

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4172962号

(P4172962)

(45) 発行日 平成20年10月29日 (2008.10.29)

(24) 登録日 平成20年8月22日 (2008.8.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-222307 (P2002-222307)
 (22) 出願日 平成14年7月31日 (2002.7.31)
 (65) 公開番号 特開2003-61961 (P2003-61961A)
 (43) 公開日 平成15年3月4日 (2003.3.4)
 審査請求日 平成17年7月28日 (2005.7.28)
 (31) 優先権主張番号 09/918866
 (32) 優先日 平成13年7月31日 (2001.7.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (72) 発明者 ダグフィン・サエトレ
 ノルウェー、エヌー3183、ホルテン、ネドレ・ケイセマーク・27番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 参照画像を同期させた超音波画像取得法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の生理学的サイクルを連続的に監視して、前記生理学的サイクルの特性を表す電気信号を出力するモニタ (32) と、
 電氣的付勢に応答して波動エネルギーを送出すると共に、戻ってきた波動エネルギーを電気信号に変換する複数のトランスジューサ素子を含むトランスジューサ・アレイ (2) と、
 表示モニタ (18) と、
第1の期間中に前記患者を通る走査平面に沿って取得した第1列の画像フレームを含む参照画像ループを複数の段で構成されるストレス・プロトコルのうちのどの段で画像ループが取得されたのかについての識別を含むループ・ヘッダとともに記憶するメモリ (16)

10

と、
 オペレータ入力を受け取るオペレータ・インターフェース (24) と、
前記トランスジューサ・アレイを制御して前記第1の期間の後の第2の期間中に第2列の画像フレームを含む生の画像ループを取得し、
前記メモリから前記生の画像ループの段よりも前の段の画像フレームを含む前記参照画像ループを検索し、
前記モニタの出力に基づいて前記参照画像ループと前記生の画像ループとを同時に表示するように前記表示モニタを制御するコンピュータ (14、28) と、を有しているイメージング・システム。

【請求項 2】

20

更に、オペレータ入力を受け取るオペレータ・インターフェース(24)と、前記オペレータ・インターフェースを介して入力された情報に基づいて、ストレス・プロトコルのどのセルがアクティブであるか決定するためのストレス・プロトコル・ソフトウェア(30)とを含んでいる請求項1記載のイメージング・システム。

【請求項3】

前記メモリは複数の異なる投影について参照画像ループを記憶し、前記コンピュータは更に、前記アクティブな段のセルの所望の投影に対応する投影を持つ前記複数の参照画像ループのうちの1つを検索するようにプログラムされている、請求項2記載のイメージング・システム。

【請求項4】

前記ストレス・プロトコルが、休止、低供給量、ピーク供給量及び回復の4つの段を持つ請求項1乃至3のいずれかに記載のイメージング・システム。

【請求項5】

前記モニタはECGモニタを含んでいる、請求項1記載のイメージング・システム。

【請求項6】

前記第1及び第2の画像ループは、前記モニタ出力のQRSトリガによって決定された時点に開始して、同期して表示される、請求項1乃至5のいずれかに記載のイメージング・システム。

【請求項7】

前記参照画像ループ及び生の画像ループは、前記モニタによって取得された前記生理学的サイクルの特性に基づいて定まる開始時点に表示される、請求項1乃至6のいずれかに記載のイメージング・システム。

【請求項8】

前記プログラムは、前記生理学的サイクルの前記特性が前記モニタによって検出される度毎に、前記参照画像ループの速度を更新する表示プロセッサ・ソフトウェア(14)を含んでいる、請求項7記載のイメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断用イメージング・システムに関するものであり、特に、超音波イメージング・システムを使用して患者の身体部分の画像ループを取得することに関するものである。

【0002】

【発明の背景】

診断用超音波イメージングの利点の1つは、実時間の画像を作成できることである。この能力は、絶え間なく運動する器官、すなわち心臓の生理学を研究する超音波心臓検査法において特に有利である。対照的に、腹部及び産科の超音波検査の場合、検査している組織及び器官が実質的に静止しているか又は非常にゆっくりと運動するので、実時間イメージングは必要ではなく、静的イメージングが可能である。

【0003】

心臓の電氣的活動により、身体表面上に電位が生じる。身体の任意の所与の位置で、この電位は心臓の全ての領域からの寄与分を含んでおり、特定の領域からの寄与分は該領域から身体上の位置までの距離の自乗に反比例する。心臓及び胸部の解剖学的構造が与えられていると、身体表面上の殆どの位置における電位は心臓の大部分からの電気活動の和を表す。

【0004】

身体表面式の心電図(ECG)は心臓の電氣的活動の測度である。ECGは身体表面上の2つの点の間の電位差の測度を連続的な時間の関数として提供する。ECGは、標準的なECG電極を使用して定期的に測定される。超音波においては、ECG信号を記録するために3つの電極が通常使用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

電極を人体の胸に付けた後、制御されたプロトコルを使用して患者の心臓に生理学的にストレスを加えることができる。プロトコルは運動による又は薬理学的なストレス試験のいずれかで構成することができる。例えば、トレッドミルを使用して患者に運動試験を受けさせることができる。上り下り運動又は自転車エルゴメータのような、トレッドミルの代りのものを使用してもよい。一般的には、ストレス・プロトコルは幾つかの段階を有してよく、例えば、制御及びウォームアップ段階、次第にストレスを重くしていく段階、緩和段階、及び試験から 15 分後と 24 時間後との間に生じる記録段階を含んでいてよい。ECG 信号の記録は、これらの段階の内の任意の段階で又は全ての段階で行ってもよい。

10

【 0 0 0 6 】

典型的には、超音波心臓検査技師は超音波検査について、その後の研究及び診断のために記録を取る。超音波ストレス検査を行うとき、異なるストレス・レベルでそれぞれ画像ループが取得される。「画像ループ」は 1 つ又はそれ以上の心拍動サイクルから得られた一連の画像であり、これらはエンドレスに繰り返して再生表示することができる。診断が異なるストレス・レベルで心臓の同じ断面から得た画像ループ同士の比較に基づいてなされるとき、これらの異なるストレス・レベルで取得された画像ループが心臓の同じ投影又は切断平面からのものであることが重要である。

【 0 0 0 7 】

また超音波の他の用途でも、記憶されている画像と比較すべき新しく取得される画像が同じプローブ位置及び同じ走査平面で取得されることを保証するために、記憶されている画像を生取得画像と比較することは有益であると考えられる。

20

【 0 0 0 8 】

【発明の概要】

本発明は、以前に取得した画像と比較するために生理学的構造の画像を取得するとき正しい投影/切断平面が得られるように超音波スキャナのユーザを案内し支援するシステム及び方法を対象とする。本発明の好ましい実施形態によれば、超音波スキャナ画面領域は 2 つの部分に分割され、その内の一方の部分は参照画像ループを示し、他方の部分は生の画像ループを示す。2 つ以上の参照画像ループを示してもよく、例えば、ベースライン及び以前のストレス・レベルの両方からのストレス・エコー参照画像ループを 3 画像画面レイアウトで示すことができる。

30

【 0 0 0 9 】

参照画像ループは患者の ECG 信号に基づいて生の撮像と同期させる。この代わりに、心拍動と同期して変化する幾つかの他の生理学的信号、例えば、血圧、ドップラー信号、フレーム相関係数や、画像自身内の関心のある領域からの平均グレースケールさえも使用することが可能である。ループの周期(繰返し時間)が、以前の心拍動サイクル(1 つ又は複数)を使用して予測される。

【 0 0 1 0 】

ストレス検査における参照画像ループは、典型的には、ベースライン及び/又は以前のストレス・レベル(1 つ又は複数)を示し、また参照画像は、ユーザがプロトコル検査を行っているとき正しい投影/切断平面に自動的に更新される。プロトコルは、予め定められた一連の画像取得である。ストレス検査において、プロトコルは、画像の 2 次元マトリクスで該検査に使用される投影/切断平面及びストレス・レベルを定義する。

40

【 0 0 1 1 】

超音波イメージングにおける不可欠で困難な部分は、可能な最も良好な画像を生じさせるプローブ位置及び走査平面を見つける処理である。異なる画像取得からの画像同士を比較するとき、同じ投影(同じプローブ位置及び同じ走査平面)を得ることが出来ることが重要である。本発明は、画像取得の際に選択することのできる生の比較オプションをユーザに提供するとき、処理を一層容易にする。ユーザは、画像を取得しながら、比較のために使用される参照画像ループに従って整列させていることを実時間で見る事ができる。

50

【 0 0 1 2 】

ストレス検査において、ユーザはこの新しい手法を使用して画像を一層早く且つよりよい正確さで取得することができる。参照画像ループを使用することにより、対応する投影を取得することが一層容易になり、従って僅かに異なる投影を比較する危険性が低減される。もし2つのストレス・レベルでの画像ループが僅かに異なる角度で取得された場合、一方のストレス・レベルから別のストレス・レベルへの壁の運動の変化が誤って解釈される危険性がある。

【 0 0 1 3 】

またストレス検査において、本発明は、検査が進行している時に異なるストレス・レベルにおける心臓の状態を直接比較することができるので、検査中に患者に何が起きているかに関して付加的な情報を提供する。

10

【 0 0 1 4 】

本発明の好ましい実施形態によれば、システム・オペレータによる参照画像ループ表示オプションの選択にตอบสนองして参照ループ画像を表示するアルゴリズムは、ソフトウェアで具現化される。正しい参照画像ループが、ストレス・プロトコル内のどのセルがアクティブであるかに基づいて画像フレーム・メモリ（すなわち、シネ・メモリ）から自動的に検索される。参照画像ループは、生のECG取得によって得られたカレントの心拍数に基づいてソフトウェアにより自動的に設定される速度で循環させる。参照ループの表示は、生のECG信号からのQRSトリガ検出時に又は何らかの他の信号内の対応する点に基づいて「リセット」される（ループ内の第1の画像から開始する）。

20

【 0 0 1 5 】

本発明のその他の面は以下に開示し、また特許請求の範囲に記載する。

【 0 0 1 6 】

【 好ましい実施形態の詳しい説明 】

図1は、一型式（Bモード・イメージング）の従来の超音波イメージング・システムについての基本的な信号処理系を示す。しかしながら、本発明が他の走査モード（例えば、TVI）に関連して用い得ることを理解されたい。

【 0 0 1 7 】

図1について説明すると、超音波トランスジューサ・アレイ2が走査線に沿って音波バーストを送出するように作動される。戻ってきたRF信号がトランスジューサ素子によって検出されて、ビームフォーマ4によって受信ビームに形成される。各走査線についてのビームフォーマ出力データ（I/Q又はRF）が処理系6に通される。処理系6は、Bモードの場合、等化フィルタ処理、包絡線検波及び対数圧縮を含む。走査ジオメトリに依じて、数百までのベクトルを使用して、一つの音波画像フレームを形成してもよい。一音波フレームから次の音波フレームへの経時的な遷移を滑らかにするために、何らかの音波フレーム平均化8を走査変換の前に行ってもよい。フレーム平均化はFIR又はIIRフィルタによって具現化し得る。一般的には、圧縮画像はR-θフォーマット（セクタ走査の場合）であり、このフォーマットはビデオ表示のために走査変換器10によって、X-Yフォーマットへ変換される。システムによっては、フレーム平均化は走査変換の前の音波フレームよりはむしろビデオX-Yデータについて行ってもよく（破線のブロック12で示す）、また、所与のビデオ表示フレーム速度を達成するために、時には複製のビデオ・フレームを音波フレーム相互の間に挿入してもよい。ビデオ・フレームが表示プロセッサ14へ通され、表示プロセッサ14は基本的には、表示モニタ18上にビデオ表示するためにビデオ・データをグレースケールマッピングする。表示プロセッサ14からのグレースケールマッピングされた画像フレームはまた、プリンタ20で印刷することができる。

30

40

【 0 0 1 8 】

システムの制御はホスト・コンピュータ22で集中して行われ、ホスト・コンピュータ22は、オペレータ・インターフェース24（例えば、制御パネル）を介してオペレータ入力を受け取り、次いで様々なサブシステム、例えば、ビームフォーマを制御し且つ同期化する。（図1には、画像データの転送経路のみが示されている）。Bモード・イメージン

50

グの際、長い一列の最新の画像がシネ・メモリ 16 に記憶されて連続的に自動的に更新される。システムによっては、R - θ 音波画像をセーブ（保存）するように設計され（このデータ経路が図 1 に破線で示されている）、また、他のシステムでは、X - Y ビデオ画像を記憶している。シネ・メモリ 16 に記憶された画像ループはトラックボール操作を介して再検討することができ、また画像ループの一部を選択してハードディスクへ記憶させることができる。フリーハンドの 3 次元イメージング能力を備えた超音波スキャナでは、シネ・メモリ 16 に記憶されている選択された画像列が、3 次元再構成のためにホスト・コンピュータ 22 へ伝送される。再構成の結果がシネ・メモリの別の部分に書き込まれ、そこから表示プロセッサ 14 を介して表示システム 18 へ伝送される。更に、ホスト・コンピュータ 22 は、ビデオ X - Y データのカレントのフレーム（又は、最新のフレーム列）の関数として様々な動作パラメータを制御するようにプログラムしていてもよい。これは、ユーザ制御パネルを介してデータのカレントの画像フレームをフリーズ（静止）させ、データを解析し、次いで適応アルゴリズムに従って適切なシステム・パラメータを設定することによって達成される。適応パラメータ最適化が完了したとき、ユーザは制御パネル 24 を介して該フレームの表示のフリーズを解除する。

10

【0019】

ホスト・コンピュータ 22、プロセッサ 6 及び走査変換器 10 のそれぞれの機能は、同じコンピュータによって実施することができる。

【0020】

図 1 に示したシステム（及び図示していない他のシステム）は超音波ストレス検査を実施するために使用することができる。図 2 は、心臓のような解剖学的構造 26 の典型的な超音波セクタ走査画像を示す。特徴部 28 は心室の輪郭である。画像は、一平面内の扇形領域を横切る複数の走査線又はビーム 30 を形成する従来のトランスジューサを使用して得られたものである。図 2 の例では、一画像あたりの走査線 30 の数は典型的には 128 本以上である。走査線データは、従来のように、超音波画像プロセッサによって処理されて、一列の画像フレームとして表示モニタ上で観察される。扇形領域 32 を通る各々の相次ぐパス（例えば、図 2 の例では 128 本の走査線）によって形成された画像は、1 つの画像フレームを定める。超音波装置の「画像フレーム速度」は、単位時間あたりに得られる画像フレームの数である。典型的なフレーム速度は、25 ~ 60 フレーム数 / 秒（FPS）にし得る。「画像フレーム周期」は隣り合うフレーム相互の間の時間である。図 2 において、参照番号 34 は走査パラメータ「頂点距離」を表す。「頂点距離」は、トランスジューサの送信器の放射点から、データ収集が始まる画像領域までの距離である。走査線 128 に沿った点は、走査線データ点を表す。各々のデータ点は、最終的には表示モニタ上の画素値を表す。例示の目的で、128 番目の走査線に沿って 14 個のデータ点が示されている。典型的な走査線 30 は実際には 300 ~ 400 個のデータ点を有する。

20

30

【0021】

本発明は、周期的な生理学的運動を行う解剖学的構造を撮像するために使用する。ここで、「運動」とは、相次ぐ周期的なサイクルと定義する。心臓及び肺は、周期的なサイクルを持つ解剖学的構造の例である。本発明のある特定の特徴を示すために心臓サイクル（心搏動サイクル）を使用するので、本発明を更に理解するのに心臓サイクルについての背景を若干説明する。

40

【0022】

図 3 は、人の心臓から取得した典型的な ECG 波形を示す。ECG は、心房及び心室の活動から生じる振れを、時間につれての電圧の大きさ及び極性の変化として示すスカラー表現である。これらの振れは「波」と呼ばれている。例えば、第 1 の振れは P 波である。ECG のうちの 1 つの特定の関心のある点は、QRS 間隔又は QRS 群であり、特に R 波のピークである。R 波のピークは QRS トリガとも呼ばれている。心臓サイクルは、一心拍動の開始点から次の心拍動の開始点までの周期として定義される。各々の心臓サイクル中には 2 つの重要な時間間隔、すなわち、収縮期と拡張期がある。拡張期の間、左心室が血液で充たされる。収縮期の間、左心室は収縮して、心臓から血液を押し出す。収縮期の間

50

は、心臓の解剖学的部分における運動量が大きく、これに対して拡張期の間は相対的に運動量は少ない。診断のための心臓の研究では、収縮期の間の解剖学的構造の活動に関心もたれている。QRSトリガは収縮期の開始を検出するのに便利な手段を提供し、屢々本発明において、超音波スキャナを制御して、画像データを取得し且つ参照画像ループを表示するために使用される。

【0023】

本発明の好ましい実施形態による超音波イメージング・システムは、画像データを収集し記憶するためのシネ・メモリ16（図1参照）又は他の画像フレーム・メモリを有する。画像データは、図2に示す各走査線30に沿った複数のデータ点から得られた画素を表す生のデータとして記憶してもよく、或いは、画像データは、ビデオのフレームと同じように処理されたフレーム・データとして記憶してもよい。撮像データは、好ましくは、画像ループとして記憶され且つパッケージ化され又は書式設定される。各々の画像ループは、生理学的（例えば、心臓）サイクル内の間をあけた時間間隔で取得された複数の画像フレームを表すフレーム・データを含んでいる。好ましくは、各々の画像ループは、一生理学的サイクルについてループ・ヘッダとフレーム・データとを含んでいる。画像フレーム・データは複数のフレーム・パケットとしてパッケージ化される。ループ・ヘッダは、番号によって、例えば、収集されたデータの流れの中のサイクル番号によって、ループを識別するために使用される。

【0024】

解剖学的構造が心臓である例を考察すると、生理学的サイクルは心臓サイクルであり、また画像ループはQRSトリガに対して予め定められた時点に一生理学的サイクルについて取得された複数の画像フレームを含んでいる。例えば、画像フレームは一QRSトリガから次のQRSトリガまでに取得してもよく、或いは一QRSトリガの数ミリ秒後から次のQRSトリガの数ミリ秒後までに取得してもよい。もし取得装置のフレーム速度が30FPSであり、且つ心臓サイクルが約1秒である場合、各画像ループ内に約30個のフレーム・パケットがある。各フレーム・パケットは、好ましくは、フレーム・ヘッダと、そのフレームに関連した走査線データとを含んでいる。走査線データは、好ましくは、複数の走査線パケットとしてパッケージされる。フレーム・ヘッダは番号によって、例えば、フレーム・パケット列内のフレーム番号によってフレームを識別する。フレーム番号はゼロから初めてもよい。心臓サイクルの例では、フレーム・ゼロはQRSトリガの時に又はその後の所定の時間周期の後に取得される。各走査線パケットは、走査線ヘッダと、その走査線に関連した個々の走査線データとを含む。走査線ヘッダは、図2に示す最後の走査線（走査線128）のように、走査の扇形領域内の位置を表す走査線番号を有している。個々の走査線データは、走査線に沿ったデータ点を表す。

【0025】

画像ループ・ヘッダ、フレーム・ヘッダ及び走査線ヘッダは、デジタル画像通信方式におけるデータ・パケットの識別部分すなわちIDタグとして機能する。これらのヘッダはまた、画像データの処理を促進するための付加的な情報を記憶するために使用してもよい。例えば、ループ・ヘッダは、（1）QRSトリガに対してのタイミングのような、生理学的サイクルの既知の点に対しての画像ループのタイミング、（2）画像ループの時間間隔（これは再生制御のために使用し得る）、（3）生理学的サイクルの種類（例えば、心臓サイクル、呼吸サイクル）、（4）超音波走査の幾何学的パラメータ（例えば、頂点距離、データ点相互の間の距離など）、（5）ループ内のフレーム又はフレーム・パケットの数、（6）走査線データの種類（例えば、Bモード・データ、カラー・フロー、高調波モード）、及び（7）ストレス・プロトコルのうちのどのセルのときに画像ループが取得されたのかについての識別、を含んでいてよい。

【0026】

フレーム・ヘッダは、隣接して相次いで取得又は収集されたフレーム相互（すなわち、カレントのフレームと前のフレームと）の間の時間を含んでいてよい。この情報は、画像フレームが異なるフレーム速度で取得又は収集されるとき、特に重要である。再生の際、こ

10

20

30

40

50

の情報は表示画面上のフレームを次のフレームと置換するまでにどのくらい長く持続すべきかを決定するために使用される。フレーム・ヘッダにはまた、フレーム・パケット内の走査線又は走査線パケットの数（すなわち、走査線密度）を含めてもよい。

【 0 0 2 7 】

本発明の好ましい実施形態によれば、Q R Sトリガ点を使用して、フレーム取得及び参照画像ループの同時表示を心臓サイクルと同期させる。この場合、各画像ループは—Q R Sトリガ点（又は、Q R Sトリガ点に対しての所定の時点）から次のQ R Sトリガ点まで続く。より一般的に云えば、本書で定義すると、画像ループは、生理学的サイクル内の所定の事象に対しての第1の所定の時点で開始し、該生理学的サイクル内の該所定の事象に対しての第2の所定の時点で終了する。好ましい方式では、画像ループは1つの生理学的サイ

10

【 0 0 2 8 】

前に述べたように、画像ループに記憶されている画像フレーム・データは、走査変換器10によって処理される前の生の画像データであってよく（図1中の破線参照）、或いは画像フレーム・データは表示型の画素データ（すなわち、走査変換器によって処理された後の生の画像データ）であってよい。データは、典型的には、想定される最速の構造の運動を完全に捕捉するのに必要な最高画像フレーム速度で取得される。心臓のような高速の構造の場合、心臓サイクルの最速部分中の運動を正確に表すために30FPSよりも大きい取得フレーム速度を使用しなければならない。

【 0 0 2 9 】

20

本発明は、以前に取得した画像と比較するために生理学的構造の画像を取得するとき正しい投影／切断平面が得られるように超音波スキャナのユーザを案内し支援するシステム及び方法を対象とする。本発明の好ましい実施形態によれば、超音波スキャナ画面領域は2つの部分に分割され、その内の一方の部分は参照画像ループを示し、他方の部分は生の画像ループを示す。2つ以上の参照画像ループを示すことができ、例えば、ベースライン及び以前のストレス・レベルの両方からのストレス・エコー参照画像ループを3画像画面レイアウトで示すことができる。

【 0 0 3 0 】

本発明の好ましい実施形態によれば、参照画像ループを患者のECG信号に基づいて生の撮像と同期させる。ループの周期（繰返し時間）は以前の心拍動サイクル（1つ又は複数）を使用して予測する。ストレス検査における参照画像ループは、典型的には、ベースライン及び／又は以前のストレス・レベル（1つ又は複数）を示し、また参照画像は、ユーザがプロトコル検査を行っているとき正しい投影／切断平面に自動的に更新される。

30

【 0 0 3 1 】

本発明の好ましい実施形態によれば、システム・オペレータは（キーボード、グラフィカル・ユーザ・インターフェース又は他のオペレータ・インターフェースを使用して）画像取得の際に生の比較オプションを選択し得る。生の比較オプションがアクティブにされたとき、システム・オペレータには参照画像ループの可視表示が与えられ、システム・オペレータはこの参照画像ループをその時に取得中の生の画像と比較する。生の画像の取得の際、システム・オペレータは循環する参照画像と循環する生の画像とを比較することにより、参照画像ループと生の画像ループとの視覚による類似性が十分に近く、従ってカレントのプロープ位置が参照画像ループを取得したときの位置とほぼ同じであることを示していると確信されるまでプロープの位置を調節する。

40

【 0 0 3 2 】

図4は本発明の好ましい実施形態による医用超音波イメージング・システムのブロック図である。画像フレーム取得サブシステムがトランスジューサ・プローブ2、送信／受信ビームフォーマ4及び画像プロセッサ26で構成される。ストレス・プロトコル検査の際、トランスジューサ・プローブ2は患者の心臓の方へ向けられる。ビームフォーマ4は、オペレータ・インターフェース24を介して人のオペレータ34によって入力された指令に応答して、スキャナ制御装置28の制御の下に動作する。完全な走査を実施するために一

50

連のエコーを取得する。その際、送信ビームフォーマが一時的にオンにゲート駆動されて、各トランスジューサ素子を付勢し、その後、各トランスジューサ素子がエコー信号を作成して受信ビームフォーマに印加する。受信ビームフォーマは受信信号にそれぞれのビーム形成用遅延を加え、次いでこれらの時間遅延した信号を組み合わせ、単一の加算後エコー信号を作成する。この処理は、一フレーム全体が取得されるまで各走査線について繰り返される。各フレームの画像データはシネ・メモリ 16 に記憶され且つ表示プロセッサ 14 へ送られる。表示プロセッサ 14 は表示のために画像データをマッピングして、これらのマッピングされた画像フレームを表示モニタ 18 へ送る。

【0033】

E C G モニタ 32 が患者に結合されていて、ストレス・プロトコル検査の際に患者の心臓を監視する。進行中の薬理学的ストレス・プロトコル検査の状態のソフトキー表示の一例を図 5 に示している。各々の番号を付けた区域は、休止、低供給量、ピーク供給量及び回復の 4 つの段（行）を持つストレス・プロトコルのそれぞれのセルを表す。異なる投影又はビューが、4 - c h（すなわち、4 室）、2 - c h（すなわち、2 室）、P L A X（すなわち、胸骨傍長軸）及び P S A X（すなわち、胸骨傍短軸）の見出しを付けたそれぞれの列に与えられる。これらは心臓超音波イメージングにおいて使用される標準のビュー（投影）の幾つかである。画像ループは通常、プロトコル内のセルの番号によって指示された通りに取得される。濃く陰影を付けたセルは、これらのセルが充たされていることを示しており、他方、軽く陰影を付けたセルはアクティブなセルである。システム・オペレータがプロトコルに従って画像取得を開始したとき、システムはアクティブなセルをプロトコル内の第 1 のセルに設定する。システム・オペレータは通常、画像ループをアクティブなセルに記憶させることによって次のセルへ移るが、アクティブなセルはまた、システム・オペレータがオペレータ・インターフェース 24 上の（所望のセルへ移す）矢印キーを押すことによって変更することができる。これらのキーは、グラフィカル・ユーザ・インターフェース上に表示される仮想キーであってよい。

【0034】

本発明の好ましい実施形態によれば、ストレス・プロトコル・ソフトウェア 30 により、どのセルがアクティブであるか、またどのセルが充たされているか監視して、アクティブなセルが変更されたときに新しいセルを識別する「参照ビュー選択」命令を出力する。「参照ビュー選択」命令に応答して、表示プロセッサ 14 がシネ・メモリから該識別された参照画像ループを検索して表示させる。表示プロセッサ 14 はまた、E C G モニタ 32 から Q R S トリガ及び心拍数データを受け取る。表示プロセッサ 14 はこの情報を使用して、選択された参照画像ループの表示のために開始時点を決し且つ表示フレーム速度を設定する。

【0035】

前に述べたように、参照画像ループはシネ・メモリからロードされる。実際には、先ずハードディスクからシネ・メモリへロードされ、次いでシネ・メモリから表示される。

【0036】

オペレータがストレス・プロトコル検査を行っているとき、プロトコル・ソフトウェアが図 5 に示されているストレス・プロトコル・セルの行列の表示を連続的に更新する。もしアクティブなセルが第 1 の段の後の任意の段にある場合、参照画像（すなわち、同じ投影又はビューについての前の段で取得された画像）を、図 6 に見られるように、生の画像と一緒に表示することができる。参照画像は、アクティブなセルの投影と同じ投影についての前の段の 1 つから取られる。生の画像ループは、生の E C G と共に、表示モニタの右側に刻々と表示される。参照画像ループ（一心臓サイクルについて）は、対応する E C G と共に、左側に刻々と表示される。参照画像ループについての画像フレームは、表示プロセッサ 14 によってシネ・メモリ 16 から検索される。正しい参照画像ループは、ストレス・プロトコル・ソフトウェア 30 によって送られた、どのセルがアクティブであるかに関する「参照ビュー選択」信号に基づいて検索される。参照画像ループは、生の E C G 取得によって得られたカレントの心拍数に基づいた速度で循環させる。参照ループの表示は、

10

20

30

40

50

E C G モニタ 3 2 によって出力されている生の E C G 波形の中の Q R S トリガを表示プロセッサ 1 4 で検出したことに応答して「リセット」される（ループ内の第 1 の画像から開始する）。表示プロセッサは参照画像ループと生の画像ループとをモニタ 1 8 へ同時に出力する。この同時表示により、システム・オペレータは循環する参照画像と循環する生の画像とを比較して、参照画像ループと生の画像ループとの視覚による類似性が十分に近く、従ってカレントのプローブ位置が参照画像ループを取得したときの位置と実質的に同じであることを示している確信されるまでトランスジューサ・プローブ 2 の位置を調節することが可能になる。

【 0 0 3 7 】

1 つ以上の参照画像ループを同期して表示させながら生の画像を取得するための好ましい方法によれば、生の E C G 信号中の Q R S トリガが検出される度毎に参照画像ループの表示速度を更新する。システム・オペレータがストレス・プロトコル内のアクティブなセルを変更したとき、新しい参照画像ループがロードされる。アクティブなセルは通常、画像記憶操作により変更される（すなわち、カレントのアクティブなセルにループを記憶させると、自動的に次のセルがアクティブなセルとして選択される）。アクティブなセルが変更されたとき、システム・オペレータはプローブを手動で位置決めしなければならない。スキャナは、対応する投影又はビューについて参照画像ループを示すことによってシステム・オペレータを案内するようにプログラムされる。

【 0 0 3 8 】

本発明を好ましい実施態様について詳述したが、当業者には本発明の範囲から離れることなく様々な変更をなし得ること並びにその各要素を等価物と置換し得ることが理解されよう。さらに、本発明の本質的な範囲から離れることなく特定の状況を本発明の教示に適合させるように様々な修正をなすことができる。従って、本発明は、本発明を実施する最良の形態として開示した特定の実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲内にある全ての実施形態を包含するものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】典型的な超音波イメージング・システムのブロック図である。

【図 2】解剖学的構造のサンプルのセクタ走査画像を示す略図である。

【図 3】典型的な E C G 波形を示す略図である。

【図 4】本発明の好ましい実施形態による診断用超音波イメージング・システムのブロック図である。

【図 5】ストレス・プロトコル検査のカレントの状態を示すための図形表示の略図である。画像ループは通常、プロトコル内のセルの番号によって示される順序で取得される。図 5 に示す代表的な状態では、最初の 4 つのセルが充たされ、第 5 のセルが「アクティブ」であり、これは、そのセルについての画像ループが、取得される次の画像ループであることを意味する。

【図 6】本発明の好ましい実施形態による超音波スキャナ画像表示の一例を示す略図である。

【符号の説明】

- 2 超音波トランスジューサ・アレイ
- 2 6 解剖学的構造
- 2 8 特徴部

10

20

30

40

フロントページの続き

(72)発明者 アルブ・スタヴォ

ノルウェー、エヌ - 7 0 2 4、トロンヘイム、オラ・セトロムスベイ・3 0 番

(72)発明者 ビダル・ランドバーク

ノルウェー、エヌ - 7 0 2 4、トロンヘイム、ガムレ・オスロベイ・8 9 ビー番

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平 0 8 - 1 0 7 8 9 5 (J P , A)

特開平 0 8 - 2 6 6 5 3 7 (J P , A)

特開平 0 4 - 1 7 6 4 4 7 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 3 7 2 3 7 (J P , A)

特開昭 6 2 - 0 6 0 5 3 7 (J P , A)

特開平 1 1 - 2 9 0 3 2 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B8/00-8/15

実用新案ファイル(PATOLIS)

特許ファイル(PATOLIS)

专利名称(译)	超声图像采集方法同步参考图像		
公开(公告)号	JP4172962B2	公开(公告)日	2008-10-29
申请号	JP2002222307	申请日	2002-07-31
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ダグフィンサエトレ アルプスタヴォ ビダルランドバーク		
发明人	ダグフィン・サエトレ アルプ・スタヴォ ビダル・ランドバーク		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/08 A61B8/543 G06F19/321 G06F19/324 G16H40/63		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/FF28 4C301/JC07 4C301/JC15 4C301/KK13 4C301/KK14 4C301/KK36 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH21 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK26 4C601/KK37 4C601/KK46 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL03 4C601/LL04 4C601/LL20		
代理人(译)	松本健一		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	09/918866 2001-07-31 US		
其他公开文献	JP2003061961A JP2003061961A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：支持超声波扫描仪的操作者获得与之前获得的图像相比的生理结构的正确投影/切割平面图像。解决方案：超声波扫描仪屏幕区域分为两部分，一部分显示参考图像环路，另一部分显示实际图像环路。根据应力协议中的哪个单元处于活动状态，从图像存储器自动检索正确的参考图像循环。参考图像循环以由软件自动设定的速度循环，根据通过真实ECG获取获得的当前心跳。当检测到来自原始ECG信号的GRS触发时（从循环中的第一图像开始），重置参考图像循环的显示。

	4-ch	2-ch	PLAX	PSAX
休止	1	2	3	4
低供給量	5	6	7	8
ピーク供給量	9	10	11	12
回復	13	14	15	16