

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5021480号
(P5021480)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日(2012.6.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 19 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-535301 (P2007-535301)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年10月3日(2005.10.3)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2008-515514 (P2008-515514A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成20年5月15日(2008.5.15)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/053246		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02006/038177		1
(87) 国際公開日	平成18年4月13日(2006.4.13)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成20年10月2日(2008.10.2)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/617,490	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成16年10月8日(2004.10.8)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ライブの部分体積を用いた三次元超音波スキャン

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元撮像のための超音波診断撮像システムであって：

身体の体積領域を走査するよう動作しうるマトリクス・アレイ・トランスデューサと；
前記マトリクス・アレイ・トランスデューサに結合され、前記マトリクス・アレイ・トランスデューサが前記体積領域の複数の部分体積のうちの一つを選択的に走査するよう制御するコントローラであって、各部分体積は互いから区別できる形を有する、コントローラと；

前記コントローラに結合され、各部分体積の表示からユーザーが走査されるべき部分体積を選択できるようにするユーザーコントロールと；

前記マトリクス・アレイ・トランスデューサに結合され、前記選択された部分体積のライブ3D画像のシーケンスを生成するよう動作する画像プロセッサ、
とを有する超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記コントローラが前記マトリクス・アレイ・トランスデューサを、選択された部分体積の領域にわたってビームを電子的に走査するよう制御する、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記ユーザーコントロールが、前記コントローラをして、ある序列の複数の部分体積の走査を逐次行わしめるよう逐次的に作動可能である、請求項2記載の超音波診断撮像シ

10

20

テム。

【請求項 4】

前記部分体積が、前記体積領域内の相接しあう部分体積領域を占める、請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記部分体積が、前記体積領域内の重なりあう部分体積領域を占める、請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

部分体積の数が 3 であり；

前記部分体積のうちの一つが前記体積領域の真ん中で相接しており；

第三の部分体積は前記体積領域の真ん中を中心に行っている；

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

10

【請求項 7】

前記コントローラがさらに、前記マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイに垂直な配向の 2 D 画像面を走査する 2 D モードで動作可能であり；

前記コントローラが、3 D モードで、前記部分体積のうちの一つを選択的に走査するよう動作可能であり；

前記二つの相接する部分体積が相接しているのが前記 2 D 画像の面においてである、請求項 6 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記体積領域が前記マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイから見て約 90° の角度を張り；

前記部分体積のそれぞれが約 30° の角度を張る、

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 9】

前記体積領域が前記マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイから見て約 60° の角度を張り；

前記部分体積のそれぞれが約 30° の角度を張る、

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

前記体積領域が前記マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイから見て約 60° の角度を張り；

前記部分体積のそれぞれが約 20° の角度を張る、

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

30

【請求項 11】

マトリクス・アレイ・トランスデューサを有する超音波診断撮像システムの動作方法であって；

前記マトリクス・アレイ・トランスデューサを、前記マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイの面に垂直な配向の 2 D 画像面を走査する 2 D モードで動作させる段階と；

ユーザーの入力に応答して、前記マトリクス・アレイ・トランスデューサの動作モードを、該マトリクス・アレイ・トランスデューサのトランスデューサ・アレイが前記 2 D 画像面を含む最大体積領域を走査するよう動作しうる 3 D 走査モードに切り換える段階と；

ユーザーの入力に応答して、前記最大体積領域の複数の部分体積のうちの一つの部分体積を選択的に走査する段階であって、各部分体積は互いから区別できる形をもつ、段階と；

前記走査された部分体積のライブ 3 D 画像を表示する段階、とを有する方法。

40

【請求項 12】

前記最大体積領域の別の部分体積を走査するようユーザーコントロールを作動させる段

50

階をさらに有する、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記最大体積領域のある序列の複数の部分体積の走査および表示を通じて巡回するようユーザーコントロールを反復的に作動させる段階をさらに有しており、それぞれの新たに走査される部分体積は先に走査された部分体積とは異なる、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記 2 D 画像面が、前記最大体積領域の中心に揃っている、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 5】

前記選択的に走査する段階が、前記最大体積領域の 3 つの部分体積のうちの一つを選択的に走査する段階であり；

前記部分体積のうちの一つは前記 2 D 画像面の位置で相接しており；

第三の部分体積は前記 2 D 画像面の位置を中心としている、

請求項 1 4 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記部分体積の第一のものが前記最大体積領域の左半分を占め；

前記部分体積の第二のものが前記最大体積領域の右半分を占め；

前記部分体積の第三のものが前記最大体積領域の中央の半分を占める、

請求項 1 5 記載の方法。

【請求項 1 7】

前記最大体積領域が 60° から 90° の範囲の角度を張り；

前記部分体積のおのおのが 20° から 30° の範囲内の角度を張る、

請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 8】

前記部分体積のうち少なくとも二つが相接している、請求項 1 7 記載の方法。

【請求項 1 9】

前記部分体積のうち少なくとも二つが重なり合っている、請求項 1 7 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断撮像に、特に被験体の三次元（3D）領域のライブ画像部分体積スキャンに関する。

【背景技術】

【0002】

ライブリアルタイムの 3D 撮像は数年前から商業的に利用可能になっている。ライブ 3D 撮像は、標準的な 2D 撮像以上に、画質とフレームレートとの兼ね合いの問題を呈する。良好な画質のためには画像フィールドにわたってよく集束された多数の走査線を送信および受信することが望ましい。心臓のような動いている対象を撮像するときにとりわけ有用な高いリアルタイムのフレームレートのためには、画像のための走査線全部を短い時間内に送信および受信することが望ましい。しかし、走査線の送信および受信は、音速を支配する物理学の法則によって 1540m/sec に制限される。こうして、画像の奥行き（これが画像の全奥行きにわたってのエコーの戻りのための必要な待ち時間を決定する）に依存して、ある画像に対するすべての走査線を送信および受信するためには、ある決定可能な量の時間が必要とされる。このため表示のフレームレートは受け容れがたいほど低くなってしまうことがある。この問題への一つの解決策は、走査線の数を減らし、多線受信（multiline reception）の度合いを上げることである。これはフレームレートを上げるが、可能性としては画質の劣化という代価を伴う。3D 撮像では、体積領域を完全に走査するためには何百何千という走査線が必要とされるので、問題はより鮮鋭になる。走査線の数を減らすもう一つの解決策は、走査される体積を狭めることである。これもフレームレートを上げるが、望ましくないことに、超音波検査の被験体である解剖学的構造の小さな区域の画像しか提供しないことがある。

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

先述したように、このジレンマが最も顕著に現れるのは拍動する心臓のような動いている対象を撮像するときである。心臓の3D撮像のための巧妙な解決策が米国特許5,993,390号に記載されている。この特許でとられているアプローチは、心臓周期を12の相(phase)に分割することである。心臓のある領域を心臓周期の12分の1の間スキャンすると、実質的に静的な(ぶれの無い)画像を生成する。この特許の発明は、そのような領域が9個で典型的な心臓の体積全体を構成すると判定した。こうして、心臓は、心臓周期の12の相のそれぞれの間これら9つの部分体積の一つを取得するようスキャンされる。9拍の期間で心臓の完全な3D画像が、心臓周期の12の相のそれぞれについての部分体積からまとめ上げられる。完全な画像が相の一連としてリアルタイムに表示されるとき、見る者は心臓のリアルタイム画像を呈示される。だがこれは再生された画像であり、心臓の現在のライブ画像ではない。心臓を包含するのに十分な体積領域の現在のライブの3D撮像を可能にすることが望ましい。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、心臓の現在のライブの部分体積がリアルタイムに取得される。超音波プローブが選ばれた音響窓に静的に保持されるなか、ある最大体積領域にわたって部分体積が方向制御される。これにより、ユーザーは最大体積領域を見るために最良の音響領域を見出し、次いで、ライブの3D部分体積を前記領域にわたって方向制御することによって前記領域を調査することができるようになる。ある実施形態では、部分体積はあるきざみの所定の複数の位置にわたって方向制御可能である。別の実施形態では、部分体積は最大体積領域にわたって連続的に方向制御可能である。第一の表示実施例は、ユーザーが部分体積の位置を直感的に感得できるようにする3D・2D同時画像で述べられる。いくつかの望ましい閲覧方向のうちからユーザーが選択できるようにするもう一つの表示実施例も述べられる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

まず図1を参照すると、本発明の原理に基づいて構築された超音波システムが示されている。超音波システムは、システムのための電子回路のほとんどを含む主フレームまたはシャーシ60を含む。シャーシ60は可搬性のため車輪が装備されている。画像ディスプレイ62がシャーシ60の上に取り付けられている。シャーシの3つのコネクタ64には種々の撮像プローブを差し込める。シャーシ60は概括的に参照符号66によって示される、キーボードおよびコントロールをもつコントロールパネルを含む。これにより音波検査者が当該超音波システムを操作し、患者や行われようとしている種類の検査についての情報を入力する。コントロールパネル66の背後にはタッチスクリーン・ディスプレイ68があって、のちに述べる個別的な制御機能のためのプログラム可能なソフトキーがここに表示される。音波検査者はタッチスクリーン・ディスプレイ68上のソフトキーを、単にディスプレイ上のソフトキーの画像に触れることにより選択する。タッチスクリーン・ディスプレイの下部にはボタン列があり、その機能はさまざまで、各ボタンのすぐ上にあるタッチスクリーン上のソフトキー・ラベルに一致している。

30

40

【0006】

図2には、本発明の超音波システムの主要な要素のブロック図が示されている。超音波送信器10は送受信(T/R)スイッチ12を通じてトランスデューサ・アレイ14に結合されている。トランスデューサ・アレイ14は、三次元スキャンを実行するためのトランスデューサ素子の二次元配列(マトリクス・アレイ)である。トランスデューサ・アレイ14は超音波エネルギーを撮像される体積領域中に送信し、該領域内のさまざまな構造および器官からの反射超音波エネルギーすなわちエコーを受信する。送信器10は、所望の制御方向および焦点のビームを送信するようトランスデューサ・アレイの要素に加えられ

50

る信号のタイミングを決めるよう、遅延タイミングを制御する送信ビーム形成器を含む。送信器 10 によって各トランスデューサ素子に加えられるパルスを適切に遅延させることにより、送信器 10 は所望の送信走査線に沿って合焦した超音波ビームを送信する。トランスデューサ・アレイ 14 は T/R スイッチ 12 を通じて超音波受信器 16 に結合されている。体積領域内の点から反射された超音波エネルギーは異なる時刻にトランスデューサ素子によって受信される。トランスデューサ素子は受信した超音波エネルギーを受信した電気信号に変換する。その電気信号は受信器 16 によって増幅され、受信ビーム形成器 20 に供給される。各トランスデューサ素子からの信号は個別に遅延され、ビーム形成器 20 によって合計されて、ビーム形成された信号を与える。これが、所与の受信走査線上の点に沿った反射超音波エネルギーレベルの表現である。当技術分野において知られているように、受信信号に加えられる遅延は、超音波エネルギーの受信の間に変えられて動的合焦を実現することができる。プロセスは複数の走査線について反復され、体積領域全体に向けられ、該体積領域の画像を生成する信号を与える。トランスデューサ・アレイは二次元なので、受信走査線は方位角および仰角において方向制御され、三次元走査パターンを形成できる。ビーム形成された信号は、フィルタ処理およびドップラー処理といった信号処理を受けることがあり、画像データバッファ 28 に保存される。画像データバッファ 28 は最大体積領域の種々の体積セグメントすなわち部分体積のための画像データを保存するものである。画像データは、画像データバッファ 28 から表示システム 30 に出力され、表示システム 30 が画像データから関心領域の三次元画像を、画像ディスプレイ 62 上での表示のために生成する。表示システム 30 は、ビーム形成器 20 からのセクタスキャン信号を通常のラスタスキャン表示信号に変換するスキャンコンバータを含んでいる。表示システム 30 はまた、ボリューム・レンダラーを含んでいる。システムコントローラ 32 は、ユーザー入力および内部的に保存されているデータに反応してシステムの全体的な制御を提供する。システムコントローラ 32 はタイミングおよび制御機能を実行し、典型的にはマイクロプロセッサおよび付随するメモリを含む。システムコントローラはまた、コントロールパネルおよびタッチスクリーン・ディスプレイ 36 から、システムユーザーによる手または声の制御を通じて受信した信号に反応する。ECG 装置 34 は患者に取り付けられた ECG 電極を含む。ECG 装置 34 は、心臓検査の間の表示のため、システムコントローラ 32 に ECG 波形を供給する。ECT 信号は、ある種の検査の間には、撮像を患者の心臓周期に同期させるためにも使うことができる。

【 0 0 0 7 】

図 3 は、3D 撮像のためのマトリクス・アレイを用いて操作するときの、超音波システムのより詳細なブロック図である。図 1 の二次元トランスデューサ・アレイ 14 の素子は、M 個のグループ内送信プロセッサに接続された M 個の送信サブアレイ 30 A と、N 個のグループ内受信プロセッサに接続された N 個の受信サブアレイ 30 B とに分けられる。具体的には、送信サブアレイ 31₁、31₂、...、31_M はグループ内送信プロセッサ 38₁、38₂、...、38_M にそれぞれ接続されており、これらが今度は送信ビーム形成器 40 のチャンネル 41₁、41₂、...、41_M に接続されている。受信サブアレイ 42₁、42₂、...、42_N はグループ内受信プロセッサ 44₁、44₂、...、44_N にそれぞれ接続されており、これらが今度は受信ビーム形成器 20 のチャンネル 48₁、48₂、...、48_N に接続されている。各グループ内送信プロセッサ 38_i は送信波形を与える一つまたは複数のデジタル波形発生器と、接続されたトランスデューサ素子を励振する送信パルスを増幅する一つまたは複数の電圧ドライバを含んでいる。あるいはまた、各グループ内送信プロセッサ 38_i は、通常送信ビーム形成器からの信号を受け取るプログラム可能な遅延線を含む。たとえば、送信器 10 からの送信出力は、トランスデューサ素子の代わりにグループ内送信プロセッサに接続されてもよい。各グループ内受信プロセッサ 44_i は、加算遅延線 (summing delay line) または加算素子 (summing element) (加算接合器 [summing junction]) に接続されたいくつかのプログラム可能な遅延素子を含んでいてもよい。各グループ内受信プロセッサ 44_i は個々のトランスデューサ信号を遅延させ、遅延された信号を加算し、加算された信号を受信ビーム形成器 20 の一つのチャンネル 48_i に与える。あるいは

10

20

30

40

50

はまた、一つのグループ内受信プロセッサが加算された信号を、パラレル受信ビーム形成器のいくつかの処理チャンネル 48_i に与える。このパラレル受信ビーム形成器は、いくつかの受信ビームを同時に合成するよう構築されている。各グループ内受信プロセッサ 44_i は、いくつかの点からの信号を同時に受信するために、いくつかの加算遅延線（または、各グループが加算接合器に接続された、プログラム可能遅延素子からなる諸グループ）をも含む。システムコントローラ 32 は、マイクロプロセッサおよび付随するメモリを含み、超音波システムの動作を制御するよう設計される。システムコントローラ 32 は、バス 53 を介して送信ビーム形成器チャンネルに遅延コマンドを与え、また、バス 54 を介してグループ内送信プロセッサに遅延コマンドを与える。遅延データは、生成された送信ビームを、くさび形送信パターン、平行四辺形送信パターンまたは三次元送信パターンを含むその他の送信パターンの送信走査線にわたって方向制御および合焦する。システムコントローラ 32 はまた、バス 55 を介して受信ビーム形成器のチャンネルに遅延コマンドを与え、バス 56 を介してグループ内受信プロセッサに遅延コマンドを与える。加えられる相対遅延は、合成受信ビームの方向制御および合焦を制御する。各受信ビーム形成器チャンネル 48_i は、受信信号深さに応じて利得を制御する可変利得増幅器と、合成ビームのビーム方向制御および動的合焦を達成するために音響データを遅延させる遅延素子とを含む。加算素子 50 は、ビーム形成器チャンネル 48_1 、 48_2 、...、 48_N からの出力を受け取り、該出力を加算して、結果として得られるビーム形成器信号を画像生成器 30 に与える。ビーム形成器信号は、受信走査線に沿って合成された受信超音波ビームを表す。画像発生器 30 は、セクタ（扇形）パターン、平行四辺形パターンまたは三次元パターンを含むその他のパターンにわたって合成された多重の往復ビームによって探査される領域の画像を構築する。送信および受信ビーム形成器はいずれも、たとえば米国特許第 $4,140,022$; $5,469,851$; または $5,345,426$ 号において記載されるアナログまたはデジタル式のビーム形成器でありうる。これらの文献はすべて参照によって組み込まれる。

【0008】

システムコントローラは、送信ビーム形成器チャンネル 41_i における「粗い」遅延値およびグループ内送信プロセッサ 38_i における「細かい」遅延値を用いることによりトランスデューサ素子のタイミングを制御する。トランスデューサ素子のための送信パルスを発生させるためにはいくつかの方法がある。送信器 10 内のパルス発生器がシフトレジスタにパルス遅延信号を与え、シフトレジスタが送信サブアレイ $30A$ にいくつかの遅延値を与えるというのでもよい。送信サブアレイは送信トランスデューサ素子を駆動するための高電圧パルスを与える。あるいはまた、パルス発生器は送信サブアレイに接続された遅延線にパルス遅延信号を与えうる。遅延線は送信サブアレイに遅延値を提供し、送信サブアレイが送信トランスデューサ素子を駆動するための高電圧パルスを与える。別の実施形態では、送信器が送信サブアレイ $30A$ に成形された波形信号を提供しうる。図 3 の送信および受信回路に関するさらなる詳細は米国特許 $6,126,602$ に見出されうる。

【0009】

図 4 は、体積領域 80 をスキャンする二次元マトリクス・アレイ・トランスデューサ 70 を示している。上記のトランスデューサおよび撮像システムのフェーズドアレイ動作により、マトリクス・アレイは角錐状の体積領域 80 にわたってビームを走査できる。頂点から底面までの角錐の高さが撮像される領域の深さを決定する。これはビームの周波数および侵入深さのような因子に従って選ばれる。ピラミッドの側面の傾きは、ビームに適用される方向制御の度合いによって決定される。これは今度は、ビーム方向制御のために利用可能な遅延および軸外し (off-axis) (鋭く傾いた) ビーム方向制御に対するトランスデューサの感度を考慮して選ばれる。

【0010】

体積領域 80 のような最大体積領域は、図 5 に示されるように、 $3D$ 撮像のために心臓全体を包含するのに十分な大きさでありうる。図 5 では、頂点スキャンされる心臓 100 が示されている。図 5 の心臓の図には心臓 100 の、右心室 (RA)、左心房 (LA: left atrium)、左心室 (LV: left ventricle) を含む 3 つの区画が示されている。また、

10

20

30

40

50

動脈 (AO: aorta) およびその動脈弁 102 ならびに LA と LV の間の僧帽弁 104 も示されている。しかしながら、心臓全体を可視化するために最大体積領域 80 全体を走査するのに要する時間は、満足のいくリアルタイム撮像には遅すぎたり、あるいは時間がかかりすぎて動きアーチファクトが生じたり、あるいはその両方であることがありうる。本発明の原理によれば、最大体積領域は 3 つの部分体積に分割される。図 6 に示されるように B (back [後])、C (center [中央]) および F (front [前]) である。体積領域 80 は方位角 (AZ: azimuth) 方向にはたとえば 60° の角度を張ることもあるが、部分体積が張る角度はそれより小さくなる。図 6 の実施形態では、部分体積はそれぞれ 30° の角度を張る。これは、ビーム密度および深さが同じであれば、各部分体積は体積領域 80 全体の半分の時間で走査できるということを意味する。これは表示のリアルタイムフレームレートを倍にする結果につながる。部分体積は相接するのでもよいし、あるいは重なり合うようにしてもよい。たとえば、最大体積領域の角度が 90° であれば、それぞれ 30° の 3 つの相接する部分体積を用いる。あるいはまた、さらにフレームレートを上げるため、 60° の最大体積領域について、3 つの 20° の部分体積を使うこともできる。図 6 の実施例では、B および F の部分体積は最大体積領域 80 の中央において相接しており、C 部分体積は領域 80 の真ん中を中心としている。のちに説明するように、領域 80 のこの分割は、一定で把握しやすい 3D 体積の参照を提供し、音波検査者のためになる。

【0011】

本発明のさらなる側面によれば、部分体積のそれぞれは、超音波システムのタッチスクリーン 68 上の単一のコントロールをトグルで変化させることによって選ばれる。これにより音波検査者はプローブを動かすことなく一連の部分体積を移れるようになる。心臓撮像では、体の許容可能な音響窓を位置特定するのはしばしば困難である。心臓は超音波をよく伝えない肋骨によって囲まれているので、一般にはプローブのアパーチャを肋骨の間または肋骨の下に位置付けることが必要である。これは 3D 撮像ではことに難しい。ビームは上下 (EL: elevation) および方位角の両方で方向制御されるからである。ひとたび音波検査者が心臓への許容可能な音響窓を見出すと、走査の間、プローブをその窓と接触された状態に保持することが著しく有益である。本発明のある実施形態では、音響検査者は、通常の仕方では 2D で心臓をスキャンする間に音響窓を位置特定できる。ひとたび 2D 撮像の間に許容可能な音響窓が見出されたら、システムはボタンに触れることで 3D 撮像に切り換えられ、プローブを動かす必要はない。そして、ユーザーは単一のボタンで後から中央、そして前の部分体積へと進み、各部分体積をライブの 3D 撮像で観察でき、しかもどの時点でもプローブを動かす必要がない。

【0012】

図 7 は、上記のように形成された B、C、F 部分体積のそれぞれの、方位角の中心の面での断面を示している。この 3 つの部分体積が図 6 に示されるように形成されるとき、これらの中心面は一意的に各部分体積に対応する：後部分体積 B の中心面は左に傾いた直角三角形であり、前部分体積 F の中心面は右に傾いた直角三角形であり、中央部分体積 C の中心面は左右対称である。のちに示すように、これらの面の形は音波検査者が見ている部分体積をすぐに把握することを可能にする。図 8 a、8 b、8 c は、前記 3 つの部分体積が表示されているときの表示画面 62 の画面コピーを示している。これらの図面およびその後の図面において、画像は、図解の明確のため、通常の超音波表示フォーマットからは白黒反転を受けている。たった今説明したように、図 8 a における F 部分体積は右に傾いているように見られ、図 8 c における B 部分体積は左に傾いており、図 8 b における C 部分体積は対称的に均整が取れているように見られる。

【0013】

異なる部分体積が閲覧のために選択されると、所望の部分体積を取得するため、送信ビームおよび受信ビームのビーム面の傾きが変えられる。図 9 a は、3D 走査のための - 平面でのビーム走査空間を示す、マトリクス・トランスデューサの面に垂直に見たものである。このビーム走査空間において、トランスデューサがフェーズドアレイ・トランスデューサとして運用される際、アパーチャ 90 の中心を横切る水平線内のビームの行は、

10

20

30

40

50

上下にはトランスデューサの面に合わせて垂直に広がっているが、方位角では左から右へ、 -45° から 0° （中央）、そして $+45^{\circ}$ へと順次方向制御される。同様に、アパーチャ90の中心を下向きに横切る垂直線内のビームの列は、方位角ではトランスデューサの面に合わせて垂直に広がっているが、上下にはアレイの下から上へ、 -45° から 0° （中央）、そして $+45^{\circ}$ へと順次方向制御される。図9aでは、前部分体積Fをスキャンするために、 0° から $+30^{\circ}$ 傾いたビーム面のグループが使用されている。上下方向の各ビーム面は、この図示されている実施例では方位角の傾きで -30° から $+30^{\circ}$ に広がっている。プローブが中央部分体積Cをスキャンするよう進められると、送信ビーム面は図9bに示すように -15° の傾きから $+15^{\circ}$ の傾きに広がる。プローブが後部分体積Bをスキャンするよう進められると、使用される送信ビーム面は図9cに示すように -30° から 0° の傾きのものとなる。これらの図のそれぞれにおいて、ビーム面内の諸ビームは方位角において -30° から $+30^{\circ}$ まで対称的に傾いている。しかしながら、ある構築された実施形態では、他の傾きを使うこともでき、および/または部分体積は所望に応じて方位角において左または右に非対称に傾けることもできる。送信ビームの傾きと受信ビームの傾きの選択はシステムコントローラおよび送信器によって電子的になされるので、ここでもまたこの変化を行う際に音響窓からプローブを動かす必要はない。

10

【0014】

全部のビームがトランスデューサの面に垂直な線形アレイの実施形態では、空間的に異なる部分体積を送信および受信するためにアレイに沿って送信アパーチャおよび受信アパーチャが進められる。

20

【0015】

ある構築された実施形態では、4倍の多線を使用してビーム密度が上げられる。これは、各送信ビームに反応して4つの受信ビームが形成されるということを意味している。図10は典型的な4倍多線パターンを示している。ここでは各送信ビーム、この図ではT1およびT2は、各送信ビームのまわりに位置する4つのxで表される4つの受信ビームを生じる。

【実施例1】

【0016】

本発明の別の側面によれば、各3D部分体積表示には2つの2D画像も伴う。これらの2D画像は音波検査者が、見ている画像の向きを決めるのを助ける。先に説明したように、音波検査者はまず心臓を2Dでスキャンすることで開始し、適切な音響窓が見出されるまでプローブを動かす。このサーベイ動作モードでは、マトリクス・アレイ・プローブは、アレイの中央に垂直に配向された単一の2D画像面を送信および受信している。ひとたび音響窓が見出されると、その2D画像は、図6の最大体積領域80の中心画像面になる。そこでユーザーがタッチスクリーン68の「3D」のボタンに触れて3D撮像に切り換え、画面には単一の3D画像が現れる。次いでユーザーはタッチスクリーンの「画像」ボタンに触れていくつかの表示オプションを見ることができ、ある構築された実施形態では、これらのボタンの一つには3つの三角形（「3」）がついており、このボタンに触れると、表示画面62は図11に示される3つの画像を示す。図11は実際の画面コピーを白黒反転したものである。画面の上中央には前部分体積Fの3D画像がある。画面の左下には部分体積Fの面110の2D画像110がある。図6に示すように3つの部分体積が選ばれているときは、画像110は最大体積領域80の中心画像でもあり、初期の2Dサーベイモードにおいて使用されたガイド用2D方位角画像面でもある。表示の右下側には、部分体積Fの中心断面の2D画像112がある。これは図示した実施例では上下の基準画像（elevation reference image）である。画像112が、図7との関連で論じた前部分体積の特徴的な断面形を帯びていることが見て取れる。こうして、これらの直交する2D画像110および112は、3D部分体積画像Fの配向を把握する際のユーザーにとってのなじみのある2D支援を提供する。部分体積Fは、図11aにおいて、マトリクス・アレイ・トランスデューサ70から出て心臓の図100を通して広がる点線によって区画される部分体積である。

30

40

50

【 0 0 1 7 】

また、この時点ではタッチスクリーン 6 8 には、F 画像表示を意味する「前」と記されたボタンがある。ユーザーがこのボタンに触れると、このボタンは「中央」ボタンに変わり、図 1 2 の表示が表示画面 6 2 に現れる。表示は今や、画面の上部に 3 D 中央部分体積 C があるものに切り換わっている。2 D 画像 1 1 0 は、1 1 0 によって示される、部分体積 C の手前側から向こう側に向かう方向の、この部分体積の中心断面の画像である。対称的な 2 D 画像 1 1 4 は、左右方向の、この部分体積の中心を通る特徴的な対称的な断面である。部分体積 C は、図 1 2 a において、マトリックス・トランスデューサ 7 0 から出て心臓の図 1 0 0 を通って広がる点線によって区画される部分体積である。

【 0 0 1 8 】

「中央」ボタンにまた触れると、このボタンは「後」と読めるように変わり、図 1 3 の画像表示が現れる。表示の上部には、3 D 中央部分体積 B が示される。2 D 画像 1 1 0 はやはり、この実施形態（図 6）における最大体積の中心面であり、部分体積 B の右側面 1 1 0 の表面の面でもある。部分体積 B の左右方向の特徴的な中心断面が 1 1 6 に示されている。この表示に示される体積部分領域は、図 1 3 a において、マトリックス・トランスデューサ 7 0 から出て心臓の図 1 0 0 を通って広がる点線によって区画される領域である。

【 0 0 1 9 】

「前」「中央」「後」のボタンに逐次触れていくと、これら 3 つの画像表示を通じて表示の切り換えが続けられる。画像のシーケンスはシステム設計者が選択してよい。たとえば、ある構築された実施形態では、初期画像表示は「後」部分体積のもので、選択スイッチは表示を「後」「中央」「前」の表示の順にトグルする。こうして、音波検査者は、3 つの高フレームレートの部分体積を逐次進むことによってライブの 3 D で心臓全体を可視化できる。

【 実施例 2 】

【 0 0 2 0 】

図 1 1 ~ 1 3 の画像表示のそれぞれにおいて、ライブ 3 D 部分体積の閲覧パース (viewing perspective) はユーザーが調整できる。画像は初期には図に見られる視点で現れるが、その後ユーザーがコントロールパネル 6 6 のトラックボールを回転させることによって変更できる。トラックボールが操作されると、3 D 部分体積が表示中で回転するように見える。それでユーザーは各部分体積の解剖学的構造を、前、後、横またはその他の回転した視点から見ることができる。これは、トラックボールの動きに反応して動的視差レンダリング視方向 (the dynamic parallax rendering look direction) を変えることによって達成される。

【 実施例 3 】

【 0 0 2 1 】

本発明のあるさらなる側面によれば、3 D 画像配向は、ユーザーの選好に従って変更されてもよい。たとえば、成人心臓専門医は通例、先の図 1 1 ~ 1 3 で示したように、心尖と画像の頂部が両方とも画面の上にくる、心臓のアピカル・ビュー (apical view) を好む。この配向では、心臓は本質的に上下さかさまの配向で見られる。他方、小児心臓専門医は通例、心尖と画像の頂部の両方が画面の下部にくるように見るほうを好む。この場合は心臓は正立の解剖配向で見られる。各ユーザーが心臓を自分が慣れているように見られるようにするため、本発明のある実施形態は、「上下倒立」ボタンを有する。のちに述べる実施形態では、本超音波システムは「左右反転」ボタンももつが、これについてもやはり述べる。

【 0 0 2 2 】

ユーザーがタッチスクリーン 6 8 上の「上下倒立」ボタンに触れると、スキャンコンバージョンおよび 3 D レンダリングにおいて表示のために走査線が処理される順序が逆転し、表示は図 1 4 に示されるものに切り換わる。このビューでは、3 D 部分体積 F は、心尖が画像の下部にくるよう上下倒立している。その様子は図 1 4 a でマトリクス・アレイ 7

10

20

30

40

50

0 および心臓の図 1 0 0 によって示されている。最大体積領域 8 0 の中心面 2 1 0 も対応して上下倒立され、相変わらず上下倒立された部分体積Fの面 2 1 0 のビューを示している。同様に、部分体積Fの特徴的な中心断面 2 1 2 も上下倒立される。画像の上下倒立は、表示画面上での画像の左右方向の反転もするので、画像において、解剖学的構造のもともとの向き (sense) は保持される。図示した実施形態では、上下倒立 [inversion] (および左右反転 [reversal] ; のちの議論参照) により「後」部分体積は「前」部分体積になり、「前」部分体積は「後」部分体積になる。

【 0 0 2 3 】

今や「前」と読めるタッチスクリーン・ボタンに触れると、ボタンは「中央」に変わり、表示は図 1 5 に示されるような上下倒立 3 D 中央部分体積Cに切り換わる。部分体積Cの 2 D の前後方向の中心面 2 1 0 は上下倒立しており、特徴的な左右方向の断面 2 1 2 も同様である。部分体積Cは、図 1 5 a において、マトリックス・アレイ・トランスデューサ 7 0 から出て心臓の図 1 0 0 を通って広がる点線の間で取得される体積である。

10

【 0 0 2 4 】

タッチスクリーン・ボタンにまた触れると、このボタンは「後」に変わり、表示は図 1 6 に示されるものになる。上下倒立された 3 D 部分体積Bは、図 1 6 a において、マトリックス・トランスデューサ 7 0 から出て心臓の図 1 0 0 を通って広がる点線によって示されるように取得される体積である。2 D の中心面 2 1 0 は、この実施形態における上下倒立された部分体積の側面 2 1 0 であり、部分体積Bの特徴的な中心断面が 2 1 2 も上下倒立されている。

20

【 0 0 2 5 】

本発明のさらなる側面によれば、3 D 画像の左右方向も反転されることができる。タッチスクリーン 6 8 上で「左右反転」ボタンに触れると、スキャンコンバージョンおよび表示レンダリングのプロセスにおいて使用される走査線の順序が逆向きにされる。それにより画像は左から右に向きが変わる。これにより実質的に、3 D 部分体積の前が後ろに、後ろが前になる。たとえば、図 1 7 は左右反転後の 3 D 部分体積Fを示している。部分体積は、図 1 7 a における心臓の左右反転画像 1 0 0 によって示されるように、解剖学的構造の方向が左右したかのように表示される。図 1 7 における中心面 3 1 0 および特徴的な断面 3 1 2 も表示ラインシーケンスにおいて対応して左右反転される。

【 0 0 2 6 】

「前」「中央」「後」ボタン・シーケンスを通じての序列は次に、図 1 8 に示されるような左右反転した 3 D 部分体積Cの画像を現れさせる。同時に左右反転した中心面画像 3 1 0 および左右方向断面 3 1 2 が現れる。画像左右反転は、図 1 8 a における左右反転した心臓の図 1 0 0 によって示される。タッチスクリーン・ボタンに三度目に触れると、左右反転した 3 D 後部分体積画像Bが図 1 9 に示されるように現れる。それとともに左右反転した中心面画像 3 1 0 および後断面画像 3 1 2 が現れる。これらの画像はあたかも心臓が図 1 9 a に示されるように左右反転しているかのような配向である。

30

【 0 0 2 7 】

最後に、「上下倒立」画像を「左右反転」することもできる。その様子は前、中央および後の部分体積について図 2 0、2 1、2 2 に示されている。このシーケンスでは、心臓は図 2 0 a、2 1 a、2 2 a における心臓の図 1 0 0 によって示されるように上下倒立および左右反転されたように見える。上下倒立および左右反転を行うと、あたかもユーザーが体のさまざまな視点から解剖学的構造をスキャンしているかのように、スキャンされる対象をいかなる配向からでも見ることができる。

40

【 実施例 4 】

【 0 0 2 8 】

上記の諸実施形態は効率的に音波検査者を、最大体積領域のあるきざみで位置された複数の部分体積を通じて進ませる。離散的に位置された一連の配向を通じて進むのではなく、部分体積の配向を連続的に変えることが望ましいこともありうる。これは、3 D モードにあるときにユーザーがタッチスクリーン 6 8 上の「体積方向制御 (Volume Steer)」

50

ボタンに触れることによってなされる。体積方向制御モードでは、ユーザーは、ノブまたはトラックボールといったコントロールパネル 66 上の連続コントロールを操作することによって表示されている体積を前後に掃引できる。ある構築された実施形態では、タッチスクリーン 68 下部にあるノブの一つが体積方向制御コントロールとして使用され、そのノブの上にあるタッチスクリーン上のラベルはそのノブを体積方向制御のコントロールとして同定する。システムが体積方向制御モードにはいると、画面上に示されている 3D 部分体積は、コントロール・ノブにより向きを変えることができる。体積方向制御ノブを右に回すと、表示されている部分体積はその頂点から右に振れるように見え、ノブが左に回されると、表示されている部分体積は左に振れるように見える。部分体積はこのようにして、上下倒立、非上下倒立、左右反転または非左右反転の閲覧パースにおいて方向制御できる。動きは連続的で、ノブの連続的な動きに対応して見える。

10

【0029】

体積方向制御のこの連続モードのための制御シーケンスが図 23 のフローチャートに示されている。システムがこのモードにある間は、システムコントローラは常時、体積方向制御ノブの何らかの変化を監視している。動きが感知されなければ、ステップ 501 で示されるようにこの監視が継続される。ノブ位置の変化が検知された場合（「YES」）、コントローラはステップ 502 で、部分体積が、体積方向制御が許されている最大体積領域の限界にあるかどうか（たとえば、最大体積 80 の側面に接触しているかどうか）を確認する。部分体積がすでに限界まで方向制御されている場合には、システムはノブ位置の変化の監視に戻る。反対方向のノブ変化でないと部分体積を振ることができないからである。限界位置に達していなければ、ステップ 503 で、送信および受信ビーム形成器のためのビーム方向制御角がノブ位置の変化に従ってインクリメントされ、わずかに異なる配向に当該体積を方向制御する。この体積幾何学的変化は、ステップ 503 で表示システムのスキャンコンバータに伝えられ、新たに取得される体積画像はその新たな配向において示されることになる。ビーム形成器コントローラは、ステップ 504 で、新たな体積配向の最初のビーム位置ならびにビームの停止および開始配向を計算する。新たな配向へのスキャンコンバージョンのためのパラメータがステップ 505 で改めてセットされる。送信および受信ビーム形成器のための新たなビームパラメータがステップ 506 でセットされる。するとシステムは、図 24 の画面コピーに示されているようなその新たな配向における 3D 部分体積の収集および表示を開始し、システムコントローラはその後の変化について体積方向制御コントロール・ノブの監視を再開する。この動作モードでは、音波検査者は、プローブをその音響窓から動かす必要なしに、電子的に 3D 部分体積を最大体積領域の範囲限界にわたって前後に掃引して、最大体積領域内の高フレームレート 3D 画像を取得することができる。ある構築された実施形態では、57° もの角度を張る部分体積が 90° もの角度を張る最大体積領域にわたって掃引されている。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図 1】本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムを示す図である。

【図 2】本発明の原理に基づいて構築された超音波システムのアーキテクチャをブロック図の形で示す図である。

40

【図 3】本発明のある実施形態における 3D プローブおよびビーム形成器の主要な要素をブロック図の形で示す図である。

【図 4】二次元マトリクス・トランスデューサからスキャンされうる体積領域を示す図である。

【図 5】頂点ビュー（apical view）で心臓を包含する体積領域を示す図である。

【図 6】図 4 および図 5 の体積領域の 3 つの部分体積への分割を示す図である。

【図 7】図 6 の部分体積の立面図を示す図である。

【図 8 a】図 6 の部分体積の一つの超音波画像である。

【図 8 b】図 6 の部分体積の一つの超音波画像である。

50

【図 8 c】図 6 の部分体積の一つの超音波画像である。

【図 9 a】図 8 a の部分体積をスキャンするのに使われるビーム面傾斜を示す図である。

【図 9 b】図 8 b の部分体積をスキャンするのに使われるビーム面傾斜を示す図である。

【図 9 c】図 8 c の部分体積をスキャンするのに使われるビーム面傾斜を示す図である。

【図 10】図 8 a ~ 8 c の 3 つの部分体積の取得で使われる多線受信を示す図である。

【図 11】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 11 a】図 11 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 12】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

10

【図 12 a】図 12 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 13】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 13 a】図 13 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 14】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 14 a】図 14 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 15】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 15 a】図 15 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

20

【図 16】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 16 a】図 16 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 17】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 17 a】図 17 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 18】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 18 a】図 18 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 19】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

30

【図 19 a】図 19 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 20】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 20 a】図 20 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 21】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

【図 21 a】図 21 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 22】本発明に基づく種々の配向での二次元および三次元画像の一つの画面コピーである。

40

【図 22 a】図 22 の画像配向で得られることがありうる心臓の像を示す図である。

【図 23】最大体積領域にわたる部分体積の連続的方向制御のための制御シーケンスを示すブロック図である。

【図 24】連続的方向制御によって位置変更された部分体積を示す図である。

【 図 1 】

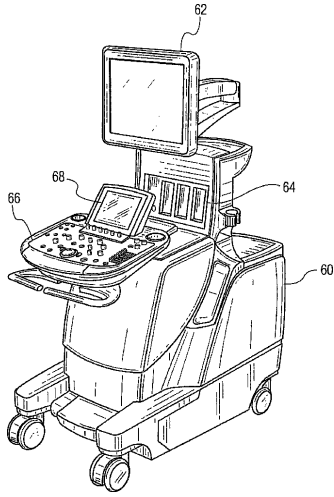


FIG. 1

【 図 2 】

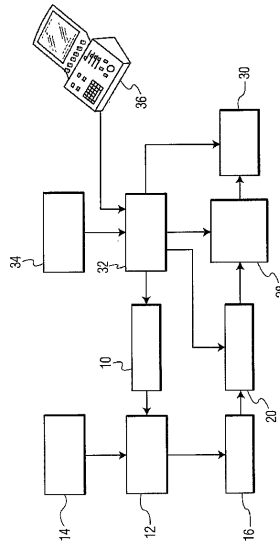


FIG. 2

【 図 3 】

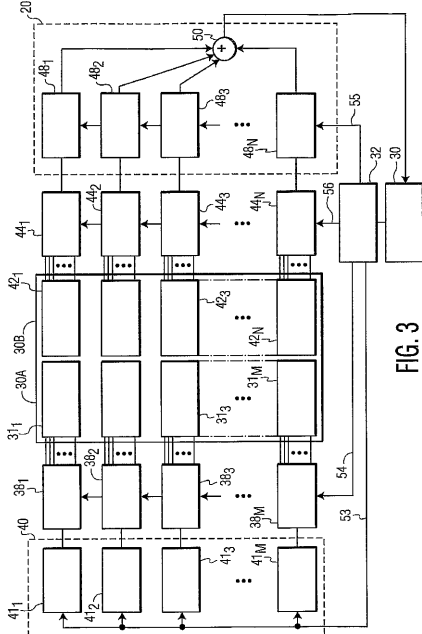


FIG. 3

【 図 4 】

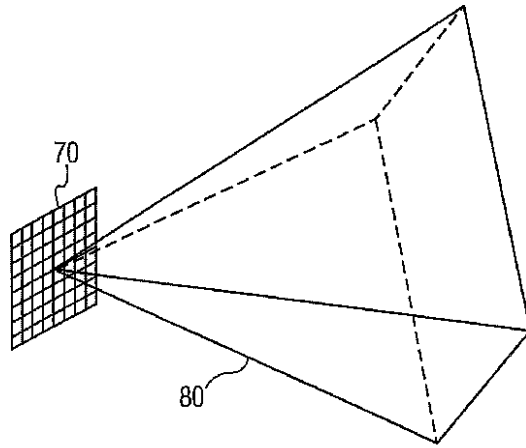


FIG. 4

【 図 5 】

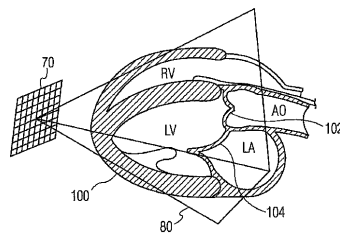


FIG. 5

【 図 6 】

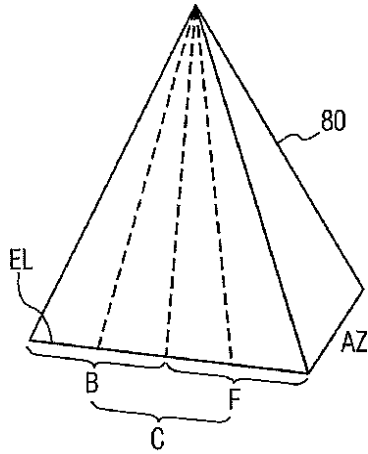


FIG. 6

【 図 7 】

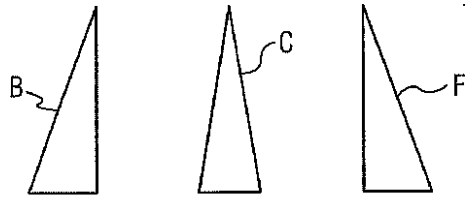


FIG. 7

【 図 8 c 】

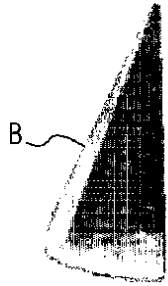


FIG. 8c

【 図 8 a 】

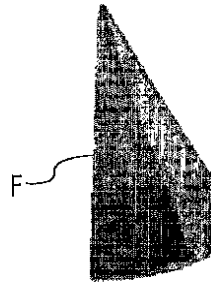


FIG. 8a

【 図 8 b 】

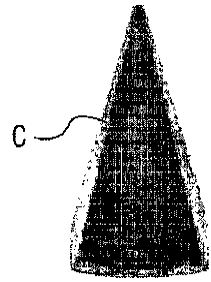


FIG. 8b

【 図 9 a 】

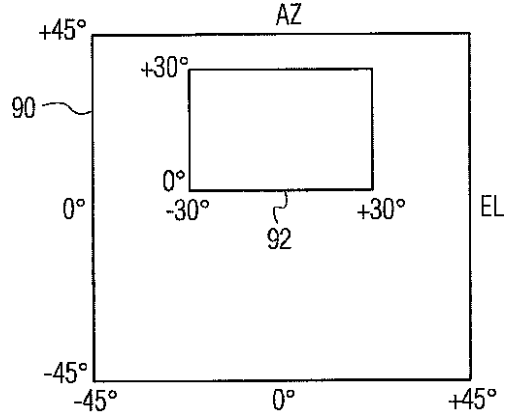


FIG. 9a

【 図 9 b 】

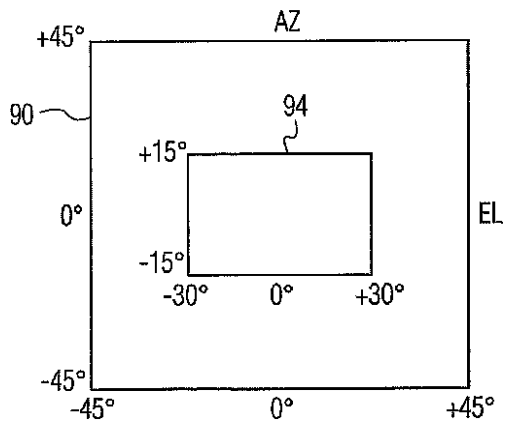


FIG. 9b

【 図 9 c 】

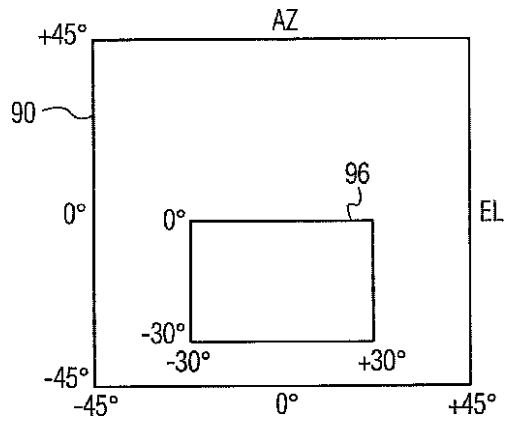


FIG. 9c

【 図 1 0 】

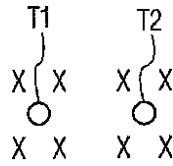


FIG. 10

【 図 1 1 】

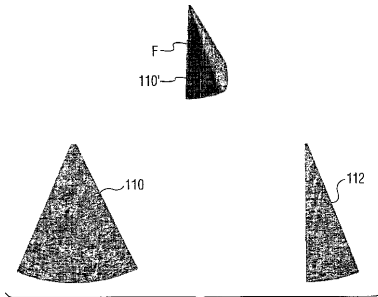


FIG. 11

【 図 1 1 a 】

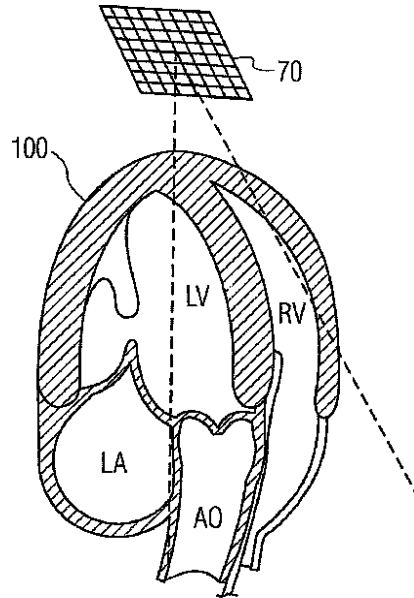
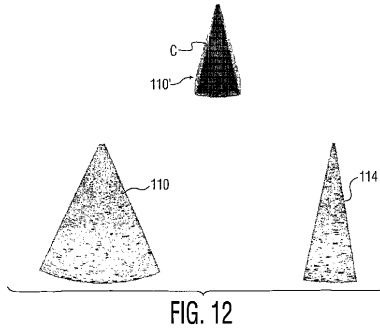
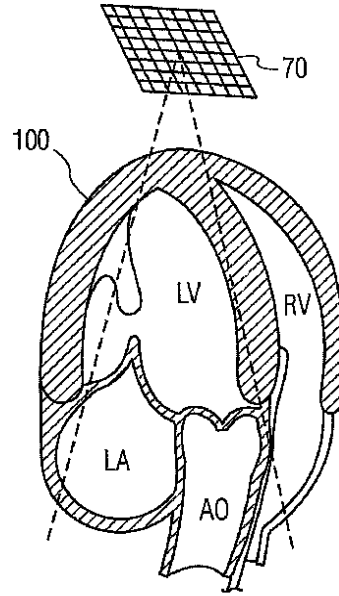


FIG. 11a

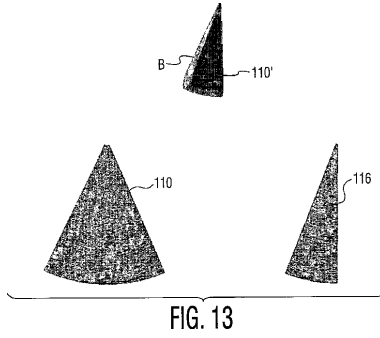
【 12 】



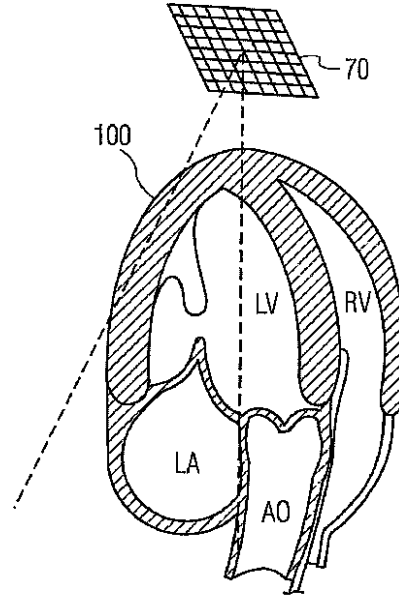
【 12 a 】



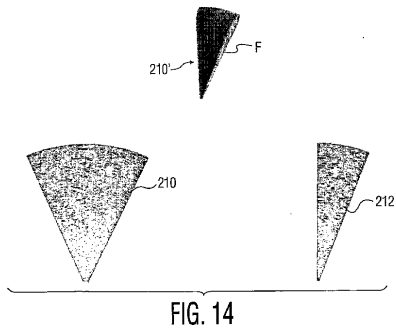
【 13 】



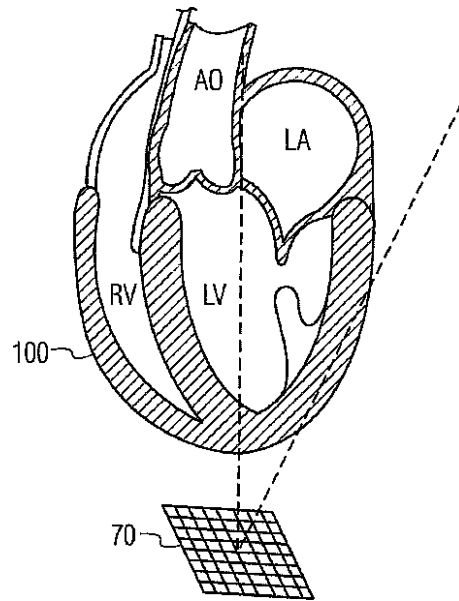
【 13 a 】



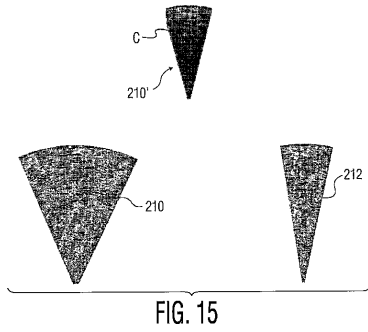
【 図 14 】



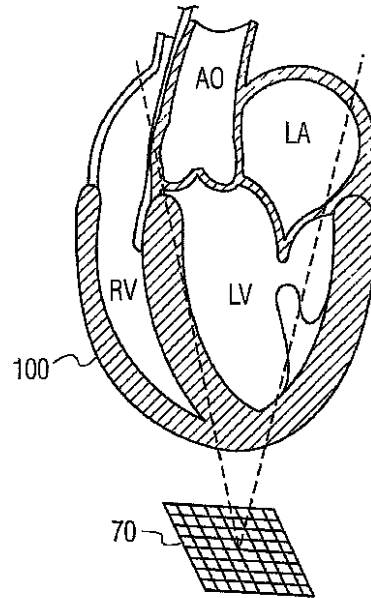
【 図 14 a 】



【 図 15 】



【 図 15 a 】



【図 16】

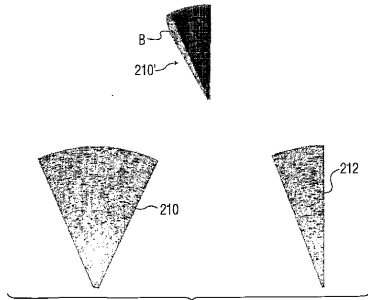


FIG. 16

【図 16 a】

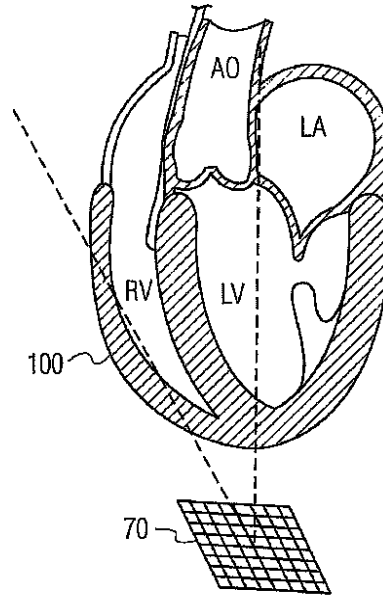


FIG. 16a

【図 17】

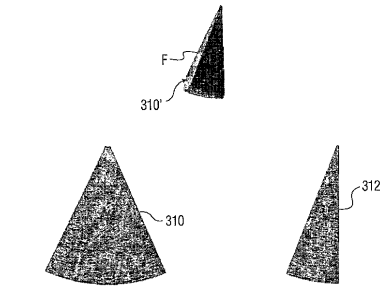


FIG. 17

【図 17 a】

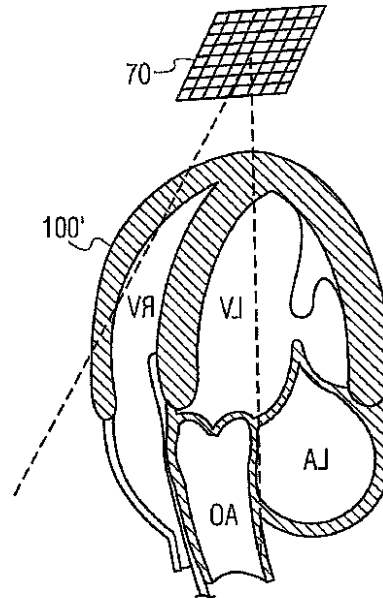
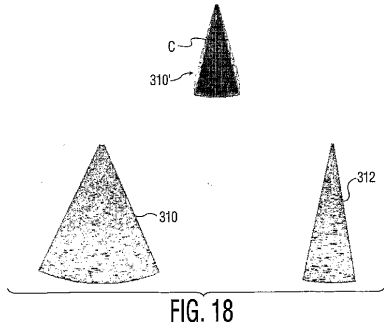
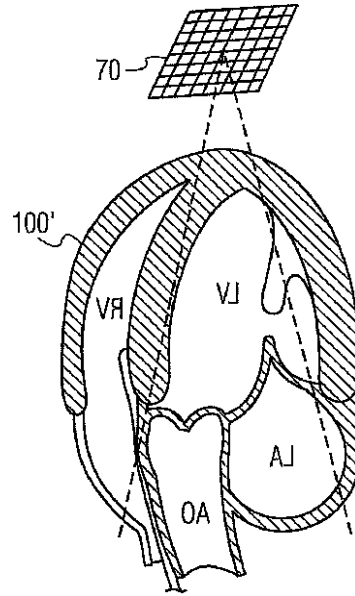


FIG. 17a

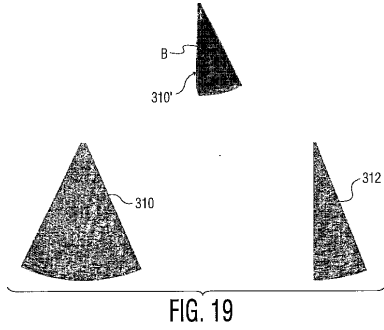
【 図 18 】



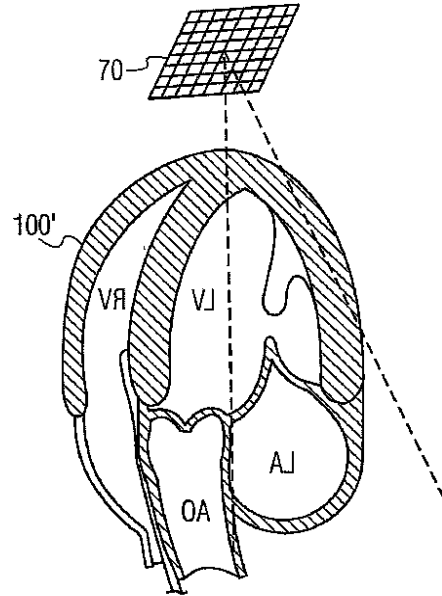
【 図 18 a 】



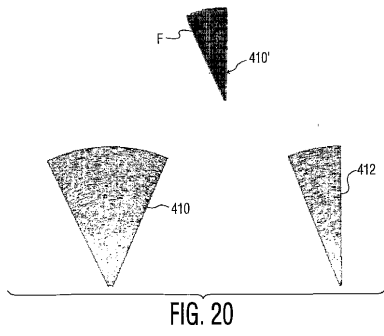
【 図 19 】



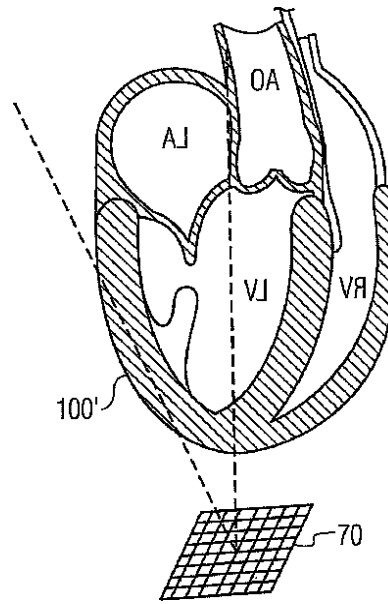
【 図 19 a 】



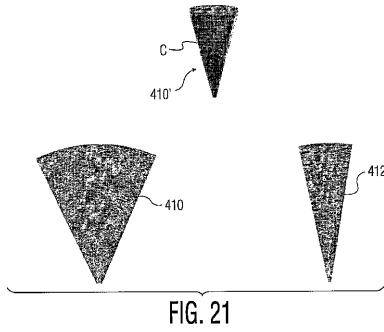
【図 20】



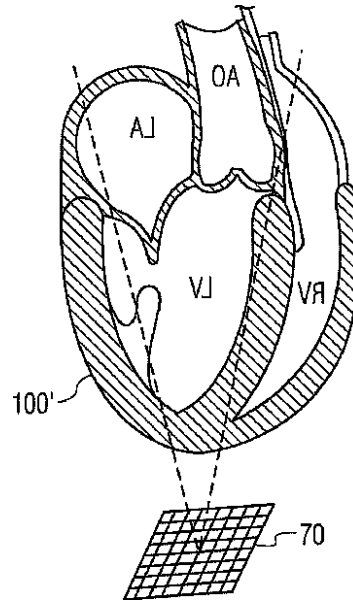
【図 20 a】



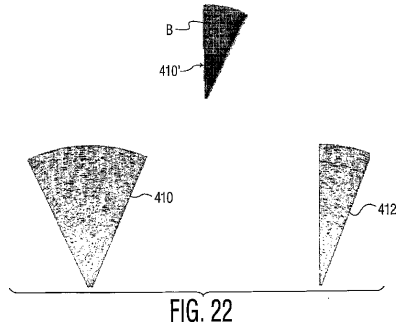
【図 21】



【図 21 a】



【 2 2 】



【 2 2 a 】

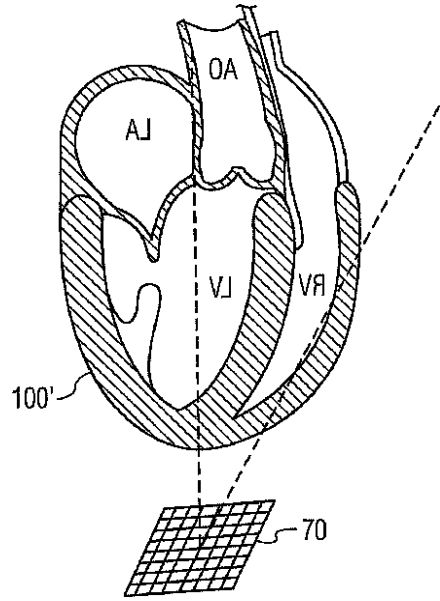


FIG. 22a

【 2 3 】

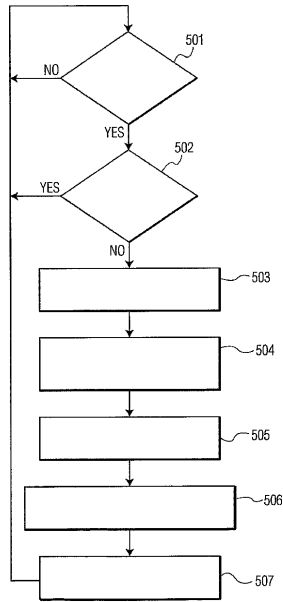


FIG. 23

【 2 4 】

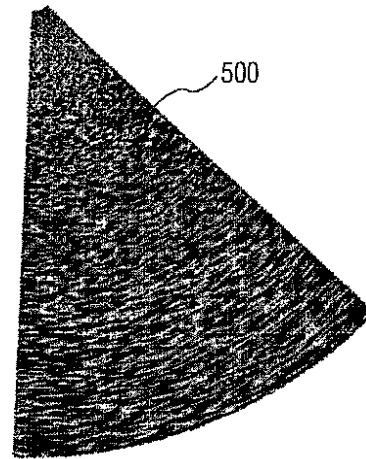


FIG. 24

フロントページの続き

- (72)発明者 リウ, ラリー リンナン
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 300
3
- (72)発明者 プレイター, デイヴィッド
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 300
3

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2000-139906(JP, A)
国際公開第2004/029655(WO, A1)
特開平07-308316(JP, A)
特表2006-500146(JP, A)
特開2005-074225(JP, A)
特開2001-187056(JP, A)
特開平07-100133(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	使用活体部分体积进行三维超声扫描		
公开(公告)号	JP5021480B2	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2007535301	申请日	2005-10-03
[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	リウラリーリンナン プレイヤーデイヴィッド		
发明人	リウ,ラリー リンナン プレイヤー,デイヴィッド		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0883 A61B8/4405 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/54 G01S7/52068 G01S7/52074 G01S15/8927 G01S15/8993 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/617490 2004-10-08 US		
其他公开文献	JP2008515514A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

三维超声成像系统包括能够在最大体积区域上扫描光束的矩阵阵列换能器。阵列换能器可操作以选择性地以实时扫描速率扫描最大体积区域的多个子体积中的一个。从而，处理并显示实况3D图像的部分体积。激活用户控制系统继续进行一系列不同的部分卷扫描。在示例性实施例中，最大体积区域包围心脏，并且系统可以通过扫描和显示心脏的前部，中部和后部部分体积的实时3D图像来进行。

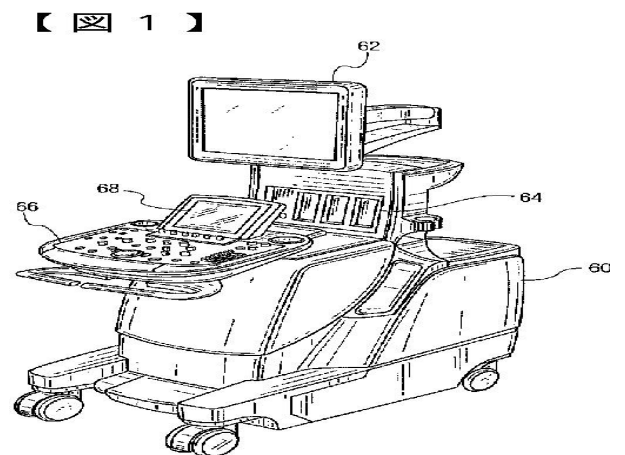


FIG. 1