(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5021481号
(P5021481)
(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 I
A61B 8/00 (2006.01)　A61B 8/00

請求項の数 10　(全 22 頁)

(21)出願番号	特願2007-535302 (P2007-535302)
(86)(22)出願日	平成17年10月3日 (2005.10.3)
(65)公表番号	特表2008-515515 (P2008-515515A)
(43)公表日	平成20年5月15日 (2008.5.15)
(86)国際出願番号	PCT/IB2005/053247
(87)国際公開番号	WO2006/038178
(87)国際公開日	平成18年4月13日 (2006.4.13)
審査請求日	平成20年10月2日 (2008.10.2)
(31)優先権主張番号	60/617,503
(32)優先日	平成16年10月8日 (2004.10.8)
(33)優先権主張国	米国(US)

(73)特許権者　590000248
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
オランダ国　５６２１　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
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重

最終頁に続く

(54)【発明の名称】方向制御可能な体積領域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：
身体の体積領域にわたって電子的に方向制御可能なビーム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体積領域を走査するビーム方向制御角を制御するコントローラと；
前記コントローラに結合され、前記コントローラによって制御される体積領域を走査するためのビーム方向制御角を、ある角度範囲にわたってユーザーが連続的に変えられ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、走査される体積領域のライブ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、
とを有しており、
前記マトリクス・アレイ・トランスデューサが、電子的に方向制御可能なビームを、ある最大左角からある最大右角まで広がるビーム方向制御角の最大範囲にわたって走査するよう動作可能であり；
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、前記最大範囲内に含まれるが前記最大範囲よりも小さいビーム方向制御角範囲を張る部分体積を走査するよう制御し、
前記部分体積の位置が、前記ユーザーコントロールに反応して、前記最大左角から前記

最大右角まで広がる範囲にわたって前記走査される部分体積を連続的に掃引するよう、変えることができる、
超音波診断撮像システム。
【請求項２】
前記画像プロセッサが、前記ユーザーコントロールに反応して、体積領域が走査される複数のビーム方向制御角に対応する３Ｄ画像のシーケンスを生成する、請求項１記載の超音波診断撮像システム。
【請求項３】
前記画像プロセッサが、前記ユーザーコントロールに反応するスキャンコンバータを含んでいる、請求項２記載の超音波診断撮像システム。
【請求項４】
当該システムがさらにコントロールパネルを有しており、前記ユーザーコントロールが前記コントロールパネル上のノブである、請求項１記載の超音波診断撮像システム。
【請求項５】
マトリクス・アレイ・トランスデューサによって走査される体積領域の位置を変えるための超音波診断撮像システムの動作方法であって：
ビーム走査角のある最大範囲内であるが該最大範囲より小さいビーム走査角の範囲にわたるある体積領域を走査する段階と；
走査されている体積領域の３Ｄ画像を生成する段階と；
連続的に変えられるユーザーコントロールのユーザーによる調整に反応して、前記ビーム走査角の範囲を、ビーム走査角の前記最大範囲内であるが該最大範囲より小さいビーム走査角のある異なる範囲の体積領域を走査するよう調整する段階と；
前記の異なる体積領域を走査する段階と；
前記の異なる体積領域の３Ｄ画像を生成する段階、
とを有する方法。
【請求項６】
前記ユーザーコントロールの調整に反応して、ビーム形成器のパラメータを調整する段階をさらに有する、請求項５記載の方法。
【請求項７】
前記ユーザーコントロールの調整に反応して、スキャンコンバータのパラメータを調整する段階をさらに有する、請求項６記載の方法。
【請求項８】
前記ビーム走査角の範囲を調整する段階がさらに、前記超音波診断撮像システムのシステム・コントローラによって、ビーム走査角がビーム走査角の前記最大範囲の限界にあるかどうかを調べる段階を有しており、当該方法がさらに：
新しいビーム走査角がビーム走査角の前記最大範囲の限界を超える場合は、ビーム走査角の範囲を調整せず、同じ体積領域を走査することを含んでおり；
前記の異なる体積領域を走査する段階は同じ体積領域を走査する段階であり；
前記の異なる体積領域の３Ｄ画像を生成する段階は同じ体積領域の３Ｄ画像を生成する段階である、
請求項５記載の方法。
【請求項９】
前記のある体積領域を走査する段階が、ビーム方向制御角の60°から90°のある最大範囲内で20°から30°のある幅にわたるビーム方向制御角のある範囲にわたるある体積領域を走査する段階であり；
前記のビーム方向制御角の範囲を調整する段階が、20°から30°の同じ幅にわたる異なる体積領域を走査することを含む、
請求項５記載の方法。
【請求項１０】
連続的に変えられるユーザーコントロールを調整する段階が、ビーム走査角の前記最大

範囲によって定義されるある角度にわたって表示される３Ｄ体積画像を掃引することを含む、請求項５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）領域の制御可能なライブ画像スキャンに関する。

【背景技術】

【０００２】

ライブでリアルタイムの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うるので、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。

【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（ぶれのない）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にこれら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。

【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うる。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。

【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。

【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。

【０００７】

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３０Ａ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３０Ｂとに分けられる。具体的には、送信サブアレイ３１_1、３１_2、…、３１_Mはグループ内送信プロセッサ３８_1、３８_2、…、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のチャネル４１_1、４１_2、…、４１_Mに接続されている。受信サブアレイ４２_1、４２_2、…、４２_Nはグループ内受信プロセッサ４４_1、４４_2、…、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のチャネル４８_1、４８_2、…、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、通常の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の一つのチャネル４８_iに与える。あるいはまた、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）をも含みうる。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、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うる。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８ａ、８ｂ、８ｃ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８ａにおけるF部分体積は右に傾いているように見られ、図８ｃにおけるB部分体積は左に傾いており、図８ｂ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９ａは、３Ｄ走査のためのθ－φ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、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°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°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°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°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°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°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。

【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。

【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る。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、マトリックス・アレイ・トランスデューサ７０から出て心臓の図１００を通って広がる点線によって区画される部分体積である。

【００１７】

また、この時点ではタッチスクリーン６８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１２の表示が表示画面６２に現れる。表示は今や、画面の上部に３Ｄ中央部分体積Cがあるものに切り換わっている。２Ｄ画像１１０は、１１０′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２Ｄ画像１１４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１２ａにおいて、マトリックス・トランスデューサ７０から出て心臓の図１００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。

【００１８】

「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１３の画像表示が現れる。表示の上部には、３Ｄ中央部分体積Bが示される。２Ｄ画像１１０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１１０′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１１６に示されている。この表示に示される体積部分領域は、図１３ａにおいて、マトリックス・トランスデューサ７０から出て心臓の図１００を通って広がる点線によって区画される領域である。

【００１９】

「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３Ｄで心臓全体を可視化できる。

【実施例２】
【００２０】
図１１～１３の画像表示のそれぞれにおいて、ライブ３Ｄ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６６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、３Ｄ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】
【００２１】
本発明のあるさらなる側面によれば、３Ｄ画像配向は、ユーザーの選好に従って変えられてもよい。たとえば、成人心臓専門医は通例、先の図１１～１３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。
【００２２】
ユーザーがタッチスクリーン６８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３Ｄ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１４に示されるものに切り換わる。このビューでは、３Ｄ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１４ａでマトリクス・アレイ７０および心臓の図１００によって示されている。最大体積領域８０の中心面２１０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２１０′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２１２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。
【００２３】
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１５に示されるような上下倒立３Ｄ中央部分体積Cに切り換わる。部分体積Cの２Ｄの前後方向の中心面２１０は上下倒立しており、特徴的な左右方向の断面２１２も同様である。部分体積Cは、図１５ａにおいて、マトリックス・アレイ・トランスデューサ７０から出て心臓の図１００を通って広がる点線の間で取得される体積である。
【００２４】
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１６に示されるものに変わる。上下倒立された３Ｄ部分体積Bは、図１６ａにおいて、マトリックス・トランスデューサ７０から出て心臓の図１００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。２Ｄの中心面２１０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２１０′であり、部分体積Bの特徴的な中心断面が２１２も上下倒立されている。
【００２５】
本発明のさらなる側面によれば、３Ｄ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６８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、３Ｄ部分体積の前が後ろに、後ろが前になる。たとえば、図１７は左右反転後の３Ｄ部分体積Fを示している。部分体積は、図１７ａにおける心臓の左右反転画像１００′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１７における中心面３１０および特徴的な断面３１２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。

【００２６】

「前」「中央」「後」ボタン・シーケンスを通じての序列は次に、図１８に示されるような左右反転した３Ｄ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３１０および左右方向断面３１２が現れる。画像左右反転は、図１８ａにおける左右反転した心臓の図１００′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３Ｄ後部分体積画像Bが図１９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３１０および後断面画像３１２が現れる。これらの画像はあたかも心臓が図１９ａ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。

【００２７】

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２０、２１、２２に示されている。このシーケンスでは、心臓は図２０ａ、２１ａ、２２ａにおける心臓の図１００′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。

【実施例４】

【００２８】

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、３Ｄモードにあるときにユーザーがタッチスクリーン６８上の「体積方向制御（Volume Steer）」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。

【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。

【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。

【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８ａ】図６の部分体積の一つの超音波画像である。

【図８ｂ】図６の部分体積の一つの超音波画像である。

【図８ｃ】図６の部分体積の一つの超音波画像である。

【図９ａ】図８ａ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９ｂ】図８ｂ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９ｃ】図８ｃ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８ａ～８ｃ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１１ａ】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。

【図１２ａ】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１３ａ】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１４ａ】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１５ａ】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。

【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１６ａ】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１７ａ】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１８ａ】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。
【図１９ａ】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２０ａ】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２１ａ】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。
【図２２ａ】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】

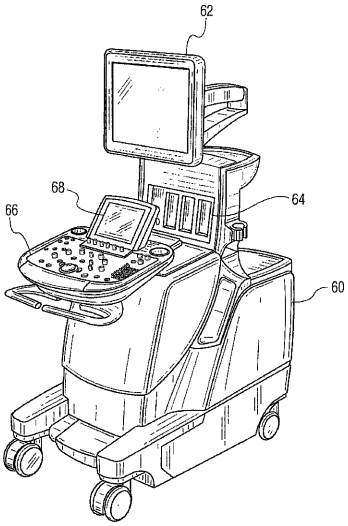

FIG. 1

【図２】

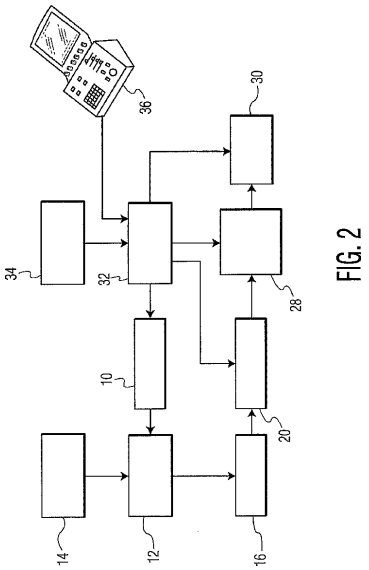

FIG. 2

【図３】

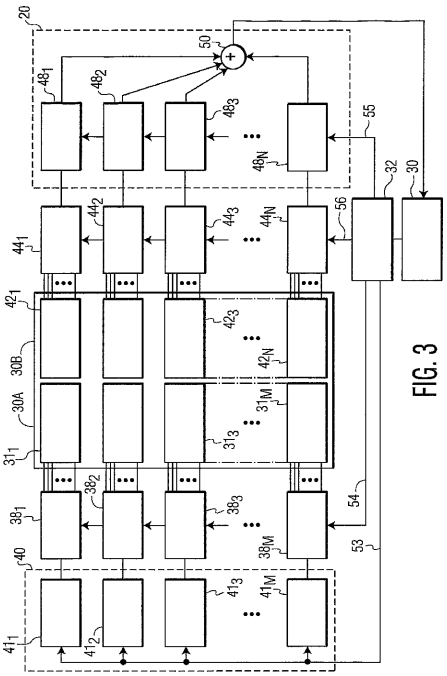

FIG. 3

【図４】

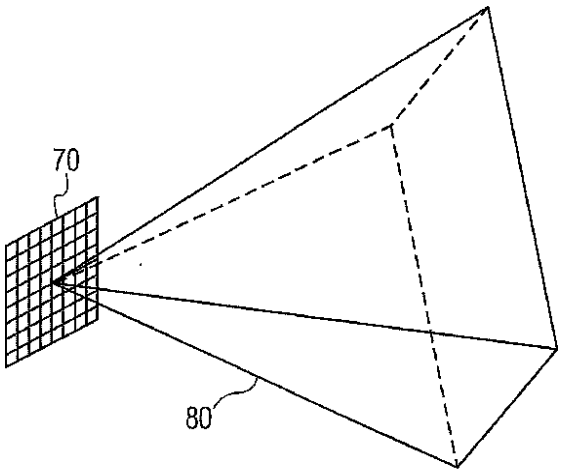

FIG. 4

【図５】

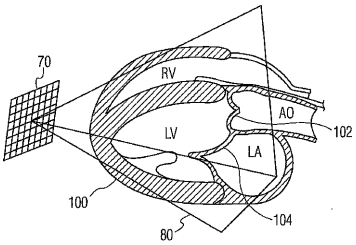

FIG. 5

【図６】

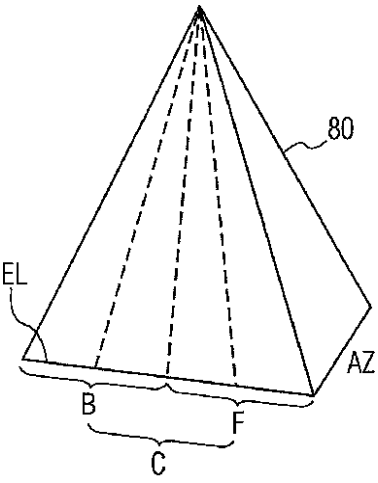

FIG. 6

【図７】

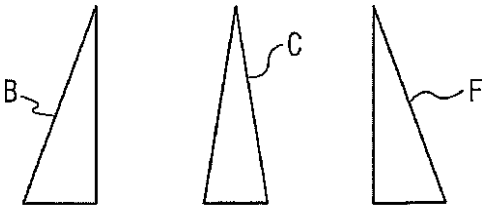

FIG. 7

【図８ａ】

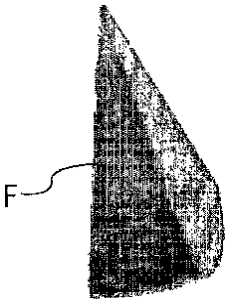

FIG. 8a

【図８ｂ】

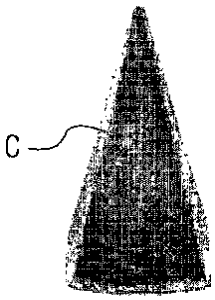

FIG. 8b

【図８ｃ】

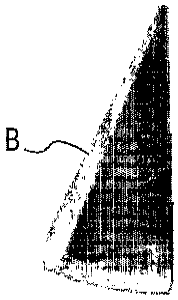

FIG. 8c

【図９ａ】

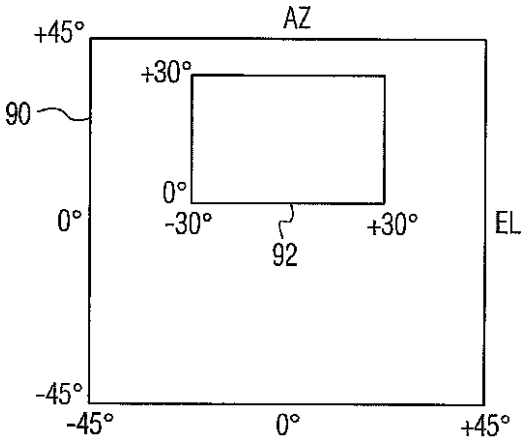

FIG. 9a

【図９ｂ】

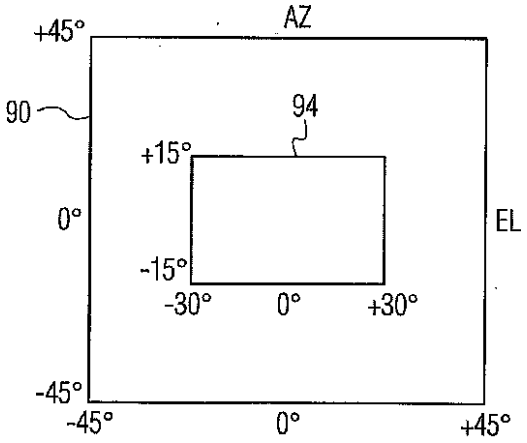

FIG. 9b

【図９ｃ】

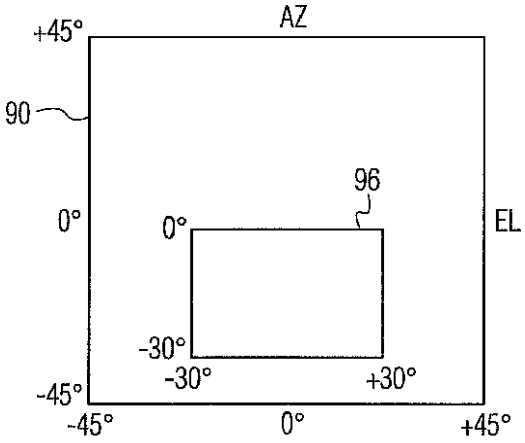

FIG. 9c

【図１０】

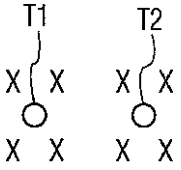

FIG. 10

【図１１】

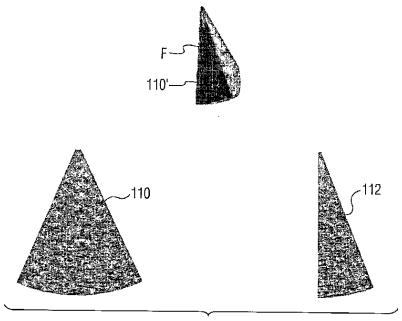

FIG. 11

【図１１ａ】

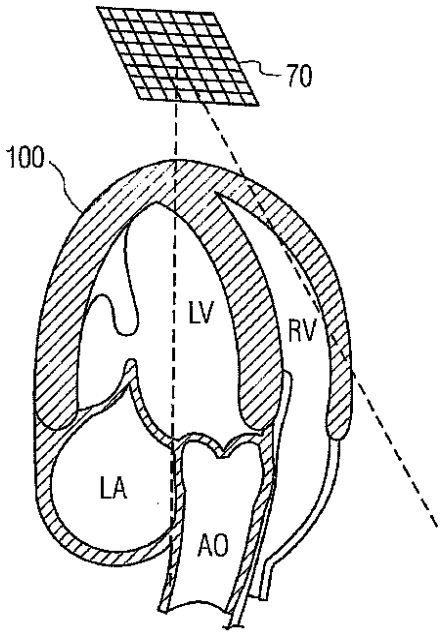

FIG. 11a

【図１２】

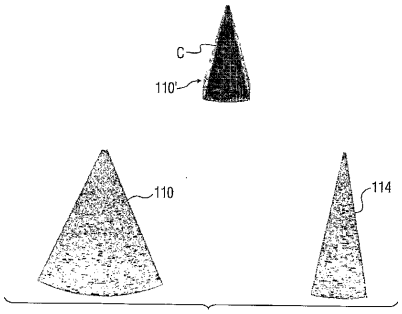

FIG. 12

【図１２ａ】

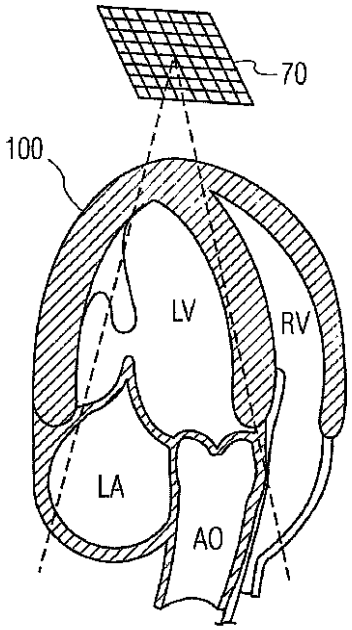

FIG. 12a

【図１３】

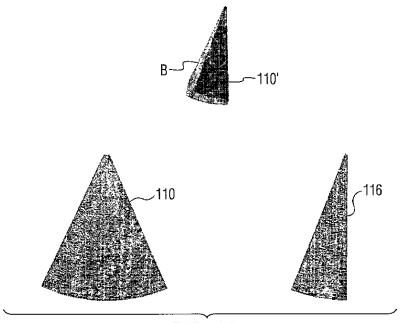

FIG. 13

【図１３ａ】

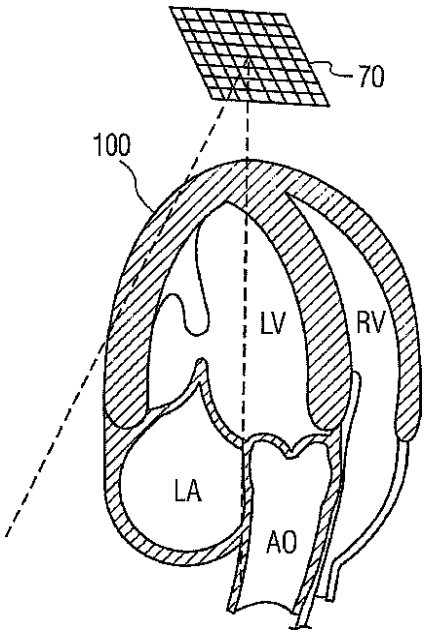

FIG. 13a

【図１４】

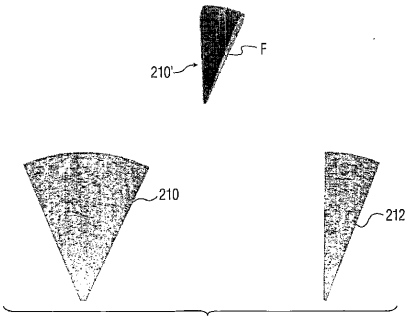

FIG. 14

【図１４ａ】

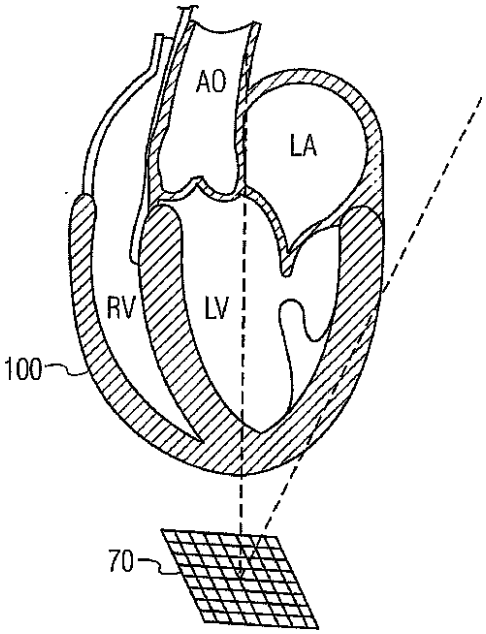

FIG. 14a

【図１５】

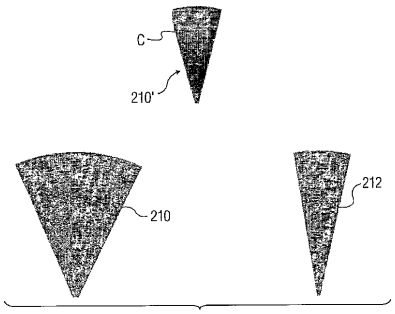

FIG. 15

【図１５ａ】

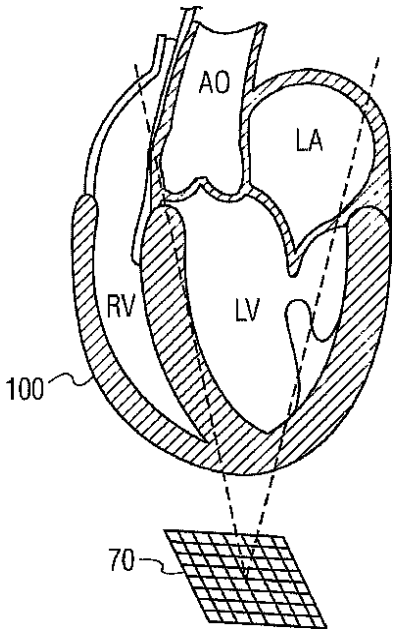

FIG. 15a

【図１６】

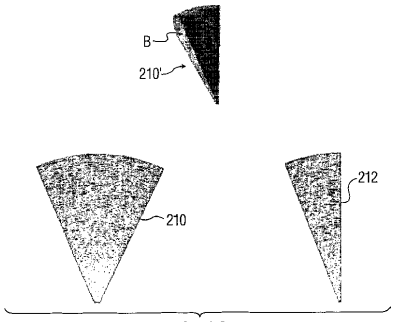

FIG. 16

【図１６ａ】

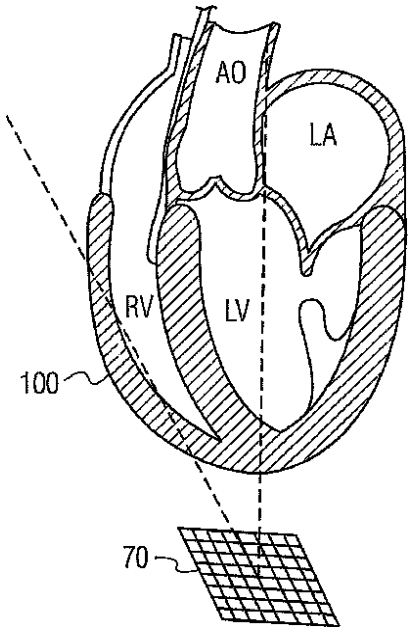

FIG. 16a

【図１７】

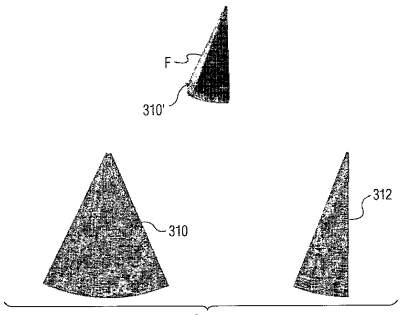

FIG. 17

【図１７ａ】

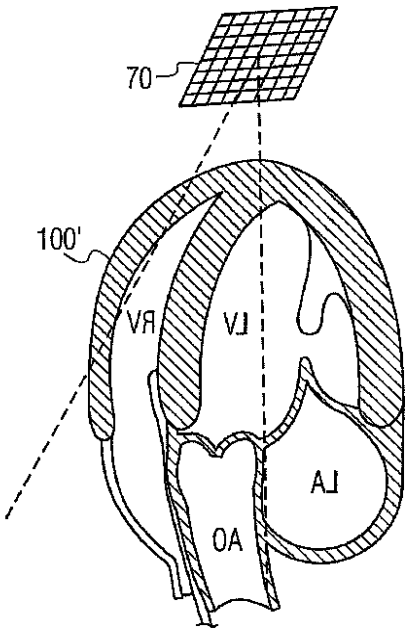

FIG. 17a

【図１８】

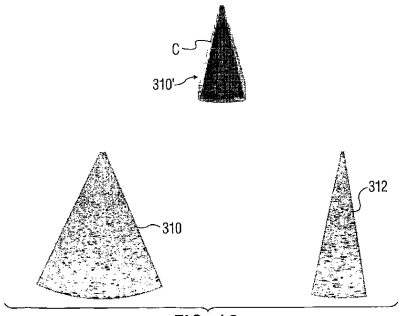

FIG. 18

【図１８ａ】

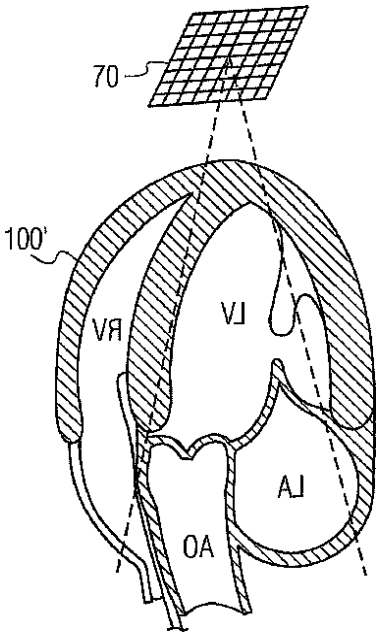

FIG. 18a

【図１９】

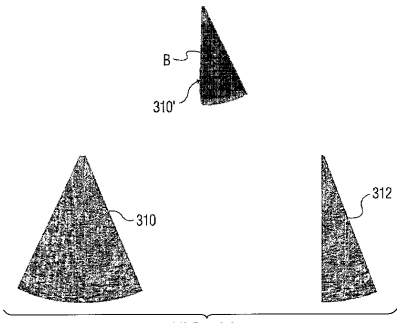

FIG. 19

【図１９ａ】

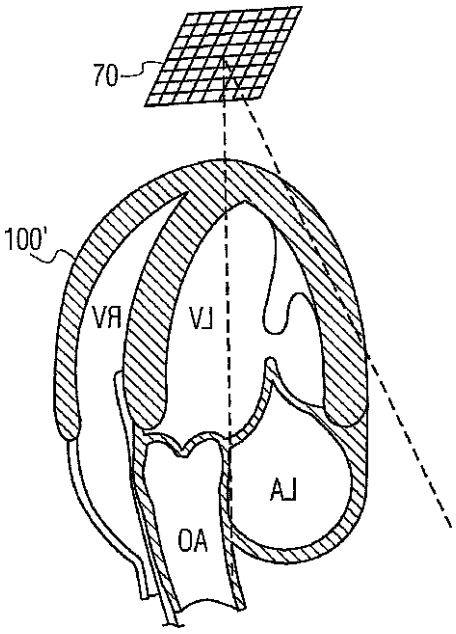

FIG. 19a

【図２０】

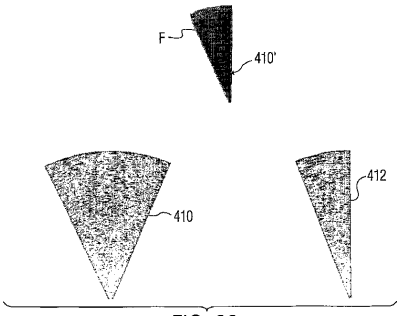

FIG. 20

【図２０ａ】

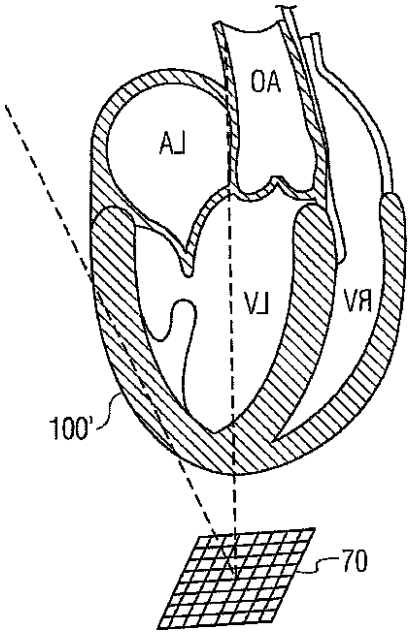

FIG. 20a

【図２１】

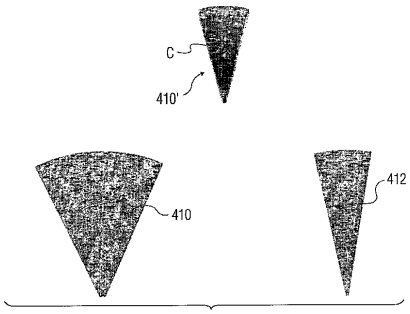

FIG. 21

【図２１ａ】

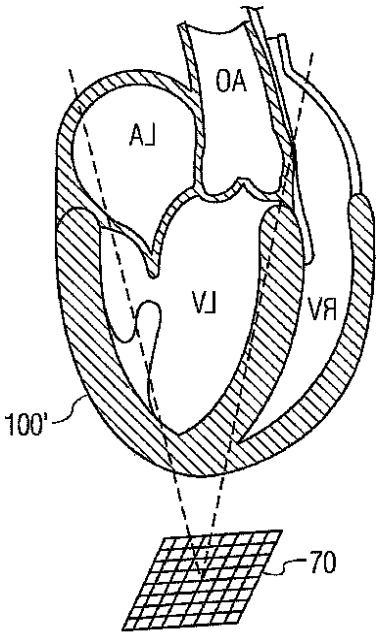

FIG. 21a

【図２２】

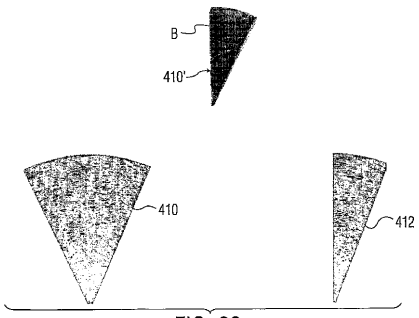

FIG. 22

【図２２ａ】

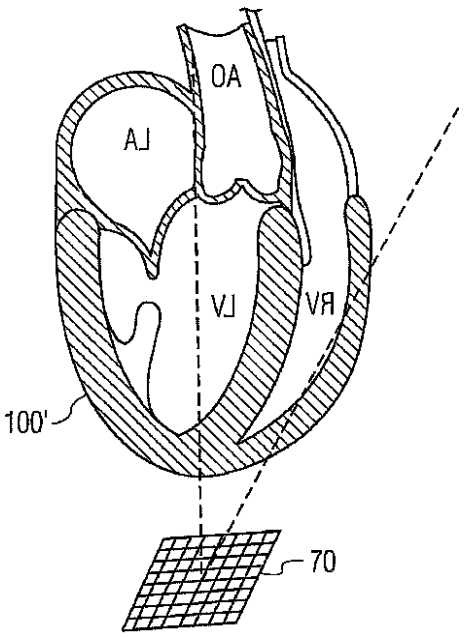

FIG. 22a

【図２３】

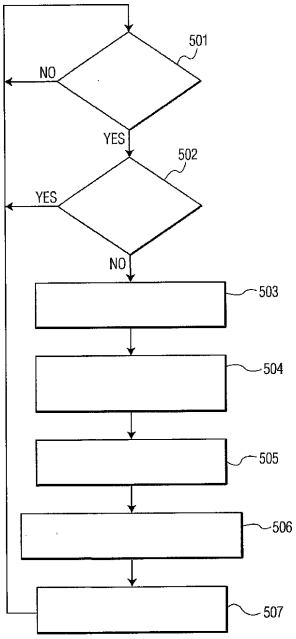

FIG. 23

【図２４】

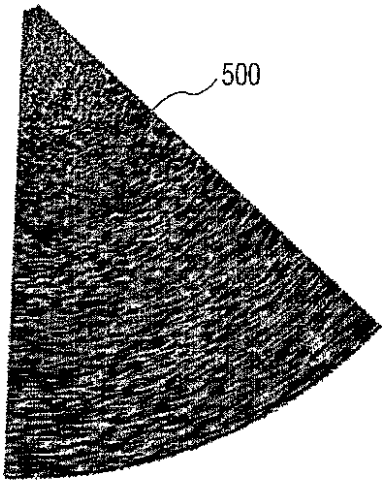

FIG. 24

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　３００３
(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　３００３

審査官　宮川　哲伸

(56)参考文献　国際公開第２００４／０２９６５５（WO，Ａ１）
特開２０００－１３９９０６（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－１３５２１７（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－３００５６０（ＪＰ，Ａ）
特表２００６－５００１４６（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－２２３１０９（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－１０７１８２（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－０６６３９９（ＪＰ，Ａ）

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

专利名称(译)	使用定向可控体积区域的三维超声扫描		
公开(公告)号	JP5021481B2	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2007535302	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 プレイターデイヴィッド		
发明人	リウ,ラリー リンナン プレイター,デイヴィッド		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4405 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 G01S7/52068 G01S7/52084 G01S7/52095 G01S15/8925 G01S15/8993 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/617503 2004-10-08 US		
其他公开文献	JP2008515515A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

3D超声成像系统生成对象的体积区域的实时，可定向控制的3D图像。该系统包括用户可连续调节的用户控制，以扫描在电子控制的矩阵阵列换能器的左和右光束方向控制角的极限之间显示的3D体积。那里。

【図１】

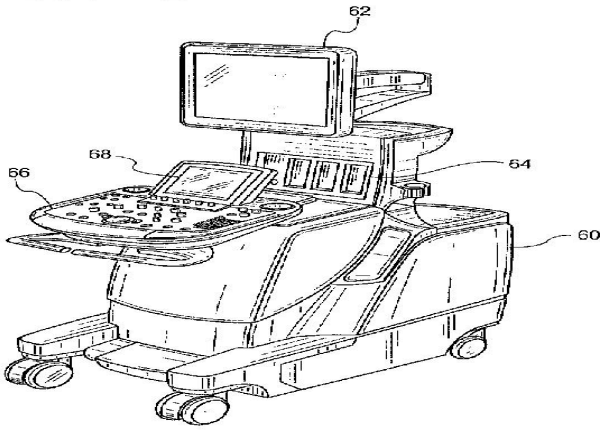

FIG. 1