

(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2006-6932

(P2006-6932A)

(43) 公開日 平成18年1月12日(2006.1.12)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-177084 (P2005-177084)
 (22) 出願日 平成17年6月17日 (2005. 6. 17)
 (31) 優先権主張番号 60/581, 675
 (32) 優先日 平成16年6月22日 (2004. 6. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/583, 578
 (32) 優先日 平成16年6月29日 (2004. 6. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/926, 754
 (32) 優先日 平成16年8月26日 (2004. 8. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

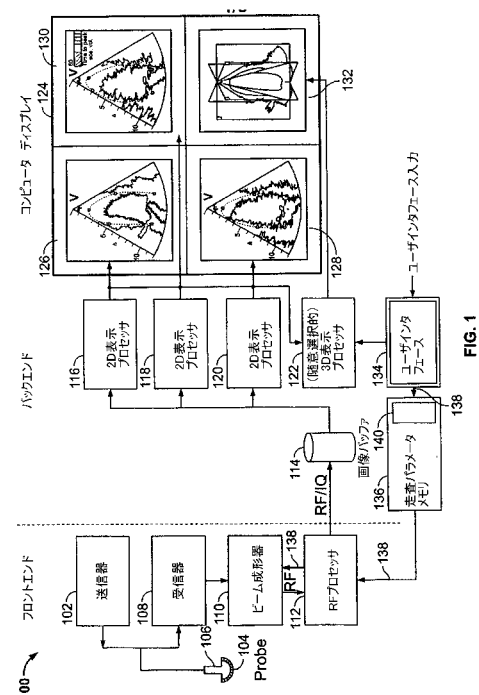
(54) 【発明の名称】 超音波造影用プロトコルを規定する方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 複数走査平面に沿って超音波画像を自動的に取得する。

【解決手段】 セル (5 0 2 ~ 5 1 6 , 8 0 2 ~ 8 1 2 , 9 1 0 ~ 9 1 2) からなるテンプレート (1 4 0) を記憶するメモリ (1 3 6) を備え、各セルが対象を通る少なくとも2枚の走査平面 (2 1 0 , 7 1 2 , 7 1 4) に沿う超音波画像 (9 0 6) を取得 (3 0 8) する走査シーケンスを規定する走査パラメータ (1 3 8) を含むプロトコル準拠超音波システム (1 0 0 , 2 0 0) が提供される。本システムは、対象の走査 (3 0 6) 前にテンプレート内のセルに関連する走査パラメータについてパラメータ値を入力し、少なくとも2枚の走査平面に沿う走査シーケンスを規定するユーザ入力 (1 3 4) を含む。対象を走査し、セル内の走査パラメータのパラメータ値に基づき少なくとも2枚の走査平面に沿う超音波画像 (9 0 6) を自動的にかつ連続的に取得する探触子 (1 0 6 , 2 0 2) もまた含む。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システム（１００，２００）であって、

セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）からなるテンプレート（１４０）を記憶するメモリ（１３６）で、前記各セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）が対象を通る少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿う超音波画像（９０６）を取得（３０８）する走査シーケンスを規定する走査パラメータ（３０８）を含む前記メモリと、

前記対象（３０６）の走査前に前記テンプレート（１４０）内の前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）に関連する前記走査パラメータ（１３８）に関するパラメータ値を入力（３０４）し、前記少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿う前記走査シーケンスを規定するユーザ入力（１３４）と、

前記対象を走査（３０６）し、前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）内の前記走査パラメータ（１３８）の前記パラメータ値に基づき少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿う超音波画像（９０６）を自動的かつ連続的に取得（３０８）する探触子（１０６，２０２）とを備える、超音波システム。

【請求項 2】

患者プロトコルに従って患者検査の異なる段階期間中に前記走査パラメータ（１３８）を用いるビーム成形器（１１０）をさらに備える、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 3】

前記探触子（１０６，２０２）は、前記探触子（１０６，２０２）を動かすことなく前記第 1 と第 2 の走査平面（２１０，７１２，７１４）の両方に沿って前記超音波画像（９０６）を取得（３０８）する、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 4】

前記メモリ（１３６）は、映写ループ（９０８）としての再生用に前記少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）のそれぞれに沿って取得（３０８）した一連の連続超音波画像（９０６）を記録する、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 5】

前記走査パラメータ（１３８）は、利得と深度と幅とモードとズームと回転と傾斜（８１６）のうちの少なくとも一つを含む、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 6】

ユーザが入力（３０４）する前記テンプレート（１４０）内の第 1 のセル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）に関する前記パラメータ値に基づき前記テンプレート（１４０）内の第 2 のセル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）に関する前記パラメータ値を自動的に算出するプロセッサ（１１６，１１８，１２０，１２２）をさらに備える、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 7】

前記探触子（１０６，２０２）は、第 1 と第 2 の走査平面（２１０，７１２，７１４）にほぼ同時に沿って少なくとも第 1 回と第 2 回、該少なくとも第 1 回と第 2 回の間で前記探触子（１０６，２０２）を動かさずかつユーザに新たな走査パラメータ（１３８）を入力させずに前記対象を走査（３０６）する、請求項 1 記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項 8】

前記走査パラメータ（１３８）はプロトコル属性パラメータを含み、前記システムは前記プロトコル属性パラメータに関する前記パラメータ値を前記テンプレート（１４０）の前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）へ自動的に入力（３０４）するプロセッサ（１１６，１１８，１２０，１２２）を含む、請求項 1 記載の超音波シ

10

20

30

40

50

ステム（１００，２００）。

【請求項９】

前記走査パラメータ（１３８）は前記探触子（１０６，２０２）から延びる共通軸沿いに分断する少なくとも３枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）を規定し、前記探触子（１０６，２０２）は関連する前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）の前記パラメータ値に基づきほぼ同時に前記少なくとも３枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿って前記対象を走査する、請求項１記載の超音波システム（１００，２００）。

【請求項１０】

プロトコル準拠超音波法（３００）であって、

セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）からなるテンプレート（１４０）を配設（３０２）するステップで、前記各セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）が対象を通る走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿って超音波画像（９０６）を取得（３０８）する走査シーケンスを規定（３０４）する走査パラメータ（１３８）を含む前記ステップと、

前記対象の走査（３０６）の前に、前記テンプレート（１４０）内の前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）に関連する前記走査パラメータ（１３８）に関連するパラメータ値（１３８）を入力（３０４）し、少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿って前記走査シーケンスを規定（３０４）するステップと、

超音波探触子（１０６，２０２）を用いて前記対象を走査（３０６）し、前記セル（５０２～５１６，８０２～８１２，９１０～９１２）内の前記走査パラメータ（１３８）に関する前記パラメータ値に基づき少なくとも２枚の走査平面（２１０，７１２，７１４）に沿う超音波画像（９０６）を自動的かつ連続的に取得（３０８）するステップとを含む、超音波法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波診断方法及び装置に関する。特に、本発明は超音波走査を自動的に行なうプロトコルを規定する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

医用診断法における用途へ向け、多数の超音波法およびシステムが存在する。患者の超音波画像に基づく患者の検査や診断を容易にする様々な機構が提案されてきた。例えば、負荷－エコー型心研究では、心臓各部を負荷検査の前後で走査し、心臓の被選択部分の対応する基準線及び負荷－レベル画像を提供することができる。

【０００３】

しかしながら、検査の基準線と負荷レベルの間に心臓の同一部分を走査することは、現在の技術を用いては困難である。技師は負荷検査期間中に心臓の同一部分を反復捕捉することに困難を抱えており、何故なら例えば患者は各負荷レベルにおいてより激しく呼吸をしており、また基準線取得期間中よりもより速く鼓動し患者体内により広範囲に血流を送り込んでいるからである。技師は、進んだ負荷レベルにおいて走査対象について基準線記録用の先の負荷と同じ基準図及び角度を得るよう探触子を配置することに窮することがある。基準線と負荷レベル画像断層は、心臓の同一部分及び／又は図を示さず、かくして医師は異なる２Ｄ走査に基づいて解剖図を頭の中で視覚化し、前後の断層間での差異を補正しなければならないことがある。

【０００４】

さらに、ユーザは一般に患者が基準線状態にある間の複数の超音波画像と各負荷レベルにある同数の超音波画像を取得する。基準線と各負荷レベルにおいて、選択走査平面に沿う心筋の実時間画像の映写ループを形成するよう超音波画像を連続的に記録する。また、各基準線及び負荷レベルにおいて、複数走査平面に沿って超音波画像の映写ループを取得

10

20

30

40

50

する。

【特許文献１】米国特許第 6 5 0 0 1 2 3 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

これまで、ユーザは各走査平面に沿う取得の間に一連の走査パラメータを手動調整していた。手動調整工程は、各走査平面ごとに基準線と各負荷レベルで繰り返していた。この工程は、ユーザにとって緩慢で面倒であり、負荷検査の完了遅延をもたらしていた。

【 0 0 0 6 】

複数走査平面に沿って超音波画像を自動的に取得するプロトコルを規定することのできる方法及びシステムに対する必要性が存在する。 10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

プロトコル準拠超音波法を、提供する。超音波法は、セルからなるテンプレートを用いる。各セルは、対象を通る走査平面に沿う超音波画像取得用の走査シーケンスを規定する走査パラメータを含む。対象を走査する前に、テンプレート内のセルに関連する走査パラメータについてのパラメータ値を入力し、ユーザが少なくとも 2 枚の走査平面に沿う走査シーケンスを規定する。対象は超音波探触子を用いて自動的に走査し、セル内の走査パラメータについてのパラメータ値に基づき少なくとも 2 枚の平面に沿う超音波画像を自動的にかつ連続的に取得する。 20

【 0 0 0 8 】

代替実施形態では、一つの方法がプロトコルに従って状態を変える対象の超音波画像を表示する。各超音波画像は、対象を通る対応走査平面に沿って取得する。超音波画像の収集を、提供する。各超音波画像は、対象が関連状態にある間に関連走査平面に沿って取得する。表示は、少なくとも 2 つの四半部すなわち領域に分割する。対応する超音波画像は四半部内に提示され、ここで並列表示超音波画像は対象の共通状態と対象を介する共通走査平面のうちの一方に対応する。

【 0 0 0 9 】

さらにもう一つの実施形態によれば、超音波システムにはセルからなるテンプレートを記憶するメモリが備わる。各セルは、対象を通る対応走査平面に沿う超音波画像に関する取得を規定するパラメータを含む。この構成は、対象走査前にテンプレート内のセルに関連する走査パラメータについてのパラメータ値を入力する入力端を含む。本システムは、対象を走査し、セル内の走査パラメータに関する走査パラメータに基づき少なくとも 2 枚の走査平面に沿う超音波画像を自動的に取得する探触子を含む。 30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本発明の一実施形態に従って形成した超音波システム 1 0 0 のブロック図である。超音波システム 1 0 0 は、対象或いは患者内の関心領域 (R O I ; r e g i o n o f i n t e r e s t) の複数の二次元 (2 D) 表示或いは画像に対応する超音波情報を取得するよう構成可能としてある。この種の一つの R O I が、ヒト心臓又はヒト心臓の心筋であろう。超音波システム 1 0 0 は、2 又は 3 枚の異なる方位平面内で 2 D 画像平面を取得するよう構成可能としてある。超音波システム 1 0 0 は、ビーム成形器 1 1 0 の案内下で、配列変換器 1 0 6 内で複数の変換器素子 1 0 4 を駆動して人体内にパルス駆動超音波信号を放射する送信器 1 0 2 を含む。配列変換器 1 0 6 内の素子 1 0 4 は、ビーム成形器 1 1 0 から受信した制御情報に基づいて送信器 1 0 2 からの受信励起信号により励起する。 40

【 0 0 1 1 】

励起時に、変換器素子 1 0 4 は送信ビームに沿って物体へ導かれる超音波波形を生成する。超音波は血球や筋肉組織等の人体内の密度インタフェース及び / 又は構造で散乱し戻され、変換器素子 1 0 4 へ戻るエコーを生成する。エコー情報を受信し、変換器素子 1 0 50

4 が電気信号へ変換する。電気信号は、配列変換器 106 により受信器 108 へ送信され、続いてビーム成形器 110 へ送られる。後述する実施形態では、ビーム成形器 110 は送受信ビーム成形器として動作する。

【0012】

ビーム成形器 110 は、走査パラメータ 138 を用いて送信器 102 の動作を制御し超音波走査ビームを生成するとともに受信器 108 を制御してエコー情報を収集する。ビーム成形器は、走査パラメータ 138 内に供給される情報の使用を通じ、超音波画像の生成に用いることのできる受信ビーム情報を生成する。ビーム成形器 110 は、配列変換器 106 から受信した他の電気信号を用いて各電気信号を遅延し隣接像重複制御し合算する。合算信号は、超音波ビーム或いは超音波線からのエコーを表わす。合算信号は、ビーム成形器 110 から RF プロセッサ 112 へ出力する。RF プロセッサ 112 は、同相と直交位相 (I と Q) 情報を生成することができる。或いは、ビーム成形器 110 から受信した情報から実数値を生成することができる。RF プロセッサ 112 は一つのフレームに関連する情報 (例えば、I/Q 情報) を収集し、刻印及び方位/回転情報付きのフレーム情報を画像バッファ 114 内に記憶させる。方位/回転情報は、一つのフレームが別のフレームとなす回転角度を示すことができる。例えば、3 枚の異なる方位平面又は図について超音波情報を同時取得する 3 平面状況では、一つのフレームを角度 0 度に関連付け、別のフレームを角度 60 度に関連付け、第 3 のフレームを角度 120 度に関連付けることができる。このように、フレームを 0 度、60 度、120 度・・・0 度、60 度、120 度の繰り返し順で画像バッファ 114 へ追加することができる。画像バッファ 114 内の第 1 と第 4 のフレームは、第 1 の共通平面方位を有する。第 2 と第 5 のフレームは第 2 の共通平面方位を有し、第 3 と第 6 のフレームは第 3 の共通平面方位を有する。

【0013】

また、2 平面状況にあっては、RF プロセッサ 112 はフレーム情報を収集し、0 度、90 度、0 度、90 度等のフレーム方位順の繰り返しにて情報を記憶する。画像バッファ 114 内に記憶させた情報のフレームは、2D 表示プロセッサ 116 により処理する。

【0014】

2D 表示プロセッサ 116, 118, 120 は、画像バッファ 114 からの画像フレームを総当り様式で交互に上手に処理する。例えば、表示プロセッサ 116, 118, 120 は画像バッファ 114 内の全てのデータ断層へのアクセスを有するが、一つの角度方位を有するデータ断層上で動作する構成としてある。例えば、表示プロセッサ 116 は 0 度の回転角度に関連する画像バッファ 114 から画像フレームを処理できるだけである。同様に、表示プロセッサ 118 は 60 度方位フレームを処理できるだけであり、表示プロセッサ 120 は 120 度方位フレームを処理できるだけである。

【0015】

2D 表示プロセッサ 116 は画像バッファ 114 から共通方位を有するフレーム集合を処理し、コンピュータディスプレイ 124 の四半部 126 内に走査対象の 2D 画像すなわち 2D 図を生成することができる。四半部 126 で為される一連の画像フレームが、映写ループを形成しよう。同様に、表示プロセッサ 118 は共通方位を有する画像バッファ 114 からのフレーム集合を処理して四半部 130 内に走査対象の第 2 の異なる 2D 図を生成することができる。表示プロセッサ 120 は、画像バッファ 114 からの共通方位を有するフレーム集合を処理して四半部 128 内に走査対象の第 3 の異なる 2D 図を生成することができる。

【0016】

例えば、表示プロセッサ 116 が処理するフレームは四半部 126 に示す心臓の尖 - 4 腔断面図を生成することができる。表示プロセッサ 118 が処理するフレームは、四半部 130 に示す心臓の尖 - 2 腔断面図を生成することができる。表示プロセッサ 120 は、フレームを生成して四半部 128 に示す心臓の尖 - 長軸 (APLAX; apical longitudinal-axis) 図を形成することができる。ヒト心臓の 3 図は全て、コンピュータディスプレイ 124 の 3 個の四半部 126, 128, 130 内に実時間で同時に示すことが

できる。

【0017】

2D表示プロセッサ、例えばプロセッサ116は、フレーム情報の処理だけでなく画像バッファ114から受信したフレーム情報のフィルタ処理を実行して被処理画像フレームを生成することができる。被処理画像フレームの一部形式は、Bモードデータ（例えば、エコー信号強度又は振幅）或いはドプラデータとすることができる。ドプラデータの例は、カラードプラ速度データ（CDV；color Doppler velocity data）やカラードプラエネルギーデータ（CDE；color Doppler energy data）やドプラ組織データ（DTI；Doppler Tissue data）を含む。表示プロセッサ116はそこで走査変換を実行し、一極からのデータをデカルト座標系へ写像し、コンピュータディスプレイ124上に表示することができる。 10

【0018】

随意選択的には、他の2D表示プロセッサ116，118，120からの出力の処理に3D表示プロセッサ122を用いることができる。プロセッサ122は、2D表示プロセッサ116，118，120が生成する3枚の図を組み合わせて、コンピュータディスプレイ124の四半部132内に3平面図を形成する。3平面図は、3D画像、例えば3平面の3枚の分断平面に対し整列させたヒト心臓の3D画像を示すことができる。一実施形態では、3平面の3枚の平面は共通回転軸にて交差する。他の実施態様では、任意の数の平面に任意の方位をもたせることができる。例えば、ユーザは頂点から心臓の僧帽状平面まで異なるレベルでの胸骨傍窓から幾つかの短軸走査平面を同時に取得したいと欲すること 20
がある。この場合、N個の数の平面が同一の回転角度ながら異なる傾斜角度でもって得られる。

【0019】

ユーザに走査パラメータ138を入力させるユーザインタフェース134が、設けてある。走査パラメータ138は、メモリ136に記憶させたテンプレート140のセルに関連付けてある。走査パラメータ138は、ユーザに2平面走査又は3平面走査のいずれを所望か、平面間の回転角度と傾斜角度を指定させることができる。走査パラメータ138には、2平面や3平面の各平面に関する対象走査の深度及び幅の調整を見込ませることができる。走査パラメータ138には、利得や周波数や焦点位置やモードや当て方やズームに関するパラメータを含めることができる。3平面の3枚の平面からの走査データの同時 30
取得を行なうと、ビーム成形器110は送信器102と併せ配列変換器106に発信し、走査対象を薄切りした3枚の平面内に隣接して合焦する超音波ビームを生成する。反射された超音波エコーは同時に収集され、画像バッファ114内に記憶させる画像フレームを生成する。RFプロセッサ112が画像バッファ114を書き込んでいる最中に、2D表示プロセッサ116，118，120が画像バッファ114を空にする。2D表示プロセッサ116，118，120は、対応するコンピュータディスプレイ四半部126，130，128内の走査対象の3枚の図を視認するデータを形成する。四半部132内の3枚の図の組み合わせの随意選択的な表示だけでなく、四半部126，130，128内の3枚の図の表示も実時間である。実時間ディスプレイは、表示用にデータが利用可能になるや否や走査データを用いる。 40

【0020】

図2は、本発明の実施形態に従い形成した超音波システム200のブロック図である。本システムは、送信器204と受信器206に接続した探触子202を含む。探触子202は、超音波パルスを送信するとともに走査した超音波立体208の内部構造からエコーを受信する。メモリ212は、走査した超音波立体208から導出された受信器206からの超音波データを記憶する。立体208は、様々な技法（例えば、3D走査、実時間3D造影、立体走査、位置決めセンサを有する変換器を用いた2D走査、三次元画素相関技術を用いた自在走査、2D又はマトリクス配列変換器等）により得ることができる。

【0021】

探触子202は、関心対象領域（ROI）を走査する間、直線路或いは弧状路等に沿っ 50

て動かす。各直線或いは弧状位置において、探触子 202 は走査平面 210 を得る。或いは、電子ビーム操縦機能付きマトリクス配列変換器探触子 202 を用い、探触子 202 を動かすことなく走査平面 210 を入手することもできる。走査平面 210 は、一群の或いは一組の隣接走査平面 210 等の肉厚について収集する。走査平面 210 はメモリ 212 に記憶させ、続いて立体走査変換器 214 へ送る。一部実施形態では、探触子 202 は走査平面 210 の代りに線を手し、メモリ 212 は走査平面 210 ではなく探触子 202 が入手した線を記憶することができる。立体走査変換器 214 は、走査平面 210 ではなく探触子 202 が入手した線を処理することができる。立体走査変換器 214 は制御入力 216 から断層肉厚設定を受信し、それが走査平面 210 から作られる断層の肉厚を特定する。立体走査変換器 214 は、複数の隣接走査平面 210 から 2D フレームを作成する。フレームは断層メモリ 218 内に記憶し、立体描画プロセッサ 220 によりアクセスする。立体描画プロセッサ 220 は、隣接フレームの値の補間を行なうことで時間軸中の所定時点でフレーム上に立体描画を行なう。立体描画プロセッサ 220 の出力は、映像プロセッサ 222 とディスプレイ 224 へ送る。

10

【0022】

各エコー信号サンプル（三次元画素）の位置は、幾何学的精度（すなわち一つの三次元画素からその次までの距離）と超音波応答（及び超音波応答からの導出値）について規定される。適当な超音波応答には、グレースケール値やカラー血流値や血管やパワードプラ情報が含まれる。パワードプラ情報は、定量的情報の面描画には相応しくない。定量的情報の面描画は、B モード（或いはグレースケール）断層の取得を必要とする。異なる深度での隣接フレーム又は平面の補間は共通軸に沿って互いを二分する第 1 と第 2 の走査平面内で実行し、対象の表面を推定する統合的超音波データを導出する。

20

【0023】

図 3 は、患者の負荷エコー検査を行なうテンプレートに規定したプロトコルの例示的使用方法のフローチャート 300 である。本方法は、302 においてセルで構成されたテンプレートを設ける。各セルは、対象を通る対応走査平面に沿うデータの取得を規定する走査パラメータを含む。対象には、患者が該当しよう。超音波システム 100 は、走査パラメータに関する関連値に基づき各走査平面に沿って一又は一連の超音波画像を取得する。多平面、例えば 2 平面や 3 平面や N 平面の種別は、ユーザによりテンプレートのセル内で特定することができる。システム 100 は、所定のデフォルト値或いはユーザが入力したパラメータ値に基づき平面間の所与の種別の多平面走査について角度や方位や傾斜等を設定する。例えば、ユーザがテンプレート用に 3 平面造影を指定した場合、ユーザはそこで平面の角度についてパラメータ値を基本の基準面に対し 0 度、60 度、120 度に設定することができる。システム 100 は基準線検査期間中にユーザ入力パラメータ値を用いるが、同じパラメータ値が検査期間中にシステム 100 が検査中に各負荷レベルにて記憶し使用する。一例では、テンプレートは患者に関する負荷エコー検査に対応させ、各セルが基準線と離散負荷レベルの一つに対応させる。

30

【0024】

対象を走査する前に、304 において、ユーザはプロトコルを規定するテンプレート内のセルに関連付けた走査パラメータについてパラメータ値を入力することができる。属性走査パラメータを、実施する負荷検査の種別に基づく等して患者が検査に至る前に設定することができる。走査パラメータには、患者が検査に至ったときに設定する属性走査パラメータに加え、特定患者向け走査パラメータを含めることができる。例えば、患者の心臓寸法が標準体よりも大きい小さい場合は、特定患者向け走査パラメータをしかるべく調整する必要がある。

40

【0025】

テンプレート内の全セルに関するパラメータ値は、全検査のどの部分を始める前にもユーザが入力する。例えば、第 2 と第 3 のセルは、平面角度や傾斜、さらにデフォルト値に設定したり第 1 のセル内に特定できる複数走査の種別に基づきユーザが設定するもの等に関する走査パラメータを特定することができる。

50

【 0 0 2 6 】

走査パラメータは、プロトコル属性パラメータを含む。走査パラメータは、探触子から延びる共通軸に沿う3枚の走査平面の分断を規定することができる。対象は、関連付けられたセルのパラメータ値に基づきほぼ同時に3枚の走査平面に沿って走査する。また、走査パラメータは探触子から延びる共通軸に沿い2枚の走査平面の分断を規定することができる。対象は、関連付けられたセルのパラメータ値に基づき2枚の走査平面に沿ってほぼ同時に走査する。一般に、走査パラメータは関連セルの値に基づき走査する複数の平面を規定することができる。走査プロトコルの規定に用いることのできるセルのテンプレートフォーマットの例が、図5と図8に提示してある。

【 0 0 2 7 】

図5は、本発明の一実施形態に従うセル502～516のテンプレート500を示す。図5により例示した実施形態では、セルは2平面或いは3平面記録用に全平面に関する情報を含む。映写記録はセルのパラメータ情報により特定された全平面について取得し、セルに関連付けられた画像ファイル内に記憶させることができる。例えば、セル502を選択し移植することで、ユーザは超音波システム100(図1)が或る種の2平面走査、例えば患者に関するPLAX-PSAX走査を行なうよう選択したことになる。セル510を選択して移植することで、ユーザは超音波システム100が患者用に3平面走査を行なうよう設定したことになる。セル502のパラメータP1、P2は走査の走査幅と深度に対応し、ユーザによる数値化を必要としよう。他のパラメータは、利得と周波数と焦点深度に対応しよう。一旦ユーザによる数値化を必要とするセル502内のパラメータを数値化すると、テンプレートは所要のパラメータ向けに入力された値に基づきセル502の残るパラメータについての値を自動的に移植することができる。セル504、506、508は、データの負荷レベル1(SL1)や負荷レベル2(SL2)や負荷レベル3(SL3)の取得を規定する走査パラメータに対応する。セル504、506、508のパラメータはセル502のパラメータから自動的に移植することができ、この場合走査データはセル502に関するデータと同様の仕方で収集される。基準線とSL1～SL3について生成された画像の差異は、患者内の異なる負荷レベルの誘起に起因して発生する。

【 0 0 2 8 】

ユーザはテンプレート500のセル502、510を選択して移植し、2平面と3平面の両方の記録用に走査データの取得を指定する。テンプレート500の両列(2平面と3平面)に関するパラメータ情報の選択と入力では、図1のシステム100は2平面図と3平面図の両方について走査データを取得する。一つの負荷レベルにおける2平面及び3平面取得は、例えば以下の如くなされよう。まず、胸骨傍窓(経胸腔窓)からの2平面取得を行ない、PLAX及びPSAX投影を取得し、続いて探触子106(図1)を動かし尖端窓(経胸腔窓)からの3平面取得を実施して4チャンネルと2チャンネルとAPLAX投影を取得する。

【 0 0 2 9 】

図8は、本発明の一実施形態に従い形成したテンプレート800の一部を示す。図8が例示する実施形態は、複数のセルが記録平面に関するパラメータ情報を含む点で図5が示す実施形態とは異なる。例えば、2平面記録は図8内にセル802、804、806、808を移植することができ、その一方でセル502だけを図5に移植して2平面記録を特定する。テンプレート800は、患者に実施する超音波検査を患者に対し規定するセル802、804、806、808、810の行を示す。セル802～812の行に関する値は基準線検査用に用いることができ、連続する負荷レベル検査向けにシステム100(図1)が記憶する。セル802は、患者の名前と情報を用いて数値化する。セル802～812に関する数値化或いは数値の移植は、患者が検査に達する前に果たすことができる。セル804は患者に実施するプロトコル名或いは検査種を特定し、これに走査情報を収集する走査平面の数を含ませ或いは決めることができる。走査平面の数が、数値化を必要とする行の一連のセル数を決めることができる。セル806が、走査平面#1に関する走査パラメータ情報を規定する。セル808が、走査平面#2に関する走査パラメータ情報と

10

20

30

40

50

走査平面 # 3 に関するセル 8 1 0 を規定する。角度 8 1 4 と傾斜 8 1 6 は、走査パラメータの一例である。一例として、セル 8 0 6 は 0 度でもって数値化した角度 8 1 4 と 0 度でもって数値化した傾斜 8 1 6 を持とう。セル 8 0 8 は、6 0 度でもって数値化した角度 8 1 4 と 0 度でもって数値化した傾斜 8 1 6 を持とう。セル 8 1 0 は、1 2 0 度でもって数値化した角度 8 1 4 と 1 0 度でもって数値化した傾斜 8 1 6 を持とう。テンプレート 8 0 0 は、デフォルトの列数或いは行内セル、例えば N 番目の走査平面に関するセル 8 1 2 を備える。

【 0 0 3 0 】

一部走査パラメータは、ユーザが走査パラメータに関する値を入力する際に通常の好適なデフォルト値を用いて自動的に数値化することができる。例えば、ユーザは 4 腔 P L A X 3 平面走査検査が必要なことを示すプロトコル名を備えるセル 8 0 4 を数値化することができる。本システム 1 0 0 は、そこで通常の心臓寸法及び形状をもった患者に関する適当なデフォルト値を用いてセル 8 0 6 , 8 0 8 , 8 1 0 の角度 8 1 4 及び傾斜 8 1 6 を数値化する。患者が検査に至った後で患者の心臓寸法及び / 又は形状が標準体でない場合、ユーザは角度 8 1 4 と傾斜 8 1 6 のパラメータに関する値をしかるべく調整することができる。走査パラメータ値に対するこの種の変化は、システム 1 0 0 により記憶させ一連の負荷検査を行なわせることができる。代替実施形態では、テンプレート (例えば、「P a r L A X S A X」) 内の列の名称の選択が幾つかの平面と角度 (例えば、9 0 度回転角度と - 5 度の傾斜角度をもった 2 枚の平面) に関するデフォルトの走査パラメータを生み出そう。

【 0 0 3 1 】

図 3 に戻るに、3 0 6 において対象を超音波探触子を用いて走査し、セル内の走査パラメータに関するパラメータ値に基づき少なくとも 2 枚の走査平面に沿う超音波画像を自動的に取得する。対象は、対象の状態を切り換える間の期間により隔てられる第 1 回と第 2 回の走査を受ける。対象は、探触子を少なくとも第 1 回と第 2 回の間で動かさずかつユーザにより走査パラメータを調整されることなく、第 1 と第 2 の走査平面に沿ってほぼ同時 (例えば、0 . 0 2 秒以内) に少なくとも第 1 回と第 2 回の走査を受ける。少なくとも 2 枚の走査平面のそれぞれに沿って取得した一連の超音波画像は、映写ループとしての再生用に記録することができる。基準線は、異なる負荷レベルだけでなく映写ループとしての再生用にも記録することができる。

【 0 0 3 2 】

プロトコルに従い状態を変えつつある対象の超音波画像を、3 0 8 において収集する。各超音波画像は、対象を通る対応走査平面に沿って取得する。超音波画像の収集は、メモリ 1 1 4 内に記憶させる。各超音波画像は、対象が関連状態にある間に関連走査平面に沿って取得する。

【 0 0 3 3 】

図 9 は、患者の検査期間中に採取した超音波画像 9 0 6 を編成する記憶フォーマット 9 0 0 を示す。記憶フォーマット 9 0 0 は、行 9 0 2 と列 9 0 4 内に編成したセル配列 9 1 0 である。各列 9 0 4 は、走査パラメータ、例えば走査平面 # 1 や走査平面 # 2 や走査平面 # 3 や走査平面 # 4 が規定する取得状態に関連付ける。各行 9 0 2 は、対象すなわち患者の容体、例えば基準線や負荷レベル # 1 や負荷レベル # 2 や負荷レベル # 3 や負荷レベル # 4 に関連させる。例えば、セル 9 1 0 は患者が誘起負荷を一切持たない基準線にあるときに、走査平面 # 4 に沿って得られる走査に関する超音波画像 9 0 6 を記憶する。映写ループ 9 0 8 を形成する実時間の一連の超音波画像を、セル 9 1 2 内に記憶させることができる。セル 9 1 2 の映写ループ 9 0 8 は、患者が負荷レベル # 1 にあるときに走査平面 # 4 に沿って得られる画像の再生をもたらす。代替実施形態では、走査平面 # 1 と走査平面 # 2 と走査平面 # 3 と走査平面 # 4 に関する図 9 に示す 4 個の列を一つの列に圧壊し、基準線行ごとに一つのセルを備えるようにできる。この場合の実施形態は、一つのセルに対する所与の対象状態 (例えば、基準線) に関する全平面に対し映写ループを関連付けることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

図 3 に戻るに、3 1 0 において、ディスプレイを少なくとも二つの四半部に分割する。4 個の四半部を示したが、四半部は対象が 4 個の異なる状態にある間に共通走査面に沿って取得した超音波画像を含む。

【 0 0 3 5 】

3 1 2 において対応する超音波画像を四半部に提示するが、ここでは並列表示超音波画像は対象の共通状態と対象を通る共通走査面の一方に対応する。対象が共通状態にある間に 3 枚の異なる走査平面で取得した超音波画像を含む四半部を提示することができる。記録された一連の連続超音波画像は、少なくとも 2 個の四半部内で再生することができる。

【 0 0 3 6 】

図 4 は、本発明の一実施形態に従い 4 個の四半部 4 0 2 , 4 0 4 , 4 0 6 , 4 0 8 に分割した画面ディスプレイ 4 0 0 を示す。左側すなわち画面ディスプレイ 4 0 0 の列の四半部 4 0 2 , 4 0 4 は、対象、例えば患者の心臓の 2 枚の平面に沿う基準線走査 (2 平面走査) を示す。四半部 4 0 2 は胸骨傍長軸 (P L A X ; p a r a s t e r n a l l o n g - a x i s) 平面に沿う患者の心臓の走査画像を表示し、四半部 4 0 4 は胸骨傍短軸 (P S A X ; p a r a s t e r n a l s h o r t - a x i s) 平面に沿う患者の心臓の走査画像を表示する。2 枚の平面のそれぞれに沿って一連の連続的な超音波画像を取得し、2 枚の平面それぞれについて映写ループを形成することができる。四半部 4 0 2 , 4 0 4 に示した画像は、基準線である。患者を負荷にさらす前に、基準線 P L A X , P S A X 走査を執り行う。画面ディスプレイ 4 0 0 の選択された右列 4 1 0 は、負荷レベル走査、例えば患者を負荷にさらした後の患者の心臓の負荷レベル 1 (S L 1) の走査を示す。四半部 4 0 6 に示した画像は、四半部 4 0 6 の画像が患者に負荷を誘発した後である点を除き、患者 4 0 2 内に示したものと同じ心臓の方位及び部分からのものである。

【 0 0 3 7 】

四半部 4 0 2 , 4 0 6 内の図の比較において、ユーザは負荷の誘起前後にしかるべく心臓の同一領域を視認することができる。同様に、四半部 4 0 4 , 4 0 8 は負荷誘起の前後での心臓の同じ図を示す。基準線四半部 4 0 2 , 4 0 4 は基準線間で得られた画像の映写ループとすることができ、その一方で四半部 4 0 6 , 4 0 8 は負荷レベル 1 (S L 1) を受けた後の患者のライブ画像を示すこともできる。四半部 4 0 2 ~ 4 0 8 に示した画像を取得或いは収集 3 0 8 すべく、負荷テンプレートを用いることができる。図 4 は負荷検査画像表示用の列 4 1 0 だけを示すが、ユーザはマウスポインタを、例えば列 4 1 0 内で逐次クリックすることで列 4 1 0 内の S L 1 , S L 2 , S L 3 について取得される画像表示間で交互させることができる。図 4 は、画面の左側が基準画像 (基準線) を示し右側がライブ画像を示すときのプロトコル取得 (ライブ走査) における状態を示す。全ての負荷レベルの取得が完了した後、例えばマウスカーソルを用いて画像を選択することで、より一般にはプロトコル分析群を召還することで、ユーザはプロトコル分析において画像の組み合わせを検討することができる。3 平面図或いは表示は、第 3 の走査平面に関する 3 平面ディスプレイ内に第 3 行を追加した画面ディスプレイ 4 0 0 内の 2 平面図の表示に類似する。

【 0 0 3 8 】

図 6 は、本発明の一実施形態に従い 4 個の四半部 6 0 2 , 6 0 4 , 6 0 6 , 6 0 8 に分割した画面ディスプレイ 6 0 0 を示す。各四半部は、同一平面に沿うものの異なる回の、例えば基準線 S L 1 , S L 2 , S L 3 における図を示す。画面ディスプレイ 6 0 0 は、レベルの異なる誘起負荷における同一走査平面に沿う患者の図をユーザに提供する。ユーザインタフェース 1 3 4 (図 1) は、マウスの使用法、例えば基準線 S L 1 , S L 2 , S L 3 に対応する 4 個の四半部 6 0 2 ~ 6 0 8 内で視認する異なる走査平面を選択する方法を提供しよう。2 平面又は 3 平面記録からの 4 個の異なるレベルからの走査平面の分析時に、記録内の全ての走査平面について順番付けするユーザインタフェース 1 3 4 内に次釦を実装することができる。目下最後の走査平面を見ながら次釦を叩いた場合、このシステムを記録の次の分析群に繋ぐことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

図 7 は、本発明の一実施形態に従う立体 3 D / 4 D 負荷エコー走査を表示する画面ディスプレイ 7 0 0 を示す。図 7 は、4 個の四半部 7 0 2 , 7 0 4 , 7 0 6 , 7 0 8 と同様の四半部 7 1 0 を備える画面ディスプレイ 7 0 0 の一実施形態を示す。一般に、各負荷レベルごとに一つの立体が得られ、一つの負荷レベルにおけるこの立体の様々な図が画面ディスプレイ 7 0 0 の四半部 7 0 2 ~ 7 0 8 に表示される。代替実施形態では、2 以上の図或いは探触子位置に対応する負荷レベルについて 2 以上の立体を取得することができる。代替実施形態では、画面ディスプレイの各四半部は 1 以上の負荷レベルについて取得した異なる立体の図を表示することができる。図 7 は、基準線すなわち四半部 7 1 0 内の所定の負荷レベルで取得した同一立体の図を示す。

10

【 0 0 4 0 】

四半部 7 1 0 は、基準線における立体の 2 D 図を表示することができる。対応図を他の四半部、例えば四半部 7 0 2 の一つにおいて、負荷レベル、例えば負荷レベル 1 (S L 1) にて示すことができる。四半部 7 0 4 , 7 0 6 は、S L 1 における立体の二つの異なる 2 D 図を示すことができる。例えば、四半部 7 0 4 に提示した図は S L 1 における短軸心臓図に関する立体を視認することができる。四半部 7 0 6 に提示した図は、S L 1 における 2 腔心臓図に関する立体を視認することができる。四半部 7 0 2 に提示した図は、S L 1 における 4 腔心臓図に関する立体を視認することができる。四半部 7 0 8 は、四半部 7 0 2 , 7 0 6 に示した図を示す少なくとも 2 枚の切断面 7 1 2 , 7 1 4 を備える S L 1 からの 3 D 図を示す。水平切断面 7 1 6 は、どの深度で四半部 7 0 4 内に短軸図を示したかをユーザに示すものである。ユーザはユーザインタフェース 1 3 4 (図 1) を介して走査パラメータ 1 3 8 を調整し、L D V 軸に沿って水平切断面 7 1 6 を昇降し、四半部 7 0 4 内に表示する短軸図の深度を可変することができる。本発明の他の実施形態では、幾つかの負荷レベルそれぞれからの短軸表示を示し、ユーザに全ての表示について切断面を同時に昇降 (短軸 (S A X ; s h o r t - a x i s) 摺動としても公知) させることができる。このことは、ライブ走査又は検査の分析位相期間中の全ての負荷レベルの取得後に果たすことができる。

20

【 0 0 4 1 】

複数平面取得負荷検査用のテンプレート 5 0 0 の用途と同様、立体 3 D / 4 D 負荷エコー走査用にテンプレートを配設し実装することができる。ユーザが必要とするパラメータ、例えば表示対象である特定患者向けパラメータや選択図を数値化した後、例えば E C G (心電図) 縫合を使用すべきかどうか、またそうであれば使用する縫合数を自動的に割り出すことができる。パラメータは、基準線セルからテンプレートの負荷レベルセル内に自動的に移植することができる。3 D / 4 D テンプレートは、同じ幾何構造方位及び / 又は負荷レベル検査用立体取得用の基準線に用いる立体幾何構造を保存するものである。例えば、四半部 7 0 2 , 7 0 4 , 7 0 6 は同じ幾何構造方位及び / 又は四半部 7 1 0 内の基準線立体について使用する立体幾何構造を用いて取得する立体の S L 1 の図を表示する。負荷レベル用の立体収集に用いる基準線立体幾何構造の保存は、負荷レベルに関するテンプレートセル内のパラメータの自動移植により達成される。四半部 7 0 8 内の参照図の切断面 7 1 2 , 7 1 4 は、回転させることができる。四半部 7 0 8 内で基準図を回転させると、四半部 7 0 2 , 7 0 4 , 7 0 6 , 7 1 0 内の図はしかるべく回転する。かくして、四半部 7 0 2 , 7 0 4 , 7 0 6 , 7 1 0 に提示した図の方位は、四半部 7 0 8 の参照図内においてユーザに提示される図面の方位に同期する。

30

40

【 0 0 4 2 】

代替実施形態では、プロトコルテンプレートには容量 (3 D / 4 D) , 2 D 複数平面記録と単一平面記録の組み合わせを持たせることができる。テンプレートは、立体と複数平面と単一平面負荷検査を含む負荷検査に関し患者の到着前に一人の患者 (数値化した属性パラメータ) について移植することができる。

【 0 0 4 3 】

診断用超音波システムの例示的实施形態を、上記に詳しく説明した。本システムは本願

50

明細書に記載した特定の実施形態には限定されないが、むしろ各システムの構成要素は本願明細書に記載した他の構成要素から独立してかつ個別に活用することができる。各システム構成要素は、他のシステム構成要素と組み合わせて用いることもできる。

【0044】

本発明は様々な特定の実施形態に関し説明してきたが、当業者には本発明が特許請求の趣旨ならびに範囲内での変更態様をもって実施できることが認識されよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の一実施形態に従い形成した超音波システムのブロック線図である。

【図2】本発明の一実施形態に従い形成した超音波システムのブロック線図である。

【図3】負荷走査実行時にプロトコルテンプレートを用いる例示方法のフローチャートである。

【図4】本発明の一実施形態に従い4個の四半部に分割した画面ディスプレイを示す図である。

【図5】本発明の一実施形態になるセルのテンプレートを示す図である。

【図6】本発明の一実施形態に従い4個の四半部に分割した画面ディスプレイを示す図である。

20

【図7】本発明の一実施形態に従い立体測定3D/4D負荷エコー走査を表示する画面ディスプレイを示す図である。

【図8】本発明の一実施形態に従い形成したテンプレートの一部を示す図である。

【図9】本発明の一実施形態に従い形成した患者検査期間中に造影した超音波画像を編成する記憶フォーマットを示す図である。

【符号の説明】

【0046】

- 100 超音波システム
- 102 送信器
- 104 探触子
- 106 配列変換器
- 108 受信器
- 110 ビーム成形器
- 112 RFプロセッサ
- 114 画像バッファ
- 116, 118, 120 2D表示プロセッサ
- 122 3D表示プロセッサ
- 124 コンピュータディスプレイ
- 126, 128, 130, 132 四半部
- 134 ユーザインタフェース
- 136 走査パラメータメモリ
- 138 走査パラメータ
- 140 画像バッファ
- 200 超音波システム
- 202 探触子
- 204 送信器
- 206 受信器
- 208 走査超音波立体
- 210 走査平面

30

40

50

2 1 2	データメモリ	
2 1 4	立体走査変換器	
2 1 6	断層肉厚設定制御	
2 1 8	断層メモリ	
2 2 0	立体描画プロセッサ	
2 2 2	映像プロセッサ	
2 2 4	ディスプレイ	
4 0 0	画面ディスプレイ	
4 0 2 , 4 0 4 , 4 0 6 , 4 0 8	四半部	
4 1 0	列	10
5 0 0	テンプレート	
5 0 2 , 5 0 4 , 5 0 6 , 5 0 8 , 5 1 0 , 5 1 2 , 5 1 4 , 5 1 6	セル	
6 0 0	画面ディスプレイ	
6 0 2 , 6 0 4 , 6 0 6 , 6 0 8	四半部	
7 0 0	画面ディスプレイ	
7 0 2 , 7 0 4 , 7 0 6 , 7 0 8 , 7 1 0	四半部	
7 1 2 , 7 1 4	切断面	
7 1 6	水平切断面	
8 0 0	テンプレート	
8 0 2 , 8 0 4 , 8 0 6 , 8 0 8 , 8 1 0 , 8 1 2	セル	20
8 1 4	角度	
8 1 6	傾斜	
9 0 0	記憶フォーマット	
9 0 2	行	
9 0 4	列	
9 0 6	超音波画像	
9 0 8	映写ループ	
9 1 0 , 9 1 2	セル	

【 図 5 】

500

	Biplane	Tri-plane	
Baseline	P1 — 502	P1 — 510	
	P2 —	P2 —	
	⋮	⋮	
	Pn —	Pm —	
Stress Level 1 (SL1)	P1 — 504	P1 — 512	...
	P2 —	P2 —	
	⋮	⋮	
	Pn —	Pm —	
Stress Level 2 (SL2)	P1 — 506	P1 — 514	
	P2 —	P2 —	
	⋮	⋮	
	Pn —	Pm —	
Stress Level 3 (SL3)	P1 — 508	P1 — 516	
	P2 —	P2 —	
	⋮	⋮	
	Pn —	Pm —	

FIG. 5

【 図 6 】

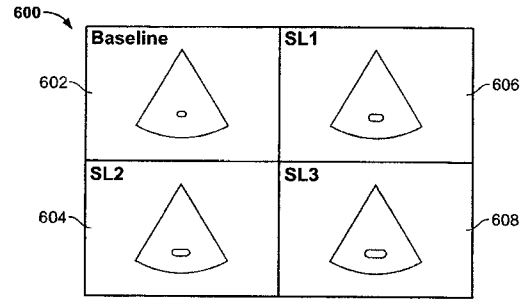


FIG. 6

【 図 7 】

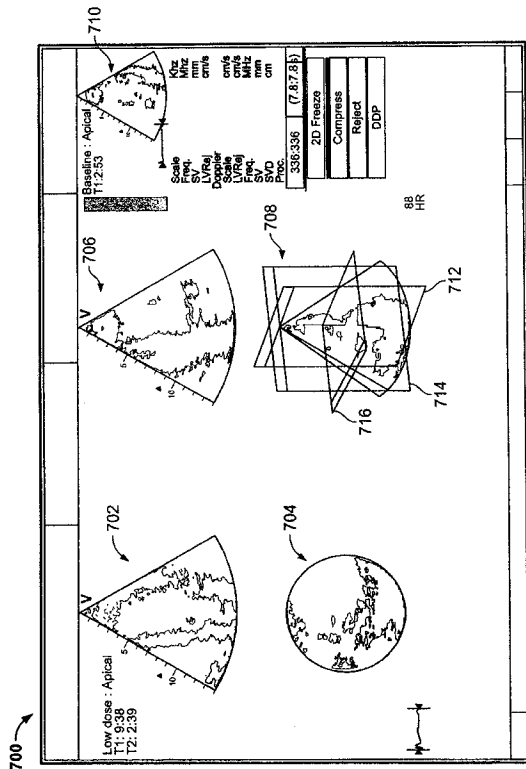


FIG. 7

【 図 8 】

800

...
Patient Name and Info: John Doe	Protocol Name: 4-Chamber PLAX tri-plane	Scan Plane #1: Angle Tilt No. of Beams	Scan Plane #2: Angle Tilt No. of Beams	Scan Plane #3: Angle Tilt No. of Beams	Scan Plane #N: Angle Tilt No. of Beams	Beam Resol.	Beam Resol.	Beam Resol.	Beam Resol.
...
802	804	806	808	810	812

FIG. 8

【 図 9 】

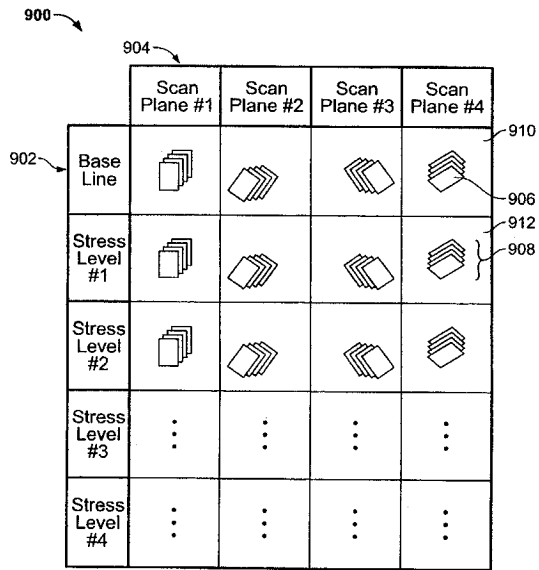


FIG. 9

フロントページの続き

(72)発明者 ヴィダー・ルンドバーク

ノルウェイ、トロンドハイム、エヌ - 7 0 2 4、ガミー・オスロヴェイ・8 9 ビー番

(72)発明者 エリック・ノーマン・スティーン

ノルウェイ、モス、エヌ - 1 5 1 7、アリルズ・ヴェイ・1 番

(72)発明者 ヨルゲン・マール

ノルウェイ、トロンドハイム、エヌ - 7 0 2 4、トーマス・ハーシュ・ゲイト・1 9 番

(72)発明者 アーヴ・ステイヴォ

ノルウェイ、トロンドハイム、エヌ - 7 0 2 4、オラ・セトロマ・ヴェイ・3 0 番

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 DD15 DD27 DE04 EE09 EE22 GB06 HH14

HH15 HH16 HH31 JB53 JC33 JC37 KK12 KK19 KK22 KK25

KK28 KK44 LL03 LL05

专利名称(译)	用于定义超声对比度协议的方法和设备		
公开(公告)号	JP2006006932A	公开(公告)日	2006-01-12
申请号	JP2005177084	申请日	2005-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ヴィダーlundバーク エリックノーマンステーン ヨルゲンマール アーヴステイヴォ		
发明人	ヴィダーlundバーク エリックノーマンステーン ヨルゲンマール アーヴステイヴォ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/4884 A61B6/503 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/5238		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH31 4C601/JB53 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK44 4C601/LL03 4C601/LL05		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	60/581675 2004-06-22 US 60/583578 2004-06-29 US 10/926754 2004-08-26 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：沿多个扫描平面自动获取超声波图像。A包括存储器（136）存储包括的小区（502~516802~812910~912）的模板（140），沿着至少两个扫描面的每个小区的超声图像通过所述对象（210712714）提供了一种基于协议的超声系统（100,200），其包括定义要获取的扫描序列的扫描参数（138）（308）。系统输入用于与细胞在模板相关联前的目标扫描（306）包括用户输入沿着至少两条扫描面（134）限定的扫描序列扫描参数的参数值。扫描物体，也还包括用于沿基于所述细胞中的扫描参数的参数值的至少两个扫描面（906）自动地和连续地取得的超声波图像的探针（106和202）。点域1

