

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4444108号
(P4444108)

(45) 発行日 平成22年3月31日 (2010. 3. 31)

(24) 登録日 平成22年1月22日 (2010. 1. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-532362 (P2004-532362)
 (86) (22) 出願日 平成15年7月21日 (2003. 7. 21)
 (65) 公表番号 特表2005-537075 (P2005-537075A)
 (43) 公表日 平成17年12月8日 (2005. 12. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/003285
 (87) 国際公開番号 W02004/021039
 (87) 国際公開日 平成16年3月11日 (2004. 3. 11)
 審査請求日 平成18年7月19日 (2006. 7. 19)
 (31) 優先権主張番号 10/231, 704
 (32) 優先日 平成14年8月29日 (2002. 8. 29)
 (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 5 6 2 1 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】 仰角バイプレーン画像を備える超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体積領域において異なる方向にビームを送信する平面状の二次元アレイ・トランスデューサと、

前記二次元アレイ・トランスデューサに結合されたビームフォーマと、

前記ビームフォーマに結合され、前記アレイ・トランスデューサに互いに対して異なる仰角面に置かれた2つの画像平面を走査させる、ビームフォーマ・コントローラであって、ここで、各仰角面は前記2つの画像平面が互いに交わらないよう前記アレイ・トランスデューサの前で異なる角度で延びる、ビームフォーマ・コントローラと、

前記仰角面のうち一方の方向を、その仰角面の画像のビームが向けられる方向の制御により選択するためのユーザ・インタフェイスと、

前記ビームフォーマに結合され、前記2つの画像平面のリアルタイム画像を生成する、スキャン・コンバータと、

前記スキャン・コンバータに結合され、前記2つのリアルタイム画像を表示するディスプレイと、

を有する、超音波診断システム。

【請求項 2】

前記画像平面のうち一方は、前記二次元アレイ・トランスデューサの前面に対して垂直に向けられ、他方の画像平面の前記仰角面は、前記ユーザ・インタフェイスによって選択可能である、請求項 1 記載の超音波診断システム。

10

20

【請求項 3】

前記画像平面のうち一方は、前記二次元アレイ・トランスデューサの前面に対して垂直に向けられる、請求項 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 4】

前記仰角面は、所定の角度だけ離された、放射方向に離された画像平面を含む、請求項 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 5】

前記画像は、セクタ画像を有する、請求項 4 記載の超音波診断システム。

【請求項 6】

前記ユーザ・インタフェースは、両画像の位置又は寸法の少なくとも一方を同時に調整する手段を更に有する、請求項 1 記載の超音波診断システム。

10

【請求項 7】

前記ユーザ・インタフェースは、トラックボールを有する、請求項 6 記載の超音波診断システム。

【請求項 8】

前記ユーザ・インタフェースは、サイズ・キー及びポジション・キーを更に有する、請求項 7 記載の超音波診断システム。

【請求項 9】

前記ディスプレイは、前記 2 つの画像平面の相対的な空間的な向きを示すアイコンを表示するための手段を更に有する、請求項 1 記載の超音波診断システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2000年8月17日出願の米国特許出願第09/641,306号且つ現在は米国特許第6,443,896号明細書の一部継続出願である、2002年8月29日出願の米国特許出願第10/231,704号の一部継続出願である、2003年5月12日出願の米国特許出願第10/437,834号の一部継続出願である。

【0002】

本発明は、医療超音波診断に係り、より詳細には、身体の体積領域の2つ又はそれ以上の面における動きを同時に撮像する超音波診断システム及び方法に係る。

30

【背景技術】

【0003】

米国特許[出願第10/231,704号]は、リアルタイム且つ同時に身体の体積領域の2つの平面を超音波で走査する、二次元アレイ・プローブの使用について詳述する。二次元アレイは、アレイ・トランスデューサに対向する体積領域を通るいかなる方向にでも、ビームが電氣的に送信及び集束されることを可能とする。これが意味するのは、その領域における2つ又はそれ以上の画像平面が、全ての画像平面の同時でリアルタイムな画像を生成するのに十分に速く走査されることが可能であることである。この動作のモードは、「バイプレーン(bi-plane)」モードと称される。バイプレーン・モードは、真の三次元画像を解釈するのが難しいと思われる場合に、身体の3D領域を撮像する効果的な方法である。平面(二次元)画像には多くの診断医がより慣れており、2つの画像平面によって、同時に複数の異なる視点から内臓を撮像することが可能である。それは、関心となる生体構造を調査する際、臨床医が2つの画像平面の相対位置を調整することができる場合に、大変有益である。本特許[出願]において論じられるバイプレーン・モードでは、従来の一次元アレイの画像平面が2次元撮像に使用されていたのと同じように、画像平面のうち1つは常にアレイ・プローブの中央に対して垂直である。この面は、基準平面と称される。他の画像平面は、複数の異なる方法によって臨床医が操作することが可能である。1つは、第2の画像平面を、基準平面に対して回転させることである。回転モードでは、2つの画像は共通の中央線を共有し、第2の画像はこの中央線を中心に回転させられることが可能であり、これは第2の画像平面は基準画像と同一平面上にありえ、基準

40

50

画像に対して90度に方向付けられるか、0度乃至90度のいかなる角度にも方向付けられることが可能であることを意味する。本特許〔出願〕において論じられる他のパイプレン・モードは、チルト・モードである。チルト・モードでは、第2の画像の中央線は、基準画像の走査線のうちの1つと共通している。共通線は変化しうるため、第2の画像は、基準画像の中央や、基準画像のもっとも横方向の走査線のうちのいずれか、又は間にある走査線のいずれか、を交差する可能性がある。

【特許文献1】米国特許出願第10/437,834号 米国特許出願第10/231,704号 米国特許出願第09/641,306号 米国特許第6,443,896号明細書

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、回転及び横方向チルトのパイプレン・モードのものを除く、他の平面の方向付けもまた、特定の臨床状況において有益であり、臨床医が診断に必要とする画像を提供するほうがよい。これらの方向付けは、Bモードにおける撮像及びドプラ撮像において有益である。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理により、体積領域における2つもしくはそれ以上の画像平面の相対配向は、仰角次元において様々に変えられることが可能である。1つの実施例では、基準画像の位置はプローブに対して静止されており、第2の画像は基準画像に対して仰角的に変化する。二つの画像は、同一平面上にあってもよいし、仰角的に別個の画像平面に位置してもよい。他の実施例では、2つの平面が、共通の頂点を保持し、第2の画像が基準面に対して仰角的に傾けられるため、共通の奥行きが、他の平面から共通の距離においたところにある。更に他の実施例においては、2つの画像のどちらもが、画像に対する夫々の同じ座標にて、カラー・ボックスを有する。一つのコントロールは、2つの画像における2つカラー・ボックスの寸法又は位置を、同一の方法で調整するために使用されうる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

最初に、図1を参照するに、本発明の原理によって構成された超音波診断システムを、ブロック図形式で示したものである。プローブは、二次元アレイ・トランスデューサ500と、マイクロビームフォーマ502と含む。マイクロビームフォーマは、アレイ・トランスデューサ500の要素(“パッチ”)の群に適用される信号を制御する回路を有し、各群の要素により受信したエコー信号に対してなんらかの処理を行なう。プローブにおけるマイクロビーム形成は、プローブと超音波システムとの間のケーブル503において、導線の数有利に減少させ、また、米国特許第5,997,479号明細書(Savord 外)及び米国特許第6,436,048号明細書(Pesque)に詳述されている。

30

【0007】

プローブは、超音波システムのスキャナ310に結合される。スキャナは、ユーザ制御部200に応答し、マイクロビームフォーマ502にコントロール信号を与え、プローブに送信ビームのタイミング、周波数、方向、集束に関して指示をするビームフォーマ・コントローラ312を含む。ビームフォーマ・コントローラはまた、アナログ・デジタル(A/D)・コンバータ316及びビームフォーマ116との結合によって、受信したエコー信号のビーム形成を制御する。プローブによって受信されたエコー信号は、スキャナ内のプリアンプ及びTGC(タイム・ゲイン・コントロール)回路314によって増幅され、続いてA/Dコンバータ316によってデジタル化される。次に、デジタル化されたエコー信号は、ビームフォーマ116によってビームに形成される。続いて、エコー信号は、デジタル・フィルタリング、Bモード検出、及びドップラー処理を実行する画像プロセッサ318によって処理され、ハーモニック分離、周波数複合を通じたスペックル低減等

40

50

他の信号処理、及び、他の所望の画像処理を行なうことができる。

【 0 0 0 8 】

スキャナ 3 1 0 によって生成されたエコー信号は、所望の画像形式での表示用のエコー信号を処理するデジタル・ディスプレイ・サブシステム 3 2 0 に結合される。エコー信号は、画像線プロセッサ 3 2 2 によって処理され、それによって、エコー信号のサンプリングや、ビームのセグメントの完全なライン信号へのスライシング、及び信号対雑音比の改善又は電流の持続のためのライン信号の平均化が可能になる。画像線は、当技術分野で周知の R シータ変換を実行するスキャン・コンバータ 3 2 4 によって、所望の画像形式に走査変換される。画像は、その後、画像メモリ 3 2 8 に格納され、そこからディスプレイ 1 5 0 上に表示されうる。メモリ内の画像に、また、画像と共に表示されるグラフィックが重ねられる。グラフィックは、ユーザ制御部に応答するグラフィック生成器 3 3 0 によって生成される。個別の画像又は画像シーケンスは、画像ループの記録中に、シネ・メモリ 3 2 6 に格納されうる。

10

【 0 0 0 9 】

リアルタイムの体積撮像のため、ディスプレイ・サブシステム 3 2 0 は、また、ディスプレイ 1 5 0 上に表示されるリアルタイムの三次元画像のレンダリングのため、画像線プロセッサ 3 2 2 から画像線を受信する 3 D 画像レンダリング・プロセッサ (図示せず) を含む。

【 0 0 1 0 】

本発明の原理により、バイプレーン画像と称される 2 つの画像が、リアルタイムにてプロープより取得され、並置表示形式で表示される。2 D アレイ 5 0 0 は、送信及び受信されたビームを、アレイの前でいかなる方向にも、また、いかなる角度にでも方向付ける能力を有するため、バイプレーン画像の平面は、アレイに対して及び互いに対して、いかなる向きをも有することができる。一つの実施例では、図 2 A における平面 L 及び R の斜視図によって示すように、2 つの像平面は、仰角次元に分けられている。図 2 B では、同じ平面 L 及び R が「エッジ方向」から示されている。いずれの場合においても、二次元アレイ・トランスデューサ 5 0 0 は、像平面の上方に位置して示されている。これらの例においては、画像形式は、トランスデューサ 5 0 0 にある、又はその近くにある共通の頂点から放射される画像線を伴った、セクタ画像形式である。しかしながら、リニア走査、又は、ステアード・リニア走査形式もまた、以下に示すように採用されてもよい。

20

30

【 0 0 1 1 】

他の実施例においては、仰角バイプレーン画像 L 及び R は夫々、動きが表示されている領域を含む。これは、動きが表示されるべき領域から受信した信号を処理し、また、B モード画像のカラー (速度) ドブラ又はパワードブラのオーバーレイを伴う領域を表示する、ドブラによって実行されうる。あるいは、関連する一時的エコー情報や移動標的インジケータのような代替案を使用してもよい。例として、米国特許第 4 , 9 2 8 , 6 9 8 号明細書及び米国特許第 5 , 7 1 8 , 2 2 9 号明細書を参照のこと。血流又は組織の動き等の動きが表示されるべき領域は、図 2 A に示すとおり、カラー・ボックス 1 0 2 , 1 0 4 によって輪郭が描かれていてもよい。使い易さのために、2 つの像平面上のカラー・ボックス 1 0 2 , 1 0 4 は、2 つの平面における範囲 (奥行き) 及び方位で整列されてもよく、また、一組のユーザ制御部によって並行して制御された操作及び調整で整列されてもよい。これにより、走査されている体積の関心領域 (R O I) を、仰角方向に分かれた 2 つの平面によって見られるようにすることが可能となる。これは例えば、体積のある特定の側における R O I を検査する際に有用である。また、仰角方向における心臓弁からの噴流の及ぶ範囲を測定する際にも有用である。基準平面は、例えば、弁からの最大検出範囲における噴流を遮るよう移動された弁及び調節可能な平面に近接する噴流を遮るよう、弁の近くに置かれうる。ユーザ制御部が、弁の近くの噴流を遮るようカラー・ボックス 1 0 2 を配置するよう操作されている場合、第二の平面のカラー・ボックス 1 0 4 は、自動的にカラー・ボックス 1 0 2 と一直線上に置かれる。

40

【 0 0 1 2 】

50

図1の実施例では、超音波システム・コントロール・パネル200上の、トラックボール202と2つのキー204及び206とは、仰角平面L及びRにおいて、カラー・ボックス102, 104を操作及び調整するよう使用されうる。超音波システムが、仰角パイプレン・モードにあり、ポジション・キー204が下げられている場合、トラックボール202を動かすことで、2つの画像L及びRにおいて、カラー・ボックスはそろって動く。トラックボールはいかなる方向にも回転できるため、カラー・ボックスは、トラックボールのコントロールと共に、いかなる方向にも位置を変えることができる。カラー・ボックスの寸法は、トラックボールの動きの方向に従ってサイズ・キー206を下げることによって変更でき、トラックボールの動きが、カラー・ボックスの幅や高さを拡大もしくは縮小させる。例えば、トラックボールを左に転がすと、カラー・ボックスの幅は拡大し、右に転がすとカラー・ボックスの幅は縮小する。二つのキー204及び206とトラックボール202とを使用することにより、カラー・ボックスは、特定の臨床検査のニーズに合うよう、共に寸法及び位置が決められうる。

10

【0013】

図1の超音波システムが、カラー・ボックスを備えた異なった平面を走査する方法は、図1を参照した図3に示される。ユーザは、第2の平面Rを基準平面Lに対して望ましい方向に位置づけるトラックボール等の、コントロール・パネル200上のユーザ制御部を操作する。これは“IMAGE ORIENTATION DISPLAY FOR A THREE DIMENSIONAL ULTRASONIC IMAGING

SYSTEM”なる名称の米国特許[出願第(ATL-326)号]に詳述されているように、2つの仰角平面を夫々の位置を図示するアイコンを参照して、タイミングよく行なわれてもよい。ビームフォーマ・コントローラは、ビームフォーマ116又はマイクロビームフォーマ502によって送信される走査線のシーケンスを、フレーム・テーブルにおいてプログラムすることによって、画像平面のユーザ選択に応答する。ビームフォーマ・コントローラは、送信及び受信のビーム形成のための集束係数の適切なシーケンスを再計算又は選択することにより、両画像用のフレーム・テーブルを再度プログラムする。送信ビームは、マイクロビームフォーマ又はビームフォーマにおける送信ビームフォーマの制御のもとに、トランスデューサ・アレイ500の前の体積を通して望ましい方向に送信及び集束される。

20

【0014】

図3は、走査線20乃至30で寸法及び位置が決められたカラー・ボックス102及び104と共に、100の走査線の画像の走査線シーケンスを示す。その場合では、各画像L及びRは、各走査線1-19に沿った個別のBモード線を送信することによって取得される。線20から30に対して、ドブラ・パルス集合は、構造画像のためのBモード・パルスと共に、各走査線に沿って送信される。ドブラ・パルス集合は、望ましい解像度及び動きの検知速度によって、通常は長さにして6から16パルスである。必要に応じて、米国特許第6,139,501号明細書に詳述されている通り、1つのパルスは、Bモード・パルス及び、ドブラ・パルス集合のいずれかのために使用されうる。パルス集合は、必要に応じて、異なる走査線及びBモード・パルスの中で、タイム・インタリーブされる。これらの線のエコーが取得された後に、Bモード・パルスは、残存する走査線31-100に沿って送信される。画像によって方向を導くビームのみが異なっていれば、この送信及びエコーの受信のシーケンスは、ビームフォーマ・コントローラが同じ周波数を2度使用することを可能とさせ、L及びRの両画像に使用されうる。また、米国特許[出願第10/231,704]に詳述されている通り、2つの画像の送信ビームをタイム・インタリーブすることも可能である。

30

40

【0015】

Bモードのエコーは、画像プロセッサ318における振幅検出によって処理され、ドブラ・エコー集合は、流れ又は組織の動きを描写するディスプレイ信号の生成のために、画像プロセッサにおいてドブラ処理される。処理されたBモード及びドブラ信号は、続いて、ディスプレイ用のディスプレイ・サブシステム320に結合される。

50

【 0 0 1 6 】

望ましい画像平面の選択はまた、ディスプレイ・サブシステム 3 2 0 に結合され、そこでスキャン・コンバータ 3 2 4 及びグラフィック生成器 3 3 0 は、画像の設計に関する情報を与えられる。これによって、スキャン・コンバータが、ドブラ情報を予想し、また、特定されたカラー・ボックス領域 1 0 2 及び 1 0 4 の走査線 2 0 - 3 0 に沿って、ドブラ情報を正確に位置付けることが可能であり、また、グラフィック生成器が必要に応じてカラー・ボックスの輪郭を描く又はハイライトすることが可能である。

【 0 0 1 7 】

また、図 4 の画面ディスプレイによって示されるとおり、画像を横方向に掃引することにより、アレイ・トランスデューサの前の体積を調べることも可能である。図 4 の実施例において、L 及び R 画像夫々を形成するよう B モードのビームを走査線 6 0 - 9 0 に沿って送信することによって、比較的狭いセクタ画像が形成される。コントロールパネル上のサイズ・キー 2 0 6 を選択してから、セクタ画像を狭めるようトラックボール 2 0 2 を使用することによって、そのセクタは狭められうる。ポジション・キー 2 0 4 を選択することによって、トラックボールは、トランスデューサ・プローブを動かさずに、同時に 2 つのセクタ画像を横方向に動かすよう使用される。例えば、矢印で示されている通り、L 及び R 画像は、L' 及び R' の位置に、同時に再度位置づけられることも可能であり、各画像の走査線 1 0 - 4 0 に沿ってビームを送信することによって走査される。これにより、例えば、臨床医師は、心臓弁の一側での噴流から心臓弁の他側の噴流まで、プローブをまったく動かさずに、2 つの仰角セクタを動かすことができる。以前の例では、カラー・ボックスは各セクタ画像に置かれることが可能であり、若しくは、全セクタはカラー・セクタとして送信及び受信されることが可能である。

【 0 0 1 8 】

図 5 A 及び 5 B は、異なる仰角の向きを有する 2 つの直線的なバイプレーン画像 L 及び R の走査を示す。各画像に関して、ビームフォーマ・コントローラ 3 1 2 は、走査線 1 - 1 9 に沿った B モードのビームと、走査線 2 0 - 3 0 に沿った B モードのビーム及びドブラ集合と、走査線 3 1 - 1 0 0 に沿った B モードのビームとの、送信及び受信を導くフレーム・テーブルを使用する。他の実施例においては、直交直線の画像よりむしろ方向付けられた直線（平行四辺形）の画像が送信されうる。図 5 B の実施例では、第 2 の画像 R は、基準画像 L からは仰角方向に離されており、また、回転されているため、2 つの画像は、アレイ・トランスデューサの上から見た斜視図に示されている通り、走査された体積内で交差する。走査線 2 0 及び 3 0 によって境界されたカラー・ボックス 1 0 2 , 1 0 4 はいずれも、本実施例にて撮像された体積の左側に見られる。

【 0 0 1 9 】

図 6 は、互いに対し傾斜した 2 つの画像平面を示す画像向きアイコン 6 0 0 を備えた、仰角バイプレーンディスプレイを示す。この表示モードは、ここでは「仰角チルト (e l e v a t i o n t i l t) 」モードと称する。少なくともいずれか一方の平面において傾斜角を変更することによって、画像平面は互いに対して傾けられる。画像は、平面が、平面を通して延びる変動の弧に対して垂直である選択可能な位置を動く。概念上は、L 及び R の二つのセクタ画像が、頂点において蝶番で動いているかのようであり、また、2 つの平面がいかなる共通の奥行きにおいても常に同じ距離だけ離されている弧状で、揺れることも可能であるかのようである。この動きは、図 7 において L 及び R 平面の真横から見た図によって示されている。図中、L 平面及び R 平面は共通の頂点 6 0 2 を有し、画像 L は 2 D トランスデューサ・アレイ（図示せず）の平面に対して垂直であり、また、画像 R は画像 L の平面から 3 0 度の角度で傾けられている。向きアイコン 6 0 0 は、トランスデューサ・アレイの視点から、両方の画像平面を示しており、上からエッジ方向からみているため、基準画像 L は直線 6 1 2 として見られている。画像平面 R は、R 画像平面が L 画像平面のいずれかの側に傾いているため、L 画像の線 6 1 2 の上及び下で動く、扇形アイコン部分 6 1 0 によって示されている。この例では、L 画像平面は、トランスデューサ・アレイの平面に対して常に 9 0 度になるよう方向性が確定されている。アイコン 6 0 0 の

二つの部分はまた、方向性を示す左右のドットを、トランスデューサ・プローブの相当するよう印をつけられた側で示される。アイコン 600 の更なる詳細は、親出願である特許出願第 10 / 437, 834 号に見つけれうる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】本発明の原理によって構成された超音波診断システムを、ブロック図で示す図である。

【図 2 A】カラー・ボックスを備えた仰角的に異なる 2 つの画像平面を示した図である。

【図 2 B】カラー・ボックスを備えた仰角的に異なる 2 つの画像平面を示した図である。

【図 3】本発明の原理による、仰角バイプレーン・モードにおける 2 つの画像平面のシステム・ディスプレイを示した図である。

【図 4】2 つの仰角バイプレーン画像における 2 つのカラー・ボックスの同時再配置を示した図である。

【図 5 A】直角に走査した画像における 2 つのカラー・ボックスを示した図である。

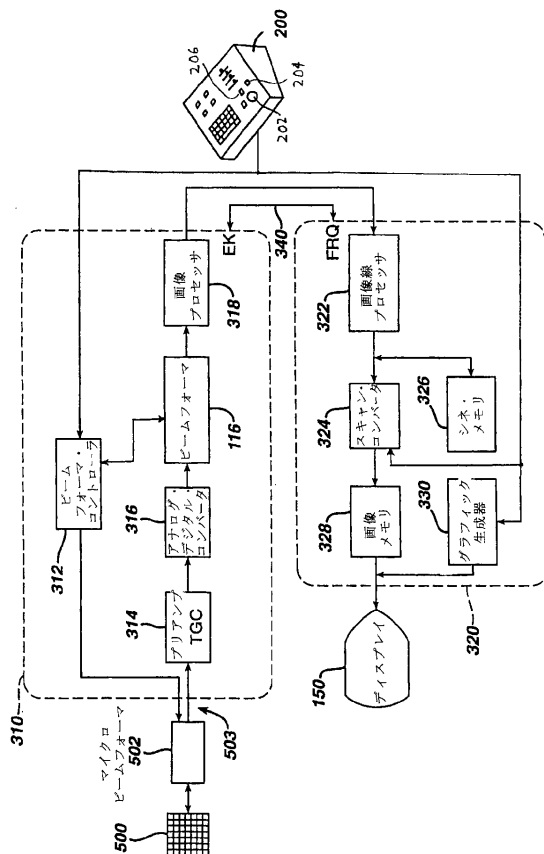
【図 5 B】図 5 A の 2 つの画像の可能な方向付けの 1 つを示した図である。

【図 6】「仰角チルト」モードにおけるオペレーションのための、バイプレーンディスプレイ及び画像方向付けアイコンを示した図である。

【図 7】図 6 に示す 2 つの画像平面の真横から見た図を示した図である。

10

【図 1】



【図 2 A】

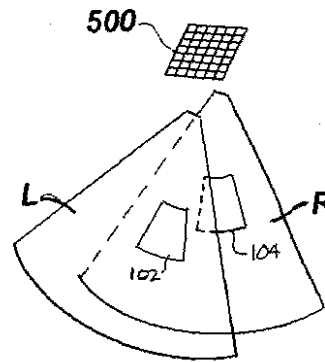
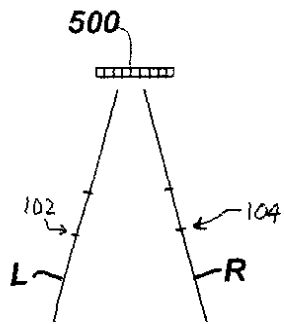
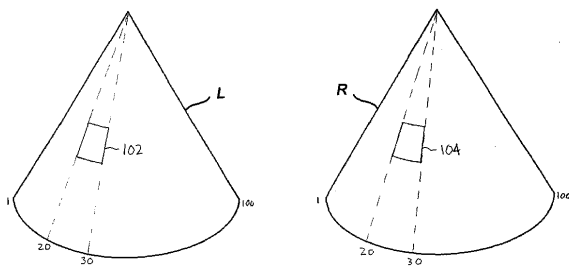


FIG. 2A

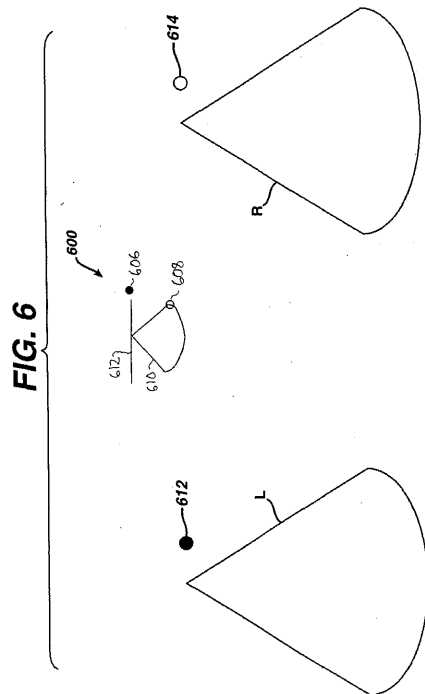
【図 2 B】

**FIG. 2B**

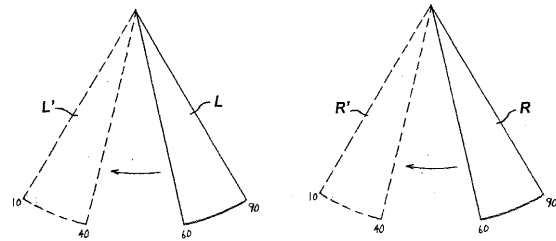
【図 3】

**FIG. 3**

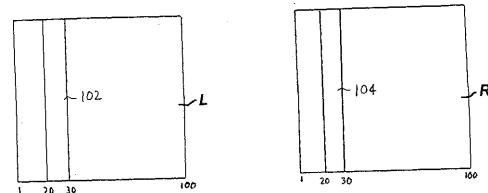
【図 6】

**FIG. 6**

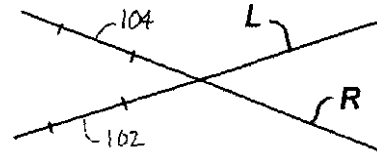
【図 4】

**FIG. 4**

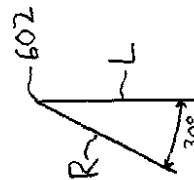
【図 5 A】

**FIG. 5A**

【図 5 B】

**FIG. 5B**

【図 7】

**FIG. 7**

フロントページの続き

(72)発明者 フリサ, ジャニス

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

(72)発明者 ポーランド, マッキー ダン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開昭58-190427(JP, A)

特開2000-135217(JP, A)

特開2000-139906(JP, A)

特表2001-515373(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	具有高度双平面图像的超声诊断系统		
公开(公告)号	JP4444108B2	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	JP2004532362	申请日	2003-07-21
[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	フリサジャニス ポーランドマツキーダン		
发明人	フリサ, ジャニス ポーランド, マツキー ダン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S7/539 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8925 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8936 G01S15/8993 G01S15/8995 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/231704 2002-08-29 US		
其他公开文献	JP2005537075A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种超声诊断系统，其中实时扫描不同仰角平面中的体积区域的两个平面。在一个实施例中，以具有共同顶点的扇区格式扫描两个平面，并且两个图像的对应深度被相同的高度距离分开。在另一个实施例中，一个图像平面相对于成像探头具有固定的取向，而另一个图像平面可以由用户调整。

【 図 1 】

