

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4219812号
(P4219812)

(45) 発行日 平成21年2月4日(2009.2.4)

(24) 登録日 平成20年11月21日(2008.11.21)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B 8/08
G 0 6 T	7/20	(2006.01)	G 0 6 T 7/20 B
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N 7/18 Q

請求項の数 13 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-548699 (P2003-548699)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成14年11月20日(2002.11.20)		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
(65) 公表番号	特表2005-511129 (P2005-511129A)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(43) 公表日	平成17年4月28日(2005.4.28)	(74) 代理人	100070150
(86) 国際出願番号	PCT/IB2002/004846		弁理士 伊東 忠彦
(87) 国際公開番号	W02003/047433	(74) 代理人	100091214
(87) 国際公開日	平成15年6月12日(2003.6.12)		弁理士 大貫 進介
審査請求日	平成17年11月17日(2005.11.17)	(74) 代理人	100107766
(31) 優先権主張番号	10/010, 298		弁理士 伊東 忠重
(32) 優先日	平成13年12月5日(2001.12.5)	(72) 発明者	ジャゴ, ジェイムズ アール
(33) 優先権主張国	米国 (US)		オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン ドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像安定化システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

視野内の解剖学的構造を撮像する超音波プローブと、
前記超音波プローブに結合されたビームフォーマと、
プローブの動きを推定するプローブ動き推定器と、
解剖学的構造の動きを推定する解剖学的構造動き推定器と、
前記プローブ動き推定器及び前記解剖学的構造動き推定器に応じて時間的に異なる画像の
解剖学的構造を整列させる画像安定化を実行する画像整列器を含む、前記ビームフォーマ
に結合された画像プロセッサと、
前記画像プロセッサに結合された画像ディスプレイと、
前記プローブ動き推定器及び前記解剖学的構造動き推定器に応じて、前記画像整列器によ
って実行される画像安定化を続けるか終了させるかを決定する、安定化決定プロセッサと
を有する、
画像安定化を行う超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記解剖学的に整列された画像は前記画像ディスプレイ上に安定化された画像として順次
に表示される、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記動き推定器は、2つの時間的に異なる画像を画像処理することにより動きを推定する
、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記動き推定器は、MSAD解析、特徴マッチング、相互情報、相関、及び正規化された相関のうちの少なくとも1つを実行する、請求項3記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

ユーザが動作条件を手動で設定するのに用いられるユーザインタフェースを更に有し、前記安定化決定プロセッサは、動作条件の設定に応ずる、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記画像ディスプレイに結合され、ユーザが関心領域の境界を決めるのに用いられるグラフィックディスプレイを更に有し、

前記安定化決定プロセッサは、前記関心領域内の解剖学的構造の画像を安定化させる、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記関心領域内の解剖学的構造の画像を安定化させるよう、前記安定化決定プロセッサが前記ビームフォーマに結合される、請求項6記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記関心領域内の解剖学的構造の画像を画像処理によって安定化させるよう、前記安定化決定プロセッサが前記画像プロセッサに結合される、請求項6記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

第1のリアルタイム超音波画像を受信し、

前記第1の画像とは時間的に異なる第2のリアルタイム超音波画像を受信し、

プローブ動き推定器および解剖学的構造動き推定器がそれぞれ、前記第1の画像と前記第2の画像の間に生ずるプローブ動き及び解剖学的な動きを推定し、

安定化決定プロセッサが、推定されたプローブ動き及び推定された解剖学的構造の動きに応じて、画像整列器による安定化を実行するかどうかを決定し、

前記決定する段階が安定化を実行することを決定した場合、画像整列器が前記第1の画像と前記第2の画像を解剖学的に整列させ、

解剖学的に整列された前記第1及び第2の画像を順次に表示する、

超音波画像ディスプレイを安定化させる方法。

【請求項 10】

推定は、前記第1の画像及び前記第2の画像を相関させることを含む、請求項9記載の方法。

【請求項 11】

推定は、前記第1の画像と前記第2の画像の間でプローブの動きを感知することを含む、請求項9記載の方法。

【請求項 12】

解剖学的に整列することは、超音波プローブの異なる走査線で関心領域を追うことを含む、請求項9記載の方法。

【請求項 13】

解剖学的に整列することは、表示された解剖学的構造を境界が指定された関心領域の内側に維持することを含む、請求項9記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、超音波診断撮像システムに係り、特にプローブ又は解剖学的構造の動きがある場合に安定化される画像を生成する超音波診断撮像システムに関する。

【0002】

超音波診断撮像システムは、リアルタイムの2次元及び3次元撮像により患者の解剖学的構造の診断を可能とする。超音波画像の質及び解像度は、例えば心臓弁の動きや個々の

10

20

30

40

50

血管内の流れの特徴といった最小の解剖学的な細部でさえも医師が位置をみつけ、調べることを可能とする点まで進歩している。しかしながら、動きの影響はかかる進歩を無駄なものとしてしまうことがある。例えば、医師は、器官内の血流の灌流を評価するために幼児の腎臓を撮像しようとすることがある。しかしながら、幼児はこの処置を理解することはなく、医師が超音波システムのプローブを幼児の腹部に安定させて接触させようとしているとき、幼児はもがいたり身をよじったりする可能性がある。幼児がもがくと、連続的な安定したプローブ接触が妨げられ、プローブが心ならずも動くため、画像中の解剖学的構造にジッタが生じ、不規則に動く。医師は、腎臓の適切な画像が得られると感じたときに画像を捕捉するためにフリーズボタンを押すことによりこの状況を克服しようとするが、これは行き当たりばったりの方法である。これらの条件下では、医師は確信のある診断を可能とする画像を得ることができないかもしれない。

10

【 0 0 0 3 】

協力的な患者の場合でも起こる動きの悪影響の例としては、心臓の撮像がある。心臓内科医は、心臓の撮像を行い、心臓弁からの噴き出し又は漏れがあるかどうかを見分けようとすることがある。これらの影響は画像中では非常に小さいものである可能性があり、画像平面又は画像体積中にあるときに瞬間的にのみ生じうる。しかしながら、心臓は拍動するため、同じ場所でそうするのではなく、胸郭内で側方から側方へ振られうる。この器官全体の動きは、心臓弁の近傍での一定の点での合焦を困難とする可能性がある。超音波システムが、より大きい視野の拡大された部分が観察される「ズーム」モードで作動される場合、関心となる解剖学的構造はこの動きによりズーム視野の外へ完全に動いて出る可能性がある。再び、動きは、確信のある診断のために必要な画像の取得を妨げうる。この場合、動きは、超音波プローブの動きではなく体の中の解剖学的構造の動きである。超音波システムは、異なる撮像条件下で診断上有効な画像の取得をより容易にするために、これらの動き上の問題を自動的に改善することが望まれている。

20

【 0 0 0 4 】

本発明の原理によれば、プローブ及び/又は解剖学的な動きの存在下で表示画面上の画像を安定化する超音波システム及び方法が提供される。医師が、特定の解剖学的構造を探するためにサーベイモードでプローブを動かすとき、システムは通常通り振る舞う。しかし、医師が特定の解剖学的構造に注目を集めているとき、システムは表示画面上で見られている解剖学的構造を安定化する。これは、医師の命令により、又は、システムによって適応的になされうる。システムは、安定化モードにあるとき、安定化の有用性を減少させるか、又は、医師がサーベイ動作モードを始めようとしていることを示す動作条件に基づいて画像安定化の努力を終わらせる。

30

【 0 0 0 5 】

まず、図1を参照するに、本発明の原理に従って構築される超音波システムがブロック図の形式で示される。トランスデューサアレイ12を含むプローブは、患者の解剖学的構造を走査するのに用いられる。図中、以下の例のうちの1つにおいて説明するようにプローブが心臓を走査していることを示すよう、解剖学的構造は、トランスデューサアレイの開口の前方の心臓14の形で示されている。アレイトランスデューサ12は、患者の単一平面又は体積的な領域を走査する1次元又は2次元のいずれかのアレイである。アレイからのビームは、患者を走査するようアレイを動かすことにより電子的に又は機械的に操縦(steer)されうる。プローブ10からの超音波ビームの送信及びコヒーレントなエコー信号を形成するための受信されたエコーの処理は、プローブによる送信・受信シーケンスに応じた画像の1つ以上の受信された走査線を形成しうるビームフォーマ16によって行われる。受信された走査線信号は、次に、画像プロセッサ20によって所望の種類画像へと処理される。画像プロセッサは、例えば基本波又は高調波画像信号を形成するよう受信されたエコー信号を処理してもよく、表示のためのドップラ又はBモード信号を生成してもよい。望まれない信号又は画像成分は、画像プロセッサ20によって減少又は除去されうる。望ましくないフラッシュアーティファクトといった動きアーティファクトは、フラッシュ検出器22によって検出されえ、次に信号又は画像処理によって除去されう

40

50

る。フラッシュを検出し抑制する様々な技術が知られており、例えば、ドップラフラッシュについては米国特許第5,197,477号明細書及び第5,782,769号明細書に記載されているもの、並びに、高調波分離フラッシュアーティファクトについては2000年10月20日出願の米国特許出願第09/693,059号明細書に記載されているものがある。画像プロセッサはまた、スキャンコンバージョンといった画像変換操作を行う。標準的な超音波システムでは、画像信号はビデオプロセッサ24に結合され、ビデオプロセッサ24は、画像ディスプレイ26を駆動するのに適した表示信号へと画像信号を変換する。

【0006】

本発明の原理によれば、幾つかの種類動き効果を推定することが可能な動き推定器30が提供される。超音波画像の安定性に影響を与える動き効果は、プローブの動きと、撮像されている解剖学的構造の動きとを含む。動き推定器30は、これらの源の一方又は両方から動きに関する効果を推定する。例えば、プローブ10は、例えば米国特許第5,529,070号明細書に記載の加速度の慣性センサといった動き推定器30に対するプローブの動きの印を与える動きセンサを含みうる。光センサ又は機械センサもまた、プローブの動きを検知するためにプローブ中に使用されうる。これらのセンサからの信号は、図1のシステム中の線52を通じて動き推定器30に結合される。フラッシュを生じさせる動きアーティファクトは、プローブの動き又は解剖学的な動きのいずれかから生じうるものであり、これらの動きの知覚は線54を通じて動き推定器30に結合される。推定された動きはまた、フラッシュ抑制の有効性を改善させるために線55を通じてフラッシュ検出器22に戻るよう結合されうる。ドップラ信号はまた、米国特許第5,127,409号明細書に記載のようにプローブの動きを検出するために使用されえ、線54又は線56を通じて動き推定器30に結合される。

【0007】

解剖学的な動き又はプローブの動きはまた、1つの画像から他の画像へ画像中の解剖学的構造をずらすことにより超音波画像内でそれ自体を明らかにするであろう。この動きは、1つのフレームの信号又は画像内容が、異なる時点において捕捉された他の画像フレームと比較されることにより推定されうる。画像中の動きの検出に使用されうる技術は、特徴マッチング、相互情報、相関、正規化相関、走査線の軸方向上のr.f.相関、又は1999年6月30日出願の米国特許出願番号第09/345,244号明細書に記載の最小絶対値差の総和(MSAD)処理を含む。連続する画像は、このために線56を通じて動き推定器30に結合される。このように処理される画像は、1次元、2次元、又は3次元画像でありうる。1次元画像の例は、例えば血管に対して安定化されるサンプル体積である。

【0008】

動き推定処理の結果は、線58によって画像整列器32に結合される。超音波システムが安定化された画像を生成するとき、画像整列器は、連続する画像中の解剖学的構造を整列させるために、MSAD処理によって解析された時間的に連続する画像の相関係数の形でありうる推定された動きを用いる。結果として、画像は、表示画面上で医師にとっては安定したものと見え、望ましくない動きやジッタがないものとなる。画像整列器は、線62によって時間的に連続する画像を受信し、線64上に安定化された画像のシーケンスを生成し、これらは表示のためにビデオプロセッサ24に結合される。画像整列器32は、安定化決定プロセッサ34から制御線68を通じて命令されると、連続的な画像を整列させる。安定化決定プロセッサ34はまた、制御線66によって制御されるスイッチ76によって示されるようにビデオプロセッサ24への処理された画像信号についての通常の経路を無効とし、それにより表示のために処理されたビデオ信号は、線64上に存在する画像整列器によって生成される安定した信号である。

【0009】

超音波画像安定化の原理を図2a及び図2bに示す。図2aは、プローブ又は心臓が動いているときに捕捉される、心臓の3つの画像82、84、88を示す。画像は、時間的

10

20

30

40

50

に連続して表示されるが、図示のため、図面の中に重なり合っ
て一緒に示されている。画像が捕捉されているときにプローブが動
いていれば、即ち協力的でない患者の場合、心臓は1つの時点
において位置82に現れ、次の画像中は位置84に現れ、また、更
に遅い時点では位置88に現れる。或いは、心臓は拍動している
ためあちこちへ移動することがあり、従って新しいリアルタイム
画像が捕捉されるたびにトランスデューサ開口98中の異なる
位置に現れうる。心臓は、いずれの条件下でも、これらの画像
がリアルタイムで順次に表示されるため1つの位置から他の位
置へとジッタ又はジャンプしうる。心臓の中の特定の位置、例
えば、1つの心臓画像中のボックス83、次の画像中でボックス
85、第3の画像の中でボックス87によって象徴的に示されてい
る心臓弁等、における動作を医師が診断しようとしている場合、
この画像の小さい部分は画面上を飛び回るため、そのような診
断はほとんど不可能である。医師は、フリーズされた画像が当
該の解剖学的構造のはっきりとした表示を含むことを期待して、
超音波システム制御パネル40上の「フリーズ」ボタンを押すこと
によって問題を克服しようとする。必ずしもはっきりとした表
示が得られるとは限らず、いずれにしても、診断上の専門的な
技能ではなく運のよさによるものである。更に、医師は、心臓
弁といった解剖学的特徴の動的な特徴を評価することに関心
をもちうるが、これは1つのフリーズした画像で行うことは
できない。

【0010】

本発明の1つの実施例は、同一の解剖学的構造を表示画面上
の同一の場所に一貫して表示することによってかかる画像の
ジャンプ又はジッタ又はぼけを除去することを試みる。画像
整列器が連続する画像の解剖学的構造を整列するのに成功
すると、各連続する画像は、先行する画像中の同一の解剖
学的構造の位置と整列して表示される。医師から見ると、
解剖学的構造は、画面上で静止したままであるかジッタ無
しに動いている。これは、図2bに示されており、心臓の各
連続する画像82、84、88は、先行する心臓画像と同一
の位置に表示され、心臓弁は連続する画像中で同じ位置
83、85、87に配置されている。これはリアルタイム画像
表示中でジッタ又はジャンプの多さを有効に除去する。医
師は従って、安定化された画像から確信のある診断を行う
ことが可能であり、或いは所望の解剖学的構造が安定化
された画像中に描画されたときに「フリーズ」ボタンを高
い信頼性で押すことができる。解剖学的構造の動的な特
徴が評価されているとき、リアルタイム画像のシーケンス
は捕捉され、Cineloop(登録商標)メモリに格納され、
画像中の解剖学的構造は整列され、安定化されたシーケ
ンスは安定化されたリアルタイムシーケンスとして再生
される。Cineloopメモリ中の安定化されたシーケンスの
レビューは、心臓弁の動きといった動的な特徴の評価を
可能とする。

【0011】

図3は、本発明の画像安定化システムの動作の機械的に
類似したものを示す。図中、質量92を基礎又は基部90
に関連して示す。基部の(x, y)座標は、現在画像の座
標と同等である。質量92の座標は、基部に対して安定
して配置されるべき安定化された画像、即ち質量、の
座標を表わす。この場合、基部に対する質量92のいかな
る平行移動も、動き安定化要素を表すバネ95、97及び
ダッシュポット94、96によって減衰される。画像(質
量)の検出される動き及び速度は、基部90に対する質
量92の位置を計算するのに用いられる。このようにして、
リアルタイムの安定化された画像シーケンスは、安定化
のための参照として質量の座標を用いることにより得
られる。

【0012】

図1の安定化決定プロセッサ34は、プローブ又は解剖
学的構造の動きについての画像をいつ安定化させる試
みを行うか、また、かかる試みをいつ禁止すべきかを
知的に決定するよう動作する。禁止は、安定化処理を
停止することだけでなく、安定化が試みられた画像
の表示を防止することを含む。安定化決定プロセッサ
34は、手動又は自動の適応制御で動作しうる。例
えば、医師は、超音波システムを、関心となる解剖
学的構造の位置を医師が見つけようとするサーベ
イモードで操作しうる。これを行っている間、医師
は、制御パネル40上の制御を「サーベイモード」に
設定しうる。超音波システムがサーベイモードにあ
るとき、医師は関心となる解剖学的構造について探
しているときに体の内部の絶え

10

20

30

40

50

ず変化するビューを見ることを望むため、安定化決定プロセッサ34は画像を安定化させる試みを行おうとしない。安定化決定プロセッサ34からの制御線66、68は、画像整列器32が連続的な画像を整列させることを試みることを無効とし、スイッチ76を有効に閉じ、画像プロセッサ20からビデオプロセッサへ進むよう、リアルタイム画像の通常の連続を可能とする。

【0013】

サーベイモードにあるとき、医師は、詳細に調べたいと思う画像中の解剖学的特徴を見つけることができる。医師は、関心となる特徴が連続的に画像視野内にあるようプローブを動かすのをやめ、制御パネルを「ターゲットモード」に設定する。ターゲットモードでは、超音波システムは、関心となる解剖学的特徴が画像中に静止したままとなるよう、画像を安定化させるよう試みる。画像整列器32は、連続する画像を安定化し始めるよう命令され、スイッチ76は有効に開かれ、画像整列器32からの安定化された画像の流れが表示画面26上に現れる。

10

【0014】

上述のように画像安定化の手動作動に依存するのではなく、安定化決定プロセッサ34は、画像安定化を試みるのをいつ開始及び停止するかを適応的に決定する。安定化決定プロセッサは、図1に示すようにその入力線上で受信した情報を処理することによってこれを行い、図4に示す決定テーブルによって示されるような受信された情報に基づいて決定を行う。上述のサーベイモード及びターゲットモードの場合、医師がプローブを素早く動かしているとき又は体を横切って長い距離に亘って動かしているとき、この動作は幾つかの方法で検出される。このプローブの動きは、プローブ動きセンサによって推定され、線52を通じて動き推定器へ通信されることによって推定されてもよく、又は、画像中の顕著な動きアーティファクト又は、画像から画像への強いドップラ信号、又は異なる解剖学的構造が画像に入りその後出るため1つの画像から他の画像への内容のゼロ又はゼロに近い相互相関によって推定されてもよい。この動き情報は、線74を通じて安定化決定プロセッサ34へ通信される。安定化決定プロセッサは、画像中のプローブ又は解剖学的構造が長い距離に亘って動いたか、又は、プローブ又は解剖学的構造が素早く動いているかの結論を得る。これらの条件下で、画像安定化は始まらず、又は安定化が以前に始まっている場合はロック解除され（禁止され）る。

20

【0015】

他方で、医師が幾つかの関心となる解剖学的構造の位置を見つけると、プローブの動きは、医師が画像中の解剖学的構造に焦点を当てるとほとんど停止する。動きは、解剖学的構造がゆっくりとうごき、短い距離に亘って動くように見えるときの、プローブ又は解剖学的構造の動きだけである。これは、患者が協力的でないこと、患者が呼吸していること、又は心臓といった器官の自然の動きによるプローブの望ましくない動きでありうる。この短い距離に亘るゆっくりとした動きが動きセンサによって検出される場合、安定化決定プロセッサ34は、制御線66、68を通じて安定化処理を作動させるか、以前に作動された安定化処理を動作状態にロックしたままとさせる。

30

【0016】

医師が、解剖学的構造の1つの部分の診断を終了し、他の関心となる特徴を探し始めると、画像中のプローブ又は解剖学的構造は、かなりの距離に亘ってゆっくりと動き始め、新しい解剖学的構造がプローブの画像開口に入りその後出る。この条件が検出されると、安定化決定プロセッサ34は、医師が解剖学的構造のサーベイを再び始めることができるよう、安定化処理をロック解除することによって応答する。視野の中へ動きその後出る解剖学的構造を整列させようとする試みは無駄なものであり、なぜならば画像中に維持されている任意の特徴は直ぐにビューから消え、続く整列のためには利用可能でないからである。

40

【0017】

図4の決定テーブルは、画像処理に基づく幾つかの決定規準を示す。1つは、1つの画像フレームから他の画像フレームへの画像中の幾つかの画素のみの動きが、安定化処理が

50

ロックされたままとされ、動作し続けるという決定を与えることである。このような条件の例としては、心臓の撮像があり、心臓は画像中で安定し静止したままに維持されるが、弁は開いたり閉じたりすることがわかる。弁の動きは、それらが配置されている画像の小さい領域中で弁が顕著に変化するように見える画素を生じさせるが、心臓の残る部分を表示する画素は、1つのフレームから他のフレームへ比較的静止したままであり、心臓が拍動するにつれて動くのみである。安定化決定プロセッサ34は、この条件を検出すると、医師がプローブを安定させて持とうと試み、が図の同一の領域中で拍動する心臓を安定化させようとする想定する。心臓の動き又は振れ (swinging) は、可能であれば、安定化処理中に除去されるが、心臓が拍動するのに伴う心臓の形状の変化、並びに、心臓弁が開くとき及び閉じるときの心臓弁の動きといった局所化された動きについて補償することについての試みはされない。

10

【0018】

決定テーブルに示された他の条件は、画像中の多くの画素がフレームからフレームへ移動することである。これは、MSAD処理として画像処理によって検出されうる他の条件である。画像中の多くの画素が動くとき、即ち大局的な動きの条件では、特に、条件が幾つかのフレームに対して維持されるか、同じ方向で繰り返される場合、医師は異なる解剖学的構造を探しているためである。これらの条件下では、安定化決定プロセッサ34は、安定化処理をロック解除される。しかしながら、以下に説明するように、医師がプローブを「サーベイ」モードで動かしているとき、ジッタを除去するのが望ましいことがある。画像中の多くの画素の短い突然の動きは医師又は協力的でない患者による反射的な動きによるものでありうるため、決定は、図4中のテーブルでアスタリスク(*)とともに示される。従って、安定化決定プロセッサ34は、多くの画素の瞬間的な動きのために、より長い期間の効果が登録されるまで、安定化モードにロックされたままとなりうる。

20

【0019】

図4の表はまた、MSAD処理といった連続的な画像の位置合わせ処理から生ずる低い位置合わせ係数の条件を示す。低い位置合わせ係数は、例えば、プローブが2次元画像に対して仰角(elevation)方向に動くとき、又は長い距離に亘って面内(in-plane)の動きが生ずるときに生じうる。これらの条件は、安定化を維持することが困難であるかそうでなければ不可能である条件であり、従って低い位置合わせ係数に対する通常の応答は安定化動作をロック解除すること又は禁止することである。

30

【0020】

本発明の実施例によるかなり強調された超音波撮像の特徴は、幅広いビュー画像中に見つけられる特徴がより詳細な解析のために拡大される「ズーム」特徴である。図5は、血管70を示す超音波画像60を示す。一般的には、かかる画像は、血管70内の血流の速度又は強度が色で示されるカラーフロー画像として表示される。この例では、血管70の分岐72が、医師によって、更なる検査のためにターゲットとされる。分岐72を含む画像中の関心領域(ROI)は、ボックス86によって線引きされている。分岐72は、ボックス86中の解剖学的構造をフル画像60と同じ寸法の拡大されたビューの中に表示することによって拡大又はズームされる。これは、ボックス86中の画素を、ズームされたROIがフルサイズの画像として示されるより大きい表示マップへ再マップすることによって行われうる。ズームされた時にROIがフルサイズボックス中の解剖学的構造を安定化させるよう画像をズームするとき、医師が解剖学的構造の詳細な評価を行うことを可能とすることが望ましい。本発明の原理に従ってこれを行うための1つの方法は、フル画像60がn本の走査線(そのうちエッジ走査ライン1及びnは画像60の一番上にラベルづけされる)によって走査されうることに留意することである。ROIボックス86は、n本の走査線の走査線j乃至kによってのみ走査される。しかしながら、解剖学的構造72又は撮像プローブが動くと、ROIボックスは異なる一組の走査線のビューの視野内にある。例えば、ボックス86は、左へ2本の走査線の距離だけ動くと、走査線j-2乃至k-2によって走査される。図1の安定化システムは、線78を通じてビームフォーマへ走査線j-2乃至k-2でROIを走査するよう命令を発行することにより、また、走査

40

50

線 $j - 2$ 乃至 $k - 2$ の横方向の範囲内で R O I をズームするよう画像プロセッサに命令を与えることによって、この動きに反応する。いずれの場合も、安定化は R O I ボックス 86 内で解剖学的構造に対して行われる。

【 0 0 2 1 】

動く R O I ボックスの問題に対する他のアプローチは、解剖学的構造の動きを追跡し、次に、超音波システムのために R O I ボックス 86 を解剖学的構造又はプローブの動きと同期させて動かすことである。これは、血管 72 を、画像全体が動くときであっても R O I ボックス 86 内に常に位置したままとさせる。これは、定量化された測定値のインテグリティが、例えば R O I ボックス内の解剖学的構造に対して時間に亘って行われるままに維持する。3次元撮像の場合のように、画像データセット中に仰角次元が表されているとき、3つの方向全てにおける動きは、関心となる解剖学的構造を追跡し解剖学的構造の安定化に対するロックを維持するよう、分析されうる。隣接した平行な画像平面上にある3つの画像平面の単純な場合、表示される平面は、一般的には中央の平面であり、これは仰角開口の中心にある。しかし、仰角次元に動きが生じ、表示されている解剖学的構造が隣接する仰角平面へと動いた場合、表示された画像として隣接仰角平面を用いることによって画像安定化はなお行われうる。2次元アレイは、超音波システムが1つの平面から他の平面へと仰角次元中で動きを追跡することを可能とすることが認められよう。この可能性はまた、3次元データセットから合成された平面である多平面リフォーマット (M P R) 平面が、関心となる解剖学的構造が M P R 平面から多の平面へ動くにつれて追跡することを可能とする。解剖学的構造が異なる M P R 平面へ動くと、M P R 画像のために新しい一組の平面座標が用いられ、動きが存在する場合でも表示画面上で解剖学的構造が静止したままであることを可能とする。面内の動きを追うために用いられる相関では、フレームからフレームへの相関の相互相関係数は、一般的に安定化に用いられる。動きが、面内次元ではなく仰角次元に追跡されるとき、フレームからフレームへの非相関はしばしば、安定化意思決定を行うときの望ましい指標である。

【 0 0 2 2 】

画像安定化のために動き推定器 30 によって推定される動きは、他の目的のために使用されうる。検出される動きは、フラッシュ抑制アルゴリズムに対して、例えばアルゴリズムのパフォーマンスのロバストさを改善させるために供給されうる。本発明のより安定化される画像は、一般的には、通常は何らかの形の時間的な平均化を含む改善された持続的な処理を示す。空間座標が画像の時間的なシーケンスに亘って維持されるとき、例えばビークフロー速度が時間的に持続される米国特許第 5, 215, 094 号明細書に示されるように、持続的なアルゴリズムはよりよく動作する。

【 0 0 2 3 】

上述したように、ビューの所望の動きを続けることを可能としつつ、プローブが体に沿って意図的に動かされている間に画像中の「ジッタ」を取り出すことが有用なことがある。望ましくないジッタは、しばしば、比較的高い周波数、短い持続時間の動きによって特徴付けられ、これに基づいて区別されうる。本発明の更なる面によれば、ジッタが存在するとき、リアルタイム撮像は、 x 方向及び y 方向で連続する画像の間の平行移動を推定することにより、安定化されうる。両方の方向の動きの測度もまた推定され、これは所与の方向をフレーム間時間間隔で割った比に等しい。各方向上の現在画像と先行画像の間の平行移動は、例えば 10 乃至 15 枚の画像といった N 枚の先行画像の間の平行移動と一緒に用いられ、有効に低域通過フィルタリングされ、先行画像に対する現在の画像について各方向にフィルタリングされた平行移動値を生じさせる。低域通過フィルタリングは、望ましくない高周波数の動き (ジッタ) よりも低いカットオフ周波数を有する Butterworth フィルタといったデジタルフィルタによって実行されうる。低域通過フィルタリングはまた、図 3 にモデル化されるように平均化処理によって、又は慣性フィルタによって、 N 枚の先行画像の累積的な動きを統合することによっても達成されうる。慣性フィルタは、上述の速度推定値を用いる。現在画像中の参照点は、画素の原点、画像のコーナ、又は他の識別される参照点に対して決定され、新しい画像は、フィルタリングされた平

10

20

30

40

50

行移動値に従って新しい参照点へ歪められるか平行移動される。このフィルタリングされた平行移動値は、実質的にはユーザによるプローブの意図的な動きを表わすが、望まれていない画像ジッタによる動きを減少させるためにフィルタリング処理によって減衰される。持続性が用いられる場合、持続性の計算において以前に用いられたフレームはまた、普遍的なアルゴリズムの満足のいく動作のために現在画像に整列されるべきである。プローブは、体の表面を横切って動かされるため、プローブの動きから生ずる意図的な動きの殆どはx方向であり、y方向には意図的な動きはほとんどない。このことは、フィルタリング処理のために時定数又はカットオフを選ぶときに考慮に入れられ、y方向フィルタリング処理では、x方向フィルタリング処理に用いられるよりも小さい時定数又はより低い周波数カットオフが用いられる。所望であれば、フレームからフレームへの平行移動に最大限界が設定されえ、限界を超える推定値を用いた平行移動は限界値に制約される。

10

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の原理により構築された超音波システムをブロック図の形式で示す図である。

【図2 a】超音波画像の安定化を示す図である。

【図2 b】超音波画像の安定化を示す図である。

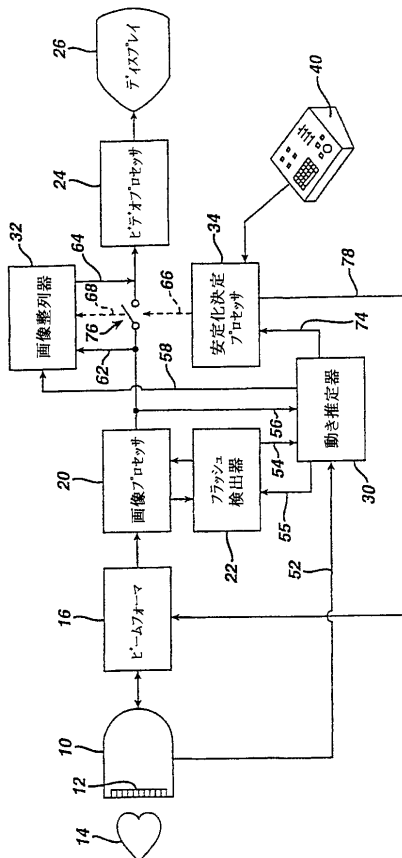
【図3】機械的な同等のものによる画像安定化の原理を示す図である。

【図4】安定化動作モードのままにいるか終了するか動作のために本発明の実施例が用いる決定テーブルを示す図である。

20

【図5】関心領域の境界を画成するボックスを有する超音波画像である。

【図1】



【図2 a】

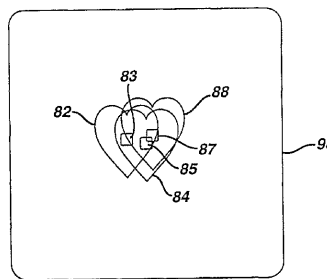


FIG.2a

【図2 b】

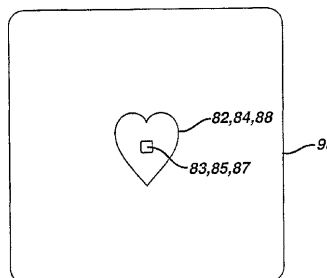


FIG.2b

【 図 3 】

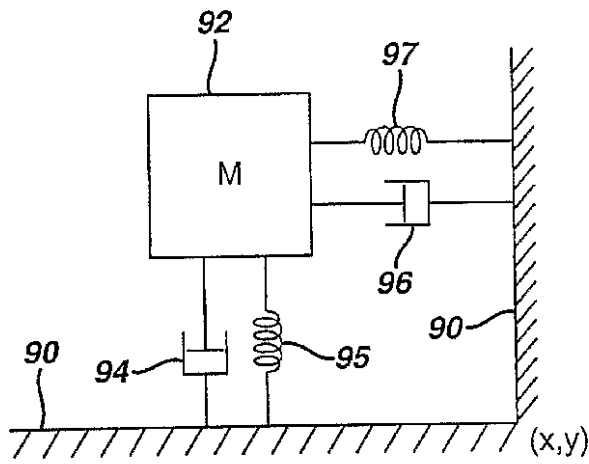


FIG.3

【 図 4 】

条件	安定化決定
プローブ/解剖学的構造が 大きい距離に亘って動く	ロック解除
プローブ/解剖学的構造が すばやく動く	ロック解除
プローブ/解剖学的構造が 短い距離に亘ってゆっくと動く	ロックされたまま
プローブ/解剖学的構造が 長い距離に亘ってゆっくと動く	ロック解除
画像中のわずかな画素が動く	ロックされたまま
画像中の多くの画素が動く	ロック解除*
低相関係数	ロック解除

【 図 5 】

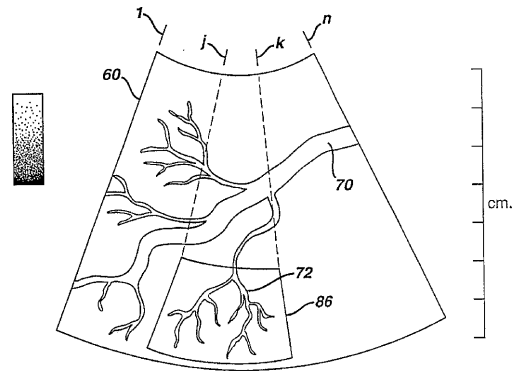


FIG.5

フロントページの続き

(72)発明者 オルソン, ラーズ ジェイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平05 - 168626 (JP, A)
特開平07 - 178086 (JP, A)
特開平11 - 151246 (JP, A)
特開平08 - 332187 (JP, A)
特開2000 - 229081 (JP, A)
特表2002 - 526225 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08
G06T 7/20
H04N 7/18

专利名称(译)	超声图像稳定系统和方法		
公开(公告)号	JP4219812B2	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	JP2003548699	申请日	2002-11-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ジャゴジェイムズアール オルソンラースジェイ		
发明人	ジャゴ,ジェイムズ アール オルソン,ラース ジェイ		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/20 H04N7/18 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/66		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5276 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/66		
FI分类号	A61B8/08 G06T7/20.B H04N7/18.Q		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/010298 2001-12-05 US		
其他公开文献	JP2005511129A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声诊断成像系统，其中在存在探头运动，解剖学运动或两者的情况下稳定解剖结构的图像。决策处理器分析运动的影响并决定是否禁止或允许图像稳定。基于探针运动检测，图像分析或两者，在解剖学上对准图像。稳定系统可以手动或自动操作，也可以自适应操作。