

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4800214号  
(P4800214)

(45) 発行日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日(2011.8.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 20 (全 9 頁)

|               |                               |           |                        |
|---------------|-------------------------------|-----------|------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2006-530686 (P2006-530686)  | (73) 特許権者 | 590000248              |
| (86) (22) 出願日 | 平成16年5月6日(2004.5.6)           |           | コーニンクレッカ フィリップス エレク    |
| (65) 公表番号     | 特表2007-502685 (P2007-502685A) |           | トロニクス エヌ ヴィ            |
| (43) 公表日      | 平成19年2月15日(2007.2.15)         |           | オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン |
| (86) 国際出願番号   | PCT/IB2004/001709             |           | ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ     |
| (87) 国際公開番号   | W02004/106969                 |           | 1                      |
| (87) 国際公開日    | 平成16年12月9日(2004.12.9)         | (74) 代理人  | 100087789              |
| 審査請求日         | 平成19年4月27日(2007.4.27)         |           | 弁理士 津軽 進               |
| (31) 優先権主張番号  | 60/474,573                    | (74) 代理人  | 100114753              |
| (32) 優先日      | 平成15年5月30日(2003.5.30)         |           | 弁理士 宮崎 昭彦              |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                       | (74) 代理人  | 100122769              |
|               |                               |           | 弁理士 笛田 秀仙              |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カラーフローバイプレーンの超音波撮像システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- ポリウム領域内において異なる方向にビームを送信する二次元アレイトランスデューサ、

- 前記二次元アレイトランスデューサに結合されるビームフォーマ、

- エレベーション方向に隔てられた2つの画像平面を前記アレイトランスデューサに走査させる、前記ビームフォーマに結合されるビームフォーマの制御部であり、各画像平面の少なくとも対応する部分は動きの撮像のために走査されている、ビームフォーマの制御部、

- 動きが表される各画像平面の対応する部分を含む前記2つの画像平面のリアルタイムの画像を生成する、前記ビームフォーマに結合される走査変換器、

- 前記2つのリアルタイム画像を表示する、前記走査変換器に結合されるディスプレイ、及び

- 前記動きの撮像のために走査されている各画像平面の前記部分が選択されることができ、前記送信ビームフォーマに結合されるユーザインタフェース

を有する超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記ユーザインタフェースは、前記動きの撮像のために各画像平面の同一部分を選択する手段を有する請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

10

20

前記ユーザインタフェースはさらに、動きが表示される各画像においてカラーボックスの寸法を選択する手段を有する請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記ユーザインタフェースはさらに、両方の画像の前記カラーボックスの幅又は高さを同時に調節する手段を有する請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記ユーザインタフェースはさらに、両方の画像における前記カラーボックスの位置を同時に調節する手段を有する請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記ビームフォーマの制御部は、前記アレイトランスデューサに、両方の画像平面における走査ラインの同じ集合からドップラーアンサンブルを取得させる請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

10

【請求項 7】

前記走査変換器は、両方の画像の同じ場所に動きが表示されるカラーボックスを生成する請求項 6 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

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 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記ユーザインタフェースはさらに、サイズキー及びポジションキーを有する請求項 8 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 10】

各画像における前記カラーボックスの輪郭を描くように又はハイライトにするように動作する、前記ディスプレイに結合されるグラフィック発生器をさらに有する請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 11】

- ポリウム領域において異なる方向にビームを送信する二次元アレイトランスデューサ、  
 - 前記二次元アレイトランスデューサに結合されるビームフォーマ、  
 - エレベーション方向に隔てられた 2 つの画像平面を前記アレイトランスデューサに走査させる、前記ビームフォーマに結合されるビームフォーマの制御部であり、前記画像平面は前記アレイトランスデューサが 1 つの画像平面において走査可能である走査ラインの最大数よりも少ない同じ数の走査ラインを各々有する、ビームフォーマの制御部、  
 - 前記 2 つの画像平面のリアルタイムの画像を生成する、前記ビームフォーマに結合される走査変換器、  
 - 前記 2 つのリアルタイム画像を表示する、前記走査変換器に結合されるディスプレイ、及び  
 - 前記 2 つの画像平面の走査ラインが選択されることができる、前記送信ビームフォーマに結合されるユーザインタフェース  
 を有する超音波診断撮像システム。

30

40

【請求項 12】

前記ユーザインタフェースは、前記 2 つの画像平面の前記走査ラインを同時に選択する手段を有する請求項 11 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 13】

前記ユーザインタフェースはさらに、各画像に対する前記走査ラインの同じ空間的に対応する集合を選択する手段を有する請求項 12 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 14】

前記ユーザインタフェースはさらに、前記ポリウム領域に関して前記アレイトランスデューサの場所を動かすことなく、各画像を夫々のラテラル方向に動かす手段を有する請求項 11 に記載の超音波診断撮像システム。

50

## 【請求項 15】

前記ユーザインタフェースはさらに、前記ボリューム領域に関して前記アレイトランスデューサの場所を動かすことなく、前記 2 つの画像を調和してラテラル方向に動かす手段を有する請求項 14 に記載の超音波診断撮像システム。

## 【請求項 16】

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 11 に記載の超音波診断撮像システム。

## 【請求項 17】

前記ユーザインタフェースはさらに、サイズキー及びポジションキーを有する請求項 16 に記載の超音波診断撮像システム。

10

## 【請求項 18】

前記走査変換器は、動きが表される各画像平面の対応する部分を含む、2 つの画像平面のリアルタイム画像を生成する請求項 11 に記載の超音波診断撮像システム。

## 【請求項 19】

前記ビームフォーマの制御部は、前記トランスデューサに、前記画像平面の他のエリアとは異なる各画像平面における ROI (region of interest) を走査させる請求項 11 に記載の超音波診断撮像システム。

## 【請求項 20】

前記ビームフォーマ制御器は、前記トランスデューサに、ドップラービームを用いて、各画像平面における ROI を走査させる手段を有する請求項 19 に記載の超音波診断撮像システム。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は医療用超音波撮像、特に超音波撮像システムと、身体のボリューム領域の 2 つ以上の平面に関する動きを同時に撮像する方法とに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

米国特許 US 6,709,304 は、身体のボリューム領域からなる 2 つの平面を同時にリアルタイムで超音波走査するために、二次元のアレイプローブを使用することが記載されている。この二次元アレイは、アレイトランスデューサに対向する前記ボリューム領域を通る如何なる方向にもビームを電子的に送信及び焦点合わせすることができる。これは前記領域内にある 2 つ以上の画像平面が両方の画像平面からなる同時のリアルタイム画像を生成するのに十分速い速度で走査され得ることを意味する。この動作モードは“パイプレーン”モードと呼ばれる。このパイプレーンモードは、実際の三次元画像を解釈するのが難しい場合、この身体の 3D 領域を撮像するための効果的なやり方である。平面（二次元）の画像は、大多数の臨床医にとってよく知られたものであり、2 つの画像平面は、同時の幾つかの異なるビューポイントからの器官を結像することを可能にする。関心のある解剖部を診断する場合、これら 2 つの画像平面の相対位置を調節することが臨床医に可能である場合、非常に有用である。前記特許出願において論じられるパイプレーンモードにおいて、画像平面の一方は、二次元撮像するために使用される従来の一次元アレイの画像平面と同じやり方で、アレイプローブの中心に対し常に垂直に配向される。この平面は基準平面と呼ばれる。他の画像平面は、診断医により幾つかの異なるやり方で操作されることができ、1 つのやり方は、基準画像に対し第 2 の画像平面を回転させることである。この回転モードにおいて、2 つの画像は共通の中心ラインを共有し、第 2 の画像はこの中心ラインの周りを回転することができる。これは第 2 の画像平面が基準画像と共面であり、基準画像に対し 90° に配向される、又は 0° から 90° の間の如何なる角度方向に配されることを意味する。前記特許出願において論じられる他のパイプレーンモードは、チルトモードである。このチルトモードにおいて、第 2 の画像の中心ラインは基準画像の走査ラインの 1 つと共通である。この共通のラインは、第 2 の画像が基準画像の中心、基準画像の最

30

40

50

もラテラルな走査ラインの何れか、又はその間にある如何なる走査ラインを横断することができるように変更されることができる。しかしながら、前記回転モード及びラテラルルトバイプレーンモードの配向を除く他の平面の配向は、特定の臨床状態において有用であり、臨床医が診断に必要とする画像をより良好に提供する。これらの配向はBモード撮像及びドップラー撮像に有用であってもよい。

#### 【0003】

本発明の原理によれば、ボリウム領域内において2つ以上の画像平面の相対的な配向は、エレベーションの大きさを変えられることができる。ある実施例において、基準画像の位置はプローブに対し静止した状態を保ち、第2の画像は基準画像に対しエレベーション方向に変えられる。これら2つの画像は、共面であるか、又はエレベーション方向に間隔を開けた画像平面に置かれる。他の実施例において、これら2つの平面は共通する頂点を保ち、第2の画像は、共通する深さが他の平面から共通する距離であるように、基準画像に対してエレベーション方向に傾けられる。さらに他の実施例において、これら2つの画像は共に、同じそれぞれの画像の座標にカラーボックスを持つ。単一の制御は、2つの画像における2つのカラーボックスの大きさ又は位置を同じやり方で調節するのに用いられる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0004】

図1を参照してみると、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムがブロック図形式で示される。プローブは、二次元アレイトランスデューサ500及びマイクロビームフォーマ502を含んでいる。このマイクロビームフォーマは、アレイトランスデューサ500の素子(パッチ)の集合に印加される信号を制御する回路を含み、各集合の素子により入力されるエコー信号の何らかの処理をする。プローブにおいてマイクロビームを形成することは、プローブと超音波システムとの間のケーブル503内の導体の数を有利に減少させ、このことは米国特許US 5,997,479及びUS 6,436,048に記載されている。

#### 【0005】

プローブは超音波システムのスキャナ310に結合されている。このスキャナは、ユーザ制御部200に応答し、送信ビームのタイミング、周波数、方向及び焦点合わせに関して前記プローブに指示するマイクロビームフォーマ502に制御信号を供給するビームフォーマの制御部312を含む。このビームフォーマの制御部は、これをA/D変換器316及びビームフォーマ116と結合することにより、入力されるエコー信号のビーム形成も制御する。プローブにより入力されるエコー信号は、スキャナ内にあるプリアンプ及びTGC(time gain control)回路314により増幅され、次いでA/D変換器によりデジタル化される。デジタル化されたエコー信号は次いで、ビームフォーマ116によりビームに形成される。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行う画像処理器318により処理され、高調波分離(harmonic separation)、周波数合成によるスペckルの低減のような他の信号処理、及び他の所望される信号処理を行うこともできる。

#### 【0006】

スキャナ310により生成されるエコー信号は、デジタルディスプレイサブシステム320に結合され、このシステムは所望の画像フォーマットで表示するためにエコー信号を処理する。これらエコー信号は、画像ライン処理器322により処理され、この処理器は、エコー信号のサンプリング、ビームの扇形を完全なライン信号に接合する、及び信号対ノイズの改善又は流れの持続性(flow persistence)のためのライン信号の平均化が可能である。画像ラインは、従来技術として知られるR-変換を行う走査変換器324により所望の画像フォーマットに走査変換される。この画像は次いで画像メモリ328に記憶され、このメモリから画像がディスプレイ150に表示されることができる。メモリ内の画像はさらに、この画像と共に表示されるグラフィックを用いて重畳され、このグラフィックは、ユーザ制御部に応答するグラフィック発生器330により生成される。個々の画像

又は画像のシーケンスは、画像ループを取り込んでいる間、シネメモリ(cine memory) 326に記憶されることができる。

【0007】

リアルタイムのボリウム撮像のために、ディスプレイサブシステム320は、ディスプレイ150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の画像ライン処理器322から画像ラインを入力する3D画像レンダリング処理器(図示せず)も含んでいる。

【0008】

本発明の原理によれば、ここでバイプレーン画像と呼ばれる2つの画像は、プローブによりリアルタイムで取得され、並列表示形式で表示される。2Dアレイ500が送信ビーム及び受信ビームをこのアレイの前の如何なる方向及び傾斜にも操舵する能力を持っているので、バイプレーン画像の平面は、前記アレイに及び互いに対し如何なる配向も持つことができる。ある実施例において、2つの画像平面は、図2Aにおいて平面L及びRからなる透視図により示されるようなエレベーション方向に隔てられている。図2Bにおいて、同じ平面L及びRは、“縁前(edge-on)”で見られる。各実施例において、画像平面より上に位置決めされる二次元アレイトランスデューサ500が示される。これら実施例において、画像形式は扇形の画像形式であり、画像ラインはトランスデューサ500にある又はその近くにある共通の頂点から出ている。しかしながら、線形又は操舵される線形走査形式も、以下に示されるように用いられることができる。

【0009】

他の実施例において、エレベーションバイプレーン画像L及びRは各々、動きが表示されるエリアを含んでいる。これは、動きが表示されるエリアから入力される信号をドップラー処理し、Bモード画像のカラー(速度)ドップラー又はパワードップラーのオーバーレイを用いてそのエリアを表示することにより行われる。時間のエコー情報を相関させたり、ターゲット標識を動かしたりするような他の代替方法が用いられてもよい。例えば、米国特許US 4,928,698及びUS 5,718,229を参照されたい。例えば血流又は組織の動きのような動きが表示されるエリアは、図2Aに示されるようなカラーボックス102、104により輪郭が描かれてもよい。使いやすいうように、これら2つの画像平面上のカラーボックス102、104は、これら2つの画像における範囲(深さ)及び方位角(azimuth)に関して位置合わせされ、これらの操作及び調節は、ユーザ制御部からなる単一の組により連係して制御される。これは、走査されているボリウム内のROI(region of interest)がエレベーション方向に隔てられた2つの平面により見られることを可能にする。ここで用いられるように、これら2つの画像が同じ画像平面を共有しない、すなわちこれら画像が撮像されている被写体内に共面が存在しない場合、これら2つの画像はエレベーション方向に隔てられている。この機能は、例えば前記ボリウムの特定の側にあるROIを検査するときには有用である。心臓の弁から噴出口のエレベーション方向における程度を測定するときにも有用である。基準平面は、前記弁の近くで前記噴出口を横切るように前記弁の近くに置かれ、調節可能な平面は、例えば前記弁から、最も検出可能な範囲にある噴出口を横断するように動かされる。ユーザ制御部が、前記弁の近くにある噴出口を横断するようにカラーボックス102を位置決めするように操作される場合、第2の平面のカラーボックス104は前記カラーボックス102と並ぶように自動的に位置決めされる。

【0010】

図1の実施例において、超音波システムのコントロールパネル200上にあるトラックボール202及び2つのキー204、206は、エレベーション平面L及びRにおけるカラーボックス102、104を操作及び調節するのに用いられることができる。この超音波システムがエレベーションバイプレーンモードであり、ポジションキー204が押し下げられている場合、トラックボール202を動かすことは、これら2つの画像L及びRにおけるカラーボックスを連係して動かす。トラックボールは如何なる方向にも転がすことができるので、カラーボックスは、トラックボールの制御と一緒に如何なる方向にも新しく位置決めすることができる。カラーボックスの大きさは、サイズキー206を押し下げ

10

20

30

40

50

ることにより変更することができ、押し下げた後、トラックボールの移動が、このトラックボールの動く方向に依存して、カラーボックスの幅又は高さを広げたり、狭めたりさせる。例えば、トラックボールを左に回転させるとカラーボックスの幅が広がり、トラックボールを右に回転させるとカラーボックスの幅が狭まる。2つのキー204、206及びトラックボール202を利用することにより、カラーボックスは特定の臨床検査の要件を満たすために、一緒にサイズ決め及び位置決めされる。この共通の調節は全く同じにすることができ、これは通常、交差していない又は平行である画像平面に対する場合である。この共通の調節は、調和して制御されることもできる。例えば、カラーボックスの調節は、撮像されている媒体において略整列されているカラーボックスのROIを保つように、2つの画像平面間の角度の余弦に比例するように行われる。このカラーボックスの調節は、本実施例において2つの画像平面の相対的な配向の機能である。

10

#### 【0011】

図1の超音波システムがカラーボックスを備える別々の平面を走査する方式は、図1を参照して図3に説明されている。ユーザは、コントロールパネル200上のユーザ制御部、例えばトラックボールを操作して、基準平面Lに対し所望の方位に第2の平面Rを位置決めする。これは、発明の名称「IMAGE ORIENTATION DISPLAY FOR A THREE DIMENSIONAL ULTRASONIC IMAGING SYSTEM」である米国特許（出願シリアル番号10/437,834）において開示されているような2つのエレベーション平面の各々の位置を図で説明するアイコンを参照して便利に行われている。ビームフォーマの制御部312は、一連の走査ラインをフレームテーブルにあるビームフォーマ116又はマイクロビームフォーマ502により送信されるようにプログラミングすることによりユーザの画像平面の選択に応じる。ビームフォーマの制御部は、送信ビーム及び受信ビームを形成するための焦点合わせ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方の画像に対するフレームテーブルを再プログラミングする。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ある送信ビームフォーマの制御下において、トランスデューサーアレイ500の前にあるボリュームを通る所望の方向に送信及び焦点合わせされる。図3はそれぞれ100本の走査ラインからなる画像に対する走査ラインのシーケンスを説明し、カラーボックス102及び104は走査ライン20から30の間にサイズ決め及び位置決めされている。この例において、各画像L及びRは、走査ライン1-19の各々に沿って個別のBモードラインを送信することにより取得される。走査ライン20から30に対しては、構造上の画像のためのBモードパルスと同じく、各走査ラインに沿ってドップラーパルスのアンサンブルが送信される。このドップラーパルスのアンサンブルは一般的に、所望される解像度及び検出されるべき動きの速度に依存して長さで6から16のパルスである。単一のパルスはBモードパルス、及び所望するならば米国特許番号US 6,139,501に記載されたようなドップラーアンサンブルパルスの1つに用いられる。このアンサンブルのパルスは、異なる走査ライン及び所望するならばBモードパルスの間に時間インターリーブされることができる。これらラインに対するエコーが取得された後、Bモードパルスは残りの走査ライン31から100に沿って送信される。この送信及びエコー受信のシーケンスは、L及びR画像の両方に用いられることができ、ビームの操舵方向だけが画像毎に異なり、ビームフォーマの制御部が同じシーケンスを2回使用することを可能にする。米国特許US 6,709,394に記載されるような2つの画像の送信ビームを時間インターリーブすることも可能である。

20

30

40

#### 【0012】

Bモードのエコーは、画像処理器318において振幅を検出することにより処理され、ドップラーエコーアンサンブルは、流動又は組織の動きを示す表示信号を生成するための画像処理器においてドップラー処理される。この処理されるBモード及びドップラー信号は、次いで表示するためのディスプレイサブシステム320に結合される。

#### 【0013】

所望の画像平面の選択は、前記ディスプレイサブシステム320にも結合され、ここで走査変換器234及びグラフィック発生器330は、これら画像のデザインを知らされる。これは、走査変換器に指定されるカラーボックスエリア102、104の走査ライン2

50

0 から 30 に沿ってドップラー情報を予想し、次いで適切に配置することを可能にすると共に、所望するならばグラフィック発生器がカラーボックスの輪郭を描く又はハイライトにすることも可能である。

【0014】

図4のスクリーンディスプレイにより示されるように画像をラテラル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ボリュームを調査することも可能である。図4の実施例において、比較的狭い扇形画像は、L及びR画像の各々を形成するために、走査ライン60から90に沿ってBモードのビームを送信することにより形成される。この扇形はコントロールパネル上のサイズキー206を選択し、次いでトラックボール202を用いて扇形画像を狭めるようすることにより狭められる。ポジションキー204を選択することにより、トラックボールは、トランスデューサのプロープを動かさずに、2つの扇形画像を同時にラテラル方向に掃引するのに用いられることができる。例えば、矢印で示されるように、L及びR画像は、各画像に対し走査ライン10から40に沿ってビームを送信することにより走査される画像L'及びR'の位置に同時に再位置決めされることができる。これは、臨床医が心臓の弁の一方の側にある噴出口から、心臓の弁の他方の側にある噴出口へ、例えばプロープを動かすことなく2つのエレベーション扇形を動かすことができる。先の実施例におけるように、カラーボックスは各扇形画像に置かれることができ、全体の扇形は、カラーの扇形として送信及び受信されることができる。

【0015】

図5及び図6は、異なるエレベーション方位を持つ2つの直線で囲まれたバイプレーン画像L及びRの走査を説明する。各画像に対し、ビームフォーマの制御部312は、走査ライン1から19に沿ってBモードのビーム、走査ライン20から30に沿ってBモードのビーム及びドップラーアンサンブル、並びに走査ライン31から100に沿ってBモードのビームの送信及び受信を指示するフレームテーブルを使用する。他の実施例において、直交する直線で囲まれた画像ではなく、操舵された線形(平行四辺形状)の画像が送信されてもよい。図6の実施例において、第2の画像Rは、基準画像Lからエレベーション方向に隔てられ、アレイトランスデューサの透視図からこの上面図に示されるように、これら2つの画像が走査されるボリューム内で交差するように回転される。走査ライン20及び30により境界付けされるカラーボックス102、104は共に本実施例において撮像されているボリュームの左側に見られる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の原理に従って構成された超音波診断撮像システムをブロック図の形式で示す。

【図2A】カラーボックスを備える2つのエレベーション方向に異なる画像平面のビューを示す。

【図2B】カラーボックスを備える2つのエレベーション方向に異なる画像平面のビューを示す。

【図3】本発明の原理によるエレベーション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表示を説明する。

【図4】2つのエレベーション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の再配置を説明する。

【図5】矩形の走査された画像内の2つのカラーボックスを説明する。

【図6】図5の2つの画像の1つの起こり得る方位を説明する。





---

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 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72)発明者 ポランド マッキー ダン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

審査官 藤田 年彦

(56)参考文献 特表2003-501177(JP, A)

国際公開第01/071376(WO, A1)

米国特許出願公開第2003/0060710(US, A1)

特開平05-056971(JP, A)

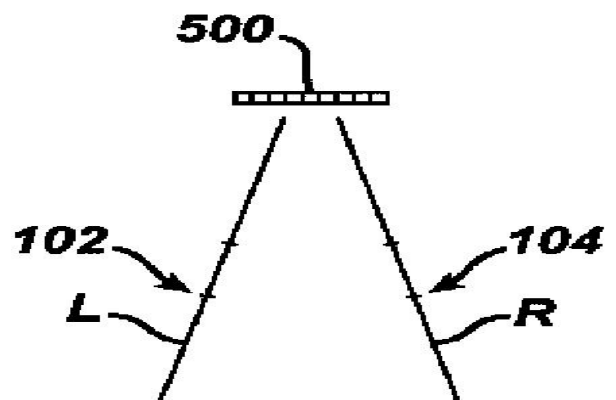
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像系统和彩色流双翼飞机的方法   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4800214B2</a>   | 公开(公告)日 | 2011-10-26 |
| 申请号            | JP2006530686  | 申请日     | 2004-05-06 |
| [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<br>ポランドマッキーダン   |         |            |
| 发明人            | フリサ ジャニス<br>ポランド マッキー ダン  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/467 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/461 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074<br>G01S7/5208 G01S7/52084 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8979 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00  |         |            |
| 代理人(译)         | 宫崎明彦  |         |            |
| 优先权            | 60/474573 2003-05-30 US   |         |            |
| 其他公开文献         | JP2007502685A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

#### 摘要(译)

描述了一种超声诊断成像系统，其中实时扫描处于不同仰角平面的体积区域的两个平面。在一个实施例中，以小于传感器可在单个平面中传输的最大数量的扫描线扫描两个平面。用户控制使得两个平面能够横向移动而不移动换能器探头。在另一个实施例中，每个图像平面包含描绘图像中相同相应位置的流动或运动的颜色框。两个图像的颜色框可以被调整大小并且串联定位，使得两个图像都在两个图像的相同对应区域中。



【 図 6 】