

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-501920

(P2006-501920A)

(43) 公表日 平成18年1月19日(2006.1.19)

| | | | | |
|----------------|-------------|------------------|----------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | | F I | | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B | 8/00 | (2006.01) | A 6 1 B | 8/00 |
| G 0 6 T | 7/20 | (2006.01) | G 0 6 T | 7/20 |
| | | | | A |
| | | | | 4 C 6 0 1 |
| | | | | 5 L 0 9 6 |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

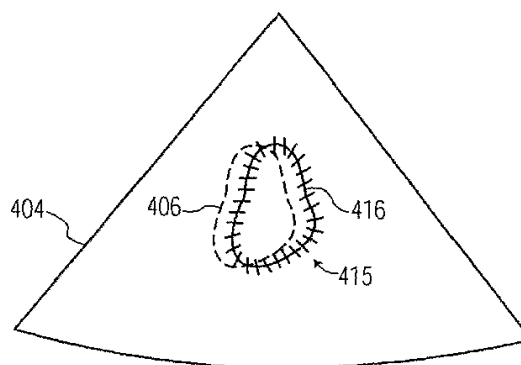
| | |
|---|--|
| (21) 出願番号 特願2004-542698 (P2004-542698) (86) (22) 出願日 平成15年9月8日 (2003.9.8) (85) 翻訳文提出日 平成17年4月8日 (2005.4.8) (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/004082 (87) 国際公開番号 W02004/034328 (87) 国際公開日 平成16年4月22日 (2004.4.22) (31) 優先権主張番号 10/270, 278 (32) 優先日 平成14年10月11日 (2002.10.11) (33) 優先権主張国 米国 (US) | (71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アイン ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5 621 BA Eindhoven, The Netherlands (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 進介 |
|---|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波スキャン・シーケンス中でシーン移動を視覚化するシステム及び方法

(57) 【要約】

連続する超音波スキャンフレームに亘るシーン移動を視覚化するシステム及び方法が開示される。本発明の1つの実施例は、超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のためのシステムであって、第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成する超音波受信器と、第1の超音波画像に対応する第1の境界及び第2の超音波画像に対応する第2の境界を決定する境界形成ソフトウェアと、第1の境界が第2の境界と整列するかどうかを判定するよう第1の境界を第2の境界に重ねる画像ずれ検出ソフトウェアとを有するシステムである。対応するシステム、方法、及びコンピュータ読み取り可能な媒体も開示されている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のシステムであって、
第 1 の超音波画像を生成する手段と、
前記第 1 の超音波画像に対応する第 1 の境界を決定する手段と、
第 2 の超音波画像を生成する手段と、
前記第 2 の超音波画像に対応する第 2 の境界を決定する手段と、
前記第 1 の境界が前記第 2 の境界と整列するかどうかを判定するよう前記第 1 の境界を
前記第 2 の境界に重ねる手段とを有する、システム。

【請求項 2】

前記第 1 の境界を決定する手段は、前記第 2 の境界の色との色差で前記第 1 の境界を強調する手段を有する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記第 1 の境界及び前記第 2 の境界をユーザに表示する表示手段を更に有する、請求項 2 記載のシステム。

【請求項 4】

時間サイクルに対応する複数の超音波画像を捕捉する手段と、
対応する複数の参照画像を生成する手段と、
前記複数の参照画像のうちの 1 つを続く画像上に重ねる手段とを更に有し、
前記参照画像はトリガ・イベントに基づいて選択される、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のシステムであって、
第 1 の超音波画像を生成する手段と、
第 2 の超音波画像を生成する手段と、
前記第 1 の超音波画像が前記第 2 の超音波画像と整列するかどうかを判定するよう前記
第 2 の超音波画像から前記第 1 の超音波画像を差し引く手段とを有する、システム。

【請求項 6】

前記差し引く手段は、前記第 2 の超音波画像に対してずれた前記第 1 の超音波画像の部分を示す手段を更に有する、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

前記差し引く手段は差分画像を生成する、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像の間の相対的なずれをユーザに表示するインジケータ手段を更に有する、請求項 7 記載のシステム。

【請求項 9】

超音波スキャン中のシーン移動のリアルタイム視覚化の方法であって、
第 1 の超音波画像を生成する段階と、
前記第 1 の超音波画像に対応する第 1 の境界を決定する段階と、
第 2 の超音波画像を生成する段階と、
前記第 2 の超音波画像に対応する第 2 の境界を決定する段階と、
前記第 1 の境界が前記第 2 の境界と整列するかどうかを判定するよう前記第 1 の境界を
前記第 2 の境界に重ねる段階とを有する、方法。

【請求項 10】

前記第 1 の境界を決定する手段は、前記第 2 の境界の色との色差で前記第 1 の境界を強調する段階を有する、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の境界及び前記第 2 の境界をユーザに表示する表示手段を更に有する、請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化の方法であって、

10

20

30

40

50

第 1 の超音波画像を生成する段階と、

第 2 の超音波画像を生成する段階と、

前記第 1 の超音波画像が前記第 2 の超音波画像と整列するかどうかを判定するよう前記第 2 の超音波画像から前記第 1 の超音波画像を差し引く段階とを有する、方法。

【請求項 13】

前記第 2 の超音波画像に対してずれた前記第 1 の超音波画像の部分を示す手段を更に有する、請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】

差分画像を生成する段階を更に有する、請求項 13 記載の方法。

【請求項 15】

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像の間の相対的なずれをユーザに示す段階を更に有する、請求項 14 記載の方法。

【請求項 16】

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のシステムであって、

第 1 の超音波画像及び第 2 の超音波画像を生成する超音波受信器と、

前記第 1 の超音波画像に対応する第 1 の境界及び前記第 2 の超音波画像に対応する第 2 の境界を決定する境界形成ソフトウェアと、

前記第 1 の境界が前記第 2 の境界と整列するかどうかを判定するよう前記第 1 の境界を前記第 2 の境界に重ねる画像ずれ検出ソフトウェアとを有する、システム。

【請求項 17】

前記第 1 の境界を決定する手段は、前記第 2 の境界の色との色差で前記第 1 の境界を強調する境界形成ソフトウェアを有する、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 18】

前記第 1 の境界及び前記第 2 の境界をユーザに表示するディスプレイを更に有する、請求項 17 記載のシステム。

【請求項 19】

前記超音波受信器は、時間サイクルに対応する複数の超音波画像を捕捉し、対応する複数の参照画像を生成し、前記複数の参照画像のうちの 1 つを続く画像に重ね、前記参照画像はトリガ・イベントに基づいて選択される、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 20】

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のプログラムを有するコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムは、

第 1 の超音波画像を生成し、

前記第 1 の超音波画像に対応する第 1 の境界を決定し、

第 2 の超音波画像を生成し、

前記第 2 の超音波画像に対応する第 2 の境界を決定し、

前記第 1 の境界が前記第 2 の境界と整列するかどうかを判定するよう前記第 1 の境界を前記第 2 の境界に重ねるためのロジックを有する、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 21】

前記第 1 の境界を決定する手段は、前記第 2 の境界の色との色差で前記第 1 の境界を強調する手段を有する、請求項 20 記載のプログラム。

【請求項 22】

前記第 1 の境界及び前記第 2 の境界をユーザに表示するためのロジックを更に有する、請求項 21 記載のプログラム。

【請求項 23】

超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のためのプログラムを有するコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムは、

第 1 の超音波画像を生成し、

第 2 の超音波画像を生成し、

前記第 1 の超音波画像が前記第 2 の超音波画像と整列するかどうかを判定するよう前記

10

20

30

40

50

第 2 の超音波画像から前記第 1 の超音波画像を差し引くためのロジックを有する、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 24】

前記第 2 の超音波画像に対してずれた前記第 1 の超音波画像の部分を示すためのロジックを更に有する、請求項 23 記載のプログラム。

【請求項 25】

差分画像を生成するためのロジックを更に有する、請求項 24 記載のプログラム。

【請求項 26】

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像の間の相対的なずれをユーザに示すためのロジックを更に有する、請求項 25 記載のプログラム。

10

【請求項 27】

超音波スキャン・シーケンスにおける相対的なプローブ位置のリアルタイム視覚化のシステムであって、

第 1 の超音波参照画像を生成する手段と、

表示用に前記参照画像のグラフィック表現を生成する手段と、

第 2 の超音波画像を生成する手段と、

前記参照画像のグラフィック表現を前記第 2 に重ねる手段とを有する、システム。

【請求項 28】

前記参照画像を前記第 2 の超音波画像の色との色差で表示する手段を更に有する、請求項 27 記載のシステム。

20

【請求項 29】

前記参照画像のグラフィック表現は、前記参照画像を取得するのに用いられたスキャン・シーケンスとは別のスキャン・シーケンスで取得された第 2 の超音波スキャンのための参照として使用されるよう前記システムに記憶される、請求項 27 記載のシステム。

【請求項 30】

超音波スキャン・シーケンスにおける相対的なプローブ位置のリアルタイム視覚化の方法であって、

第 1 の超音波参照画像を生成する段階と、

表示用に前記参照画像のグラフィック表現を生成する段階と、

第 2 の超音波画像を生成する段階と、

前記参照画像のグラフィック表現を前記第 2 の超音波画像に重ねる段階とを有する、方法。

30

【請求項 31】

前記参照画像を前記第 2 の超音波画像の色との色差で表示する段階を更に有する、請求項 30 記載の方法。

【請求項 32】

前記参照画像のグラフィック表現を、前記参照画像を取得するのに用いられたスキャン・シーケンスとは別のスキャン・シーケンスで取得された第 2 の超音波スキャンのための参照として使用されるよう前記システムに記憶する段階を更に有する、請求項 30 記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して超音波診断システムに関連し、より特定的には、超音波スキャン・シーケンス中にシーン移動を視覚化するシステム及び方法に関連する。

【背景技術】

【0002】

超音波トランスデューサ及び撮像システムは、かなり以前から入手可能であり、特に非侵襲的な医療診断撮像法に有用である。超音波トランスデューサは、一般的には、圧電素子又はマイクロ機械加工された超音波トランスデューサ (MUT) 素子のいずれかから形成

50

される。送信モードで使用されるとき、トランスデューサ素子は、電気パルスによって励起され、それに応じて超音波エネルギーを発する。受信モードで使用されるとき、トランスデューサ素子に当たる音響エネルギーは受信信号へ変換され、トランスデューサに関連する処理回路へ運ばれる。

【0003】

トランスデューサは、一般的には、処理電子機器、1つ以上の入力装置、及びその上で超音波画像が見られる適切ディスプレイを含む超音波画像化システムに接続される。処理電子機器は、一般的には、各トランスデューサ素子用の適切な送信パルスを生成する役割を果たす送信ビームフォーマ、及び、各トランスデューサ素子から受信される受信信号を処理する役割を果たす受信ビームフォーマを含む。

10

【0004】

超音波トランスデューサは、一般的には、筐体内の関連する電子機器と組み合わされる。組立体は、一般的には、超音波プローブと称される。一般的には、超音波プローブは、一素子の幅の素子配列を有する1次元(1D)プローブ又は多素子の幅の配列を有する2次元(2D)プローブのいずれかとして分類される。更に、「バイプレーン(bi-plane)」プローブと称されるプローブは、交差してもしなくともよい2つの直交に配置された1D配列を含む。「マトリックス・プローブ」と称される比較的新しい2Dプローブは、各素子が個々に制御可能な2次元へと配列されたトランスデューサ素子を含み、走査ラインが2次元で電氣的にステア(steer)されうる超音波プローブを与える。マトリックス・プローブの各次元は、連続的な線形アレイとして考えられうる。

20

【0005】

マトリックス・プローブは、「完全にサンプリングされた」又は「まばらにサンプリングされた」開口のいずれかを有しうる。完全にサンプリングされた開口では、各トランスデューサ素子は、個々にアドレス可能且つ制御可能であり、全素子は連続的である。まばらにサンプリングされた開口では、まばらにサンプリングされた開口では、トランスデューサ素子の物理的な集合の下位集合が個々にアドレス可能且つ制御可能であり、又は、等しく、幾つかの素子の間にはそれらが全て連続的でないような物理的な隙間のパターンがある。まばらにサンプリングされた2D配列は、2次元で音響素子の分布を達成しつつ、より少ないシステム接続(より少ない伝送路)を可能とする。しかしながら、まばらな2D配列の顕著な欠点は、スキャンビーム形状を制御する可能性が失われることである。

30

【0006】

トランスデューサ・プローブの種類に関係なく、多くの医療超音波撮像技術は、時間期間に亘って解剖学的構造の選択された部分を見るのに解剖学的構造の同じ部分の連続的な画像、即ち連続的なフレーム、を取得することを必要とする。このような、時間期間に亘って連続的な超音波画像を生成する医療超音波画像化技術の1つの例は、心筋血流の測定である。

【0007】

心筋血流測定では、例えば心臓の左心室の連続的な超音波スキャンは、患者の心電図(ECG)信号によってトリガされる。1以上のスキャンは、複数の連続的な超音波スキャン、即ちフレーム中の心拍サイクルの同じ時点を捕捉するよう、夫々がECG信号からの特定の遅延にある心拍毎に記録されうる。かかる測定では、心臓は、ガス入り微小球体の外にならない溶液等の超音波造影剤が患者の血流に静脈から導入されている間に画像化される。造影剤は、患者を通して、最終的には心臓を通して循環する。

40

【0008】

ECGトリガされたスキャン画像のシーケンスに亘って、心筋に入る造影剤の体積は、超音波画像のシーケンス中の得られたエコー強度によって記録される。この画像のシーケンスは、1つの画像から次の画像へと心筋血流の流れを解析及び測定するのに使用される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 9 】

従来の超音波画像処理システムの1つの欠点は、1つの解剖学的構造（即ち、心筋血流測定における心臓）が、時間が経つにつれてトランスデューサ・プローブに対して動く傾向があることである。この条件は、連続的な超音波画像に亘る「シーン移動（scene shift）」と称される。連続するフレーム中、心臓は異なる位置をとるため、得られる画像シーケンスは、心筋血流を正確に決定するのに使用されえない。これは、時間に亘る心臓の強度の変化の自動的な計算を容易にするためには、各フレームに対して超音波画像データを整列させる必要があるためである。このようにして、フィルタリング及び減算アルゴリズムは、例えば、シーン移動の悪影響なしに動作されえ、さもなければ造影剤の強度の明らかな変化を生じさせる。

10

【 0 0 1 0 】

シーン移動に対処するための1つの方法は、連続的な超音波フレーム中に患者が息を止めることを必要とすることである。これに対処するための他の方法は、超音波操作者が、連続的なフレーム中に超音波プローブの位置決め及び制御に非常に熟練していることである。残念ながら、いずれの方法も、反復的な結果を得ることが困難であるため、遺憾な点が多い。

【 0 0 1 1 】

シーン移動に対処するための他の方法は、画像整列アルゴリズムを使用することである。残念なことに、画像整列アルゴリズムは、実施に費用がかかり、貴重な処理資源を消費する。

20

【 0 0 1 2 】

時間期間に亘って連続的な超音波画像を生成する医療超音波撮像技術の他の例は、3次元（3D）超音波撮像である。近年の3D超音波撮像システムは、トランスデューサ・プローブに対して変化する角度でプレーナ・スキャンを生成する。多数の個々の走査ラインを含むスライスと称されるスキャン平面は、体積を調べる（interrogate）するために使用される。3D撮像はまた、連続的な画像を収集するのに有用であるが、体積を調べるために多数のスキャン平面が収集されねばならないため資源に関して非効率である。

【 0 0 1 3 】

3次元撮像におけるフレームのサイズは、一般的には、各走査ラインから超音波エコーを発生し収集するのに消費される時間の量によって制限される。全時間は、「フレーム時間」と称される。フレーム時間の反復は、「フレーム・レート」である。フレーム・レートは、一般的には、殆どの心臓スキャン用途で15Hzを上回るべきである。残念ながら、15Hzのフレーム・レートは、走査されうる体積の大きさを制限し、それにより心臓全体を撮像するのを困難とする。

30

【 0 0 1 4 】

この音響的な制限に対する1つの解決策は、多数の心拍に亘って「サブボリューム」を収集することである。各サブボリュームのスキャンは、上述のECG信号によってトリガされえ、最善のフレーム・レートで取得されうるが、サブボリュームのエッジが隣接するよう順次の角度に配置される。超音波撮像システムに関連する画像処理システムは、サブボリュームスキャンをより大きい完全な体積スキャンへと連結する。

40

【 0 0 1 5 】

残念ながら、このスキャン方法もまた、シーン移動の悪影響を受ける。サブボリュームの相対的な位置は、超音波エネルギーが各連続するサブボリュームスキャンに対して順次の角度に移動されたときの位置に対して正確でなくてはならない。これについて補償するために、上述のように、患者はしばしば、連続するスキャン中に息を止めるように求められる。

【 0 0 1 6 】

従って、シーン移動を視覚化し、撮像対象が1つの画像から次の画像で変位しているかどうかを判定することが可能な超音波撮像システムを提供することが望ましい。

【 課題を解決するための手段 】

50

【 0 0 1 7 】

本発明の実施例は、超音波スキャンにおけるシーン移動を視覚化するシステム及び方法を含む。1つの実施例では、超音波スキャンにおけるシーン移動のリアルタイム視覚化のシステムであって、第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成する超音波受信器と、第1の超音波画像に対応する第1の境界及び第2の超音波画像に対応する第2の境界を決定する境界形成ソフトウェアと、第1の境界が第2の境界と整列するかどうかを判定するよう第1の境界を第2の境界に重ねる画像ずれ検出ソフトウェアとを有する。

【 0 0 1 8 】

本発明の他のシステム、方法、コンピュータ読み取り可能な媒体、特徴、及び利点は、当業者によれば、添付の図面及び以下の詳細な説明から明らかとなろう。この説明に含まれる全てのかかる追加的なシステム、方法、特徴及び利点は、本発明の範囲内にあり、添付の特許請求の範囲によって保護されることが意図される。

【 0 0 1 9 】

本発明は、特許請求の範囲によって保護されるように、添付の図面を参照してより良く理解されう。図中の構成要素は、必ずしも互いに対して正しい縮尺ではなく、本発明の原理を明確に示すために強調された部分もある。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

以下説明する本願発明は、時間期間に亘って超音波画像のシーケンスを捕捉することが望ましい任意の超音波撮像システムに適用可能である。更に、以下の説明は、メモリに関連するプロセッサ及び可能なネットワーク又はネットワーク接続された装置内のデータビットのルーチン及び象徴的な表現に関して表わされる。これらの説明及び表現は、当業者が自分の発明の本質を他の当業者に対して有効に伝えるために用いられる。ソフトウェアに具現化されるルーチンは、ここでは、また、一般的には、所望の結果をもたらす首尾一貫した一連の段階又はアクションであることが意図される。従って、「ルーチン」の語は、一般的には、メモリに記憶されプロセッサによって実行される一連の動作を指すのに用いられる。プロセッサは、超音波撮像システムの中央プロセッサであってもよく、又は、超音波撮像システムの二次プロセッサであってもよい。「ルーチン」の語はまた、「プログラム」、「オブジェクト」、「関数」、「サブルーチン」、及び「プロシジャ」等の語を包含する。

【 0 0 2 1 】

概して、ルーチン中のステップのシーケンスは、物理的な量の物理的な操作を必要とする。必ずしもそうではないが、通常は、これらの量は、記憶され、転送され、結合され、比較され、又は他の方法で操作されることが可能な電氣的又は磁氣的信号の形をとりうる。当業者は、これらの信号を「ビット」、「値」、「素子」、「文字」、「画像」、「項」、「数」等と称する。これらの語及び類似の語は、適切な物理的な量に関連付けられるべきであり、単にこれらの量に付された都合のよいラベルであることが理解されるべきである。

【 0 0 2 2 】

本願では、ルーチン、ソフトウェア、及び演算は、人間の操作者と共に行われる機械演算である。概して、本発明は、方法の段階、ソフトウェア、並びに、他の所望の物理的な信号を発生するよう電氣的又は他の物理的な信号を記憶し実行するよう構成されたコンピュータ読み取り可能な媒体を含む関連するハードウェアに関連する。

【 0 0 2 3 】

本発明の装置は、望ましくは超音波撮像のために構築される。しかしながら、汎用コンピュータが本発明の方法を実行することができ、又は、コンピュータに記憶されたルーチンによって他のネットワーク接続され、超音波撮像機器に結合された装置が選択的に作動され又は再構成されてもよい。ここに提示する手順は、任意の特定の超音波撮像システム、コンピュータ、又は装置に関連するものではない。特に、様々な機械が本発明の教示に従ってルーチンと共に使用されえ、または、方法段階を実行するためにより特化した装置

10

20

30

40

50

を構築することが都合がよいことがわかることもある。いくつかの状況では、1つのハードウェアが或る特徴を有することが望ましいとき、これらの特徴について以下に詳述する。

【0024】

以下説明するソフトウェア・ルーチンに関して、当業者は、以下のルーチンを実行するために命令セットを作成するために様々なプラットフォーム及び言語があることを認識するであろう。当業者は、正確なプラットフォーム及び言語の選択は、構築される実際のシステムの詳細によって決定され、ある種のシステムについてうまくいくものが他のシステムでは有効ではないことを認識するであろう。

【0025】

図1は、超音波プローブが走査スライスを生成し、体積を調べるために走査スライスを使用する方法を概略的に示す図である。超音波データは、典型的にはフレーム単位で取得され、各フレームはプローブ100のフェースから発せられる超音波ビームの1以上の掃引を表わす。プローブ100は、トランスデューサ素子の2次元配列を含み、典型的なものを参照番号103で示す。かかる掃引は、一般的には、1つの走査平面に沿って多数の個々の走査ラインを発生することによって生成される。1つの走査平面、又は「スライス」の例は、参照番号102を用いて図示され、走査平面は個々の走査ライン108-1乃至108-nを含む。この場合、各スライスは扇形の形状であり、各走査ラインの「原点」101は、プローブ100の物理的なフェースの表面の中心に位置する。

【0026】

走査ラインは、一般的には、一組のラスタ化された走査スライスを作成するよう走査掃引中に2つの次元でステア(steer)され、典型的なものをスライス102、104、及び106として示し、各スライスは視野の2次元「扇形領域」を調べる。實際上、各スライス102、104、及び106は、典型的な2次元掃引を表わし、各掃引は、近傍の掃引から仰角方向に変位されている。当業者は、扇形の代わりに、各スライスから台形又は平行四辺形の形状が発生されうること認識するであろう。更に、仰角方向上わずかに変位された多数の係るスライスは、体積を調べるのに使用されう。

【0027】

扇形のスライスからデータを組み立てることで、走査体積と称されるデータの3次元集合が生成される。全ての線は同じ点から発せられるため、描出された3次元体積は角錐又は円錐として現れ、体積の頂点は、患者の皮膚の表面に位置するトランスデューサ・プローブ・フェースにおける走査原点である。

【0028】

超音波撮像システムは、この体積走査を、少なくとも2つの次元で多数のスライスを発生することによって生成する。これらの多数のスライスは、スライスによって占められる体積についての超音波データを発生する。3次元画像を生成するために、このデータの体積は、3次元であるという見掛けを有する2次元サーフェス(例えばCRTタイプのディスプレイのサーフェス)上での表示用の画像を作成するよう超音波撮像システムによって処理される。かかる処理は、典型的には描出(レンダリング)と称される。

【0029】

図2は、図1の超音波スライスのうちの1つのグラフィックな表現である。スライス102は、トランスデューサ・プローブ100の原点101から発せられる走査ライン108-1乃至108-nを含む。

【0030】

図3は、本発明の実施例による超音波撮像システム300を示すブロック図である。当業者によれば、図3に示すような超音波撮像システム300は、一般的に、かかるシステムを表わし、いかなる特定のシステムも図3に示すものとはかなり異なるものでありうることが理解されよう。超音波撮像システム300は、送受信(T/R)スイッチ312を通じてプローブ350に結合される送信ビームフォーマ310を含む。プローブ350は、いかなるトランスデューサ・プローブであってもよく、簡単にマトリックス・トランス

10

20

30

40

50

デューサ・プローブについて説明する。マトリックス・プローブ 350 は、2つの次元に亘って配置された複数のトランスデューサ素子を有するマトリックス・トランスデューサを含む。システム 300 は、マトリックス・プローブ 350 上の任意の点を、超音波エネルギーが発せられる点としてランダムに選択しうる。マトリックス・プローブ 350 は、完全にサンプリングされた配列と称されるが、まばらな配列の形態もまた可能である。上述のように、完全にサンプリングされた配列は、各素子が個々にアドレス指定可能なものである。完全にサンプリングされた形態又はまばらな配列の形態のいずれも、以下説明する本発明の様々な実施例による利点がある。

【0031】

T/R スイッチ 312 は、典型的には、各トランスデューサ素子に対して1つの切換素子を含む。あるいは、マトリックス・プローブ 350 は、T/R スイッチ 312 とマトリックス・プローブ 350 の間の導線の本数を減少させ、それにより必要なスイッチ数を減少させるよう、多重化された回路等を有しうる。送信ビームフォーマ 310 は、パルス発生器 316 からパルス化されたシーケンスを受信する。送信ビームフォーマ 310 によって付勢されたマトリックス・プローブ 350 は、超音波エネルギーを患者の体の関心領域へと送信し、体の中の様々な構造及び器官から、一般的にはエコーと称される反射された超音波エネルギーを受信する。当業者によって知られているように、送信ビームフォーマ 310 によって各トランスデューサ素子に印加される波形を適切に遅延させることによって、集束された超音波ビームがマトリックス・プローブ 350 から送信されうる。

【0032】

マトリックス・プローブ 350 はまた、T/R スイッチ 312 を通じて、受信ビームフォーマ 318 に結合される、患者の体の中の所与の点からの超音波エネルギーは、異なる時間においてトランスデューサ素子によって受信される。トランスデューサ素子は、受信した超音波エネルギーを、ビームフォーマ 318 によって増幅され、個々に遅延され、加算されるトランスデューサ信号へ変換し、所望の受信ライン(「ビーム」)に沿って受信される超音波レベルを表わすビーム整形された信号を与える。受信ビームフォーマ 318 は、トランスデューサ信号をディジタル値へ変換するアナログ・ディジタル変換器を含むディジタル・ビームフォーマであってもよく、又は、アナログ・ビームフォーマであってもよい。当業者によって知られているように、トランスデューサ信号に印加される遅延は、ダイナミック・フォーカシングを行うよう超音波エネルギーの受信中に变化されうる。処理は、患者の体の関心領域の画像を発生するデータのフレームを作成するよう多数の走査ラインに対して繰り返される。

【0033】

マトリックス・プローブを用いる公知のシステムは体積全体を走査することに集中するが、マトリックス・プローブ 350 は、走査ラインがマトリックス・プローブ 350 上の任意の点から発せられ、異なった角度に向けられるセクタスキャン、リニアスキャン、曲線スキャン及び他の走査パターン等の様々な走査パターンを与えることが可能である。

【0034】

受信ビーム形成された信号は、信号プロセッサ 324 に与えられ、信号プロセッサは、各走査ラインに沿ったエコーの強さを表わすディジタルデータの検出されたフィルタリングされたストリームを作成するよう、ビーム形成された信号を処理する。受信ビームフォーマ 318 及び信号プロセッサ 324 は、超音波受信器 326 を有する。信号プロセッサ 324 の出力は、セクタスキャン及び他のスキャンパターン信号を従来のラスタ走査表示フォーマットへ変換するスキャンコンバータ 328 へ供給される。スキャンコンバータ 328 の出力は、患者の体の中の関心領域の画像を表示するディスプレイユニット 330 へ供給される。

【0035】

システム制御器 332 は、システムの全体制御を与える。システム制御器 332 は、タイミング及び制御機能を実行し、一般的には、全てがメモリ 340 に含まれているグラフィック発生器 336、制御ルーチン 342、及びルックアップテーブル(LUT) 385

10

20

30

40

50

の制御下で動作するマイクロプロセッサを含む。制御ルーチン 342 はまた、画像ずれ検出ソフトウェアとも称されうるシーン移動検出ソフトウェア 370、画像境界形成ソフトウェア 375、画像減算ソフトウェア 380 を含みうる。以下詳述するように、制御ルーチン 342、シーン移動検出ソフトウェア 370、画像境界形成ソフトウェア 375、画像減算ソフトウェア 380、及びグラフィックス発生器 336 は、システム制御器 332 と協働して、超音波撮像システム 300 が、連続するフレーム中でシーン移動が生じたかどうかを判定するために、連続する超音波画像フレームを処理することを可能とする。

【0036】

1 つの典型的な実施例では、撮像されている解剖学的構造の特定の部分の境界は、各複数の連続する超音波画像フレームに対して発生されうる。境界は、例えば、区別色を用いて強調されえ、次に、連続する画像フレーム上に重ね合わせられる。多数の画像フレーム上に境界情報を累積することにより、超音波撮像システム 300 は、重ねられた境界をシーケンスを通じて順次に表示しうる。このように、超音波撮像システム 300 のユーザは、連続する画像中でシーン移動が生じたかどうかを判定しうる。

10

【0037】

シーン移動が生じたかを判定する他の方法について、以下説明する。例えば、他の実施例では、第 1 の超音波画像は、連続するフレームが互いに対して移動されねばならないかどうかを判定するために第 2 の超音波画像から差し引かれうる。

【0038】

システム制御器 332 はまた、超音波撮像システム 300 の動作を記述するシステム変数を含む中間値を記憶するためにメモリ 340 を使用する。図示しないが、外部記憶装置は、データの永久的及び / 又は可搬型の記憶装置のために使用されうる。外部記憶要素としての使用に適した装置の例は、フレキシブル・ディスク・ドライブ、CD-ROM ドライブ、ビデオテープユニット等を含む。

20

【0039】

本発明の 1 つの面によれば、連続する超音波画像の境界情報は、画像境界情報ソフトウェア 375 によって発生される。境界情報は、後続の画像フレーム上に先行の画像フレームからの境界情報を提示するためにシーン移動検出ソフトウェア 370 によって使用される。このようにして、システム 300 のユーザは、画像が整列する（即ちシーン移動無し）か、画像が整列しない（即ちシーン移動が生じている）かを判定しうる。

30

【0040】

本発明の他の実施例によれば、超音波画像は、画像減算ソフトウェア 380 によって続く超音波画像から減算される。結果として得られる画像又はその部分は、画像をユーザに提示するためにシーン移動検出ソフトウェア 370 によって使用される。画像、又は画像の部分は、画像が整列する（即ちシーン移動無し）か、画像が整列しない（即ちシーン移動が生じていない）かを判定するのに使用されうる。超音波システムは、特定の実施の詳細に依存して、境界検出ソフトウェア 375 及び画像減算ソフトウェア 380 の両方を含まなくともよいことに留意すべきである。

【0041】

ユーザは、マウス、キーボード、スタイラスを含んでもよく、超音波撮像システム 300 のユーザが超音波画像の所望の位置、形状、送信 / 受信周波数、増幅等をシステム制御器 332 へ通信することを可能とする、又は、キー、スライダ、スイッチ、タッチ画面、トラックボール等の他の入力装置の組合せを含みうる。所望の超音波画像パラメータがシステム制御器 332 へ通信されると、システム制御器 332 は、制御ルーチン 342 及びグラフィックス発生器 336 と協働して、入力要素 338 を介してシステム制御器 332 へ通信される所望の超音波画像を達成するようマトリックス・プロープ 350 によって投射されるべき適切な走査ラインを決定する。システム制御器 332 は、かかる適切な走査ラインを発生するために、パルス発生器 316 及び送信ビームフォーマ 310 と通信する。

40

【0042】

他のシステム形態では、送信と受信に異なったトランスデューサ素子が用いられる。こ

50

のような形態では、T/Rスイッチ312は必要とされなくともよく、送信ビームフォーマ310及び受信ビームフォーマ318は、夫々の送信及び受信トランスデューサ素子に直接接続されうる。

【0043】

図4A乃至図4Dは、本発明の第1の実施例の動作をグラフィックに示す一連の図である。図4A中、フレームと称されることもある走査スライス402は、第1の超音波画像405を表示する。第1の超音波画像405は、超音波撮像システム300を用いて取得され表示される。医用超音波撮像用途では、第1の超音波画像405は、例えば人間の心臓の超音波画像でありうる。解剖学的構造の一部の多数の順次の超音波画像を取得することが望ましいとき、第1の超音波画像405は、心拍サイクルの特定の期間中の信号の描写を表わしうる。第1の超音波画像405は、例えば、ECG信号によってトリガされうる。

10

【0044】

本発明の第1の実施例によれば、第1の超音波画像405を表わすデータはメモリ（例えば図3の参照番号340）に記憶され、第1の超音波画像405の、参照番号406で示す境界の輪郭が発生されるよう、境界形成ソフトウェア375（図3）によって処理される。境界形成は、望ましくは、個々の音響ラインを処理することによって行われる。境界形成ソフトウェア375は、音響ライン中の領域のうち、短いライン距離に亘ってエコーの強度が急速に変化し、組織境界を越えるエコー強度の変化を示す領域を検出する。境界形成ソフトウェア375への入力は、一連のサンプルとしてのビーム整形され検出された音響走査ラインデータである。境界形成ソフトウェア375の出力は、走査ラインに沿って音響エコー強度がゆっくりと変化する低い（境界無し）値と走査ラインに沿って急速に変化する強度の領域に亘る高い（境界）値とを有する。境界値を得るために、サンプルは、まず低域限界インパルス応答（FIR）フィルタを通され、次にn番目の差（現在のサンプルとn番目の以前のサンプルの間の数値差）を用いて区別される。差の段階の出力サンプルは、夫々所定の閾値と比較され、これはユーザによって境界検出の感度を制御することによって調整されうる。サンプルが境界閾値を越える数の量又は数値は、メモリ340内に置かれたルックアップテーブル（LUT）385を通じて最終境界信号値へマップされる。

20

【0045】

LUTの内容は、境界形成ソフトウェア375の挙動を調整するよう設定可能であるが、中位から高い入力値に対しては高い値の境界サンプルを生成し、低い入力値に対しては低い又は0の値の境界サンプルを生成する、簡単な単調入力関数を使用されうる。境界信号サンプルは、スキャンコンバータ328においてスキャンコンバートされ、望ましくは異なった表示色の境界に重ねられる画像データのように表示される。境界信号サンプルが低であるとき、重なりはなく、画像データは見えている。境界信号サンプルが高であるとき、境界の色は画像データを無効にする。境界の輪郭の形成は、第1の超音波画像405から形成される境界406の輪郭を用いて図4A中に示される。

30

【0046】

図4Bに示すように、また、本発明の本実施例によれば、続く（第2の）超音波画像415は、超音波撮像システム300によって得られ、走査スライス404中表示される。走査スライス404中の対象が走査スライス402中の対象と同じ相対的な位置にあるかどうかを決定するために（第1の超音波画像405と第2の超音波画像415の間にシーン移動が生じたかどうかを決定するために）、境界形成ソフトウェア375は、第2の超音波画像415の境界の輪郭16を生成する。シーン移動検出ソフトウェア370（図3）は、走査スライス404中で第1の超音波画像405の、破線により示す境界406の上に第2の超音波画像415の輪郭416を重ねる。

40

【0047】

例えば、輪郭406を第2の超音波画像415の輪郭416から容易に区別するために、輪郭406は、第2の超音波画像415の色とは異なった色で提示されうる。このよう

50

にして、ディスプレイ 330 (図 1) を見ているユーザは、第 1 の超音波画像 405 と第 2 の超音波画像 415 の間でシーン移動が生じたかどうかを容易に決定しうる。図 4 A 及び図 4 B に示す例では、シーン移動は、図 4 B に示すように、第 1 の超音波画像 405 の輪郭 406 が第 2 の超音波画像 415 の輪郭 416 とは空間的に変位して示されているために生ずる。このようにして、超音波システム 300 のユーザは、患者が去った後に、後のレビューにより画像が後処理に適していなかったことを見つけるのではなく、超音波スキャンを再び行うかどうかを直ぐに決定しうる。

【0048】

図 4 C は、他の続く (第 3 の) 超音波スキャンを示す図である。走査スライス 406 は、第 1 の超音波画像 405 の輪郭 406 と、第 2 の超音波画像 415 の輪郭 416 とを含む。本発明のこの面によれば、走査スライス 406 は、第 3 の超音波画像 425 とその輪郭 426 とを含み、それを越えて輪郭 406 と輪郭 416 は重ねられる。この処理は、図 4 D に示すような画像中に達せられる多くの連続的な超音波スキャンフレームに対して実行されうる。図 4 D 中、第 1 の超音波画像 405 の輪郭 406、第 2 の超音波画像 415 の輪郭 416、及び第 3 の超音波画像 425 の輪郭 426 は、第 4 の超音波画像 435 及びその夫々の輪郭 436 上に重ねられ、それらは全て走査フレーム 408 中に提示される。このようにして、システムのユーザは、超音波対象解剖学的構造 (本例では人間の心臓) が 1 つの画像フレームから他の画像フレームへ動いたかを判定するよう、多くの連続する超音波画像の位置を同時に観察する。

10

【0049】

他の実施では、解剖学的構造の部分の輪郭は、多数の順次の走査フレームに対して発生及び記憶され、連続する画像上に選択的に重ねられ得るダイナミックな参照画像を形成する。ダイナミックな参照画像は、例えば、図 4 A 乃至図 4 D の任意の画像でありえ、心臓サイクルに亘って変化しうるものであり、参照画像のシーケンスを生じさせ、そのうちのいずれも、続く心臓サイクルからの対応する画像との比較のために選択されうる。これらの多数の参照画像は、上述のように各参照画像の輪郭 (即ち境界画像) を生成する境界形成ソフトウェア 375 によって操作されうる。

20

【0050】

ダイナミック参照画像は、参照心臓サイクル中に捕捉及び発生されうる。超音波撮像システム 300 は、続く画像を捕捉し、例えば ECG 信号にトリガし、上述のような境界画像を形成しうる。システム 300 は、適当な参照境界画像を選択し続く「生の」境界画像上に重ね、それにより超音波撮像システム 300 の操作者に多数の心臓サイクルを通じてリアルタイムでプローブを正確に位置決めさせることを可能とする。参照画像境界を対応する「生の」画像境界と一致させるために、システム 300 は、望ましくは、最後の ECG トリガから経過した時間に基づいて、又は、現在表示されている画像としての ECG トリガからの同じ数の参照画像操作フレームを計数することによって、参照画像を選択する。

30

【0051】

他の例は、ユーザに、どのダイナミック参照境界画像が重なるべきかを選択させることを許すことである。即ち、心臓サイクルのどのフレーム上で境界を比較し、それによりサイクルの選択された部分のみが整列を確認するのに使用され、その他のものが重なり無しに撮像されるかである。これは、ユーザが、整列を確認するために 1 以上を依然として用いている間に捕捉される画像の診断上の有用性を最大化することを可能とする。

40

【0052】

図 5 A 乃至図 5 G は、本発明の第 2 の実施例を示す一連のグラフィック表現である。図 5 A 中、走査スライス 502 は、第 1 の超音波画像 505 を示す。第 1 の超音波画像 505 は、上述の第 1 の超音波画像 405 に似ている。図 5 B は、続く超音波画像 515 を有する続く超音波走査スライス 503 を示す。続く超音波画像 515 は、通常通りユーザに表示される。

【0053】

50

図 5 C 中、第 1 の超音波画像 5 0 5 は、続く超音波画像 5 1 5 とともに走査スライス 5 0 4 中に表示される。しかしながら、この実施例では、シーン移動が生じたかどうかを決定するために、画像減算ソフトウェア 3 8 0 (図 1) は、第 1 及び第 2 の超音波画像 5 0 5 及び 5 1 5 を表わすデータに対して数学的に演算を行う。特に、画像減算ソフトウェア 3 8 0 (図 1) は、続く超音波画像 5 1 5 から第 1 の超音波画像 5 0 5 を減算し、「差分」画像又は「差分」フレームとも称されることがある合成画像を生成する。図 5 C 中、差分画像は、画像 5 2 0 として示される。この例では、画像 5 1 5 は、画像 5 0 5 に対して右下へ移動されている。図 5 C 中、2 つの画像が重なる重なり領域 5 2 6 中で、差分画像 5 2 0 は最小であり、画像 5 0 5 と 5 1 5 が重なる画像 5 2 0 中の欠徐のパッチ 5 2 6 を生成する。画像が重ならない領域は、2 つの画像 5 0 5 と 5 1 5 の間のシーン移動を示す。これらの領域では、差分画像 5 2 0 は、相対的に強い。

【0054】

走査スライス 5 0 4 は、望ましくはユーザに対して表示されない。むしろ、画像減算ソフトウェア 3 8 0 のメモリの内部に発生される。しかしながら、走査スライス 5 0 4 及び差分画像 5 2 0 は、図示の容易性のために図 5 C 中に表示される。画像減算ソフトウェア 3 8 0 は、更に、差分画像 5 2 0 の平均強度を計算し、図 5 B に示すように望ましくは棒グラフ 5 2 1 の形のシーン移動の数値的又は図式的な表現を発生するために平均強度を使用する。第 1 の超音波画像 5 0 5 と後続の超音波画像 5 1 5 の間にはかなりのシーン移動があるため、グラフィック・インジケータ 5 2 1 は比較的高い。他の形のグラフィック・インジケータもまた使用されうる。

【0055】

図 5 D は、他の後続の超音波画像 5 2 5 を有する走査スライス 5 0 6 を示す。後続の超音波画像 5 2 5 は、走査スライス 5 0 6 中で、走査スライス 5 0 3 中の先行する超音波画像 5 1 5 とは異なった相対位置にある。図 5 E は、差分画像 5 3 0 を示す。図 5 E 中、2 つの画像 5 1 5 と 5 2 5 が重なる領域では、差分画像 5 3 0 は最小限であり、超音波画像 5 1 5 及び 5 2 5 が重なる画像 5 3 0 中の欠徐のパッチ 5 2 6 を生成する。画像 5 1 5 及び 5 2 5 が重ならない領域は、2 つの画像 5 1 5 と 5 2 5 の間のシーン移動を示す。これらの領域では、差分画像 5 3 0 は比較的高い。

【0056】

走査スライス 5 0 4 に関して上述したように、走査スライス 5 0 7 は、望ましくはユーザに対して表示されない。むしろ、画像減算ソフトウェア 3 8 0 のメモリの内部に発生される。画像減算ソフトウェア 3 8 0 は更に、差分画像 5 3 0 の平均強度を計算し、シーン移動の数値的又は図式的な表示を発生するために平均強度を使用する。上述のように、図 5 D 中のグラフィック・インジケータ 5 2 7 は、画像 5 1 5 と 5 2 5 の間に比較的高い度合いのシーン移動を示す。

【0057】

図 5 F は、他の後続の超音波画像 5 3 5 を有する走査スライス 5 0 8 を示す。しかしながら、後続の超音波画像 5 3 5 は、図 5 D の超音波画像 5 2 5 と略同じ相対位置にある。図 5 G は、差分画像 5 4 0 を示す。図 5 G 中、画像 5 3 5 は、画像 5 2 5 と略同じ相対位置にあるため、小さい度合いのシーン移動が生じている。従って、2 つの画像 5 2 5 と 5 3 5 が重なる支配的な大きな領域があり、小さい差分画像 5 4 0 を生じさせる。これにより、図 5 F 中にシーン移動の比較的低いインジケータを表示するグラフィック・インジケータ 5 4 1 が生ずる。

【0058】

走査スライス 5 0 4 及び 5 0 7 に関して上述したように、走査スライス 5 1 1 は、望ましくはユーザに対して表示されない。むしろ、画像減算ソフトウェア 3 8 0 のメモリの内部に発生される。他の代替的な実施例では、システムは、相対的なプローブ位置のリアルタイム視覚化のために使用される。これに関して、第 1 の超音波参照画像が捕捉される。参照画像のグラフィックな表現は表示用に発生され、第 2 の超音波画像が捕捉される。参照画像のグラフィックな表現は、第 2 の超音波画像に重ねられ、それによりユーザが超音

波プローブのリアルタイム位置を決定することを可能とする。プローブの位置決めを支援するために、参照画像は、第2の超音波画像の色とは異なった色で表示される。或いは、参照画像を第2の画像と区別するために他の区別パラメータが使用されうる。更に、参照画像のグラフィック表現は、参照画像を取得するのに使用されたスキャン・シーケンスとは別のスキャン・シーケンスで取得された第2の超音波走査に対する参照としてシステムに記憶されうる。

【0059】

第1の超音波参照画像は、表示ユニット330上に表示されてもよく、又は例えばメモリ340の内部に記憶されてもよい。参照のグラフィックな表現は、上述のように、図4Aに示す検出された境界406であってもよく、又は、図5B、図5D、及び図5Fに示すように第2の画像操作から減算されて生じた棒グラフ状の差分値であってもよい。或いは、参照画像は、グレースケール輝度ではなく色輝度で「色付け」されてもよく、また、第2の超音波画像に重ねられて表示されてもよい。或いは、第2の超音波画像に重ねられた参照超音波画像の小さい別の表示は、上述のグラフィック・インジケータと同様の、第2の超音波画像の横に表示されうる。

10

【0060】

第2の超音波画像は、参照画像に対して時間的に変位され（即ち後に取得され）、参照画像のグラフィックな表現と同じディスプレイ上に表示される。第2の、及び任意の続く画像は、「生の」画像、又はリアルタイム画像と称されうる。参照画像及び生の画像を表示することにより、システムのユーザは、2つの画像間の相対プローブ位置を決定することができ、また、2つの画像間にシーン移動が生じたかどうかを決定することができる。これは、プローブの動きを決定するのに有用であり、従って、相対プローブ位置の変化の検出に有用である。

20

【0061】

参照超音波画像は、第2の超音波画像のずっと前に（例えば、多くの週又は月）取得されえ、超音波視システム300に記憶されうることに留意すべきである。第2の、続く超音波画像は、一般的には時間的に近接して取得される。これは、ある種の超音波調査では、同じ患者が以前に来たときに得られたスキャンを一致させることが重要であるためである。即ち、最近の画像シーケンス（第2の及び続く超音波画像）は、以前に得られた参照又は「ベースライン」画像と一致される。参照画像のグラフィック表現を表示することは、超音波診断技術者が、シーン移動なしに、現在のセッションにおいて臨床的に比較可能な画像を取得することを確認することを可能とする。実際に、この例は、超音波診断技術者が、再び走査を始める前に一分間に亘ってプローブを持ち上げる状況を含み、また、患者が1年後又はそれ以上経ってから再び来た場合を含む。

30

【0062】

図面を参照するに、第1の超音波参照画像は第1の超音波画像405でありえ、当該画像のグラフィック表現は輪郭406でありうる。第2の超音波画像は、図4B中の後続の超音波画像415でありうる。後続の超音波画像415は、図4B中の第1の超音波画像のグラフィック表現（即ち輪郭406）で示される。

【0063】

同様に、図5Bは、後続の超音波画像515を、棒グラフ521として表示される参照画像505のグラフィック表現と共に示す。この例では、参照画像（即ち、第1の超音波画像505）は後続の超音波画像515と共に表示されず、代わりに、上述のような画像減算の例に用いられるようメモリ340（図3）に記憶される。

40

【0064】

簡単化のために省くが、参照画像のグラフィック表現は、第2の（後続の）超音波画像から区別する色を有しうる。このような「色付き」の参照画像は図5Hに示され、図5H中、第2の超音波画像515は太線を用いて示され、参照超音波画像505は細線を用いて示されている。実際は、「色付き」参照画像を、後続の画像と区別されうるよう十分に明るく、しかし後続の画像を詳細に見るときの妨げとならないよう十分に薄暗く現れるよ

50

うにすることが望ましい。

【0065】

図6は、シーン移動検出ソフトウェア370が適用可能な他の用途を示すグラフィックな表現である。図6は、複数のサブボリューム604a, 604b, 604c, 及び604dへ分割される走査ボリューム602を含む。例えば走査ボリューム602等の体積を調べるのに3D超音波撮像を用いるとき、フレームレート及びフレーム時間は、上述のように、一般的には、従来の超音波処理装置で走査及び処理されうる全体体積を制限する。3D撮像を行うために超音波撮像システム300の可能性を最大限とするために、走査ボリューム802は、幾つかのサブボリュームへ分割される。各サブボリュームは、望ましくは複数の平行なスライスを含み、各スライスは一次元に規則的なステップで互いに離れている。別々のステップの位置は、サブボリューム604a内で、参照番号605a, 605b, 605c, 605dを用いて図式的に示される。平行なスライス605a, 605b, 605c, 605dは、サブボリューム604aの底面と交差する。各サブボリュームは、次のサブボリュームが走査される前に、互いに別々に、例えばトリガされた心臓サイクル等の所定の時間間隔を通じて連続的に多数回、走査される。連続するサブボリューム取得中、各サブボリュームと共に（しかし、かならずしもサブボリューム内に配置される必要はない）取得された単一の選択された画像スライスは、望ましくはディスプレイユニット330（図3）上でユーザに対して表示され、ユーザが体積取得全体の進行を視覚化できるようにされる。夫々が均等な長さの時間に亘る多数のスキャンを有する全てのサブボリュームが取得された後、夫々からの画像データは全体体積602へ連結され、各サブボリュームのループを組み合わせる画像表示ループ中でユーザに対して再生される。

【0066】

サブボリュームが異なった時間に取得されたとしても、異なる位置での動く組織の相関は、ユーザに対して、全てのサブボリュームが同じ時間期間中に取得されたという錯覚を与え、全体体積は一般的には診断用に有用である。

【0067】

残念ながら、サブボリュームを走査しているとき、サブボリュームがこのように連結されるときはシーン移動がサブボリュームの結果を不明瞭とし、結果として得られる全体体積はサブボリュームの間の継ぎ目における動く組織の位置の不整合によって歪まされうる。本発明のシステムは、ユーザに対して、このような歪みが取得中に生ずることを通知するのに役立つ。このようにして、ユーザは、取得サイクルの早い段階において、取得を終了するか否かを判断し、全てのデータを収集することなく再び開始し、結果として得られる全体体積表示を調べることができる。

【0068】

各サブボリューム走査が例えばECG信号の後の指定された遅延の後にトリガされるとき、一連のサブボリュームが調べられ得る。サブボリュームは、心拍中に多数回走査されえ、サブボリューム（604a乃至604d）が連結されるとき、動く画像シーケンスを生じさせる。全体としての結果は、フルサイズの描出された体積として連続的に再生されうる単一の心拍表示である。しかしながら、上述のように、多数の心拍に亘るかかる3D取得はシーン移動に対して敏感であり、なぜならば描出されたサブボリュームの相対位置は、各連続するサブボリュームスキャンに対してビーム位置を移動させたときにシステムが取る目標の位置に対して正確でなくてはならないためである。走査ボリューム602内の任意の位置に出現しうる参照スライス610は、シーン移動が生じたかどうかを決定するときの参照として使用されうる。上述のように、システムは、各サブボリュームスキャンで取得される単一のスライスを、全体体積の連結及び表示の前に、取得自体中の走査取得進行のインジケータとして役立つよう表示しうる。参照スライスは、各サブボリュームで走査されうる。かかる参照スライスは、例えば参照番号610を用いて体積602について図示され、各サブボリュームの取得中の一定の画像位置を示し、従ってサブボリューム間のシーン移動を検出するのに使用されうる。境界形成ソフトウェア375又は画像減算ソフトウェア380又は参照スライス610のうちのいずれかを、シーン移動検出ソフ

トウエア 370 と共に用いることにより、1つのサブボリュームから後続のサブボリュームへとシーン移動が生じたかどうかを判定することが可能であり、それにより、超音波撮像システム 300 のユーザが、追加的な超音波手順が行われるべきか否かを判定することを可能とする。

【0069】

図 7 は、図 3 の境界形成ソフトウェア 375 の動作を示すフローチャート 700 である。ブロック 702 において、第 1 の超音波画像が生成される。第 1 の超音波画像の境界は、以下のように生成される。ブロック 704 において、第 1 の超音波画像を発生するのに用いられるデータからの音響サンプルが、低域通過 FIR フィルタへ渡される。ブロック 706 において、サンプルは n 番目の差（現在のサンプルと n 番目の先行するサンプルとの間の数の差）を用いて区別される。ブロック 708 において、差のステップ 706 の出力サンプルは、夫々所定の閾値と比較され、これは境界検出の感度を制御するためにユーザによって調整されうる。

10

【0070】

ブロック 712 において、サンプルが境界閾値を超過する数量又は値は、メモリ 340 内に配置されたルックアップテーブル（LUT）385 を通じて最終的な境界信号値へマップされる。ブロック 714 において、境界信号サンプルはスキャンコンバータ 328 においてスキャンコンバートされ、望ましくは異なった表示色の境界に重なって、画像データのように表示される。ブロック 716 において、境界の輪郭がシステムのユーザに対して表示される。

20

【0071】

ブロック 718 において、第 2 の（続く）超音波画像が生成される。ブロック 722 において、第 2 の超音波画像の境界輪郭は、ブロック 704 乃至 716 に示すように発生される。ブロック 724 において、第 1 の超音波画像の境界輪郭は、ブロック 718 で生成された第 2 の超音波画像の境界輪郭に重ねられる。ブロック 726 において、第 2 の境界輪郭に重ねられた第 1 の境界輪郭は、（ディスプレイユニット 330 を介して）超音波システム 300 のユーザに表示される。このようにして、超音波システム 300 のユーザは、シーン移動が多数の超音波フレームに亘って生じたか否か、また、他の超音波スキャンが実行されるべきかを否かをすぐに判定しうる。

30

【0072】

図 8 は、画像減算ソフトウェア 380 の動作を示すフローチャート 800 である。ブロック 802 において、第 1 の超音波画像が収集され生成される。ブロック 804 において、第 2 の超音波画像が収集され生成される。

【0073】

ブロック 806 において、画像減算ソフトウェア 380 は、第 1 の超音波画像をメモリ 340 中の第 2 の超音波画像から減算する。ブロック 808 において、差分画像が生成され、ブロック 812 において、第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像の間の相対シーン移動のグラフィック・インジケータが、ディスプレイユニット 330（図 1）を介してユーザに表示される。このようにして、超音波画像撮像システム 300 のユーザは、多数の画像フレーム中にシーン移動が生じたか否かを判定しうる。

40

【0074】

当業者によれば、本発明の原理を実質的に逸脱することなく、上述のように多くの変更及び変形が本発明に対してなされることが明らかとなろう。例えば、本発明は、いかなる超音波画像撮像システムと共に使用されてもよい。マトリックス・プローブの代わりに、1D 素子配列を使用する超音波プローブは、自動的に機械的に振動してもよく、又は、上述のようにシーン移動が検出されうる一組の 3D 画像を作成するよう手動で前後に掃引されてもよい。マトリックス配列の代わりに、例えば心筋血流測定のようなシーン移動の検出を必要とする 2D 画像を生成するために 1D プローブが使用されうる。更に、シーン移動が生じたか否かを判定するために強調された画像を発生する多の方法は、低グレースケール圧縮を用いて第 1 の超音波画像データ及び第 2 の超音波画像データを処理し、薄暗い

50

構造を効果的に圧縮し、明るい構造を強調することである。境界情報を生成するのと同様に、これは、区別する色を用いて、元の超音波画像に重ねられ得る画像の縮小を生じさせる。強調された画像の重ね合わされたシーケンスは、明るい構造の相対的な平行移動を明らかとし、なぜならば明るい構造は、スキャン・シーケンス中の画像の動きがあれば不鮮明となるためである。更に、本発明は、様々な超音波撮像システム及び構成要素に対して適用可能である。全てのかかる変更及び変更は、本願に包含されることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0075】

【図1】超音波プローブが走査スライスを生成し、体積を調べるのに走査スライスを用いる方法を概略的に示す図である。

10

【図2】図1の超音波スライスのうちの1つを図式的に示す図である。

【図3】本発明の実施例による超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図4A】本発明の第1の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図4B】本発明の第1の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図4C】本発明の第1の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図4D】本発明の第1の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5A】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5B】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5C】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5D】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

20

【図5E】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5F】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図5G】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

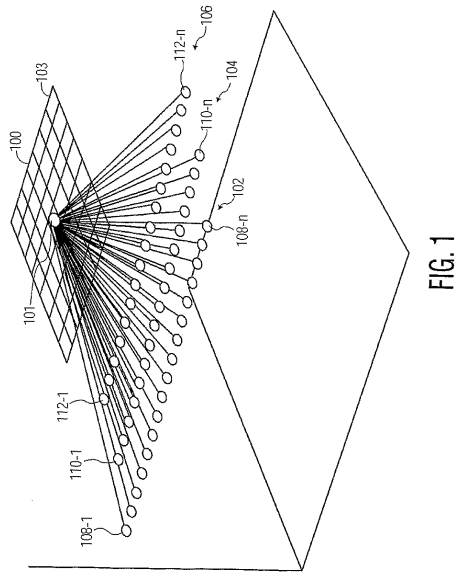
【図5H】本発明の第2の実施例の動作を示す一連の図のうちの1つである。

【図6】図3のシーン移動検出ソフトウェアの他の用途を示す図である。

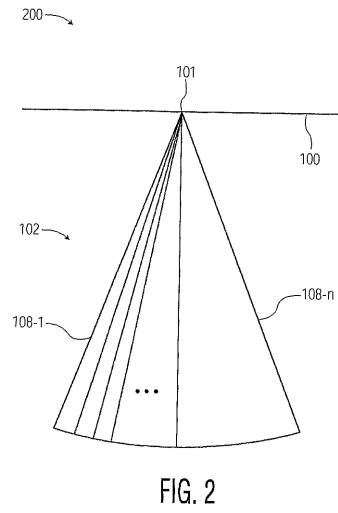
【図7】図3の境界形成ソフトウェアの動作を示すフローチャートである。

【図8】図3の画像減算ソフトウェアの動作を示すフローチャートである。

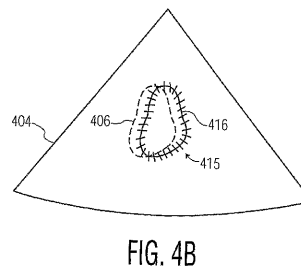
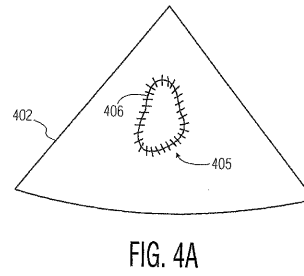
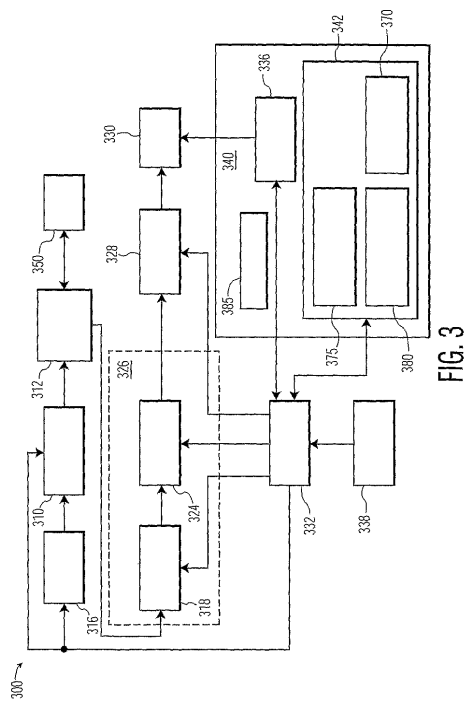
【図 1】



【図 2】



【図 3】



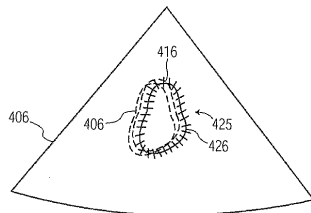


FIG. 4C

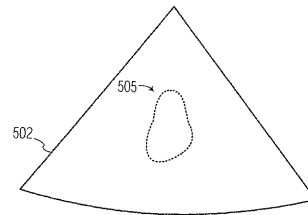


FIG. 5A

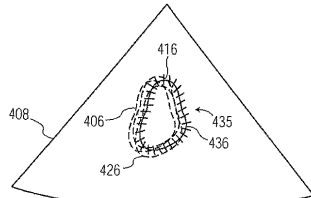


FIG. 4D

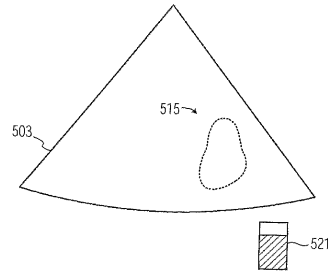


FIG. 5B

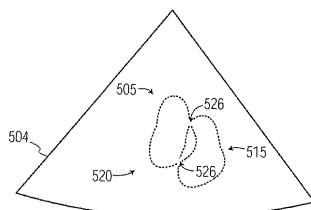


FIG. 5C

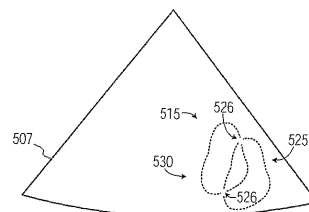


FIG. 5E

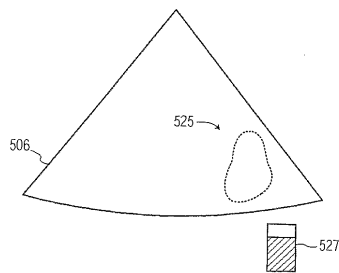


FIG. 5D

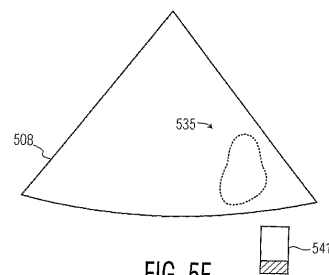


FIG. 5F

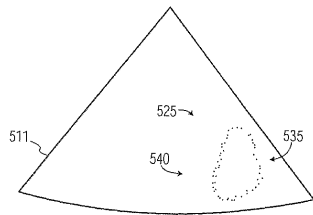


FIG. 5G

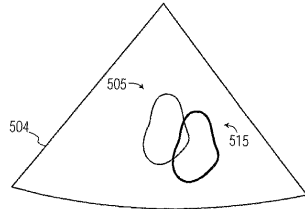


FIG. 5H

【 図 6 】

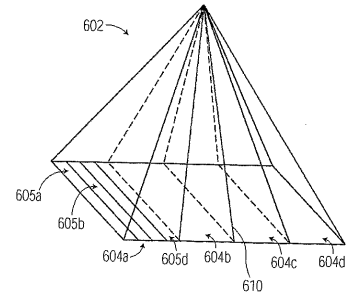


FIG. 6

【 図 7 】

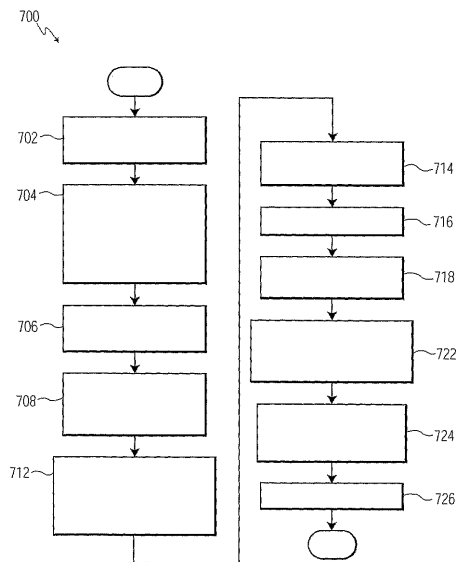


FIG. 7

【 図 8 】

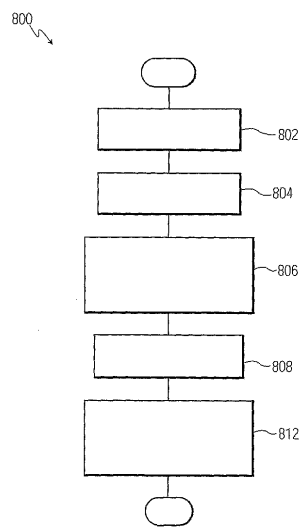


FIG. 8

【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No PCT/IB 03/04082 |
|---|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T7/00 G06T7/20 | | |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T G01S A61B | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | US 5 181 513 A (TOUBOUL PIERRE-JEAN ET AL) 26 January 1993 (1993-01-26) column 5, line 33 -column 7, line 15 --- | 1-4, 9-11, 16-22, 27-32 |
| X | US 5 974 165 A (GIGER MARYELLEN L ET AL) 26 October 1999 (1999-10-26) column 3, line 25 - line 45 column 6, line 11 -column 7, line 43 --- | 1-4, 9-11, 16-22, 27-32 |
| X | US 6 402 693 B1 (EMERY CHARLES) 11 June 2002 (2002-06-11) column 1, line 37-60 column 2, line 32 -column 3, line 30 --- -/- | 5-8, 12-15, 23-26 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex. | | |
| * Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 12 December 2003 | | Date of mailing of the international search report 02/01/2004 |
| Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3018 | | Authorized officer Rockinger, O |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

| | |
|---------------|----------------|
| International | Application No |
| PCT/IB | 03/04082 |

| C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-------------------------|
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | US 2001/002934 A1 (OOSAWA AKIRA) 7 June 2001 (2001-06-07) paragraph '0011! - paragraph '0016! paragraph '0042! - paragraph '0047! ---- | 5-8, 12-15, 23-26 |
| A | US 6 004 270 A (KNELL CHRISTOPHER B ET AL) 21 December 1999 (1999-12-21) column 3, line 47 -column 5, line 14 column 5, line 27 - line 38 column 6, line 30 - line 34 column 7, line 29 -column 8, line 28 ----- | 1-32 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Internatic Application No

PCT/IB 03/04082

| Patent document cited in search report | | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|----|---------------------|----------------------------|---------------------|
| US 5181513 | A | 26-01-1993 | FR 2662813 A1 | 06-12-1991 |
| | | | DE 69107122 D1 | 16-03-1995 |
| | | | DE 69107122 T2 | 01-06-1995 |
| | | | EP 0459853 A1 | 04-12-1991 |
| | | | JP 6169924 A | 21-06-1994 |
| | | | JP 8004592 B | 24-01-1996 |
| US 5974165 | A | 26-10-1999 | AU 679601 B2 | 03-07-1997 |
| | | | AU 1290395 A | 19-06-1995 |
| | | | CA 2177476 A1 | 08-06-1995 |
| | | | EP 0731956 A1 | 18-09-1996 |
| | | | JP 9511077 T | 04-11-1997 |
| | | | WO 9515537 A1 | 08-06-1995 |
| US 6402693 | B1 | 11-06-2002 | NONE | |
| US 2001002934 | A1 | 07-06-2001 | JP 2001157675 A | 12-06-2001 |
| US 6004270 | A | 21-12-1999 | AU 4699999 A | 10-01-2000 |
| | | | WO 9966841 A1 | 29-12-1999 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM ,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ポーランド, マッキー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 シール, カール イー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

Fターム(参考) 4C601 JC09 JC10 JC18 JC21

5L096 AA02 AA06 BA06 BA13 CA04 DA04 FA06 GA08 HA03

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于在超声扫描序列中可视化场景移动的系统和方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006501920A | 公开(公告)日 | 2006-01-19 |
| 申请号 | JP2004542698 | 申请日 | 2003-09-08 |
| [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) | 皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie | | |
| [标]发明人 | ポーランドマッキー シールカールイー | | |
| 发明人 | ポーランド,マッキー シール,カール イー | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G06T7/20 G06T7/00 | | |
| CPC分类号 | G06T7/254 A61B8/483 G06T7/33 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 G06T7/20.A | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC18 4C601/JC21 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/DA04 5L096/FA06 5L096/GA08 5L096/HA03 | | |
| 代理人(译) | 伊藤忠彦 | | |
| 优先权 | 10/270278 2002-10-11 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

公开了一种用于可视化连续超声扫描帧上的场景移动的系统和方法。本发明的一个实施例是一种用于超声扫描中的场景移动的实时可视化的系统，包括：超声接收器，用于产生第一超声图像和第二超声图像；一种边界形成软件，用于确定对应于第一超声图像的第一边界和对应于第二超声图像的第二边界，并确定第一边界是否与第二边界对齐以及用于将第一边界叠加在第二边界上以确定的图像偏移检测软件。还公开了相应的系统，方法和计算机可读介质。

