

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4932984号  
(P4932984)

(45) 発行日 平成24年5月16日(2012.5.16)

(24) 登録日 平成24年2月24日(2012.2.24)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 24 頁)

|              |                              |           |   |
|--------------|------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号    | 特願2000-250716 (P2000-250716) | (73) 特許権者 | 599083396<br>ジーイー・ヴィングメド・ウルトラサウン<br>ド・エイ/エス<br>ノルウェー国・エヌ-3191・ホーテン<br>・ストランドプロムナデン・45 |
| (22) 出願日     | 平成12年8月22日(2000.8.22)        | (74) 代理人  | 100137545<br>弁理士 荒川 聡志  |
| (65) 公開番号    | 特開2001-70303 (P2001-70303A)  | (72) 発明者  | ハンス・ガルマン・トルプ<br>ノルウェー国・エヌ-7024・トロンド<br>ハイム・アルネビイバイエン・13                               |
| (43) 公開日     | 平成13年3月21日(2001.3.21)        | (72) 発明者  | ビョーン・オルスタッド<br>ノルウェー国・エヌ-3960・シュタテ<br>レ・ブラースゲイト・1                                     |
| 審査請求日        | 平成19年3月9日(2007.3.9)          |           |   |
| (31) 優先権主張番号 | 60/150265                    |           |   |
| (32) 優先日     | 平成11年8月23日(1999.8.23)        |           |   |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      |           |   |
| (31) 優先権主張番号 | 09/432061                    |           |   |
| (32) 優先日     | 平成11年11月2日(1999.11.2)        |           |   |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      |           |   |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像において組織変形の実時間計算および表示を実現する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

組織変形情報を生成する組織変形情報生成方法において、  
 ある空間領域をカバーする関心領域中の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置についてのエコー信号を取得するステップと、  
 前記エコー信号に基づいて、前記空間領域内の前記レンジ位置における組織の変形値を求める変形値演算ステップと、  
 前記空間領域についての前記変形値の画像を提供するために、各レンジ位置における組織変形値をディスプレイ・ユニット上に表示する表示ステップと、  
 を備える組織変形情報生成方法であって、  
 組織変形値を求める前記組織変形値演算ステップは、所定の時間間隔にわたって歪み率を積分して歪みを求める歪み演算ステップを含み、  
 歪みを求める前記歪み演算ステップが、  
 前記エコー信号に基づいて、超音波ビームに沿った複数のレンジ位置についての複素パルス-パルス間相関  $R(r)$  を求めるステップと、  
 放射方向の所定距離だけ離間した少なくとも2つのレンジ位置から歪み率相関関数  $S(r)$  を計算するステップと、  
 計算した歪み率相関関数の角度に基づいて前記歪み率を計算するステップと、  
 前記所定の時間間隔にわたって前記歪み率を累積することによって、前記歪みを計算するステップと、

10

20

を含むこと  
を特徴とする方法。

【請求項 2】

前記表示ステップにおいて、前記空間領域での前記組織変形値の実時間の画像を提供するため、各レンジ位置における前記組織変形値を、前記空間領域に関連するディスプレイ・ユニット上の空間座標に関連づけて表示することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記歪み率が、組織速度の空間微分として定義されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記歪み率相関関数は、第 1 のレンジ位置における複素共役のパルス - パルス間相関に、第 2 のレンジ位置における複素パルス - パルス間相関を乗することによって与えられ、前記第 2 のレンジ位置は、前記第 1 のレンジ位置から前記放射方向所定距離だけ離れた位置にあることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

歪み率は、前記歪み率相関関数の角度と音速との積で定義される分子を、4 と前記放射方向所定距離と前記複数パルスの内の連続パルス間の時間幅との積で定義される分母で割ることによって与えられることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の方法。

【請求項 6】

前記所定の時間間隔が一心周期中に起こる事象に係する請求項 1 乃至 5 に記載の方法

【請求項 7】

組織変形値を求める前記組織変形値演算ステップが、  
フレーム間隔にわたって第 1 のサンプル・ボリウムの歪み率を求めるステップと、  
前記第 1 のサンプル・ボリウムに関する歪み率にフレーム間隔を乗して、第 1 の歪み値を決定するステップと

前記第 1 のサンプル・ボリウムの組織速度を求めてフレーム間の相対変位値を計算するステップと、

フレーム間隔にわたって、前記フレーム間の相対変位値だけ前記第 1 のサンプル・ボリウムから変位した第 2 のサンプル・ボリウムの歪み率を求めるステップと、

第 2 の歪み値を決定するため、前記第 2 のサンプル・ボリウムに関する歪み率にフレーム間隔を乗する、ステップと、

少なくとも前記第 1 および第 2 の歪み値を合計するステップとを含む請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の方法。

【請求項 8】

組織変形値を求める前記組織変形値演算ステップは、  
所定のサンプル・ボリウムに関する歪み率を、1 つのフレーム間隔でそれぞれが分離された複数のフレームにわたって、求めるステップと、

前記各フレームに関して求めた歪み率を前記フレーム間隔に乘して前記複数のフレームのそれぞれについての歪み値を決定するステップと、

前記複数のフレームそれぞれの歪み値を合計するステップ、  
とを含む請求項 1 乃至 7 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

関連出願の相互参照（該当する場合）

1999年8月23日に出願の仮出願第60/150264号

【0002】

連邦政府の助成による研究および開発に関する陳述（該当する場合）

【0003】

【発明の属する技術分野】

10

20

30

40

50

本発明は、解剖学的構造およびそれらの運動を測定および撮像する診断用超音波システムに関する。さらに詳細には、本発明は、超音波撮像システム中で使用される、組織変形を計算および表示するための信号処理方法および信号処理装置に関する。

【0004】

【従来の技術】

近年、超音波撮像の分野では、医師は、組織の歪みや歪み速度など、組織変形 (tissue deformation) の諸性質を臨床測定に使用することに関心を持つようになってきている。

【0005】

「歪み (strain)」という用語は、検査する物質のある特性を指す。例えば、筋肉組織に関連した歪みは、規定時間間隔中の筋肉組織の長さの変化と、筋肉組織の最初の長さとの比に対応している。超音波撮像では、歪みの変化率 (例えば歪み率 (strain rate) や歪み速度 (strain velocity) など) は、色の変化が様々な歪み速度に対応している着色2次元画像として、医師に対して視覚的に提示することができる。筋肉のある区域の生存度 (viability) は、筋肉の歪みの量と、その区域の筋肉が引き起こす、またはそこに加わる歪みの時間的な挙動とに関係することが明らかになっている。また、悪性腫瘍は、圧迫に対するそれらの抵抗 (resistance) に基づいて検出することができることも確認されている。

【0006】

実時間歪み速度撮像の1つの応用分野は、心臓病学である。歪み速度は、心筋が収縮および弛緩する能力についての直接的かつ量的な尺度を与える。先端撮影 (apical view) で心筋に沿って撮像することにより、心臓の長軸に沿った局所的な歪み速度成分を測定することができる。局所的な歪み速度成分を測定することにより、心臓壁の局所的な収縮および伸びについての情報が与えられる。傍胸骨撮影 (parasternal view) で撮像することにより、心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることができる。心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることにより、局所的な筋肉の肥厚についての情報が与えられる。Mモードで、または2D画像から測定した壁面の肥厚は、一般に使用される筋肉の生存度についての尺度である。歪み速度撮像を用いると、この肥厚についての直接的な尺度が得られる。歪み速度画像は、潜在的にいくつかの心臓疾患の診断の助けとなる可能性がある。

【0007】

歪み速度撮像の別の応用分野は、心臓移植である。心筋内の速度変化は、心臓移植後の拒絶反応の診断に重要である。歪み速度画像は、これらの速度変化を直接表示する。

【0008】

歪み速度撮像のもう1つの応用分野は、非侵襲性の電気生理学である。好ましい実施態様で、局所的な収縮/弛緩の寄与を高い空間的および時間的解像度で撮像する技法について述べる。局所的な収縮/弛緩の情報を使用すると、例えば心腔中の機械的運動がどこで活性化されたかという位置決定を、AV平面のすぐ下の断面に基づいて正確に決定することができる。さらに、心房から心室への異常伝導経路 (ウルフ・パーキンソン・ホワイト) を、後に切除するために位置決定することができる。患者をカテーテル法で処置すべきか外科手術で処置すべきかを決定するために、これらの経路の心筋内の深さも、本発明でより良好に位置決定することができる。

【0009】

歪み速度撮像のもう1つの応用分野は、心臓壁の肥厚の測定である。心臓の診断で十分に確立されている方法は、Mモード画像を取得し、収縮期間に心筋の壁面の肥厚を測定するものである。好ましい実施態様として、この壁面の肥厚の情報を取得し、それを空間領域および時間領域の両方について高い精度で実時間で測定する技法を提供する。現行の壁面の肥厚測定の診断上の高い関連性は、本発明で述べる撮像様式が、心臓の診断についての関連性の高い情報を含むことを示す。

【0010】

歪み速度または歪み率をより詳細に理解するために、最初の長さが  $L_0$  である対象を伸ばす、または圧縮する、あるいはその対象がそれ自体で伸びる、または収縮して、異なる長

10

20

30

40

50

長さ  $L$  になるものと仮定する。下記の数式 1 で定義される 1 次元歪みは、この変化の無次元の記述を表す。長さ  $L$  が時間の関数であると考えられる場合には、歪みの時間微分、つまり歪み速度は、下記の数式 2 を使用して求めることができる。

【数 1】

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (1)$$

【数 2】

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (2)$$

10

【0011】

対象中のあらゆる点の速度  $v$  が既知である場合には、等価な歪み速度の定義は下記の数式 3 となる。

【数 3】

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\partial v}{\partial r} \quad (3)$$

【0012】

これらの数式は、対象の変形についての有効な記述も与える。数式 3 で、 $r$  は伸長または 20 圧縮の空間的な距離である。数式 2 と数式 3 の間の関係は、 $r_1$  が対象の一端までの距離、 $r_2$  がもう一端までの距離であり、 $t = t_0$ 、 $r_1 = r_2$  であるものとして、長さ  $L$  を  $L(t) = r_2(t) - r_1(t)$ 、 $L_0 = L(t_0)$  と定義すれば分かる。数式 3 に示すように、歪み速度は、実際には、速度の空間的勾配である。したがって、歪み速度は、対象の変形率を測定するものである。歪み速度がゼロである場合には、対象の形状は変化していない。歪み速度が正である場合には、対象の長さが増大しており、歪み速度が負の場合には、対象の長さが減少している。歪み速度は変形率、伸長、歪み率、または速度歪みとも呼ばれる。

【0013】

歪み撮像は、現在では、超音波撮像における確立された研究領域である。撮像した構造中の 30 変形の程度は、圧力増加の前後に取得した 2D 画像の相関によって推定することができる。画像の相関に基づいて画像の変形を推定することの 1 つの欠点は、歪みの瞬時値が実時間で計算も表示もされないことである。実時間能力がないことは、临床上、重大な欠点である。例えば、歪み撮像を実時間で実行することができれば、歪み撮像をより効果的に心臓の超音波検査に適用することも、あるいは組織の圧縮性の異常を、撮像される構造に加わる圧力勾配に従って実時間で視覚化することができる対話式検査様式として歪み撮像を使用することもできる。

【0014】

高周波 (RF) Mモード取得に基づいて局所的な心筋の歪み速度を推定するための位置 40 トラッキング方法が提案されている。この位置トラッキング方法は、H. Kanai、H. Hasegawa、N. Chubachi、Y. Koiwa、および M. Tanaka による「Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging」、IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 44, 752 ~ 768 ページ、1997 年に記載されている。しかし、Kanai 等の論文に記載の方法は、時間的解像度が低く、また計算コストも高く、それにより実時間撮像が困難かつコスト高になるという欠点を有する。さらに、Kanai 等の論文に記載の方法は、実時間の 2 次元歪み画像の基礎となるのに十分に適していない、手動の Mモード技法である。また、歪み速度は速度の推定値の微分であり、したがって雑音に対して極めて敏感である。組 50

織速度撮像に固有の基本的な速度のエイリアシングの問題により、雑音を克服することが困難になるが、これは、エイリアシングによって、長い観察時間を見込むのに十分に低い率でパルス繰返し周波数をセットすることができなくなるからである。観察時間を長くすることができれば、歪み速度画像の雑音に対する耐性を大幅に改善することができる。

【0015】

上記の確認されている難点のいくつかは、参照により本明細書に組み込む「A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAIN IN ULTRASOUND IMAGING」という名称の1998年10月7日に出願された米国特許出願第09/167896号の教示によって対処され、克服されている。しかし、本発明の目的は、この教示を補足および/または改善することである。従来技術のいくつかの追加の難点および欠点を以下に述べる。

10

【0016】

カラー・ドップラーの応用例で高いフレーム率を達成するために、2つの既知の技法、すなわちマルチ・ライン取得(MLA)技法およびインターリーブング技法が一般に使用されている。これらの技法では、1つのパルスを受信した後、同方向の次のパルスが発出されるまでスキャナが特定のパルス繰返し時間(T)待機する基本モードより、多くのデータを取得することができる。基本モードでドップラー・データのフレームを取得するのにかかる時間は、下記の数式4となり、ここでNは各方向のパルス数、 $N_b$ は画像中のビーム数である。議論を簡単にするために、送信機およびビームフォーマのセットアップ中の変化に関する比較的小さな余分の遅延は無視する。

20

【数4】

$$t_{D0} = N_b N T \quad (4)$$

【0017】

MLA法では、ブロード・ビームを送信する。エコーを受信すると、全てのトランスデューサ素子からの信号を、2つ以上のビームフォーマ中で並列に処理する。各ビームフォーマは、これらの素子信号を様々に時間遅延させ、様々な受信ビームを生成する。このようにして、1つのパルス・エコー・サイクルの時間中に2つ以上のビームを取得することができ、それに応じてフレーム率を高めることができる。MLAを使用すると、ドップラー・データのフレームを取得するための時間は、下記の数式5となる。ここで、 $N_{MLA}$ は並列処理されるビームの数である。

30

【数5】

$$t_{DMLA} = \frac{N_b}{N_{MLA}} N T \quad (5)$$

【0018】

インターリーブング技法では、図1に示すように、1つのパルスから同方向の次のパルスまでの待機時間Tを利用して、別の方向にパルスを送信する。ただし、どの方向にも別のパルスが発出することができない最低待機時間 $T_0$ がある。

40

これは、パルスが最大深さまで進行して戻るのにかかる時間によって与えられ、 $T_0 > 2d/c$ である。時間Tの間にパルスが発出される方向の数は、インターリーブ・グループ・サイズ $N_{int}$ と呼ばれる。これは明らかに整数でなければならず、 $T = N_{int} T_0$ である。インターリーブング法を使用すると、ドップラー・データのフレームを取得するためにかかる時間は、下記の数式6となる。

【数6】

$$t_{Dint} = \frac{N_b}{N_{int} N_{MLA}} N T \quad (6)$$

50

## 【 0 0 1 9 】

図 1 は、インターリーブ法における異なる 3 つのインターリーブ・グループ・サイズ  $N_{int}$  についてのパルスの順序およびビームの方向を示している。図 1 の例では、ビーム数  $N_b$  は 8 に等しく、パケット・サイズ  $N$  は 2 に等しい。インターリーブ・パターン 1 0 0 では、インターリーブ・グループ・サイズ  $N_{int}$  は 8 に等しく、インターリーブ・パターン 1 1 0 では、 $N_{int}$  は 4 に等しく、インターリーブ・パターン 1 2 0 では、 $N_{int}$  は 1 に等しい。

## 【 0 0 2 0 】

組織ドップラーの応用例についての代表的な走査手順を図 2 に示す。図 2 の例では、パケット・サイズ  $N$  は 3 に等しく、インターリーブ・グループ・サイズ  $N_{int}$  は  $N_b$  に等しい。10  
 $T$  はパルス繰返し時間であり、 $t_T$  および  $t_D$  はそれぞれ組織フレームおよびドップラー・フレームを取得するのに必要な時間であり、 $t_F$  は 1 つの組織ドップラー・フレームについての総取得時間である。組織フレーム 1 3 0 は、高いビーム密度を使用して最初に捕捉される。組織ドップラーに使用される  $PRF$  は、通常は、インターリーブ・グループが 1 つしか必要ない程度に低い。したがって、 $N$  個のドップラー・サブフレーム 1 3 2、1 3 4、および 1 3 6 は、通常は組織フレーム中より少ないビームを使用して別個に捕捉される。速度は、 $N$  個のサブフレーム 1 3 2、1 3 4、および 1 3 6 から計算され、色分けされ、次いで組織フレーム上にマップされる。組織ドップラー・フレームを取得するためにかかる時間は、下記の数式 7 となる。ここで、 $t_T$  は組織フレームを取得するのに必要な時間である。したがって、最大フレーム率が上述の超音波データ取得方式によって制限さ 20  
 れることは明らかである。

## 【 数 7 】

$$t_F = t_T + \frac{N_b}{N_{MLA}} N T \quad (7)$$

## 【 0 0 2 1 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

超音波信号の基本波成分または第 2 高調波成分を使用して組織速度を推定することができることは既知である。グレイ・スケール画像で画質を改善するために第 2 高調波成分を使用すること（オクターブ撮像）が報告されており、同じ改善が組織ドップラーでも期待 30  
 できる。しかし、基本波成分の代わりに第 2 高調波を使用したときにはナイキスト限界が半分になるという欠点がある。低い  $PRF$  を使用することも、コンプレックス信号の位相振幅が雑音に比べて増大し、その結果として速度推定値の分散が小さくなるので好ましい。低い  $PRF$  使用の欠点は、ナイキスト限界がさらに低いことである。ナイキスト限界の低下によりエイリアシングの危険性が増し、それが高速度の誤った提示を招く。

## 【 特許文献 1 】

WO 99 / 1 7 6 6 0 A ( 対応日本特表 2 0 0 1 - 5 1 8 3 4 2 )

## 【 特許文献 2 】

米国特許 6 0 9 9 4 7 1 号 ( 米国特許出願 0 9 / 1 6 7 8 9 6 号 )

## 【 非特許文献 1 】

JACKSON J R ET AL: "3-D ultrasonic imaging of the structure and elasticity of the carotid bifurcation", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1995. PROCEEDINGS., 1995 IEEE S EATTLE, WAY USA 7-10 NOV. 1995, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 7 November 1995 (199 5-11-07), pages 1419-1422, XP010157376 ISBN: 0-7803-2940-6

## 【 非特許文献 2 】

SHIMUZU, UEMATSU, NAKAMURA, MIYATAKE: "Peak Negative Myocardial Velocity Gradient in Early Diastole as a Noninvasive Indicator of Left Ventricular Diastolic Function" JOURNAL OF THE AMERICAN COLLEGE OF CARDIOGRAPHY, vol. 32, no. 5, 1 November 1998 (1998-11-01), pages 1418-1425, XP002298643

## 【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

## 【課題を解決するための手段】

組織変形のパラメータを計算および表示するための超音波システムおよび方法を開示する。

## 【0023】

本発明の好ましい実施態様によれば、組織速度撮像または歪み率撮像で高いフレーム率を可能にする超音波取得技法が開示される。この取得技法では、組織の画像およびドップラー・ベースの画像について同じ超音波パルスを使用する。処理にはスライディング・ウィンドウ技法を使用する。

## 【0024】

本発明の好ましい実施態様によれば、歪みは、ある間隔にわたる連続したフレームについての歪み率の推定値を累積することによって決定される。この間隔は、例えばECGトレース中のR波によって生成されるトリガ間隔にすることもできる。歪みの計算は、元のサンプル・ボリューム内での組織の相対変位に従って、歪み率を累積する対象であるサンプル・ボリュームをフレームごとに移動させることによって改善することができる。組織の相対変位は、サンプル・ボリュームの瞬間的な組織速度によって決定される。

10

## 【0025】

本発明の好ましい実施態様によれば、歪み率の推定に使用される空間的オフセットである $d_r$ は、画像全体を通じて適応可能に変化する。空間的オフセット $d_r$ を最大限にして組織区域全体（例えば心臓壁の幅）をカバーしながら、オフセットの各末端のサンプル・ボリュームを両方ともその組織区域内に保つことができる。これは、その空間的オフセット内のサンプル・ボリュームの様々なパラメータ（例えばグレイスケール値、絶対パワー推定値、単位時間遅れについての自己相関関数の大きさ、および/または歪み相関の大きさ）が所定のしきい値より高いかどうかを判定することによって実施することができる。

20

## 【0026】

本発明の好ましい実施態様によれば、様々な空間的オフセットを有する2つのサンプルの歪み率推定量の加重和に基づく、一般的な歪み率推定量を利用する。重みは、各空間的オフセットについての歪み率相関推定値の大きさに比例し、したがって雑音となる、すなわち相関の低いサンプルの影響を低減する。

## 【0027】

本発明の好ましい実施態様によれば、通常的时间遅れに加えて空間遅れも使用する、改善された信号相関推定量が開示される。空間遅れは、組織速度から求められる。この改善された信号相関推定量は、歪み率の推定にも組織速度の推定にも利用することができる。

30

## 【0028】

本発明の好ましい実施態様によれば、組織速度は、空間的解像度を維持しながらエイリアシングを減少させる方法で推定される。受信した超音波信号の3つのコピーを、3つの中心周波数で帯域濾波する。3つの中心周波数のうち中間の周波数は、超音波信号の第2高調波を中心とする。基準組織速度は、外側の中心周波数で濾波された2つの信号から推定される。基準組織速度は、第2高調波を中心とする信号から推定したいくつかの組織速度から、ある組織速度を選択するために使用される。

## 【0029】

本発明の好ましい実施態様によれば、サンプル・ボリューム付近の小さな対象領域からの組織速度データに基づいて、任意の方向（必ずしも超音波ビームに沿った方向ではない）の歪み率を推定する方法が開示される。

40

## 【0030】

本発明の好ましい実施態様によれば、応力エコーなどの応用分野で、組織速度、組織速度の積分、歪み率、および/または歪みなど、複数の定量的組織変形パラメータを、時間および/または空間位置の関数として提示することができる。例えば、異なる3つの応力レベルについての歪み率または歪みの値を、心周期にわたって時間に関して一緒にプロットすることができる。ピーク収縮期の壁面の肥厚の百分率など、歪み率または歪み速度から導出したパラメータも、様々な応力レベルに関してプロットすることができる。

50

## 【0031】

本発明のその他の目的、特徴、および利点は、添付の図面および以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

## 【0032】

## 【発明の実施の形態】

歪み率、歪み、および組織速度などの組織変形のパラメータの診断用画像を、実時間で、かつ/または後処理モードで生成するための方法および装置について述べる。以下の記述には、本発明の好ましい実施態様が完全に理解されるように、多数の特定の実施形態を記載する。しかし、これらの特定の実施形態を用いずに本発明を実施することができることは、当業者には明らかであろう。

10

## 【0033】

本発明の好ましい実施形態による超音波撮像システムのブロック図を図3に示す。送信機140が、超音波振動子142を駆動し、パルス化された超音波ビーム144を人体中に放出させる。超音波パルスは、筋肉組織など人体中の諸構造で後方散乱されてエコーを生成し、これが振動子142に戻り、それによって検出される。受信機146は、このエコーを検出する。エコーは、受信機146からコンプレックス復調ステージ148および組織処理ステージ149に渡される。コンプレックス復調ステージ148は、エコー信号を復調して、エコー信号を表すI、Qのデータ対を形成する。復調されたI、Qのデータ対はコンプレックス・ドップラー信号であり、以下で説明するように組織速度、歪み率、および/または歪みの計算を実行する組織変形計算ステージ150に渡される。コンプレックス・ドップラー信号は、対象領域中のレンジ位置(range position)およびビームによって決まるサンプル・ボリュームと関連する。コンプレックス・ドップラー信号は、通常は、ドップラー・シフトを推定するために使用されるデータ・サンプルのセグメントを含む。エコー信号は、組織処理ステージ149にも渡され、これが、Bモード処理などの処理を実行して、走査した解剖学的構造の2Dまたは3Dの画像を形成する。

20

## 【0034】

組織変形計算ステージ150から出力される組織変形の値、例えば組織速度、歪み率、および/または歪み、ならびに組織処理ステージ149から出力される組織画像値が表示システム152に渡され、表示される。表示システム152は、モニタ154を含む。

## 【0035】

参照により本明細書に組み込む「A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAIN IN ULTRASOUND IMAGING」という名称の1998年10月7日に出願された米国特許出願第09/167896号には、図3のシステムを使用して歪み率を推定することができる方法が記載されている。

30

## 【0036】

歪み率撮像(SRI)、およびその他の低いパルス繰返し周波数(PRF)を許容できるドップラー・ベースの応用例では、より高いフレーム率を可能にする走査手順を使用することができる。図2に示したような別個の組織フレームを収集する方法の代わりに、ドップラー・サブフレーム中のビームの数を増加させ、これらのフレームのみに基づいて組織を視覚化できるようにすることができる。このため、別個の組織フレームを取得する必要はなくなる。図4は、高いフレーム率を可能にする走査手順を示している。この走査手順は、組織ドップラーまたはSRIの応用例のどちらでも使用することができる。図4の例では、パケット・サイズは $N = 3$ であり、インターリーブ・グループ・サイズは $N_{int} = N_b$ である。Tはパルス繰返し時間であり、 $t_T$ および $t_D$ はそれぞれ組織フレームおよびドップラー・フレームを取得するのに必要な時間であり、 $t_F$ は1つの組織/ドップラーまたはSRIのフレームについての総取得時間である。図4に示すように、ドップラー・フレームは、やはりN個のサブフレーム(サブフレームには160、161、162、163、および164の番号が付いている)から生成されるが、スライディング・ウィンドウ技法を使用することができ、それにより、1つのドップラー・サブフレームを取得する

40

50



のにかかる時間が、従来の方法で1つの組織フレームを取得するのにかかる時間と等しいものと仮定すると、1つのドブプラーまたはSRIフレームを生成するのにかかる時間は、わずかに下記の数式8に過ぎない。数式(7)と(8)を比較すると、1つのフレームについての取得時間が大幅に短縮され、それにより、より高いフレーム率が可能になることが分かる。

【数8】

$$t_{FSRI} = t_T \quad (8)$$

【0037】

組織変形計算ステージ150で計算することができる1つのパラメータは、歪みである。例として、歪みと歪み率の関係について詳しく説明することができる。空間的に一定の歪み率の場合  $s(t)$  を有する長さ  $L(t)$  の1次元の一樣な対象について考慮する。「歪み率」という用語は、ここでは、速度勾配について使用している。したがって、速度場は下記の数式9で与えられる。ここで、 $r$  は対象中の位置である。分かりやすくするために  $r = 0$  での速度をゼロに設定するが、 $(t, 0)$  がゼロでないときにも、同じ関係が適用される。

【数9】

$$v(t, r) = s(t) r \quad (9)$$

【0038】

この場合、わずかな時間ステップ  $t$  にわたる長さの変化は、下記の数式10で推定することができる。

【数10】

$$L(t + \Delta t) - L(t) \cong \Delta t s(t) L(t) \quad (10)$$

【0039】

$t \rightarrow 0$  とすると、下記の数式11のように長さの時間微分が得られる。

【数11】

$$\frac{dL(t)}{dt} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{L(t + \Delta t) - L(t)}{\Delta t} = s(t) L(t) \quad (11)$$

【0040】

この微分方程式の解は下記の数式12となり、歪みは最終的に、下記の数式13で求められる。

【数12】

$$L(t) = L_0 \exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right) \quad (12)$$

【数13】

$$e(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0} \cdot 100\% \\ = \left[ \exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right) - 1 \right] \cdot 100\% \quad (13)$$

【0041】

画像中のサンプル・ボリューム中の歪み  $e(i)$  は、下記の数式14のように、数式(1

10

20

30

40

50

3) 中の積分を累積和で置換することによって実時間で推定することができる。

【数 1 4】

$$e(i) = [\exp(C(i)) - 1] \cdot 100\%$$

$$C(i) = C(i-1) + s(i) \Delta t \quad (14)$$

【0042】

ここで、 $i$  はフレーム番号、 $t$  は各フレーム間の時間である。 $C(i)$  は累積和であり、 $s(i)$  はその所与のサンプル・ボリウムについての歪み率推定値である。対応するフレーム番号  $i$  に対して  $C(i-1)$  をゼロにセットすることにより、この累積はいつでも（例えば ECG 信号によってトリガされる特定の時間に）リセットすることができる。上記の計算は、画像中のあらゆるサンプル・ボリウムに対して実行することができ、その視覚化は、組織速度撮像 (TVI) および SRI の場合と同様に、ただし組織速度または歪み率ではなく歪みを表すカラー・マップのみを使用して、実行することができる。

10

【0043】

各サンプル・ボリウムについて組織速度も利用することができれば、さらなる改善が可能である。放射方向サンプル・ボリウム番号  $m_0$  についての累積和では、歪み率推定値は、組織速度によって与えられる異なるサンプル・ボリウムからとることができる。最初に、フレーム間の相対変位指数を下記の数式 15 で推定する。ここで、 $m_0$  はサンプル番号  $m_0$  中の組織速度推定値であり、 $k_s$  は空間的サンプリング周波数である。次に、 $m_0$  ではなく、下記の数式 16 のサンプル・ボリウム番号からの歪み率推定値を累積和に使用する。組織がビームの方向にしか運動しない場合には、この方法により、累積和によって、同一の解剖学的サンプルの運動を、それが運動している間追跡することができる。組織がその他の方向に移動している場合にも、改善が期待できる。

20

【数 1 5】

$$d = v \Delta t k_s \quad (15)$$

【数 1 6】

$$m = m_0 + d \quad (16)$$

30

【0044】

特許出願第 09 / 167896 号の歪み率推定量は、最も簡単な形態では、下記の数式 17 のように記述される。ここで、 $r$  は超音波ビームに沿った放射方向位置、 $v$  は組織速度、 $d_r$  は空間的オフセットである。この空間的オフセットは、画像全体を通じて適応可能に変化することができる。 $d_r$  のサイズに上限および下限を与えると、 $d_r$  を可能な限り大きくしながら、オフセットの各末端のサンプル・ボリウムを両方ともその組織内に保つことができる。オフセットがその組織内に収まることを保証するために使用できるいくつかの異なる基準がある。可能な 1 つの基準は、対応する組織サンプル・ボリウムが所与の限界より高いグレイスケール値を有さなければならないことである。もう 1 つの可能な基準は、サンプル・ボリウムのパワー推定値が所与の限界より大きな絶対値を有さなければならないことである。もう 1 つの可能な基準は、2 つのサンプル・ボリウムのいずれでも、単位時間遅れについての自己相関関数の大きさが所与の限界より大きくななければならないことである。もう 1 つの可能な基準は、歪み相関（特許出願第 09 / 167896 号の数式 (8) に記載）の大きさが所与の限界より大きくななければならないことである。これらの基準は、いずれか 1 つを別個に使用することも、あるいはそれらを組み合わせ、オフセット  $d_r$  の末端のサンプル・ボリウムがその組織内にあることを肯定するためには 2 つ以上の基準を満たさなければならないようにすることもできる。

40

50

【数 17】

$$s(r) = (\nu(r + dr) - \nu(r)) / dr \quad (17)$$

【0045】

組織変形計算ステージ14は、いくつかのサンプルに基づく、歪み相関推定量の大きさを重み付けされた歪み率推定量を使用して、歪み率を計算することができる。直角復調ドプラー信号  $x(m, n)$  について考慮する。ここで、 $m$  は空間的なサンプル・ボリュームの指標であり、 $n$  は時間的指標である。この信号は、中心周波数  $f_0$ 、パルス繰返し時間  $T$ 、および点広がり関数の放射方向サイズと等しい放射方向サンプリング周波数  $r_s$  を使用して取得されているものと仮定する。撮像する対象中の音の速度は  $c$  であると仮定する。ドプラー信号の  $M$  個の空間的サンプルおよび  $N$  個の時間的サンプルに基づく歪み率の推定量は、下記の数式 18 となる。

10

【数 18】

$$s = -\frac{c}{4\pi f_0 T r_s} \frac{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{S}(m)| \hat{\omega}_s(m)}{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{S}(m)|} \quad (18)$$

20

ここで、

【数 19】

$$\hat{S}(m) = \frac{1}{M-m} \sum_{k=1}^{M-m} \hat{R}^*(k) \hat{R}(k+m) \quad (19)$$

は歪み率相関推定量であり、

【数 20】

$$\hat{\omega}_s(m) = \frac{1}{m} \angle \hat{S}(m) \quad (20)$$

30

は歪み率相関推定量の角度であり、

【数 21】

$$a_m = m^2 \left( 1 - \frac{m}{M} \right) \quad (21)$$

は重み係数である。信号相関推定量  $\hat{R}^*(m)$  について以下で述べる（本明細書において  $\hat{\cdot}$  はその左側の文字の上に来るべきであるが、そのような処理ができないのでずらして表示する）。

40

【0046】

数式 (18) の歪み率推定量には、D. Fleming 等の「Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging」Br. J. Radiol., 67 (799) : 679 - 688、1994 に最初に述べられ、Uematsu 等の「Myocardial velocity gradients as a new indicator of regional left ventricular contraction: Detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique」J. Am. Col. Cardiol., 26 (1) : 217 -

50

23、1995によってさらに発展した、従来技術の心筋速度勾配 (Myocardial Velocity Gradient) (MVG) 技法に優る利点がある。例えば、FlemingおよびUematsuは、速度勾配 (歪み率) を得るために、速度データの最小二乗線形回帰を使用することを開示している。線形回帰では、全ての速度サンプルに対して等しい重みを加える。しかし、数式 (18) の加重歪み推定量では、数式 (19) の歪み率相関の大きさとともに変化する重みを使用して、歪み率推定量の改善をもたらす。

【0047】

図5および図6は、最小二乗線形回帰推定量と数式 (18) の歪み率推定量の、コンピュータ・シミュレーションによる比較を示している。図5は、様々な深さにおけるシミュレートした速度推定量 (円) についての、線形回帰フィット (破線) および加重歪み率の直線フィット (実線) を示している。雑音を含む信号が、 $1.0 \text{ s}^{-1}$  の速度勾配 (歪み率) で発生した。代表的な結果を図5に与えてある。線形回帰直線 (破線) では最も外側の2点が大きな誤差を与えるが、加重歪み率推定量に対する影響はそれよりはるかに小さいことに留意されたい。図6では、線形回帰法で推定した歪み率 (星) と加重歪み率推定量 (円) とを、独立した50回のシミュレーションについて比較している。この場合も、雑音を含む信号が、 $1.0 \text{ s}^{-1}$  の速度勾配 (歪み率) で発生した。加重歪み率推定量は、線形回帰法より小さな分散を示す。

10

【0048】

信号相関  $R^{\wedge}(m)$  (上記の数式 (19) で使用した) は、様々な方法で推定することができる。例えば、1つの推定値としては、下記の数式22がある。

20

【数22】

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m, n+1) \quad (22)$$

【0049】

数式 (22) 中の  $R^{\wedge}(m)$  の分散および本明細書に記載の  $R^{\wedge}(m)$  のその他の推定量を減少させるために、空間平均を使用することもできる。

【0050】

信号相関  $R^{\wedge}(m)$  を推定するためのより強力な方法は、下記の数式23のように、空間遅れ  $m$  を導入し、同じ深さ  $m$  からの信号サンプルだけでなく、 $m + \Delta m$  からの信号サンプルの相関もとるものである。

30

【数23】

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m + \Delta m, n + 1) \quad (23)$$

【0051】

空間遅れ  $m$  は、 $R^{\wedge}(m)$  の大きさを最大にするように選択されることが好ましい。 $m$  を選択する1つの方法は、1998年に出版された A. Peasvento および H. Ermerter による「Time-efficient and exact algorithms for adaptive temporal stretching and 2D-correlation for elastographic imaging using phase information」Proc. of the 1998 Ultrasonic Symposium に記載の技法など、位相ルート探索 (phaseroot seeking) 技法による方法である。別法として、発明者等は、下記の数式24のように空間遅れ  $m$  をパルス間の組織の遷移と等しくなるように選択したときに、 $R^{\wedge}(m)$  のピーク値が現れることを発見した。ここで、 $v$  は組織速度、PRF はパルス繰返し周波数、 $k_s$  は信号の空間的サンプリング周波数である。この方法では、エイリアシングのない (un-aliased) 速度推定値を利用できることが必要である。

40

50

【数24】

$$\Delta m = \frac{v}{PRF} k_s \quad (24)$$

【0052】

組織変形計算ステージ150は、下記のように速度推定値を計算することができる。受信信号の3つの同等のコピーを、異なる3つのフィルタで帯域濾波する。 $f_1$ および $f_2$ を中心とする2つの狭帯域フィルタと、 $f_3$ を中心とするより広帯域の第3のフィルタとを使用する。ここで、 $f_1 < f_3 < f_2$ であり、 $f_3$ は受信信号の第2高調波成分付近を中心とする。これら3つの信号それぞれの信号相関を数式(22)を使用して推定し、相関推定値  $R^{\wedge}_1(m)$ 、 $R^{\wedge}_2(m)$ 、および $R^{\wedge}_3(m)$ をそれぞれもたらす。組織速度は、下記の数式25のように、 $R^{\wedge}_3(m)$ の角度から求めることができる。ここで、 $c$ は音の速度である。残念ながら、数式(25)の速度推定値は、エイリアシングが生じやすい。次に、差分相関を、下記の数式26のように求める。

10

【数25】

$$\hat{v}_3 = \frac{c PRF}{4 \pi f_3} \angle \hat{R}_3(m) \quad (25)$$

【数26】

$$\hat{R}_d(m) = \hat{R}_1^*(m) \hat{R}_2(m) \quad (26)$$

20

【0053】

組織の速度は、この差分相関の角度から、下記の数式27のように求められる。ここで、 $c$ は音の速度である。 $(f_2 - f_1) < f_3$ であるので、この速度推定値は、それほどエイリアシングが生じやすくはない。しかし、 $R^{\wedge}_1(m)$ および $R^{\wedge}_2(m)$ の推定で狭帯域信号を使用しているため、数式(27)を用いると、空間的解像度が不十分となる。ここまでは、この2周波数の速度推定方法は、Dousse等による「Two years experience in measuring velocities beyond the Nyquist limit with Color Flow Mapper」Proceedings of EURODOP '92、219ページ、Brighton、United Kingdom、1992に記載の方法と同様である。

30

【数27】

$$\hat{v}_d = \frac{c PRF}{4 \pi (f_2 - f_1)} \angle \hat{R}_d(m) \quad (27)$$

【0054】

数式(25)の推定値の空間的解像度を回復するために、下記のアルゴリズムを使用する。各速度推定値(おそらくはエイリアシングが生じている) $\hat{v}_3$ について、いくつかの候補速度を下記の数式28で求める。

40

【数28】

$$\hat{v}_{3,k} = \frac{c PRF}{4 \pi f_3} (\angle \hat{R}_3(m) + 2k\pi),$$

$$-\left[ \frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right] < k < \left[ \frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right] \quad (28)$$

【0055】

50

次に、(エイリアシングのない)差分速度推定値  $\hat{v}_d$  に最も近い候補速度  $\hat{v}_{3,k}$  を、出力速度推定値として選択する。このようにして、エイリアシングの問題を回避しながら、 $\hat{v}_3$  の推定値の空間的解像度を保つ。

【0056】

図7に関連して歪み率推定の角度補正方法について述べる。左心室の各筋肉区域ごとに局所的に、以下のように座標を定義する。

$r$  - 超音波ビームに沿い、トランスデューサから離れる向きが正。

$l$  - 横方向(ビーム間)であり、超音波画像中で左から右が正。

$u$  - 心尖から見て時計回りに周方向。

$v$  - 心尖から基部の向きの経線方向(縦方向)。

$w$  - 心内膜から心外膜の向きの経壁方向。

ここで、 $u$ 、 $v$ 、および $w$ は図7に示すようにほぼ直交する。これらの方向についての歪み率をそれぞれ、 $s_r$ 、 $s_l$ 、 $s_u$ 、 $s_v$ 、および $s_w$ とする。原点( $u, v, w$ ) = (0, 0, 0)は、巨視的な心室の幾何形状に関して定義する必要はなく、撮像する筋肉区域中の任意の箇所を選択することができる。

【0057】

さらに、 $\alpha$  を、ゼロ度が筋肉に沿った経線方向の測定に対応するように、 $v$  軸と  $r$  軸の間の角度として定義する。角度  $\alpha$  は  $v$  -  $w$  平面(長軸像または先端像)内にあるものと仮定し、したがって問題は2次元となる。図7では角度  $\alpha$  が負であることに留意されたい。

【0058】

普遍性を失うことなく、点( $v, w$ ) = (0, 0)が移動しないと仮定することができる。歪み率が筋肉区域中の小さな距離  $r$  にわたって空間的に一様である場合には、筋肉の点( $v, w$ )は下記の数式29および30の速度成分で移動することになる。

【数29】

$$v_v = v s_v \quad (29)$$

【数30】

$$v_w = w s_w \quad (30)$$

【0059】

これらの速度成分を図8に示す。図8は、小さな筋肉区域中の速度成分  $v_v$ 、 $v_w$ 、および  $v_r$  と、距離  $r$  と、角度  $\alpha$  とを示す図である。全てのパラメータは正で図示してあるが、心尖から撮像したときには角度  $\alpha$  が通常は負であること、および収縮期の間は、 $v_v$ 、したがって  $v_r$  が通常は負であることに注意されたい。横方向(ビーム間)の  $l$  軸も参考として含めてある。位置( $v, w$ )における超音波ビームに沿った速度成分は、下記の数式31となる。

【数31】

$$v_r = v s_v \cos \alpha + w s_w \sin \alpha \quad (31)$$

【0060】

分かりやすくするために、速度  $v_r$  は、トランスデューサから離れる向き、すなわち正の  $r$  方向が正となると定義してあることに注意されたい。これは、ドップラー撮像における速度の符号についての通常の見方とは逆である。

【0061】

複数のビームからの速度情報を一度に使用することにより、ビームに沿った方向以外の方向にも歪み率を計算することができる。これらのビームは、対象領域中で平行であると仮定している。

この場合、 $v, w$  軸系は、 $l, r$  軸系を角度  $(\pi/2)$  だけ回転させたものであり、下記の数式32のように書くことができる。

10

20

30

40

50

【数32】

$$\begin{aligned}v &= r \cos \alpha + l \sin \alpha \\w &= r \sin \alpha - l \cos \alpha\end{aligned}\quad (32)$$

【0062】

これらの式を式(31)に代入すると、下記の数式33が得られる。

【数33】

$$\begin{aligned}v_r &= s_v (r \cos \alpha + l \sin \alpha) \cos \alpha \\&+ s_w (r \sin \alpha - l \cos \alpha) \sin \alpha\end{aligned}\quad (33)$$

10

【0063】

2つの方向rおよびlについて微分をとると、下記の数式34が得られる。

【数34】

$$\begin{aligned}\frac{\partial v_r}{\partial r} &= s_v \cos^2 \alpha + s_w \sin^2 \alpha \\ \frac{\partial v_r}{\partial l} &= s_v \sin \alpha \cos \alpha - s_w \sin \alpha \cos \alpha\end{aligned}\quad (34)$$

20

【0064】

$s_v$ および $s_w$ について解くと、下記の数式35が得られる。

【数35】

$$\begin{aligned}s_v &= \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{\partial v_r}{\partial l} \tan \alpha \\ s_w &= \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{\partial v_r}{\partial l} \cot \alpha\end{aligned}\quad (35)$$

30

【0065】

これはつまり、角度  $\alpha$  が既知である限り、測定した放射方向速度の放射方向勾配および横方向勾配から、解剖学的方向v(経線方向)およびw(経壁方向)の歪み率を求めることができるということである。画像平面lrはvw平面と一致しなければならず、これは全ての先端像および傍胸骨長軸像(PLAX)の場合である。心尖から撮像するときには、心室の大部分について角度  $\alpha$  がゼロに近くなることに注意されたい。

【0066】

vの代わりにuを使用する場合にも同じ式が当てはまり、したがってu方向(周方向)の歪み率も求めることができる。この場合、画像平面lrはuv平面と一致しなければならず、これは短軸像(SAX)の場合である。

40

【0067】

しかし、歪み率を得ることができない角度がいくつかある。uまたはv方向では、これらは、 $\tan \alpha$  が無限値に近づくような角度である。w方向では、これらは、 $\cot \alpha$  が無限値に近づくような角度である。

【0068】

SAX像で扇状走査を使用すると、ユーザが心室の中心を規定すれば、 $\theta$  の概算値を自動的に求めることができる。心室のSAX断面が円形であると仮定することにより、ある特定の位置での  $\theta$  は、下記の数式36のように与えられる。ここで、 $\theta_b$  は、その点と交差する超音波ビームの角度( $\theta_b = 0$  を中心ビームとして定義する)であり、 $\theta_c$  は、中心超音波ビームと、心室の中心からのその点を通る想像ビームの間の角度である。

50

【数36】

$$\alpha = \frac{3\pi}{2} - \theta_b + \theta_c \quad (36)$$

【0069】

予備試験は、この2次元角度補正方法を使用して実行された。健康なボランティア (healthy volunteer) からの速度データ・セットは、高いビーム密度の組織ドップラー撮像を使用して得た。短軸像を使用し、心周期の3つのフェーズ (収縮中期、拡張初期弛緩、および拡張中期) における周方向および経壁方向の歪み率成分を推定した。心筋は手作業で区分化した。予想通り、その結果生じた画像は、放射方向の歪み率が、12時および6時では経壁方向の歪み率と等しく、また2時および10時では周方向の歪み率と等しいことを示した。cot または tan が無限大に近づく場合を除いて、画像中の明白な雑音はこの手順によって増加しないものと考えられる。

10

【0070】

3次元角度補正を実行することも可能である。左心室の各筋肉区域ごとに局所的に、以下のように座標を定義する。

x - 方位角方向 (画像平面に対して垂直)。

y - 横方向 (ビーム間)。

z - 超音波ビームに沿う方向。

u - 心尖から見て時計回りに周方向。

v - 心尖から基部の向きの経線方向 (縦方向)。

w - 心内膜から心外膜の向きの経壁方向。

ここで、3つの成分 x、y、z、および局所的には u、v、w は、直交するものとみなされる。これらの方向についての歪み率をそれぞれ、 $s_u$ 、 $s_v$ 、および  $s_w$  とする。原点 ( $u, v, w$ ) = (0, 0, 0) は、巨視的な心室の幾何形状に関して定義する必要はなく、撮像する筋肉区域中の任意の箇所に選択することができる。

20

【0071】

普遍性を失うことなく、点 ( $u, v, w$ ) = (0, 0, 0) が移動しないと仮定する。歪み率が筋肉区域中の小さな距離  $r$  にわたって空間的に一様である場合には、筋肉中の点 ( $u, v, w$ ) は下記の数式37の速度成分で移動することになる。

30

【数37】

$$v_u = u s_u, \quad v_v = v s_v, \quad v_w = w s_w \quad (37)$$

【0072】

複数のビームからの速度情報をその時に使用することにより、ビームに沿った方向以外の方向にも歪み率を計算することができる。これらのビームは、対象領域中で平行であると仮定している。

【0073】

軸の回転についての式に基づいて、uvw方向ではなくxyz方向の速度成分を表現することができる。z方向 (超音波ビームに沿った方向) の速度成分  $v_z$  は、組織速度撮像を使用して求められる成分である。3つの空間的方向それぞれについてのこの速度成分の勾配は、下記の数式38となる。

40

【数38】

$$v_{zr} = \frac{\partial v_z}{\partial r}, \quad r = x, y, z \quad (38)$$

【0074】

uvw方向の歪み率との関係は下記の数式39となる。ここで、 $A(\quad, \quad, \quad)$  は、u

50



$vw$ 系と $xyz$ 系の間、3Dの軸の回転を記述する行列であり、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、および $\gamma$ はそれぞれ $u$ 軸、 $v$ 軸、および $w$ 軸の周りの回転角である。いくつかの回転角を除けば、この行列は反転することができ、下記の数式40のように歪み率を求めることができる。

【数39】

$$\begin{bmatrix} \nu_{zx} \\ \nu_{zy} \\ \nu_{zz} \end{bmatrix} = A(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix} \quad (39)$$

【数40】

$$\begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix} = A^{-1}(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} \nu_{zx} \\ \nu_{zy} \\ \nu_{zz} \end{bmatrix} \quad (40)$$

【0075】

$uvw$ 方向の歪み率についての推定値は、記録した組織速度データに基づく速度勾配推定量を挿入することによって求められる。速度勾配の推定量の例としては、下記の数式41がある。ここで、 $x$ 、 $y$ 、および $z$ はそれぞれ、超音波データ中の方位角方向、横方向、および放射方向のサンプリング距離である。放射方向の増分を $x$ 方向および $y$ 方向の増分で置換する、1Dの歪み率について述べた方法と同じ方法を使用して、これらの速度勾配を推定することもできる。

【数41】

$$\hat{\nu}_{zr} = \frac{\nu_z(r + \Delta r) - \nu_z(r)}{\Delta r}, \quad r = x, y, z \quad (41)$$

【0076】

筋肉組織は非圧縮性であるとみなすことができるので、下記の数式42の非圧縮性方程式に対する推定歪み率の最小二乗フィットを実行することにより、さらなる改善を達成することができる。

【数42】

$$s_u + s_v + s_w = 0 \quad (42)$$

【0077】

2次元では、歪み率推定値は、 $uw$ 平面中の画像（短軸画像）については下記の数式43としてまとめられ、 $vw$ 平面中の画像（先端画像）については下記の数式44としてまとめられる。しかし、歪み率を得ることができない角度がいくつかある。 $u$ または $v$ 方向では、これらは、 $\tan$ が無限値に近づくような角度である。 $w$ 方向では、これらは、 $\cot$ が無限値に近づくような角度である。

【数43】

$$\begin{aligned} s_u &= \nu_{zz} + \nu_{zy} \cot \beta \\ s_w &= \nu_{zz} + \nu_{zy} \tan \beta \end{aligned} \quad (43)$$

【数44】

10

20

30

40

$$S_v = v_{zz} + v_{zy} \cos \alpha$$

$$S_w = v_{zz} + v_{zy} \tan \alpha \quad (44)$$

## 【0078】

本明細書に記載の組織変形計算は、定量的応力エコーの応用分野に適している。抽出することができる主要な定量的パラメータは少なくとも4つあり、これには、壁面の運動を定量化する組織速度、収縮期などの時間間隔中の累積した壁面の運動を定量化する組織速度の時間積分、所与の瞬間における局所的な壁面の肥厚を定量化する歪み率（速度勾配）、および収縮期などの時間間隔中の局所的な壁面の肥厚を定量化する歪み（歪み率の積分）が含まれる。これらのパラメータは、空間位置および時間の両方の関数である。これらのパラメータから、臨床的に関連のあるその他のパラメータを導出することもできる。これらのパラメータを提示する1つの方法は、パラメータの対を互いに対してプロットする（圧力体積ループと同様）ことである。これらのパラメータを提示するもう1つの有用な方法は、応力試験中の様々な応力レベルからの1つまたは複数のパラメータを推定し、記録し（例えばシネループ（cineloop）として）、次いで様々な応力レベルからのそれぞれのパラメータを同時に表示することである。

10

## 【0079】

応力エコー検査の間、評価すべき非常に重要なことの1つは、区域ごとの壁面の運動である。通常は、左心室を複数の区域に細分し、これらの各区域中で、取得した様々なシネループから、壁面の運動の視覚による評価を行う。現在のところ、16区域の左心室のASEモデルが、応力エコー検査がうまくいくように左心室を細分する最も一般的な方法である。視覚評価では、所与の区域について、様々な応力レベルの同様の像（二腔像、四腔像、LAX像、SAX像など）を視覚で比較することにより、運動および壁面の肥厚の点から比較を行う。応力レベルは、通常は、休止状態と、運動または薬理的注入（pharmacological infusion）によって引き起こされる1つまたは複数の応力レベルと、最終的な回復状態とを含む。ある区域の正常な読みは、壁面の運動および局所的な壁面の肥厚がともに、収縮期の中に、加えられた応力レベルの関数として増大するようになっている。

20

## 【0080】

図9は、どのようにすれば所与の位置または壁面区域についての歪み率の時間トレースを、複数の応力レベルから組み合わせることができるかを示している。休止状態（線200）、中間応力状態（線202）、およびピーク応力状態（線204）の間に推定した歪み率を、時間に関してプロットしてある。参考のために、表示の最下部にECGトレース（線206）も与えてある。様々な応力レベルから生じる心拍数の差は、この例では、様々な歪み率トレースの時間の尺度を変更することによって説明される。この組合せ表示は、局所的な壁面の機能、および壁面区域が応力レベルの上昇に対してどのように応答するかということについての有用な臨床情報を含む。この例は、先端像で記録することができる縦方向の短縮の正常な読みの代表的なものである。心筋の質量および非圧縮性が保存されるので、このようにして評価された縦方向の短縮が、短軸像中の壁面の肥厚についても間接的に説明することに留意されたい。この例は、縦方向の短縮が応力レベルとともに増大する、正常な読みを示している。

30

40

## 【0081】

図10は、瞬間的な歪み率ではなく累積した歪みを休止状態（線210）、中間応力状態（線212）、およびピーク応力状態（線214）についてプロットしたことを除けば、図9と同様の図である。図10は、縦方向の短縮が応力レベルの関数としてどのようにして増大するかを示している。図11および図12はそれぞれ図9および図10に対応するが、図11は、休止状態（線230）、中間応力状態（線232）、およびピーク応力状態（線234）についての歪み率の代表的な病的な読みを示し、図12は、休止状態（線240）、中間応力状態（線242）、およびピーク応力状態（線244）についての累積した歪みの代表的な病的な読みを示している。図11および図12の例は、縦方向の短

50

縮についての休止状態の値は正常であるが、応力レベルが上昇すると短縮が減少する場合を示している。ピーク応力で、これらの曲線は、歪み率および歪み両方の逆転を示し、これは、局所的な壁面区域の受動的伸長 (passive stretching) を示すことができる。

【 0 0 8 2 】

図 1 3 は、所与の位置または壁面区域について歪み情報から抽出した特性値を、応力レベルの関数としてどのように表示することができるかを示している。図 1 3 の例は、最大収縮期の縦方向の短縮を応力レベルの関数としてプロットしたものである。縦方向の短縮が一樣に増加する正常な場合 (線 2 5 0)、および縦方向の短縮が減少し、さらに収縮期の間受動的伸長に切り替わる病的な場合 (線 2 5 2) が示してある。

【 0 0 8 3 】

歪みから導出した定量的パラメータを提示するもう 1 つの有用な方法は、関連する歪みから導出したパラメータに従って LV 区域に対応する各領域に数字または図でラベルを付けることによる、ブルズ・アイ・プロット (Bull's-eye plot) にある。図 1 3 に示す値は、この有用な歪みから導出したパラメータの例である。

【 0 0 8 4 】

以上の明細書では、特定の例示的な実施形態に関連して本発明を述べた。しかし、添付の特許請求の範囲に記載のより広範な本発明の趣旨および範囲を逸脱することなく、それらに様々な修正および変更を加えることができることは明らかであろう。したがって、本明細書および図面は、限定的ではなく例示的なものとみなすべきものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】異なる 3 つのインターリーブ・グループ・サイズについてのパルス順序およびビーム方向を示す図である。

【 図 2 】組織 / ドップラーの応用例についての代表的な超音波取得手順を示す図である。

【 図 3 】本発明の好ましい実施形態による超音波システムを示す図である。

【 図 4 】本発明の好ましい実施形態による、組織 / ドップラー、歪みまたは歪み率の応用例についての超音波取得手順を示す図である。

【 図 5 】従来技術による線形回帰歪み率推定量と、本発明の好ましい実施形態による加重歪み率推定量を、コンピュータ・シミュレーションで比較した結果を示すグラフである。

【 図 6 】従来技術による線形回帰歪み率推定量と、本発明の好ましい実施形態による加重歪み率推定量を、コンピュータ・シミュレーションで比較した結果を示すグラフである。

【 図 7 】本発明の好ましい実施形態による歪み率推定値の角度補正技法で使用する座標  $r$ 、 $u$ 、 $v$ 、および  $w$  と、インソネーション (insonation) 角  $\theta$  を示す図である。

【 図 8 】本発明の好ましい実施形態による歪み率推定値の角度補正技法で使用する小さな筋肉区域中の速度成分  $v_v$ 、 $v_w$ 、および  $v_r$  と、距離  $r$  と、角度  $\theta$  を示す図である。

【 図 9 】本発明の好ましい実施形態による、正常な場合について複数の応力レベルからの歪み率を時間の関数として表す表示を示す図である。

【 図 1 0 】本発明の好ましい実施形態による、正常な場合について複数の応力レベルからの累積した歪みを時間の関数として表す表示を示す図である。

【 図 1 1 】本発明の好ましい実施形態による、病的な場合について複数の応力レベルからの歪み率を時間の関数として表す表示を示す図である。

【 図 1 2 】本発明の好ましい実施形態による、病的な場合について複数の応力レベルからの累積した歪みを時間の関数として表す表示を示す図である。

【 図 1 3 】本発明の好ましい実施形態による、歪みから導出したパラメータであるピーク収縮期の壁面の肥厚を応力レベルの関数として表す表示を示す図である。

【 符号の説明 】

1 4 0 送信機

1 4 2 超音波振動子

1 4 4 パルス化超音波ビーム

10

20

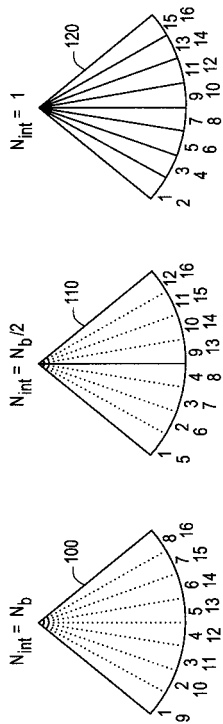
30

40

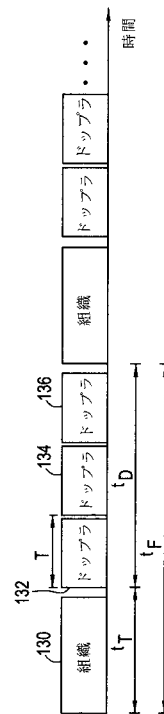
50

- 1 4 6 受信機
- 1 4 8 コンプレックス復調ステージ
- 1 4 9 組織処理ステージ
- 1 5 0 組織変形計算ステージ
- 1 5 2 表示システム
- 1 5 4 モニタ

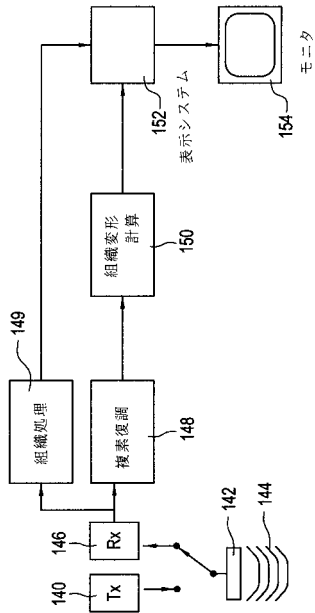
【 図 1 】



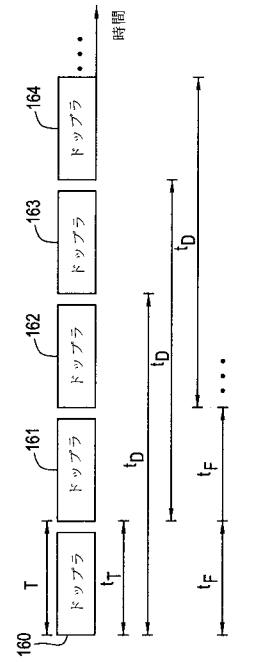
【 図 2 】



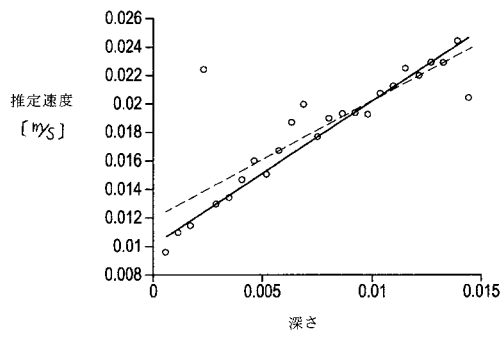
【図3】



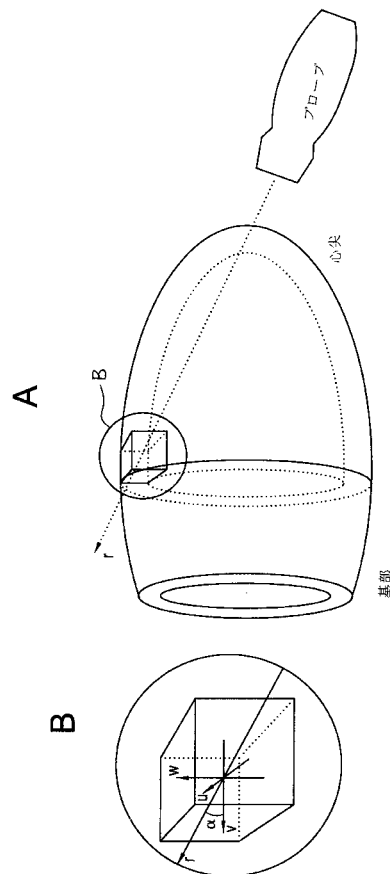
【図4】



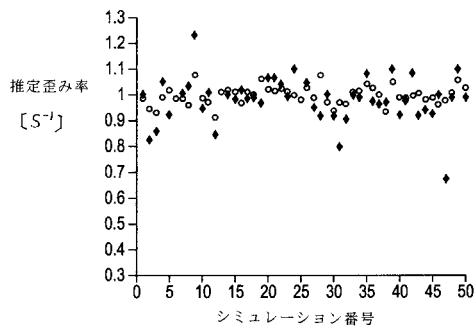
【図5】



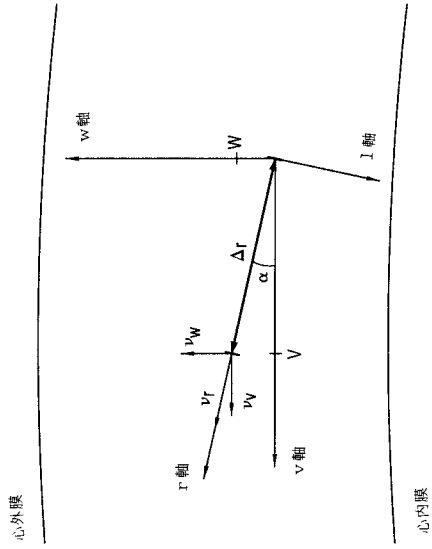
【図7】



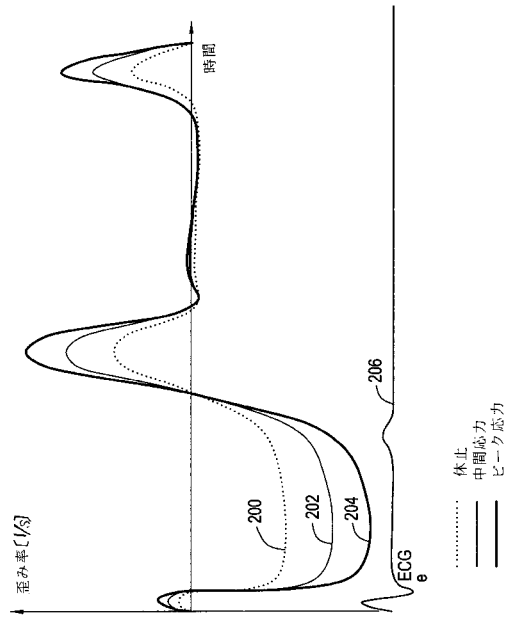
【図6】



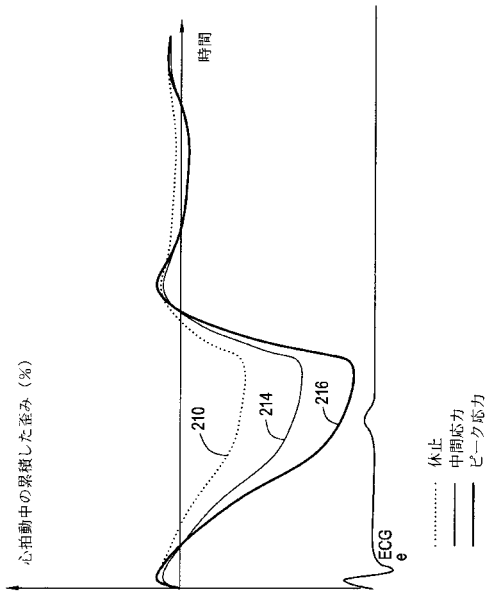
【 図 8 】



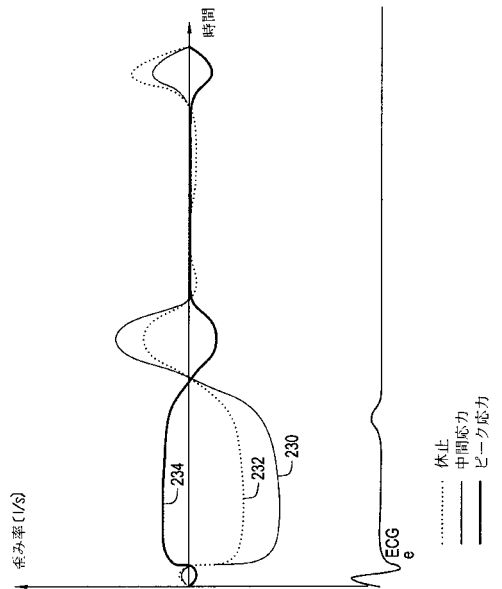
【 図 9 】



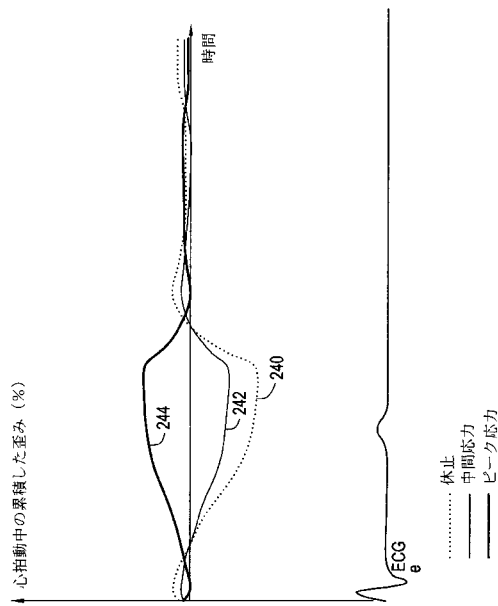
【 図 10 】



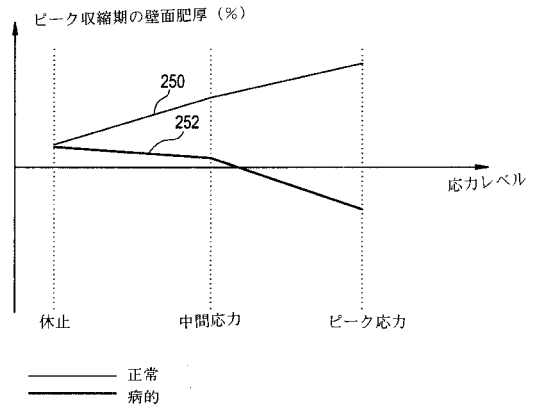
【 図 11 】



【図12】



【図13】



## フロントページの続き

- (72)発明者 アンドレアス・ハイムダル  
ノルウェー国・エヌ - 7 0 3 0 ・トロンドハイム・クロースターガタ・7 4 エイ
- (72)発明者 スタイナー・ビジャイラム  
ノルウェー国・エヌ - 7 0 1 4 ・トロンドハイム・ヴァイデマンسف・7 エイ

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平4 - 208143 ( J P , A )  
特開平7 - 67876 ( J P , A )  
特開平7 - 255721 ( J P , A )  
米国特許第6099471 ( U S , A )  
Masaaki Uematsu et al , Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique , Journal of the American College of Cardiology , 1 9 9 5 年 7 月 , vol.26, no.1 , p p.217-223  
J. R. Jackson et al , 3-D ultrasonic imaging of the structure and elasticity of the carotid bifurcation , Proceedings of 1995 IEEE Ultrasonics Symposium , 1 9 9 5 年 1 1 月 , vol.2 , pp.1419-1422  
Hiroshi Kanai et al , Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging , IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL , 1 9 9 7 年 7 月 , vol.44, no.4 , pp.752-768

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 8/08



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种实时计算和显示超声成像中组织变形的的方法  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4932984B2</a>   | 公开(公告)日 | 2012-05-16 |
| 申请号            | JP2000250716  | 申请日     | 2000-08-22 |
| [标]申请(专利权)人(译) | GE的Vie环梅德福超音波等耶稣  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | GE Vingumedo超声线ES   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | GE Vingumedo超声EI / ES   |         |            |
| [标]发明人         | ハンスガルマントルプ<br>ビヨーンオルスタッド<br>アンドレアスハイムダル<br>スタイナービジャイラム  |         |            |
| 发明人            | ハンス・ガルマン・トルプ<br>ビヨーン・オルスタッド<br>アンドレアス・ハイムダル<br>スタイナー・ビジャイラム   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08 A61B8/13 A61B5/0456 G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/485 A61B5/0456 A61B5/7239 A61B8/488 A61B8/543 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52057 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/584 G01S15/8979  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/08  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE10 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/HH54 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB32 4C301/KK02 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/KK02 |         |            |
| 优先权            | 60/150265 1999-08-23 US<br>09/432061 1999-11-02 US  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2001070303A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：通过在一定间隔内累积连续帧的估计失真因子，通过将失真确定为组织变形参数，在组织学速度成像或失真因子成像中实现高帧速率。解决方案：通过发射器140驱动超声波振动器142发射超声波束144，利用接收器146接收人体中反射的回波并将其发送到复合解调级148。这里，获得多个回波信号沿着多个超声波束的范围位置。然而，为了生成合成组织图像和组织运动图像的第一帧，处理在第一和第二时段期间获得的回波信号，并且处理在第二和第三时段期间获取的回波信号以生成第二帧。随后，在组织处理阶段149中，通过B模式处理形成2D或3D图像，并通过显示系统152将其显示在监视器154上。

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$