

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-247395

(P2006-247395A)

(43) 公開日 平成18年9月21日(2006.9.21)

(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 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 27 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-64693 (P2006-64693)
 (22) 出願日 平成18年3月9日(2006.3.9)
 (31) 優先権主張番号 11/076791
 (32) 優先日 平成17年3月9日(2005.3.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄

(74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

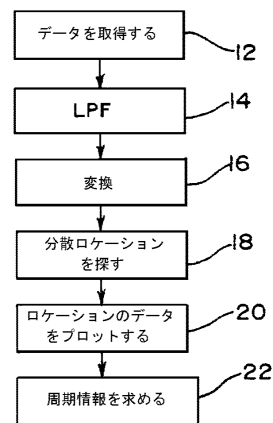
(54) 【発明の名称】 超音波データから周期的情報を求める方法及びシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】従来の心周期におけるフレーム識別を改善し、ECG入力を用いずに超音波データから周期的情報を求めること。

【解決手段】2次元又は3次元領域を表すデータフレームのシーケンスを取得し、前記データを射影により変換し、変換されたデータに基づいて周期タイミング情報を算出する。変換は1次元と2次元に射影し、最大分散を識別する。そして、最大分散に対応するロケーションを表すデータを周期タイミングの指標として使用する。周期タイミング情報はロケーションを表すデータから計算により求める。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波データから周期的情報を求める方法であって、
データフレームのシーケンスを取得するステップ(12)と、ただし、各データフレームは2次元又は3次元領域を表すものであり、
前記データを射影により変換するステップ(16)と、ただし、該変換はデータ量を低減させるものであり、
変換されたデータに基づいて周期タイミング情報を算出するステップ(22)を有することを特徴とする、超音波データから周期的情報を求める方法。

【請求項 2】

前記取得ステップ(12)は少なくとも1周期にわたり心臓を表すBモードデータを取得する(12)ことを含み、前記算出ステップ(22)は心拍数、拡張末期データフレーム、収縮末期データフレーム、又はこれらの組み合わせを算出する(22)ことを含む、請求項1記載の方法。

10

【請求項 3】

前記データ変換ステップ(16)はラドン変換を行うことを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 4】

前記データ変換ステップ(16)は各データフレームのデータを第1次元と第2次元とに射影することを含み、ただし、前記第1次元は前記第2次元とは異なるものである、請求項1記載の方法。

20

【請求項 5】

前記算出ステップ(22)は、
前記第1及び第2次元に沿って、射影されたデータの第1及び第2の最大分散を識別する(18)こと、及び、
第1及び第2の最大分散に対応するロケーションを表すデータを周期タイミングの指標として使用する(20)ことを含む、請求項4記載の方法。

【請求項 6】

前記算出ステップ(22)は、
シーケンス全体を通して比較的分散の大きな領域内のロケーションを変換されたデータから識別すること(18)、
前記ロケーションを表すデータから周期タイミング情報を計算すること(22)を含む、請求項1記載の方法。

30

【請求項 7】

周期タイミング情報を算出する前記ステップ(22)は周期的事象に関連したデータフレームを算出すること(22)を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 8】

周期タイミング情報を算出する前記ステップ(22)は周期的事象の関数として心拍数を算出する(22)ことを含む、請求項7記載の方法。

【請求項 9】

変換(16)の前にシーケンスのデータを空間的にフィルタリングするステップ(14)をさらに有する、請求項1記載の方法。

40

【請求項 10】

シーケンス内の各データフレームに対して、深さの関数としてデータを表示するラインを供給するステップ(36)、及び、
時間及び深さの関数として、前記各ラインを含んだ画像を生成するステップ(38)をさらに有する、請求項1記載の方法。

【請求項 11】

前記変換ステップ(16)及び前記算出ステップ(22)は、基準画像もECG入力も使用せずに行われる、請求項1記載の方法。

50

【請求項 1 2】

超音波データから周期的情報を求める(22)するためにプログラムプロセッサ(70)により実行可能な命令を表すデータを記憶したコンピュータ可読記憶媒体であって、該記憶媒体は、

心臓を表すBモードデータフレームのシーケンスを変換する(16)ための命令と、ただし、前記変換は射影によるものであり、データ量を低減し、

それぞれ第1及び第2の垂直次元に沿って、変換されたデータの第1及び第2の実質的に最大の分散を識別するための命令と、

前記第1及び第2の実質的に最大の分散に対応するロケーションを表すBモードデータの関数として、心拍数、拡張末期データフレーム、収縮末期データフレーム、又はこれらの組み合わせを算出する(22)ための命令を含んでいることを特徴とする、コンピュータ可読記憶媒体。

10

【請求項 1 3】

前記データ変換(16)はラドン変換を行うことを含む、請求項12記載のコンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 1 4】

変換(16)の前にシーケンスのデータを空間的にフィルタリングする(14)ための命令をさらに含んでいる、請求項12記載のコンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 1 5】

シーケンスの各データフレームに対して、深さの関数としてデータを表示するラインを供給する(36)ための命令、及び、

時間及び深さの関数として、前記各ラインを含んだ画像を生成する(38)ための命令をさらに含む、請求項12記載のコンピュータ可読記憶媒体。

20

【請求項 1 6】

前記変換(16)及び前記算出(22)は、基準画像もECG入力も使用せずに行われる、請求項12記載のコンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 1 7】

超音波データから周期的情報を求める(22)ためのシステムであって、

該システムは、

データフレームの各シーケンスについて、データを少なくとも2つの次元に射影し、射影されたデータの関数としてロケーションを識別し、異なる時間における前記ロケーションを表すデータの関数として周期的情報を算出するように動作するプロセッサ(70)と

30

、前記周期情報を表示するディスプレイ(72)を有している、ことを特徴とする超音波データから周期的情報を求める(22)ためのシステム。

【請求項 1 8】

データは少なくとも1周期にわたり心臓を表すBモードデータを含んでおり、前記プロセッサ(70)はラドン変換を行うことによりデータを射影し、周期情報は心拍数、拡張末期データフレーム、収縮末期データフレーム、又はこれらの組み合わせを含んでいる、請求項17記載のシステム。

40

【請求項 1 9】

前記プロセッサ(70)は射影されたデータの第1及び第2の最大分散をそれぞれ第1及び第2の次元に沿って識別するよう動作し、

前記ロケーションは前記第1及び第2の最大分散に対応している、請求項17記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記プロセッサ(70)は、射影し、ロケーションを識別し、基準画像もECG入力も使用せずに周期情報を求めるように動作する、請求項17記載のシステム。

【請求項 2 1】

超音波データから周期的情報を求める(22)方法であって、

50

データフレームのシーケンスを取得するステップ(12)と、ただし、各データフレームは2次元又は3次元領域を表すものであり、

シーケンスの各データフレームに対して、深さの関数としてデータのラインを供給するステップ(36)と、

時間と深さの関数として、シーケンスの前記ラインから画像を生成するステップ(38)を有する、ことを特徴とする超音波データから周期的情報を求める(22)方法。

【請求項22】

各データフレームに対してラインを供給する前記ステップ(36)は、各データフレームにおいてセンターラインを選択することを含み、請求項21記載の方法。

【請求項23】

各データフレームに対してラインを供給する前記ステップ(36)は、各フレームのデータを横軸に沿って射影することを含み、請求項21記載の方法。

【請求項24】

データの関数として周期タイミング情報を算出するステップ(22)と、

周期タイミングを示す画像(46)にオーバーレイを生成するステップ(40)をさらに有する、請求項21記載の方法。

【請求項25】

波形(26)を表示するステップ(42)をさらに有し、ただし、前記波形(26)はデータの関数である、請求項21記載の方法。

【請求項26】

前記取得ステップ(12)は、3次元体積内の異なる複数の2次元平面に沿って逐次走査することを含み、請求項21記載の方法。

【請求項27】

前記画像(46)の一部を指示するユーザ入力に応答してシーケンスのサブセットを選択するステップ(44)をさらに有する、請求項21記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医学診断超音波データを用いて周期情報を求めることに関する。特に、周期的事象は、ECG入力を用いずに、超音波データを用いて識別される。

【背景技術】

【0002】

心周期における拡張末期(ED)及び収縮末期(ES)画像フレームのロケーションを知ることで、駆出分画(EF)、1回拍出量(SV)、又は心拍出量(CO)のような測定値を用いた左心室(LV)機能の定量的評価が可能になる。これらの測定値はED及びES時間においてLV壁により囲まれる容積に依存している。ED時間においてLVの囲壁容積は最大となり、ES時間においてLVの囲壁容積は最小となる。

【0003】

従来、心周期におけるこれら2つのフレームの識別は手動で行われている。ユーザは心周期の2D画像フレームのシーケンスをスクロール又はループ再生し、最大のLV断面積に相応する画像フレームをEDフレームとしてマークし、最小のLV断面積に相応する画像フレームをESフレームとしてマークする。ECG信号が与えられれば、EDフレームはR波ピークの直後に当たるフレームとして識別することができるが、ESフレームは手動で検出される。手動識別は主観的かつ時間のかかるものとなる可能性がある。手動識別はまた一般に画像シーケンスが取得され保存された後に行われるため、周期タイミング情報の識別に基づいてデータの取得を変化させる能力が制限されてしまう。また場合によっては、手動識別の量を減らすためにECGセンサ又は入力信号を使用することができないこともある。

【0004】

ES時間又はLV駆出分画(LVEF)の持続時間を計算するために、式を用いてもよ

10

20

30

40

50

い。これらの式はES画像フレームの手動探索に代わることができる。ミリ秒を単位とすると、心拍数(HR)と性別が与えられれば、これらの式は次の通りである：

$$\text{男性：HR} \times (-1.7) + 413 \quad (1)$$

$$\text{女性：HR} \times (-1.6) + 418 \quad (2)$$

ここで、HRは心拍数である。ESデータフレームの近似的なロケーションは画像フレーム上のタイムスタンプを見ることによって求められる。これらの式は、心拍数がおおよそ120～150の1分あたり拍数(bpm)である場合には良好な結果を生じる。より高い心拍数に関しては、これらの式は過度に短い時間間隔を生じる傾向がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

本発明の課題は、従来の心周期におけるフレーム識別を改善し、ECG入力を用いずに超音波データから周期的情報を求めることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題は、データフレームのシーケンスを取得するステップと、ただし、各シーケンスは2次元又は3次元領域を表すものであり、前記データを射影により変換するステップと、ただし、該変換はデータ量を低減させるものであり、変換されたデータに基づいて周期タイミング情報を算出するステップを有することを特徴とする、超音波データから周期的情報を求める方法により解決される。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

前置きとして、以下に記載された有利な実施形態は、超音波データから周期的情報を求めるための方法、コンピュータ可読記憶媒体、及びシステムを含んでいる。ECG入力信号又はプロセッサ集約的なパターンマッチングもしくは相関を用いずに、ED時間、ES時間、又は心拍数のような、周期タイミングが求められる。超音波データは、各データフレームを2つの軸に射影することによって低減される。データは各次元に沿って加算される。シーケンス全体を通して最大の分散に関連したロケーションが射影されたデータから識別される。このロケーションに関連した超音波データは、例えば周期を表す波形を供給するために、周期タイミング情報の識別に使用される。択一的に又は付加的に、シーケンス内の異なるデータフレームからのラインを使用して画像が生成される。この画像は周期タイミング情報を示す。

30

【0008】

第1の側面においては、超音波データから周期的情報を求めるための方法が提供される。それぞれ2次元又は3次元領域を表すデータフレームのシーケンスが取得される。データは射影により変換され、データ量が低減される。周期タイミング情報は変換されたデータの関数として算出される。

【0009】

第2の側面においては、コンピュータ可読記憶媒体が、超音波データから周期的情報を求めるためにプログラムプロセッサにより実行可能な命令を表すデータを記憶している。この記憶媒体は、それぞれ心臓を表すBモードデータフレームのシーケンスを変換するための命令と、ただし、前記変換は射影によるものであり、データ量を低減し、それぞれ第1及び第2の垂直次元に沿って、変換されたデータの第1及び第2の実質的に最大の分散を識別するための命令と、前記第1及び第2の実質的に最大の分散に対応する位置を表すBモードデータの関数として、心拍数、拡張末期データフレーム、収縮末期データフレーム、又はこれらの組み合わせを算出するための命令を有している。

40

【0010】

第3の側面においては、超音波データから周期的情報を求めるためのシステムが提供される。プロセッサはデータフレームの各シーケンスについてデータを少なくとも2つの次元に射影し、射影されたデータの関数としてロケーションを識別し、異なる時間における

50

このロケーションを表すデータの関数として周期情報を求めるように動作する。ディスプレイは周期情報を表示する。

【0011】

第4の側面においては、超音波データから周期情報を求める方法が提供される。それぞれ2次元又は3次元領域を表すデータフレームのシーケンスが取得される。シーケンス内の各データフレームに対して、深さの関数としてデータのラインが供給される。シーケンスのラインから画像が生成される。画像は時間と深さの関数である。

【0012】

本発明は以下の請求項により定義されており、このセクションの何物もそれらの請求項に対する限定と見なされてはならない。本発明のさらに別の側面及び利点は以下において有利な実施例とともに論じられる。

【実施例】

【0013】

ECGを使用せずに収縮末期(ES)画像フレーム、拡張末期(ED)画像フレーム、又は他のタイミング情報を抽出する完全自動又は部分的に自動の手法を提示する。実質的な分散に関連したロケーションを識別するために、ラドン変換又は他の変換を用いてデータが低減され、それと同時に処理量が低減される。識別されたロケーションの画像データは周期を示すために使用される。ES及びEDフレームが検出された後に、取得時間、タイムスタンプ、取得した画像フレームの音響フレームレートを用いて心拍数(1分当たり拍数)が計算される。このプロセスは、さまざまな心周期、ならびに成人、胎児、新生児、又は心エコー検査の画像のような他のタイプの周期に適応される。異なる時間に取得した2次元又は3次元撮像データを使用してよい。心拍数、EDフレーム、ESフレーム、又は他の情報は、患者の心拍数又は性別についての事前の又は独立した知識なしに識別される。

【0014】

図1には、超音波データから周期的情報を求める方法の1つの実施例が示されている。付加的な動作、異なる動作、又はより少ない動作を実行してもよい。例えば、動作12、16及び22は動作14、18、20又はこれらの組み合わせなしで実行される。図示とは異なる順序で動作を実行してもよい。この方法から得られる周期情報は、基準画像及び/又はECG信号なしで又は使用せずに求められる。択一的には、基準画像又はECG信号は結果の検証に用いられる、又は、2つ又はそれより多くの可能な心拍数を一緒にフィルタリングするなどのように、結果を得るために使用される。

【0015】

動作12では、データフレームのシーケンスが取得される。データは、走査変換されたデータのような画像データ、又は、極座標もしくは極取得形式での検出データである。例えば、データは実時間で取得した又は以前の表示から記録された走査変換されたBモードデータである。データフレームはそれぞれ2次元又は3次元領域を表すデータのシングルスキャン又は信号セットに相応する。3次元領域を表すデータフレームは再構成されたグリッド上に又は3次元体積内の異なる複数の2次元平面としてフォーマットされる。例えば、胎児の心臓の4Dクリップに関するデータフレームのシーケンスは、機械式超音波トランスデューサの緩慢な連続的又は逐次的な1回のスウィープによって得られる。領域は心臓、肺、他の器官、液状領域、又は患者の他の部位である。

【0016】

シーケンスは、例えば異なるタイムスタンプに対応する異なる時間に取得したデータフレームを含んでいる。データフレームのシーケンスは数学的には

$$J(x, y, n) = \{I(x, y, 1), I(x, y, 2), \dots, I(x, y, N)\}$$

と表される。ここで、 $n = 1, \dots, N$ は集合内でのフレーム番号であり(t は連続時間であり、 n はその離散的な相当物である)、 (x, y) はデータフレーム内のピクセルの空間座標である。シーケンスは1つの周期の一部又は1つもしくは複数の周期を表す。1つの実施例では、 (x, y) 座標は相応する画像の左上端のピクセルを原点として定義さ

10

20

30

40

50

れており、x 軸は画像の列に沿って延び、y 軸は画像の行に沿って延びている。

【0017】

心臓撮像のために、超音波データフレームのシーケンスは、傍胸骨短軸断面図 (PSAX)、心尖4腔断面図 (A4C)、心尖2腔断面図 (A2C)、又は傍胸骨長軸断面図 (PLAX) のような成人の心臓の標準的な心エコー図からの心臓を表す。他の図を使用してもよい。シーケンス内の各データフレームはおよそ33.33ミリ秒 (図示の場合) 又は他の一定もしくは可変の期間だけ隔たっている。択一的には、シーケンスは短軸断面図 (SAX)、心尖3腔断面図 (A3C) 又は心尖4腔断面図 (A4C) のような非標準的な図又は標準的な心エコー図で胎児の心臓を表す。データフレームは、胎児の心臓を含み、かつ妊婦の腹部からなどの他の情報を含まないデータフレーム内のデータを分離するなどのように、クリッピングしてよい。例えば、関心領域は自動又は手動で決定され、処理のためにこの領域外のデータは取り除かれる。

10

【0018】

データフレームのシーケンスは患者又は胎児による実質的な動きなしに取得される。択一的には、患者又は胎児がシーケンス内で動き、この動き又は不所望なデータフレームを識別するために、変換と周期決定が使用される。

【0019】

動作14では、データフレームが空間的にフィルタリングされる。各データフレームはローパスフィルタリングされるが、バンドパス又はハイパスフィルタリングを使用してもよい。空間的フィルタリングは動作16の変換の前に行われる。1つの実施例では、心臓を表す走査変換されたデータにガウシアンカーネルが使用されるが、他のカーネルを使用してもよい。雑音の影響を取り除くため、各フレームはスケール係数 = 3.0 のガウシアンカーネルを用いて平滑化され、7x7の窓が得られる。極座標形式でのデータに対しては、他のスケール係数、例えば = 1.0 を使用してもよい。

20

【0020】

動作16では、データが変換される。変換は周期情報を求めるためにデータ量を低減し、結果として処理量が低減される。択一的には、変換はデータ量を同じに保つ、又はデータを増加させる。ラドン変換のような射影変換が適用される。各データフレームのデータは、直交するx軸とy軸のような2つの異なる次元に射影される。非直交軸、又は、x軸及び/又はy軸以外の次元を使用してもよい。画像 $I(x, y)$ のy軸へのラドン変換は数学的には次のように定義される：

30

【0021】

【数1】

$$p(y) = \sum_x I(x, y). \quad (3)$$

2次元領域を表す1つのデータフレームの変換の結果は、データフレーム全体にわたる各y軸位置の和によって強度変換されたy軸に沿ったラインである。 $I(x, y)$ のラドン変換 $p(y)$ は、すべての又はいくつかのx座標にわたる各y (画像の行) に沿ったすべてのピクセル値の和である。さらに、集合Jのy軸へのラドン変換は下式により与えられ、

40

【0022】

【数2】

$$p(y, n) = \sum_x I(x, y, n) \quad (4)$$

x軸へのラドン変換は下式により与えられる：

【0023】

50

【数 3】

$$p(x, n) = \sum_y I(x, y, n). \quad (5)$$

変換は x 軸と y 軸の一方又は両方に対して行われる。図 2 及び 3 には、x 軸と y 軸に沿ったラドン変換の結果がそれぞれ示されている。垂直軸は行又は列位置を表し、水平軸はシーケンス内でのフレーム番号 n を表している。図 2 及び 3 の画像は成人の心臓の A 4 C シーケンスから導出された例である。

【0 0 2 4】

10

【数 4】

動作 18 では、変換されたデータからロケーションが識別される。ロケーションは周期タイミング情報を求めるために使用される。ロケーションは射影されたデータの x 軸及び/又は y 軸に沿った実質的に最大の分散として識別される。ロケーションはシーケンス内で時間軸 (t 又は n) に沿ったグレーレベル分散が最大である領域に相当する。各射影においてグレーレベル分散が最大となる、時間軸又は n 軸に沿ったラインが識別される。グレーレベル分散が最大であるラインは、原画像集合 J 内に y n 平面及び x n 平面を提供する。グレーレベルはこれらの平面に沿って最大に変化する。2 つの平面 (\hat{x} , \hat{y} , n) の交線は、原画像集合 J を通るグレーレベル変化が最大のラインである。ロケーションの識別は数学的には次のように表現される：

20

【0 0 2 5】

【数 5】

$$\hat{x} = \arg \max_x (v(x)), \quad (6)$$

$$\hat{y} = \arg \max_y (v(y)), \quad (7)$$

ここで、 $v(x)$ と $v(y)$ はそれぞれ射影画像 $p(x, n)$ 及び $p(y, n)$ における x 方向及び y 方向に沿ったグレーレベル分散であり、
下式により与えられ、

$$v(x) = \frac{1}{\#p(x)-1} \sum_n (p(x, n) - \bar{p}(x))^2, \quad (8)$$

$$v(y) = \frac{1}{\#p(y)-1} \sum_n (p(y, n) - \bar{p}(y))^2, \quad (9)$$

$\bar{p}(x)$ および $\bar{p}(y)$ は下式により与えられるサンプル平均であり、

$$\bar{p}(x) = \frac{1}{\#p(x)} \sum_n p(x, n), \quad (10)$$

$$\bar{p}(y) = \frac{1}{\#p(y)} \sum_n p(y, n), \quad (11)$$

$\#p(x)$ および $\#p(y)$ はそれぞれ $p(x, n)$ 及び $p(y, n)$ における n 軸に沿ったピクセルの総数である。同じもしくは異なる分散パラメータ又は非分散パラメータを用いた別のロケーション識別法を用いてもよい。

【0026】

【数 6】

シーケンス全体を通して比較的分散の大きな領域内のロケーションは変換されたデータから識別される。ロケーション (\hat{x}, \hat{y}) は、図2及び3で使用された成人の心臓のシーケンスにおける左心室弁ロケーションのうちの1つに相当する。PLAX図の場合には、中隔における弁のロケーションを識別してもよい。他のロケーションを識別してもよい。例えば、よりロバストな弁の位置特定の結果を得るために近似的な位置特定を利用するアルゴリズムにこのロケーションを供給することによって、この結果をさらに最適化してもよい。

【0027】

動作30では、識別されたロケーションに関連したデータがプロットされる、又は、プロットもしくは表示せずに周期情報を求めるのに使用される。シーケンス全体を通じた時間の関数であるロケーションにおけるデータが周期を表す。周期タイミング情報はロケーションを表すデータから計算される。例えば、ES及びEDフレーム、又は、ES及びED時間が識別される。図4は、図2及び3で使用された画像のシーケンスの行317及び

10

20

30

40

50

列 4 3 5 のロケーションにおけるグレースケールデータ 2 6 のプロット又はグラフを示している。グレースケールデータは 0 ~ 2 5 5 の値をもつ B モードデータである。グレースケール値 2 6 のプロットはシフトされる。例えば、プロットに沿った最大値及び最小値が求められる。D C 又は中レベルのグレースケール値は零にシフトされる。他のシフトを使用してもよいし、シフトを使用しなくてもよい。

【 0 0 2 8 】

【 数 7 】

動作 2 2 では、事象のタイミング (E D 及び / 又は E S フレーム又は時間) 及び / 又は心拍数のような周期情報が求められる。例えば、グレースケール値 2 6 の最小値 3 0 が E S フレームに相当し、最大値 2 8 が E D フレームに相当する。図 4 は、平滑化なしのグレースケール値を時間の関数として示している。択一的には、プロットはローパスフィルタを適用するなどして平滑化される。識別されたロケーションの周りの複数のロケーションを表すデータを使用するなどのような空間的平滑化を行ってもよい。例えば、 (\hat{x}, \hat{y}) 周りの $M \times M$ ボックスカーフィルタを各 n に対して適用する。平滑化された又は空間的にフィルタリングされた情報は時間又はフレーム番号の関数としてプロットされる。E S 及び E D フレームはこの平滑化されたグレーレベルラインを用いて識別される。

10

20

【 0 0 2 9 】

1 つの実施例では、心拍数が求められ、表示される。例えば、心拍数は E D 又は E S 事象のような 1 つ又は複数の周期的事象を用いて求められる。心拍数は各データフレームの時間的間隔又はタイムスタンプを用いて E S 及び E D フレームのロケーションから計算される。例えば、 K 個の心周期又は R-R インターバルが検出される。各 R-R インターバルには N_1, N_2, \dots, N_K 個 (すべてが必ずしも等しくない) のフレームが存在している。平均 R-R インターバル時間 (ミリ秒) は下式により与えられる:

30

【 0 0 3 0 】

【 数 8 】

$$T_{RR} = \frac{\sum_{i=1}^{N_1} T_i + \sum_{i=1}^{N_2} T_i + \dots + \sum_{i=1}^{N_K} T_i}{K}, \quad (12)$$

$$HR = \frac{60.0}{10^{-3} T_{RR}}, \quad (13)$$

40

ここで、式 (13) の分母は秒単位で表されている。

【 0 0 3 1 】

別の例として、シーケンスは 1 つの R-R インターバルだけを含む (すなわち、2 つの E D フレームと 1 つの E S フレームがある)。分離計算の例では、E D から E S までのフレーム時間が加算され、心周期時間を計算するために 2 倍される。E S から E D までのフレーム時間は加算され、心周期時間に関する別の値を計算するために 2 倍される。これら 2 つの心周期時間は平均されるか又は一方が最終的な心周期時間を得るために選択される。

50

この計算は数学的には次のように表される：

【 0 0 3 2 】

【 数 9 】

$$T_{RR} = \frac{\left(2 \sum_{i=1}^{N_1} T_i + 2 \sum_{i=1}^{N_2} T_i \right)}{2} \quad (14)$$

ここで、N 1 は E D から E S までのフレームであり、N 2 は E S から E D までのフレームである。 10

【 0 0 3 3 】

完全計算の例では、R-Rインターバルに関してNのフレーム時間が加算され、心周期時間が得られる。この和は数学的には次のように表される：

【 0 0 3 4 】

【 数 1 0 】

$$T_{RR} = \sum_{i=1}^N T_i \quad (15)$$

20

【 0 0 3 5 】

別の例では、平均心周期時間を得るために、式(14)及び(15)により与えられる心周期時間が平均される。式(13)は平均心周期時間から心拍数を求めるために使用される。式(14)において、ESフレームは分子において二度、すなわち、第1の加算において一度、第2の加算においてもう一度考慮されている。

【 0 0 3 6 】

周期タイミング情報はさらなる処理又は表示に使用される。例えば、ED又はEDフレームがユーザに対して強調表示される。別の例として、周期を表すプロットがユーザに表示される。さらに別の例として、データが得られると、心拍数が連続的に更新され、ユーザに表示される。 30

【 0 0 3 7 】

1つの実施例では、1つ又は複数の心周期にわたる容積に関するデータセットを形成するために、取得したデータが検出された心周期に基づいて順序付けられる。例えば、周期タイミング情報は、時間分解能を上げるために、アメリカ合衆国特許第6,673,017号に開示されているように使用される。なお、上記特許の開示内容は参照により本願に取り入れられている。機械式トランスデューサを用いた4D胎児心エコー図に関しては、周期タイミング情報はESデータフレームを検出するために使用される。このトランスデューサの緩慢な連続的又は逐次的な1回のスイープを用いることにより、高いフレームレートで多くのフレームが得られる。胎児の心臓データを逐次的に取得する場合には、確実に1つ又は複数の心周期が捕捉されるように、各ステップにおいて複数の画像フレームを取得する。各ステップでは、ES, EDフレーム及び/又は心拍数を検出するために、本明細書に記載されているアルゴリズムが適用される。この情報を用いて、1つ又は複数の心周期にわたる胎児の心臓容積を含んだ妥当なデータセットへとデータが順序付けられる。つづいて、容積が4Dシーケンスとしてレンダリングされ、表示される。 40

【 0 0 3 8 】

さらに別の実施例では、周期情報は、アメリカ合衆国特許出願第10/876,189号に開示されているように、ECG情報の他のソースとともに任意の目的で使用される。なお、上記特許出願の開示内容は参照により本願に取り入れられている。

【 0 0 3 9 】

1つの実施例では、周期情報は駆出分画(EF)を求めるために使用される。例えば、 50

左心室 E F が E D 及び E S データフレームにおける左心室の心臓内膜の境界から計算される。検出された E D 及び E S データフレームは 1 つ又は複数の心周期にわたって使用される。

【 0 0 4 0 】

別の実施例では、周期情報が胎児の心拍数又は E C G タイプの波形を提供する。音波検査者又は心臓病専門医による E D 及び E S データフレームの手動識別の代わりに、胎児の心拍数又は波形が自動的に量子化される。

【 0 0 4 1 】

周期情報は他の実施例においてはエラー又は事象を検出するために使用される。E D 及び / 又は E S フレームの周期又は時間間隔が閾量だけ変化する場合には、変化に関連するデータフレームは捨てられる又は事象を指示するために使用される。例えば、あるロケーションに関するグレースケールデータのプロットが不安定になる場合があるが、それは撮像されている乳児の動きを示している。

10

【 0 0 4 2 】

A 4 C、A 2 C、及び P L A X 図に関しては、周期情報を求めるために識別されるロケーションは左心室弁又は小葉様弁膜である。ロケーションは強調表示されるか、あるいは、弁の点のうちの 1 つを追跡する又は追跡を補助するために表示される。

【 0 0 4 3 】

図 5 には、周期情報を求めるための方法が示されている。図 5 の方法は図 1 の方法に加えて又は図 1 の方法の代わりに使用される。動作 4 0、4 2、及び / 又は 4 4 を実行せずに動作 3 6 及び 3 8 を実行するなどのように、異なる動作、付加的な動作、又はより少ない動作を実行してもよい。動作は同じ又は異なる順序で実行される。

20

【 0 0 4 4 】

動作 3 6 では、シーケンス内の各データフレームに対して、深さの関数としてデータを示す少なくとも 1 つのラインが供給される。ラインは深さ又は同じ横方向位置を有する幅の次元に沿って延びる。択一的には、ラインはデータフレームにより表される領域に対してある角度で又はいずれかの向きに延びる。ラインに最も近いデータが選択され、補間に使用されるか、そうでなければ、ラインに関するデータを求めるために結合される。1 つの実施例では、センターライン又はラインのグループがシーケンス内の各データフレームから選択される。別の実施例では、上で論じた変換又は射影を用いてラインが導出される。図 2 の 1 つのデータフレームの場合に示されているように、横軸に沿った射影が選択される。

30

【 0 0 4 5 】

動作 3 8 では、画像が時間と深さの関数として生成される。画像はシーケンスの各画像からの又は画像の部分集合からのデータから生成される。画像を生成するために、データフレームからのデータのラインが結合される。図 6 には 2 次元画像 4 6 が示されており、この 2 次元画像において、扇形形式で横軸に沿った各ラインは異なるデータフレームに対応している。同様に、図 2 には 2 次元画像が示されており、この 2 次元画像において直線形式で横軸に沿って射影された各ラインは異なるデータフレームに対応している。B モードデータが使用されているが、択一的に又は付加的に他のタイプのデータ（例えば、速度又はフローエネルギー又は電力）を使用してもよい。ユーザは、B モードデータ上ではなく、上に重ねるフローデータの間で切り換えてもよい。

40

【 0 0 4 6 】

例えば 3 次元又は 4 次元撮像のために領域をスウィープするために、画像 4 6 は完全な又は所望のデータセットが確実に得られるようにフィードバックを提供する。例えば、画像 4 6 は取得中に実時間で生成される。その際、新たに取得したデータフレームからのデータが先行画像 4 6 に付加される。画像 4 6 は、上下逆及び / 又は左右逆などのように、任意の所望の向きで表示される。

【 0 0 4 7 】

画像 4 6 により、ユーザは、取得が完了し、取得したデータセットがレンダリングされ

50

表示されるまで待つことで時間を無駄にせずに、いつでも取得をキャンセルすることができる。例えば、乳児などの患者が動くと、画像 4 6 は不規則性を示すことがあり、そのことが走査を停止すべきことを示す。ユーザはハードウェア又はソフトウェアボタン/キーを押すことにより又はマウス選択によりいつでも取得をキャンセルすることができる。

【0048】

他のユーザ対話式ディスプレイを設けてもよい。例えば、ポップアップウィンドウ、ボタン、又は他の情報をユーザによる選択のために表示する。ユーザは、ライン 4 7 として示されている ED 又は ES フレームロケーションなどのような、フレームロケーションを編集する。ユーザは取得したデータをその後の処理もしくは表示に十分であるとして受け入れる、又は、検査のためのデータ取得の試行を繰り返すために取得をキャンセルする。

10

【0049】

オプション動作 4 0 では、画像 4 6 の上にオーバーレイが生成される。オーバーレイは周期タイミング又は他の情報を示す。オーバーレイはライン、カラーオーバーレイ、及び/又は記号を含んでいる。例えば、図 1 に関して上で論じたように又は他の方法で求められた周期タイミング情報が、ED 及び/又は ES データフレームの識別に使用される。ブランクライン 4 7 は検出されたフレームを示すためにオーバーレイとして画像 4 6 に挿入されている。択一的には、検出されたフレームのデータの上に色付きのラインが重ねられる。他の実施例では、収縮期データフレームには赤を重ね、拡張期データフレームには青を重ねるなどのように、データフレームのグループごとに、色、明るさ、色相、又は他の特性が変えられる。画像 4 6 は周期のフェーズを示す赤と青の反復パターンを有している。

20

【0050】

動作 4 2 では、波形 5 0 が表示される。この波形はグレースケール値 2 6 のプロットのような周期情報を表している。波形 5 0 は取得したデータの関数であるが、ECG 入力のような他のソースから導出してもよい。波形 5 0 は色分けしてもよいし、又は動作 4 0 のいずれかのオーバーレイに対応するオーバーレイ又は記号を含んでいてよい。

【0051】

オプション動作 4 4 では、画像 4 6 の一部分を指示するユーザ入力にตอบสนองして、シーケンスのサブセットが選択される。ユーザはマウス又はトラックボールを用いて画像 4 6 の一部分を線引きする。線引きされた部分は、使用されるべき又はその後の処理から除外されるべきデータフレームを表す。多重周期取得においては、ユーザが 1 ~ N の心周期の取得をキャンセルする場合、ユーザはすべてのデータを消去してやり直すのではなく、有用なデータを救うオプションを有している。

30

【0052】

図 7 は、超音波データから周期的情報を求めるためのシステム 6 8 の 1 つの実施例を示している。システム 6 8 はプロセッサ 7 0 とディスプレイ 7 2 を含んでいる。異なる付加的なコンポーネント又はより少ないコンポーネントを設けてもよい。例えば、トランスデューサとビームフォーマがプロセッサ 7 0 と接続される。1 つの実施例では、システム 6 8 は医学診断超音波撮像システムである。他の医学的又は非医学的撮像システムを使用してもよい。別の実施例では、システム 6 8 はコンピュータ、ワークステーション、ラップトップ、又は、記憶されたもしくは転送されたデータから画像を生成する他のデータ処理装置である。

40

【0053】

プロセッサ 7 0 は汎用プロセッサ、制御プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、ディジタル回路、アナログ回路、ディジタル信号プロセッサ、これらの組み合わせ、又は他の現在知られているもしくは後に開発される周期情報を求めるための装置である。キャッシュ、バッファ、RAM、着脱可能媒体、ハードドライブなどのようなコンピュータ可読記憶媒体ないしメモリ、又は他のコンピュータ可読記憶媒体が、プロセッサ 7 0 と接続されている。コンピュータ可読記憶媒体はさまざまなタ

50

イブの揮発性記憶媒体と不揮発性媒体を含む。図示されたもしくは本明細書に記載された機能、動作、又はタスクは、コンピュータ可読記憶媒体に記憶された命令を実行するプロセッサ70によって行われる。これらの機能、動作、又はタスクは、特定のタイプの命令セット、記憶媒体、プロセッサ、又は処理戦略から独立しており、単独又は共同して動作するソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって実行することができる。同様に、処理戦略は多重処理、マルチタスク、並列処理などを含んでいてよい。1つの実施例では、命令は医学診断撮像システムによる読み出されるように着脱可能媒体装置に記憶されている。撮像システムは本願で論じた動作を実行するための命令をアップロードする。別の実施例では、命令はコンピュータネットワーク又は電話回線を介して撮像システム又はワークステーションへ転送できるように遠隔地に格納されている。さらに別の実施例では、命令は撮像システム又はワークステーションの中に格納されている。

10

【0054】

プロセッサ70はデータフレームを取得し、図1及び5に関連して上で説明した方法の一方又は両方を実施する。例えば、プロセッサ70はデータフレームの各シーケンスについてデータを少なくとも2つの次元に射影し、射影されたデータの関数としてロケーションを特定し、異なる時間におけるこのロケーションを表すデータの関数として周期情報を求めるように動作する。プロセッサ70はさらなる処理のため又はオーバーレイを有するもしくは有さない画像を生成するために周期情報を使用する。ディスプレイ72は画像情報を受け取り、心拍数、EDタイミング、ESタイミング、オーバーレイなどのような情報、又は他の周期情報を表示するよう動作する。

20

【0055】

上ではさまざまな実施例を参照して本発明を説明したが、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変更及び改良が為されることが理解されなければならない。それゆえ、上記の詳細な説明は限定ではなく例示と見なされるべきことが意図されており、本発明の趣旨及び範囲を規定するのは、すべての等価物を含めた以下の請求項である。

【図面の簡単な説明】**【0056】**

【図1】周期的情報を求める方法の1つの実施例のフローチャートを示す。

【図2】1つの次元に沿って変換されたデータの一例を図表的に示す。

30

【図3】別の次元に沿って変換されたデータの一例を図表的に示す。

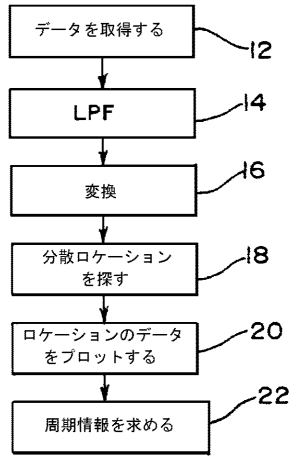
【図4】自動的に求められた周期の一例を図表的に示す。

【図5】周期的情報を用意し表示する方法のフィードバック機構としての別の実施例のフローチャートを示す。

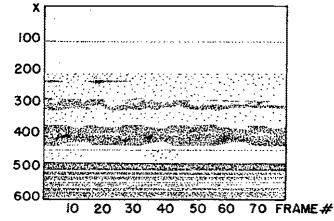
【図6】周期的情報の表示の一例を図表的に示す。

【図7】周期的情報を求めるシステムの1つの実施例のブロック図を示す。

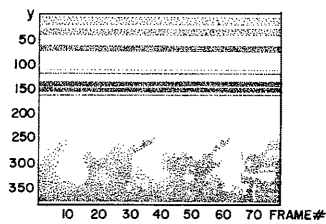
【 図 1 】



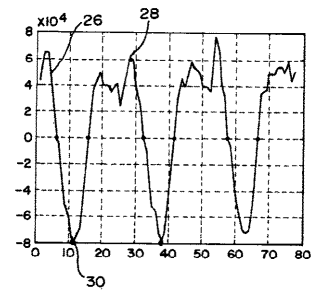
【 図 3 】



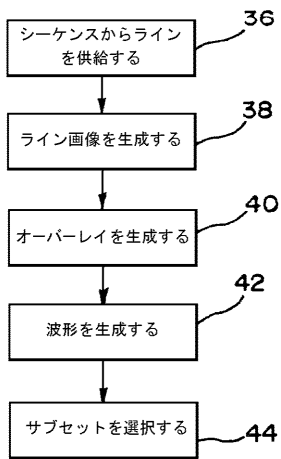
【 図 2 】



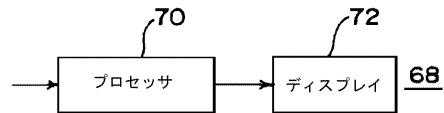
【 図 4 】



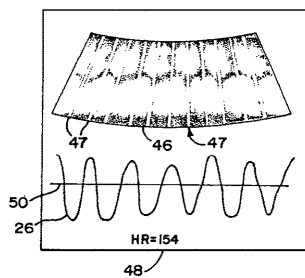
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100099483
弁理士 久野 琢也
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 デシカチャリ ナダドゥル
アメリカ合衆国 ワシントン イサカー サウスイースト サーティシクスス レーン 2374
1
- (72)発明者 アニル ヴィ レルクントワー
アメリカ合衆国 ワシントン イサカー サウスイースト フィフティシクスス ストリート
22500 アpartment 1-203
- (72)発明者 マーヴィン メンシャス スミス-ケースム
アメリカ合衆国 ワシントン ベルビュー 127 プレイス サウスイースト 3033
- (72)発明者 ティモシー シグペン
アメリカ合衆国 オレゴン ポートランド サウスウエスト ミルトル ストリート 2022
- (72)発明者 キャロル エム ロワリー
アメリカ合衆国 ワシントン イサカー 250 アヴェニュー サウスイースト 4046
- Fターム(参考) 4C601 DD15 DD27 DE20 EE12 JB34 JC06

专利名称(译)	用于从超声数据获得周期性信息的方法和系统		
公开(公告)号	JP2006247395A	公开(公告)日	2006-09-21
申请号	JP2006064693	申请日	2006-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	デシカチャリナダドウル ア Nil ヴイレルクントワー マーヴィンメンシャススミスケーズム ティモシーシグベン キャロルエムロワリー		
发明人	デシカチャリ ナダドウル ア Nil ヴイ レルクントワー マーヴィン メンシャス スミス-ケーズム ティモシー シグベン キャロル エム ロワリー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B5/02028 A61B8/0883 Y10S128/922		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE20 4C601/EE12 4C601/JB34 4C601/JC06		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	11/076791 2005-03-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不使用ECG输入的情况下，改进传统心动周期中的帧识别并从超声数据中获取周期性信息。获取代表二维或三维区域的数据帧序列，通过投影转换数据，并基于转换后的数据计算周期定时信息。转换将在一维和二维中投影，并标识最大方差。然后，将表示与最大方差相对应的位置的数据用作循环定时的指标。根据表示位置的数据计算出周期定时信息。[选型图]图1

