

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4831465号  
(P4831465)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-248936 (P2005-248936)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成17年8月30日(2005.8.30)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2006-81901 (P2006-81901A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成18年3月30日(2006.3.30)		クタデイ、リバーロード、1番
審査請求日	平成20年8月28日(2008.8.28)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	60/606,078		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成16年8月31日(2004.8.31)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
(31) 優先権主張番号	11/082,294	(74) 代理人	100106541
(32) 優先日	平成17年3月17日(2005.3.17)		弁理士 伊藤 信和
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	ビョルン・オルスタッド
			ノルウェー、3960・ステーセル、ブレ
			ールスゲート・1番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検出指標に基づいた超音波収集の最適化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物の心臓内の動いている心臓構造物および血液に応答する画像を生成するための超音波装置(5)において、

心臓構造物内の少なくとも1つの解剖学的指標を検出するステップと、

前記少なくとも1つの解剖学的指標の組織速度を決定するステップと、

前記少なくとも1つの解剖学的指標の前記組織速度に基づいて、前記超音波装置(5)のパルス繰返し周波数を自動的に調整するステップ(202)とを含む方法(200)。

【請求項 2】

前記調整するステップが、前記少なくとも1つの解剖学的指標および前記解剖学的指標に関連する領域で収集される超音波データに応答する、請求項1記載の方法(200)。

10

【請求項 3】

前記少なくとも1つの解剖学的指標が前記心臓の心尖部および前記心臓のAV平面のうち少なくとも1つを含む、請求項1または2に記載の方法(200)。

【請求項 4】

前記少なくとも1つの解剖学的指標の位置情報を生成するステップと、

前記位置情報に基づいて超音波画像の深度設定(304)を調整するステップとを含む、請求項1乃至3のいずれかに記載の方法(200)。

【請求項 5】

前記位置情報に基づいて超音波画像の幅設定(305)を調整するステップを含む、請求

20

項 4 記載の方法 ( 2 0 0 )。

【請求項 6】

対象物の心臓内の動いている心臓構造物および血液にตอบสนองする画像を生成するための超音波装置 ( 5 ) において、

超音波を前記動いている心臓構造物および血液へと送信し、前記動いている心臓構造物および血液からの超音波後方散乱にตอบสนองして受信信号を生成するように構成されたフロントエンド ( 2 0 ) と、

前記心臓構造物内の少なくとも 1 つの解剖学的指標を検出し、前記少なくとも 1 つの解剖学的指標の組織速度を決定し、前記少なくとも 1 つの解剖学的指標の前記組織速度に基づいて、前記超音波装置 ( 5 ) のパルス繰返し周波数を自動的に調整するように、前記受信信号にตอบสนองする少なくとも 1 つのプロセッサ ( 3 0 、 4 0 、 5 0 ) とを含む装置 ( 5 )。

10

【請求項 7】

前記パルス繰返し周波数を調整するとき、前記少なくとも 1 つのプロセッサ ( 3 0 、 4 0 、 5 0 ) が、前記少なくとも 1 つの解剖学的指標および前記解剖学的指標に関連する領域で収集される超音波データにตอบสนองする、請求項 6 記載の装置 ( 5 )。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つのプロセッサ ( 3 0 、 4 0 、 5 0 ) が、前記少なくとも 1 つの解剖学的指標の位置情報を生成し、

前記少なくとも 1 つの解剖学的指標の少なくとも 1 つに重なる前記位置情報および表示印を処理する表示プロセッサ ( 8 0 ) およびモニタ ( 9 0 ) をさらに含む、請求項 6 または 7 に記載の装置 ( 5 )。

20

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの解剖学的指標が、前記心臓の心尖部および前記心臓の A V 平面のうち少なくとも 1 つを含む、請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の装置 ( 5 )。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つのプロセッサ ( 3 0 、 4 0 、 5 0 ) が、前記位置情報に基づいて少なくとも 1 つの収集パラメータを調整 ( 2 0 2 ) し、

前記少なくとも 1 つの収集パラメータが、超音波画像の深度設定 ( 3 0 4 )、超音波画像の幅設定 ( 3 0 5 )、関連領域 ( R O I ) の位置 ( 3 0 6 )、超音波装置のゲイン設定 ( 3 0 8 )、超音波装置の適応ゲイン設定、超音波装置の少なくとも 1 つの送信フォーカス位置 ( 3 0 9 )、前記超音波装置のグレースケールマッピング ( 3 1 0 )、および 3 D 収集領域の位置のうち少なくとも 1 つを含む、請求項 6 乃至 9 のいずれかに記載の装置 ( 5 )。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関する。

【0002】

以下の米国特許出願の全体を参照することによって、それぞれの完全な主題を援用する。

40

2 0 0 2 年 1 2 月 1 7 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 2 4 8 , 0 9 0 号

2 0 0 2 年 6 月 4 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 0 6 4 , 0 3 2 号

2 0 0 2 年 6 月 1 0 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 0 6 4 , 0 8 3 号

2 0 0 2 年 6 月 4 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 0 6 4 , 0 3 3 号

2 0 0 2 年 6 月 1 0 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 0 6 4 , 0 8 4 号

2 0 0 2 年 6 月 1 0 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 0 6 4 , 0 8 5 号

【背景技術】

【0003】

50

心エコー検査は超音波分野の一部門であり、現在、主観的画像評価と主要な定量的パラメータの抽出を組み合わせで行われている。心壁機能の評価は、例えば冠動脈疾患などの疾患の評価において、精度と客観性を向上させるために使用できる確立されたパラメータがないことによって妨げられてきた。ストレスエコーがその一例である。ストレスエコーにおける心壁運動の評価は操作者の訓練と経験に大きく依存することが明らかになっている。また、壁運動の評価が主観的な性質のものであることから、エコーセンタ間での観察者による違いが受け入れ難いほど大きいことも明らかになっている。

【特許文献1】米国特許5,601,084号

【特許文献2】米国特許6,099,471号

【特許文献3】米国特許5,515,856号

【特許文献4】米国特許6,019,724号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

この問題に重点をおいて、定量的パラメータを定義し検証することを目的として、多くの技術的および臨床的研究がなされてきた。例えば冠動脈疾患などの診断において、客観性と精度を向上させるために使用できる可能性のある新しいパラメータのセットを示す有望な臨床的検証研究が報告されている。新しいパラメータの多くは、生成される超音波画像を視覚的検査でリアルタイムに直接評価することは難しく、または不可能であった。定量化は通常、必要なパラメータを抽出するために面倒な手操作による分析をとる後処理ステップを必要とする。心臓内における解剖学的指標位置の判定も例外ではない。時間を要する後処理技法、または複雑な計算を要するリアルタイム技法は望ましくない。

【0005】

Sheehan他の米国特許5,601,084号に開示された一方法は、撮像データを使用して心臓の一部を撮像し3次元モデル化することを述べている。Torp他の米国特許6,099,471号に開示された別の方法は、歪み速度をリアルタイムで計算し表示することを述べている。Olstad他の米国特許5,515,856号に開示されたさらに別の方法は、心機能など、生きている生体学的構造物の調査を構造物が動いている間に表示する解剖学的Mモードの生成について述べている。Gronningsaeter他の米国特許6,019,724号に開示されたさらに別の方法は、超音波画像を使用して手順を導くために準リアルタイムフィードバックを生成することを述べている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一実施形態は、心臓を撮像し、心臓内の解剖学的指標を自動的に検出した後に収集パラメータを自動的に調整するための超音波システムを提供する。超音波システム内に、心臓を撮像し、心臓内の解剖学的指標の検出に基づいてある収集パラメータを自動的に調整する装置が設けられている。このような環境において収集パラメータを自動的に調整するための装置は、超音波を構造物に送信し、経時的な構造物からの超音波後方散乱に応答して受信信号を生成するように構成されたフロントエンドを含む。プロセッサは受信信号に応答して経時的な心臓構造物の動きを表す分析的パラメータ値セットを生成し、分析的パラメータ値セットの要素を分析して解剖学的指標の位置情報を自動的に抽出し、指標の位置を追跡する。プロセッサは追跡された解剖学的指標の位置に応答し、追跡された解剖学的指標の位置に基づいて、ある収集パラメータを自動的に調整する。表示器が、位置情報に対応する標点を動いている構造物の画像上に重ね合わせるように構成されており、追跡された解剖学的指標の位置を操作者に示し、所望の場合は収集パラメータを表示する。

【0007】

方法はまた、心臓を撮像し、心臓内のあらかじめ検出されたある解剖学的指標に基づいて収集パラメータを調整するための超音波機械またはデバイスで実行される。このような環境では、ある収集パラメータを自動的に調整する方法は、超音波を構造物に送信するこ

10

20

30

40

50

と、および経時的な構造物からの超音波後方散乱に応答して受信信号を生成することを含む。経時的な心臓構造物の動きを表す受信信号に応答して、分析的パラメータ値のセットが生成される。解剖学的指標の位置情報が自動的に抽出され、次いで指標の位置が追跡される。追跡された解剖学的指標に基づいて、ある収集パラメータが自動的に調整される。位置情報に対応する標点動いている構造物の画像上に重ね合わされて、操作者に追跡された解剖学的指標の位置を示し、また調整された収集パラメータを表示することもできる。本発明のある実施形態は、心尖部やＡＶ平面など、心臓の主要な解剖学的指標を自動的に検出した後、少なくとも１つの収集パラメータ（例えば、深度設定、幅設定、ＲＯＩ位置、ＰＲＦ設定、ゲイン設定など）を自動的に調整することに関する。少なくとも１つの実施形態では、少なくとも１つの収集パラメータを調整することは、少なくとも１つの解剖学的指標および解剖学的指標に関する領域で収集された超音波データに応答している。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【０００８】

上記の発明の開示、ならびに下記の本発明のある実施形態の詳細な説明は、添付の図面と併せて読めばより良く理解されるであろう。ただし本発明は、添付の図面に示された配置および方法に限定されるものではないことを理解されたい。

【０００９】

本発明の一実施形態は、心臓のある解剖学的指標を検出し追跡した後、それに続いてある臨床的関連情報を収集するために、収集パラメータを自動的に調整することを可能にする。この機能を実現するために、動いている心臓構造物および血液がモニタされる。本明細書で使用される構造物という用語は、例えば心壁組織など、非液体および非気体物質を含む。本発明の実施形態は、心臓の壁機能パラメータの改良されたリアルタイム視覚化および評価の確立を助ける。動いている構造物は、心臓の心筋セグメント内の解剖学点に対応する分析的パラメータ値セットによって特徴付けられる。分析的パラメータ値セットは、例えば組織速度値、時間積分した組織速度値、Ｂモード組織輝度値、組織歪み率値、血流値、および僧帽弁推定値を含むことができる。

20

【００１０】

図１は、本発明の様々な態様に従って製造された超音波機械５の図である。変換器（トランスデューサ）１０を使用して、電気アナログ信号を超音波エネルギーに変換することによって超音波を対象物に送信し、超音波エネルギーをアナログ電気信号に変換することによって対象物からの超音波後方散乱を受信する。受信機、送信機、ビーム形成装置を含むフロントエンド２０を使用して、様々なイメージングモードで使用するために必要な送信波形、ビームパターン、受信機フィルタリング技法、および復調方式を作成する。フロントエンド２０はデジタルデータをアナログデータに、アナログデータをデジタルデータに変換することによって、これらの機能を実行する。フロントエンド２０は、アナログインターフェース１５で変換器１０と接続し、デジタルバス７０を介して非ドブラプロセスサ３０、ドブラプロセスサ４０、制御プロセスサ５０と接続している。デジタルバス７０はいくつかのデジタルサブバスを含むことができ、各サブバスはそれぞれ固有の構成をとり、超音波機械５の様々な部品にデジタルデータインターフェースを提供する。

30

【００１１】

非ドブラプロセスサ３０は、ＢモードやＭモードなどのイメージングモード、および高調波イメージングに使用するための振幅検出機能、およびデータ圧縮機能を含む。ドブラプロセスサ４０は、組織速度イメージング（ＴＶＩ）、歪み率イメージング（ＳＲＩ）、およびカラーＭモードなどのイメージングモードに使用するためのクラッターフィルタリング機能および動作パラメータ推定機能を含む。プロセスサ３０および４０は、デジタル信号データをフロントエンド２０から受け取り、デジタル信号を推定パラメータ値に処理し、推定パラメータ値をデジタルバス７０を介してプロセスサ５０および表示器７５に渡す。推定パラメータ値は、当業者には既知の方法で、送信信号の基本波、高調波、分数調波に集中した周波数帯の受信信号を使用して作成することができる。

40

【００１２】

50

表示器 75 は、表示器プロセッサ 80 によって実行されるスキャン変換機能、カラーマッピング機能、および組織 / 血流アービトレーション機能を含み、表示器プロセッサ 80 はデジタルパラメータ値をプロセッサ 30、40、および 50 から受け取り、デジタルデータを表示のために処理し、マッピングし、フォーマットし、デジタル表示データをアナログ表示信号に変換し、アナログ表示信号をモニター 90 へと渡す。モニター 90 は表示器プロセッサ 80 からのアナログ表示信号を受け取り、結果として得られる画像をモニター上で操作者に表示する。

【0013】

ユーザインターフェース 60 は、操作者が制御プロセッサ 50 を通して超音波機械 5 にユーザコマンドを入力できるようにする。ユーザインターフェース 60 は、キーボード、マウス、スイッチ、つまみ、ボタン、トラックボール、およびオンスクリーンメニューを含む。

10

【0014】

タイミングイベント源 65 を使用して、対象物の心臓波形を表す心臓タイミングイベント信号 66 が生成される。心臓タイミングイベント信号 66 は制御プロセッサ 50 を通して超音波機械 5 に入力される。

【0015】

少なくとも一実施形態では、制御プロセッサ 50 は、超音波機械 5 の中央プロセッサであり、デジタルバス 70 を介して超音波機械 5 の他の様々な部品と接続する。制御プロセッサ 50 は様々な撮像および診断モードのための様々なデータアルゴリズムおよび機能を実行する。デジタルデータおよびコマンドは、制御プロセッサ 50 と超音波機械 5 の他の様々な部品の間で送受信することができる。代替実施形態として、制御プロセッサ 50 によって実行される機能は複数のプロセッサによって実行することもでき、プロセッサ 30、40、または 80、あるいはそれらの組合せに統合することもできる。他の実施形態として、プロセッサ 30、40、50、および 80 の機能を単一の PC バックエンドに統合することもできる。

20

【0016】

心臓のある解剖学的指標が認識されると（例えば、2002 年 12 月 17 日に出願された米国特許出願第 10 / 248,090 号に記載されているように AV 平面および心尖部など）、本発明の様々な態様によれば、その後の臨床的関連情報の収集を最適化するためにはある収集パラメータを超音波機械 5 によって自動的に調整することができる。上述の超音波機械 5 の様々なプロセッサを使用して様々な収集パラメータの調整および位置決めを行うことができる。

30

【0017】

図 2 は、本発明の様々な態様による、図 1 の超音波機械 5 によって実行される方法 200 の一実施形態のフローチャートを示す。ステップ 201 では、心臓を撮像しながら解剖学的指標（例えば AV 平面および心尖部）の位置が認識され、または検出される。ステップ 202 では、収集パラメータが、検出され、認識された解剖学的指標の位置に少なくとも部分的に基づいて自動的に調整される。少なくとも一実施形態では、少なくとも 1 つの収集パラメータを調整することは、少なくとも 1 つの解剖学的指標および解剖学的指標に関する領域で収集された超音波データに応答している。

40

【0018】

本明細書で定義される収集パラメータは例えば、超音波画像の深度設定、超音波画像の幅設定、関心領域 (ROI) の位置、超音波機械のパルス繰返し周波数 (PRF) 設定、超音波機械のゲイン設定、超音波機械の適応ゲイン設定、超音波機械の少なくとも 1 つの送信フォーカス位置、および 3D 収集領域の位置、あるいはそれらの組合せを含む。

【0019】

図 3 は、本発明の様々な実施形態による、図 1 の超音波機械 5 で図 2 の方法 200 を使用して、心臓内の解剖学的指標を自動的に検出した後で収集パラメータを調整することを示す図である。図 3 は、表示された心臓の B モード画像 300 が心臓の解剖学的指標の位

50

置および様々な収集パラメータも表示していることを示す。表示された解剖学的指標は、心尖部位置 3 0 1、第 1 の A V 平面位置 3 0 2、および第 2 の A V 平面位置 3 0 3 を含む。表示された収集パラメータは、B モード画像 3 0 0 の深度設定 3 0 4、B モード画像 3 0 0 の幅設定 3 0 5、位置決めされた関心領域 ( R O I ) または 3 D 収集領域 3 0 6、超音波機械 5 のパルス繰返し周波数 ( P R F ) 設定 3 0 7、超音波機械 5 のゲイン設定 3 0 8、超音波機械 5 の位置決めされた送信フォーカス 3 0 9、および B モード画像 3 0 0 のグレースケールマッピング 3 1 0 を含む。

#### 【 0 0 2 0 】

例えば、深度 3 0 4 および / または幅 3 0 5 は、実際の心臓の大きさに対して適切な B モード画面を得るために、心尖部 3 0 1 および A V 平面 3 0 2 および 3 0 3 の位置をもとにして超音波機械 5 で調整することができる。例えば、深度 3 0 4 および幅 3 0 5 設定は、表示された B モード画像が実際の大きさになるように調整することもできる。適切な深度および幅設定は心尖部および A V 平面位置の相対位置から計算される。

#### 【 0 0 2 1 】

別の例として、例えば A V 平面 3 0 2 を検出した後、カラー血流 R O I 3 0 6 を A V 平面 3 0 2 上に自動的に配置して、A V 平面位置付近の僧帽弁血流を視覚化することができる。あるいは、例えば A V 平面 3 0 2 検出の一環として、A V 平面 3 0 2 の周辺領域における最速の組織速度を判定し、それを使用して P R F 設定 3 0 7 を自動的に調整し、最速の速度が例えば組織速度イメージング ( T V I ) の R O I 3 0 6 になるようにすることもできる。

#### 【 0 0 2 2 】

他の例として、ゲイン設定、適応ゲイン設定、および / またはグレースケールマッピングを調整して、画像 3 0 0 内で認識された解剖学的位置での既知の伝達関数を得ることができる。このような方法はグレースケールマッピングを標準化するのに役立ち、画像の視覚的外観にとって有益であり、また例えばエッジ検出などのために実行され得るその後の自動化された手順における変動を低減するのに有益である。

#### 【 0 0 2 3 】

送信フォーカス 3 0 9 の位置を、例えば A V 平面 3 0 3 の ( 深度の ) 位置を追うように自動的に調整することができる。その結果、A V 平面 3 0 3 の水平方向の最良解像度を維持することができる。あるいは、複数の送信フォーカスの位置を、例えば心尖部 3 0 1 と A V 平面 3 0 2 の間の画質を最大化するために 2 つの位置の間で画像 3 0 0 の深度について調整することができる。

#### 【 0 0 2 4 】

心臓 3 D の主な適用の 1 つは、心臓弁のレンダリングへの適用である。A V 平面位置の認識を使用して、収集 R O I ( 例えば 3 0 6 ) をより最適な位置に位置決めすることによって心臓弁の 3 D 収集を向上させることができる。

#### 【 0 0 2 5 】

図 4 は、本発明の実施形態による、情報を抽出する 2 つの長軸 M モードを 2 つの A V 平面位置を通して図 2 の方法 2 0 0 を使用してプリセットする図を示している。図 4 は、本発明の実施形態による、心臓 4 0 0 内の 2 つの M モードにおける長軸の A V 動作を表示するために 2 つの長軸 M モード 4 0 3 および 4 0 4 を 2 つの A V 平面位置 4 0 1 および 4 0 2 を通してプリセットする方法を示している。

#### 【 0 0 2 6 】

図 5 は、本発明の実施形態による、心筋セグメント内を心尖部から A V 平面に至る、情報を抽出する湾曲 M モードを図 2 の方法 2 0 0 を使用してプリセットする図を示している。図 5 は、本発明の実施形態による、心筋中央部 5 0 3 内の心尖部 5 0 1 から A V 平面 5 0 2 に至る湾曲 M モード 5 0 4 を、指標を単独で使用してまたは局所画像分析と組み合わせて、心臓 5 0 0 内の心筋 5 0 3 内部の湾曲 5 0 4 を保持するようにプリセットする方法を示している。

#### 【 0 0 2 7 】

図 6 は、本発明の実施形態による、情報を抽出するドプラサンプルボリュームを検出された解剖学的指標に対して図 2 の方法 200 を使用してプリセットする図を示している。図 6 は、ドプラ測定のためのサンプルボリューム 603 を、心臓 600 内の検出された指標 601 (心尖部) および 602 (A V 平面) に対して、プリセットする方法を示している。このような技法は血流の検査および心筋機能の測定のために、PW および CW ドプラに適用することができる。

#### 【0028】

本発明の少なくとも 1 つの実施形態によれば、これらの臨床的関連位置からの情報を抽出する関心領域 (ROI) を解剖学的指標に対してプリセットすることができる。抽出された情報は 1 つまたは複数の経時的ドプラ情報、経時の速度情報、経時的歪み率情報、経時的歪み情報、M モード情報、変形情報、変位情報、および B モード情報を含むことができる。

10

#### 【0029】

本発明の実施形態によれば、M モード、湾曲 M モード、サンプルボリューム、および ROI の位置を、その位置の動きをフォローするために追跡することができる。さらに、解剖学的指標および / または臨床的関連位置の上に標点を重ね合わせて、指標および / または位置の場所を明確に表示することができる。

#### 【0030】

図 7 は、本発明の実施形態による、関連する心内膜についての情報を抽出するようにエッジ検出を行う心筋セグメント内の点のセットを、図 2 の方法 200 を使用して定義する図を示している。心内膜のエッジの自動検出は困難な作業である。図 7 は、エッジ検出のための良好な ROI を定義する、または動的輪郭などのエッジ検出アルゴリズムとともに実際の境界を調べるために使用することができる初期推定を実行するために、本明細書で述べた技法 (すなわち、湾曲 M モード検出と同様) を使用する方法を示している。図 7 は、心尖部 701 および A V 平面 702 を認識する心臓 700 の 2 つのビューを示す。解剖学的指標に基づいて心臓 700 の心筋セグメントのほぼ内側を推定する輪郭 703 が、心尖部および A V 平面の位置を追跡しながら描出される。次いで開始点のセットとして輪郭を使用するエッジ検出技法を使用して、心内膜のエッジ検出を実行することができる。

20

#### 【0031】

本発明の代替実施形態によれば、例えば中間セグメントおよび心基セグメントの下部など、他の心臓内の位置を認識し、それを使用してある収集パラメータを調整することもできる。

30

#### 【0032】

以上、本発明をある実施形態を参照して述べたが、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変更を行うことができ、同等物で代替させることができることが当業者には理解されよう。さらに、特定の状況または材料を本発明の教示に適合させるために、本発明の範囲から逸脱せずに多くの修正を行うこともできる。したがって、本発明は開示された特定の実施形態に限定されるものではなく、添付の特許請求の範囲に該当するすべての実施形態を含むものである。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。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0033】

【図 1】本発明の様々な態様に従って製造される、超音波機械またはデバイスの実施形態の図である。

【図 2】本発明の様々な態様による、図 1 の機械またはデバイスで実行される方法の一実施形態のフローチャートを示す図である。

【図 3】図 1 の超音波機械において、本発明の様々な実施形態による、図 2 の方法を使用して心臓内の解剖学的指標を自動的に検出した後で収集パラメータを調整することを示す

50

図である。

【図４】本発明の一実施形態による、２つの長軸Ｍモードを２つのＡＶ平面位置を通して図２の方法を使用してプリセットする図である。

【図５】本発明の一実施形態による、心尖部からＡＶ平面へと至る心筋セグメント内で湾曲Ｍモードを図２の方法を使用してプリセットする図である。

【図６】本発明の一実施形態による、ドプラサンプルボリュームを検出された解剖学的指標に対して図２の方法を使用してプリセットする図である。

【図７】本発明の一実施形態による、エッジ検出を行うために心筋セグメント内に点のセットを図２の方法を使用して定義する図である。

【符号の説明】

10

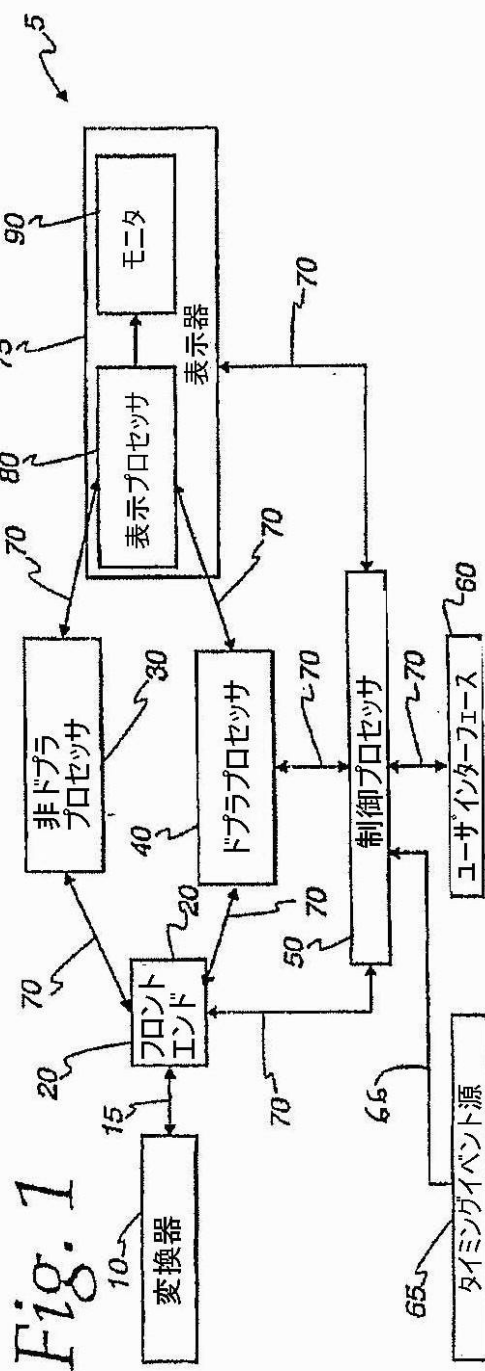
【 0 0 3 4 】

- 1 0 変換器
- 1 5 アナログインターフェース
- 2 0 フロントエンド
- 3 0 非ドブラプロセッサ
- 4 0 ドブラプロセッサ
- 5 0 制御プロセッサ
- 6 0 ユーザインターフェース
- 6 5 タイミングイベント源
- 6 6 心臓タイミングイベント信号
- 7 0 バス
- 7 5 表示器
- 8 0 表示プロセッサ
- 9 0 モニタ

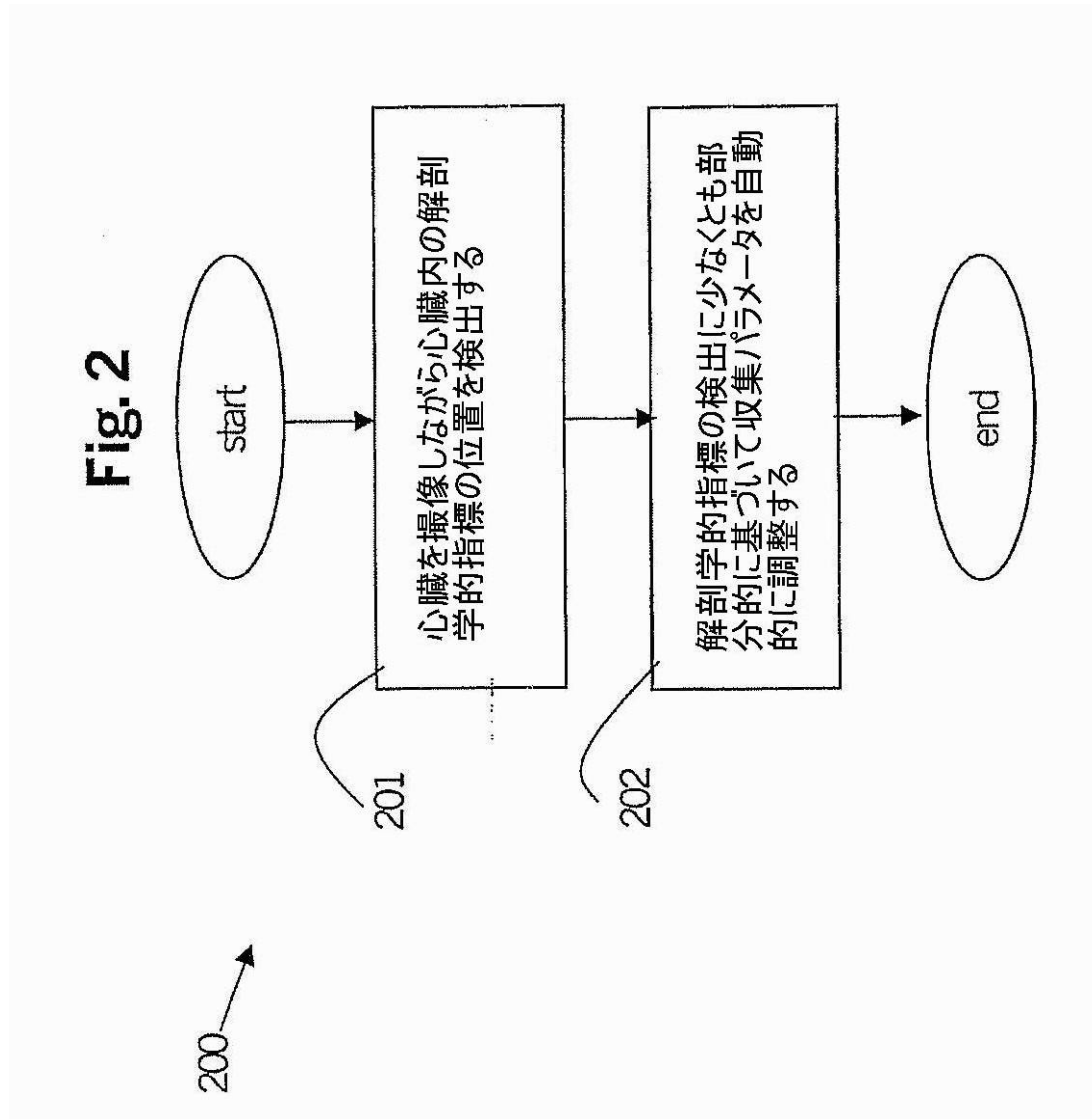
20



【図1】

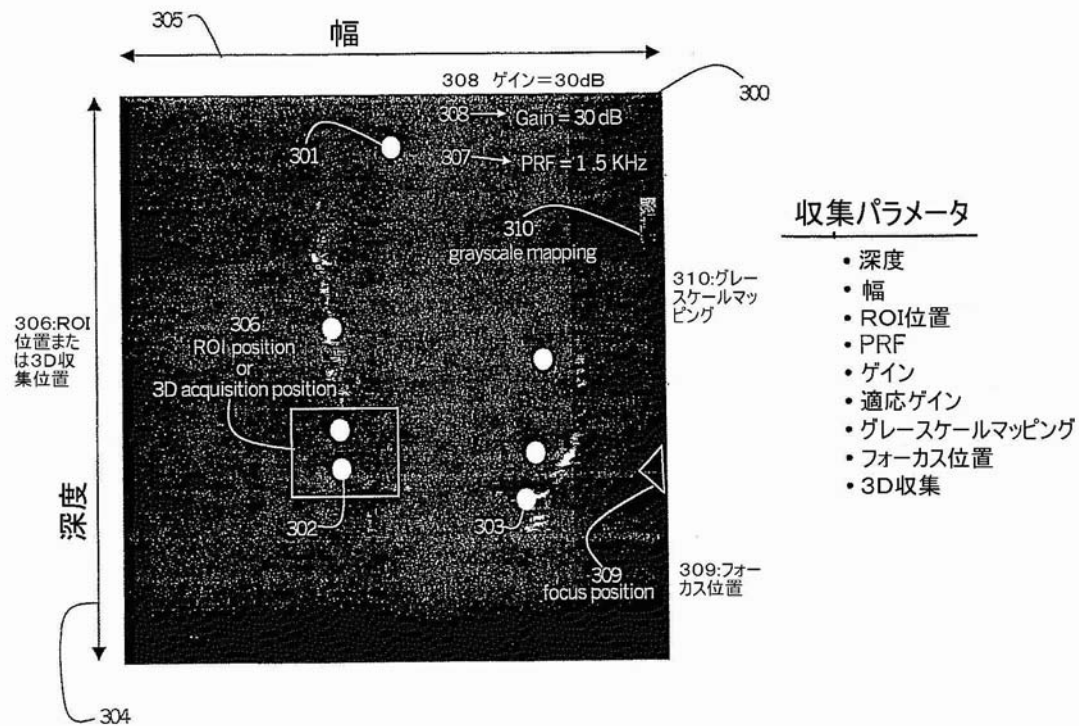


【図2】



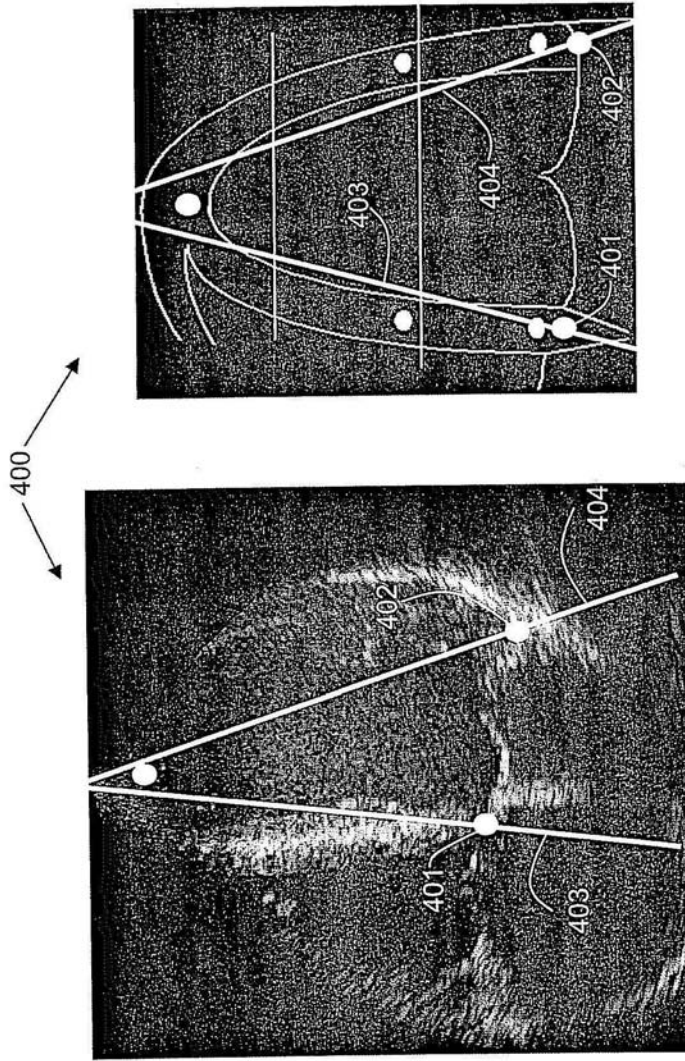
【図 3】

Fig. 3



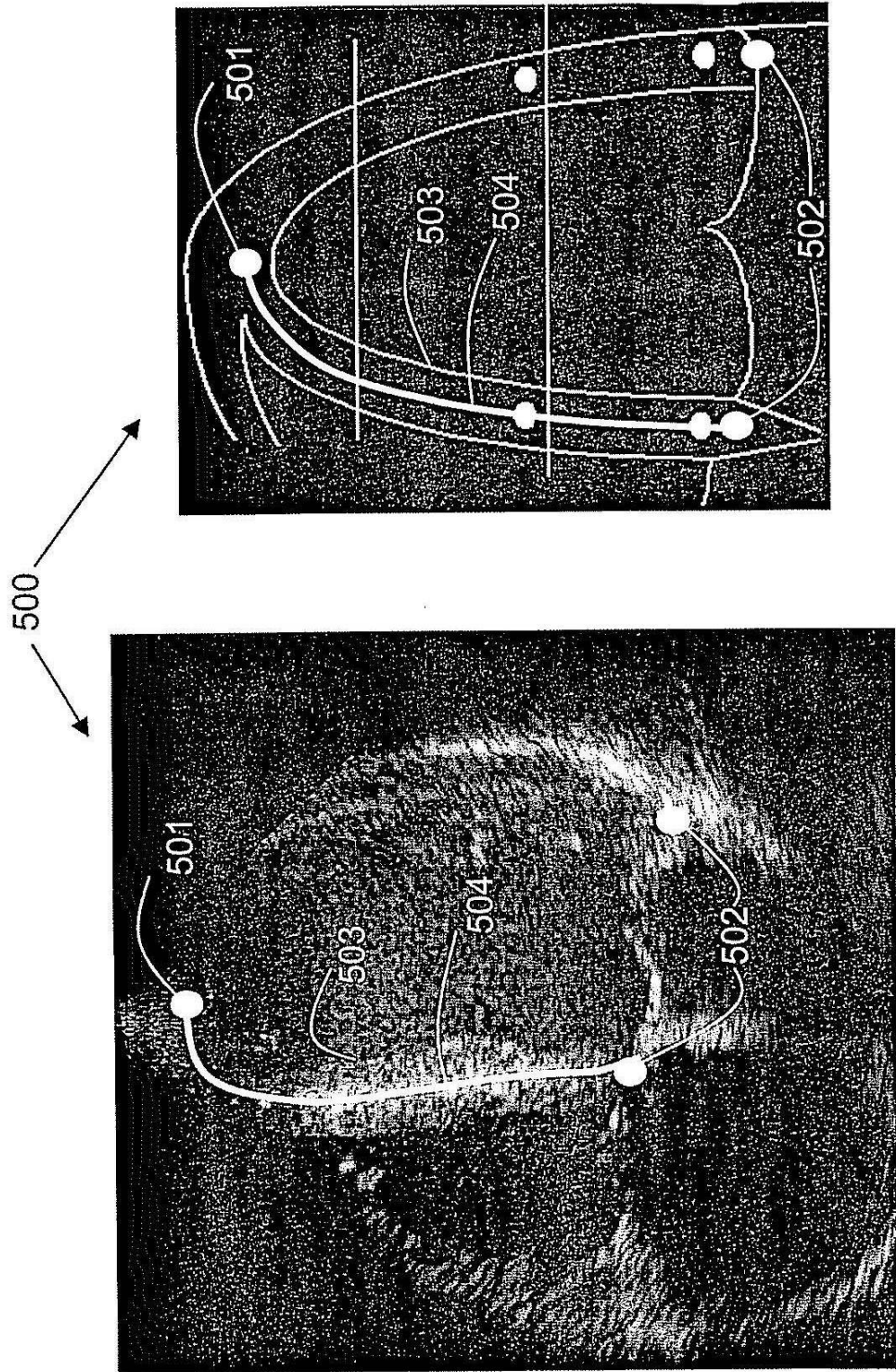
【 図 4 】

FIG. 4



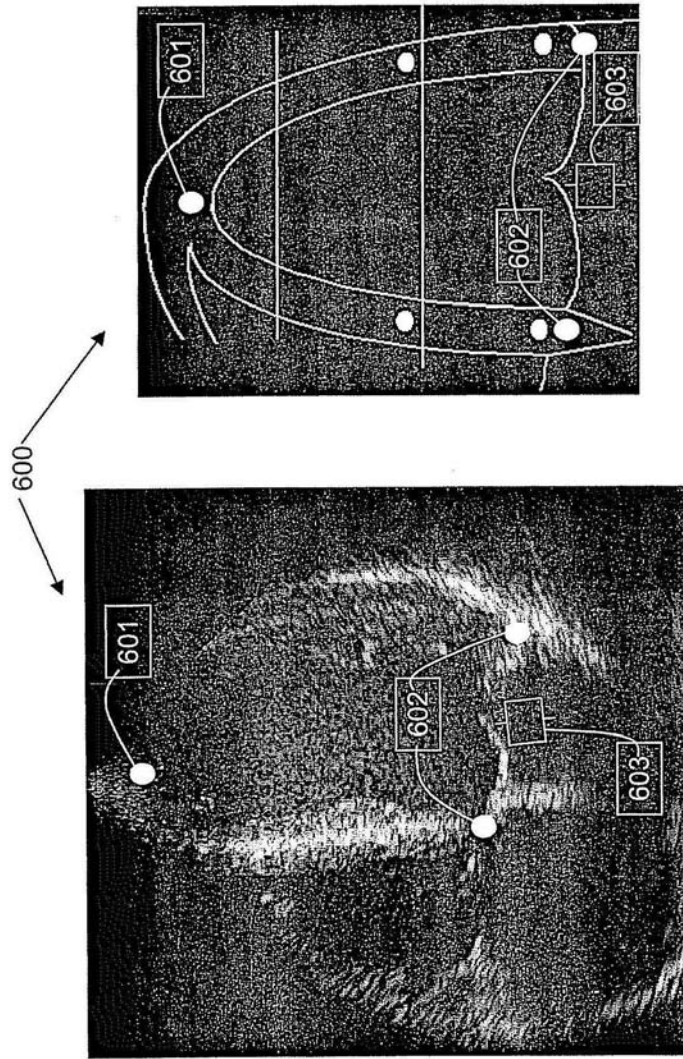
【図 5】

FIG. 5



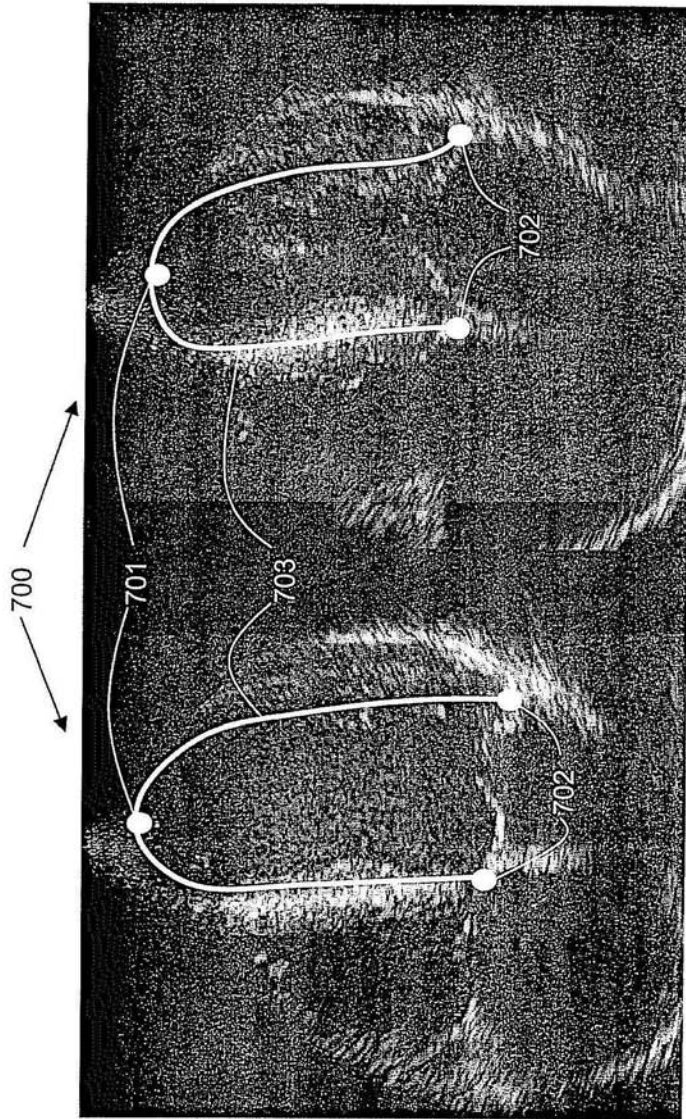
【図 6】

FIG. 6



【 図 7 】

FIG. 7



---

フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開昭61-176326(JP,A)  
特開2000-245733(JP,A)  
特開2000-229078(JP,A)  
特開平06-022965(JP,A)  
特開平08-080301(JP,A)  
米国特許出願公開第2003/0013964(US,A1)  
米国特許第06491636(US,B1)  
特開平 9-308631(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00



专利名称(译)	基于超声检测指标的超声采集优化		
公开(公告)号	<a href="#">JP4831465B2</a>	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2005248936	申请日	2005-08-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ビヨルンオルスタッド		
发明人	ビヨルン・オルスタッド		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/EE11		
代理人(译)	小仓 博 伊藤亲		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	60/606078 2004-08-31 US 11/082294 2005-03-17 US		
其他公开文献	JP2006081901A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：基于超声检测指数提供超声波采集的优化。解决方案：超声设备包括用于生成响应于活动心脏结构和血液的图像的方法和设备，并且用于至少部分地基于至少一个解剖学指标的检测来调整至少一个收集的参数。响应于来自心脏的接收信号的至少一个处理器检测心脏结构中的解剖索引，生成关于解剖索引的位置信息，并调整至少一个收集的参数。索引和收集的参数可以显示给超声设备的用户。 Ž