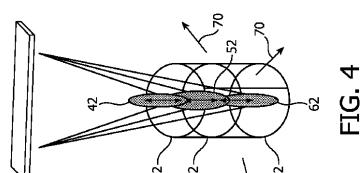


FIG. 4

【図5】

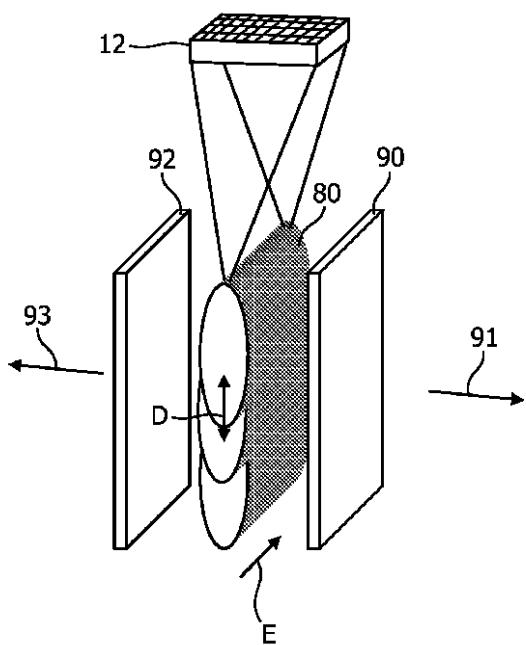


FIG. 5

【図6】

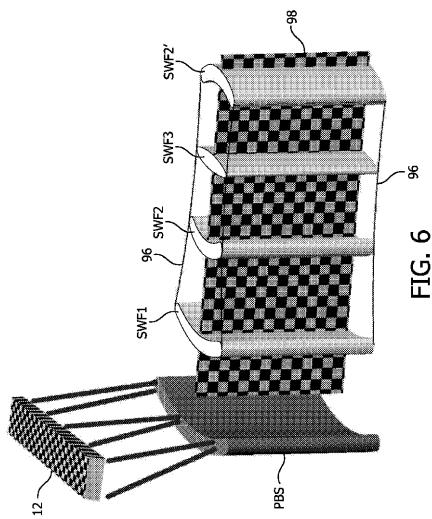


FIG. 6

【図8】

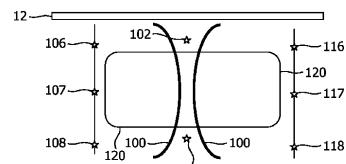


FIG. 8

【図9】

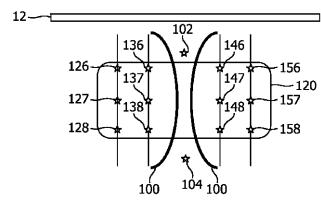


FIG. 9

【図7】

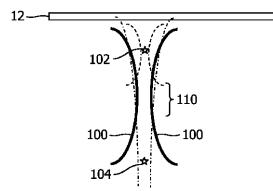


FIG. 7

---

フロントページの続き

(72)発明者 フレイザー ジョン ダグラス  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

(72)発明者 サイ ホア  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

審査官 山口 裕之

(56)参考文献 国際公開第2009/140607 (WO, A1)  
特開2010-069295 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	声辐射力测量对背景运动效应的影响调整		
公开(公告)号	<a href="#">JP6129744B2</a>	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	JP2013542657	申请日	2011-12-08
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	フレイザージョンダグラス サイホア		
发明人	フレイザージョンダグラス サイホア		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52095 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/08.ZDM		
审查员(译)	山口博之		
优先权	61/422479 2010-12-13 US		
其他公开文献	JP2013544615A JP2013544615A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

用于剪切波测量的超声诊断成像系统将推动脉冲传输到组织中以产生剪切波。测量剪切波的特征，例如它们通过组织的速度，以评估诸如组织硬度的特性。通过在不同时间对来自组织的回波信号进行采样并比较样本以检测超声探头与检测到剪切波的兴趣区域之间的相对运动的存在来补偿测量背景运动的影响。感测的背景运动用于调整测量的剪切波特性。

(19)日本国特許庁(JP)	(12)特許公報(B2)	(11)特許番号 特許第6129744号 (P6129744)
(45)発行日 平成29年5月17日(2017.5.17)		(24)登録日 平成29年4月21日(2017.4.21)
(51)Int.Cl. A 61 B 8/08 (2006.01)	F I A 61 B 8/08 Z DM	
請求項の数 12 (全 13 頁)		
<p>(21)出願番号 特願2013-542657 (P2013-542657)          (22)出願日 平成23年12月8日 (2011.12.8)          (23)公表番号 特表2013-544615 (P2013-544615A)          (43)公表日 平成25年12月19日 (2013.12.19)          (60)国際出願番号 PCT/IB2011/055546          (87)国際公開日 平成24年6月21日 (2012.6.21)          (88)審査請求日 平成26年12月5日 (2014.12.5)          (31)優先権主張番号 61/422,479          (32)優先日 平成22年12月13日 (2010.12.13)          (33)優先権主張国 米国 (US)</p> <p>(73)特許権者 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 56556 アーネー 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          n          (74)代理人 100122769          弁理士 篠田 秀仙</p>		
最終頁に続く		
(54)【発明の名称】バックグラウンド動き効果に関する音響放射効果の測定の調整		