

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-530502

(P2004-530502A)

(43) 公表日 平成16年10月7日(2004.10.7)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/00

G01S 15/89

F I

A61B 8/00

G01S 15/89

テーマコード(参考)

4C601

5J083

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2003-507582(P2003-507582)
 (86) (22) 出願日 平成14年6月20日(2002.6.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年12月17日(2003.12.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/002413
 (87) 国際公開番号 W02003/001240
 (87) 国際公開日 平成15年1月3日(2003.1.3)
 (31) 優先権主張番号 09/886,291
 (32) 優先日 平成13年6月21日(2001.6.21)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), CN, JP

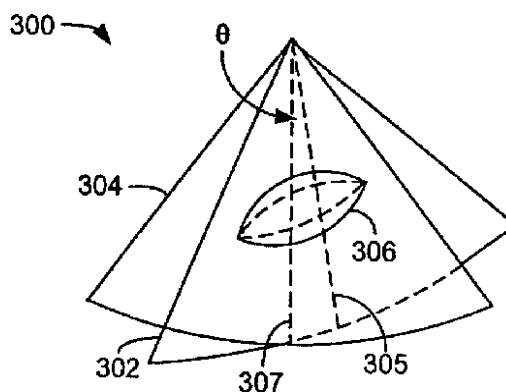
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断データを選択的に発展させるための超音波診断システム

(57) 【要約】

ユーザが、見るための所望の超音波画像(306)を決定し、当該所望のビューを超音波撮像システム(100)に通信する、超音波撮像システム(100)が開示される。超音波撮像システム(100)は、要求を解析し、投影する適切な走査スライス(302, 304)を決定して、所望の画像(306)を得る。所望の画像(306)は、3次元ビューを近似するが、3次元容積セットのデータを得ることが必要とされることなく発展される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ディスプレイ上に所望の超音波画像を表示するためのシステムであって、
2次元マトリックスプローブと、
前記所望の超音波画像に対応する少なくとも2つの超音波走査スライスを決めるシステム制御装置と、
前記少なくとも2つの超音波走査スライスから得られるデータから前記所望の超音波画像を発生させる走査変換器と、
前記所望の超音波画像を表示するディスプレイとを含む、システム。

【請求項 2】

表示された超音波画像は、前記少なくとも2つの超音波走査スライスのそれぞれに向けられた対応する画像を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスは、相互に対して任意に配置される、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスは、カラー流速情報を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスは、コーナービューを形成する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

ディスプレイ上に所望の超音波画像を表示するための方法であって、
所望の画像に対応する少なくとも2つの超音波走査スライスを、マトリックスプローブを用いて生成し、
前記少なくとも2つの超音波走査スライスから前記所望の超音波画像を発生させることを含み、該所望の超音波画像は、複数のビューで表示され、各ビューは、前記少なくとも2つの超音波走査スライスの一に対応する、方法。

【請求項 7】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスを互いに対して任意の関係で配置することを更に含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

第 1 の超音波走査スライスを各超音波画像と整合する位置に配置することを更に含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスをを用いてコーナービューを形成することを更に含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 10】

前記少なくとも2つの超音波走査スライスのそれぞれに向けられた対応する画像に対して前記マトリックスプローブの位置を示すための図形参照を表示することを更に含む、請求項 6 記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、超音波診断システムに係り、より詳細には、特定の所望の画像に対してユーザ入力を受信し、所望の画像に関してのみ超音波データを自動的に発生させる超音波診断システムに関する。

【0002】

超音波トランスデューサ及びイメージング（撮像）システムは、極めて多くの機会を利用して可能であり、特に切開を伴わない医療診断用撮像に対して有用である。超音波トランスデューサは、典型的には、圧電素子若しくは微細加工超音波トランスデューサ（MUT）素

10

20

30

40

50

子からなる。送信モードで使用されたとき、トランスデューサ素子は、電気パルスにより励起され、これに応じて超音波エネルギーを放出する。受信モードで使用されたとき、トランスデューサ素子に当たる音響エネルギーは、受信信号に変換され、トランスデューサに関連した処理回路に送られる。トランスデューサは、典型的には、処理電子部品、一若しくはそれ以上の入力装置、及び、超音波画像が見られる適切なディスプレイを含む超音波撮像システムに接続される。処理電子部品は、典型的には、各トランスデューサ素子に対する適切な送信パルスを発展させる役割を有する送信ビーム形成器、及び、各トランスデューサ素子から受信した受信信号を処理する役割を有する受信ビーム形成器を含む。

【0003】

超音波トランスデューサは、典型的には、ハウジング内の関連電子部品と組み合わせられる。組立体は、超音波プローブと称される。典型的には、超音波プローブの種類は、素子の単一素子幅アレイを有する一次元(1D)プローブ、若しくは、複数の素子幅アレイを有する二次元(2D)プローブに分けられる。更に、“双平面(バイプレーン)”プローブと称されるプローブは、交差してもしなくてもよい2つの直交配置型1Dプローブアレイを含む。“マトリックス”プローブと称される比較的新しい2Dプローブは、個々に制御可能な二次元配列のトランスデューサ素子を含み、電子的に二次元で方向付けできる走査線を持つ超音波プローブがもたらされる。マトリックスプローブの各次元は、線形アレイの連続的な積層として考えられる。

【0004】

超音波データは、典型的にはフレームで取得され、この場合、各フレームは、トランスデューサの面から現れる超音波ビームの掃引を表わす。かかる掃引は、典型的には、一の走査面に沿って個々の多数の走査線を生成することで発展される。共に表示されたとき、走査線のセットは、典型的には“スライス”と称されるものを形成する。スライスは、典型的には、一フレームに対応する。例えば、双平面撮像では、2つのスライスがフレームを構成する一方、3次元(ボリューム)走査では、多くのスライスがフレームを構成する。

【0005】

典型的には、1Dプローブは、二次元の長方形、パイ型、台形若しくは他の形状のスライスを生成し、2Dマトリックスプローブは、スライス(フレーム)のセットを発展して3次元形状を形成する。かかる3次元フレームは、“ボリューム走査”と称されることもある。従来の超音波撮像システムがこのボリューム走査を発展させる時、このシステムは、典型的には、少なくとも二次元で複数のスライスを生成する。これらの多数のスライスは、スライスによって占有される容積に対する超音波データを生成する。3次元画像を生成するため、この容積のデータは、次いで、超音波撮像システムにより処理され、3次元である外観を有する二次元表面(CRT型ディスプレイの表面のような)上での表示用の画像が生成される。

【0006】

残念ながら、この容積データを発展させることは、送信ビーム形成器を制御する超音波電子部品に重い負担を与えるのみならず、受信信号の処理に大きな計算負荷を要求する。かかる3次元描画システムの欠点の1つは、意味のある分解能で容積データを表示させるためには、データを収集するための時間遅れ及びディスプレイ上で収集データを描画するときに遭遇する処理遅れに起因して、収集されたデータのフレームレートが低減されなければならないことである。

【0007】

それ故に、所与の容積に対して収集された全てのデータを処理することを要せずに3次元データを表示することができる超音波撮像システムに対する要望がある。

【0008】

本発明は、ディスプレイ上に所望の超音波画像を表示するためのシステムであって、二次元マトリックスプローブと、前記所望の超音波画像に対応する少なくとも2つの超音波走査スライスを決定するシステム制御装置と、前記少なくとも2つの超音波走査スライスから得られるデータから前記所望の超音波画像を発展させる走査変換器と、前記所望の超音

10

20

30

40

50

波画像を表示するディスプレイとを含む。

【0009】

他のシステム、方法及び本発明の効果は、次の図面及び詳細な説明を精査することで当業者に明らかになるだろう。全てのかかる追加のシステム、方法、特徴、及び効果は、個の説明内に含まれ、本発明の観点内であり、添付の請求項によって保護されることが意図されている。

【0010】

各請求項に定義されたような本発明は、次の図面を参照して理解を深めることができる。図面内の構成要素は、必ずしも相互に対してスケール化される必要は無く、本発明の原理を明らかに示すことに重点がおかれている。

10

【0011】

これにより説明される本発明は、2次元アレイの個々に制御可能な素子を有するプローブを用いる超音波撮像システムに適用可能である。次の説明は、メモリ、関連するプロセッサ、及び、考えられるネットワーク若しくはネットワーク化装置におけるルーチン及びデータビットの記号的表現の観点から表わされる。これらの説明及び表現は、研究内容を他の当業者に効果的に伝えるために、当業者によって使用されている。ルーチンは、ここでは一般的に、所望の結果を与えるステップ若しくはアクションの自己整合性のあるシーケンスであることが意図される。従って、用語“ルーチン”は、メモリ内に記憶されプロセッサによって実行される一連の動作を指すために使用される。プロセッサは、超音波撮像システムの中央プロセッサであってよく、若しくは、超音波撮像システムの副次的なプロセッサであってよい。用語“ルーチン”は、また、用語“プログラム”、“オブジェクト”、“ファンクション”、“サブルーチン”及び“プロシージャ(手順)”を内包する。

20

【0012】

一般的に、ルーチンにおけるステップのシーケンスは、物理量の物理的な操作を必要とする。通常、必ずしも必要でないが、これらの量は、記憶、変換、組み合わせ、比較若しくは操作される電氣的若しくは磁氣的信号の形態をとる。当業者は、これらの信号を“ビット”、“値”、“エレメント”、“文字”、“画像”、“条件(ターム)”、“数”等と称する。これら及び類似の用語が、適切な物理量に関連付けられて、単にこれらの量に付与される便宜上のラベルであることは理解されるべきである。

【0013】

本アプリケーションにおいて、ルーチン及び動作は、人間の操作者に連係して実行される機械動作である。一般に、本発明は、電氣的若しくは他の物理的信号を記憶及び実行して他の所望の物理的信号を生成するように構成された、コンピューター読取り可能な媒体を含む方法ステップ、ソフトウェア及び関連ハードウェアに関する。

30

【0014】

本発明の装置は、好ましくは、超音波撮像の目的で構築される。しかし、本発明の方法は、コンピューター内に記憶されたルーチンによって選択的に起動若しくは再構成され超音波撮像装置に接続される汎用コンピューター若しくは他のネットワーク化された装置によって実行されてよい。ここで示される手順は、如何なる特定の超音波撮像システム、コンピューター若しくは装置に固有のものでない。特に、種々の機械が、本発明の教示に従ったルーチンにより使用されて良く、若しくは、本方法ステップを実行するためにより特別化された装置を構築することもより便利かもしれない。ある環境では、ハードウェアが一定の特徴を有することが望ましいとき、それらの特徴は、以下でより完全に説明される。

40

【0015】

以下で説明するルーチンに関して、当業者は、後述するルーチンを実行するための指令セットを生成する多様なプラットフォーム及び言語が存在することを認識するだろう。当業者は、また、正確なプラットフォーム及び言語の選択は、ある種のシステムには動くが他のシステムでは効果的で無いといったような、構築された実際のシステムの特異性によってしばしば決まることを認識するだろう。

【0016】

50

図1は、本発明の一実施例による超音波撮像システム100を示すブロック図である。当業者であれば、図1に示すような、超音波撮像システム100及び以下で説明するその動作は、かかるシステムを一般的に表すためのものであり、如何なる特定のシステムも、図1に示されるものとは大きく異なることを理解するだろう。超音波撮像システム100は、マトリックスプローブ200に送受信(T/R)スイッチ112を介して接続される送信ビーム形成器110を含む。マトリックスプローブ200は、2次元で配設された複数のトランスデューサ素子を有するマトリックス型トランスデューサアレイを含む。マトリックスプローブ200は、その点から超音波エネルギーが投射されるアレイ上の点をランダムに選択するために使用され、完全サンプル化アレイと称される。完全サンプル化アレイは、各素子が個々にアクセス可能なものである。

10

【0017】

T/Rスイッチ112は、典型的には、各トランスデューサに対して一のスイッチ素子を含み、若しくは、マトリックスプローブ200は、T/Rスイッチ112とマトリックスプローブ200間のリード線の数減らして、必要とされるスイッチ数を減らすために、多重回路若しくはその類を有してよい。送信ビーム形成器110は、パルス発生器116からのパルスシーケンスを受信する。マトリックスプローブ200は、送信ビーム形成器110によりエネルギー供給され、患者の身体の関心領域内に超音波エネルギーを送り、通常エコーと称される、反射した超音波エネルギーを、身体内の種々の構造及び臓器から受信する。当業者には知られているように、送信ビーム形成器110により各トランスデューサ素子に印加される波形を適切に遅延させることによって、焦点が合わせられた超音波ビームがマトリックスプローブ200から送信されてよい。

20

【0018】

マトリックスプローブ200は、また、T/Rスイッチ112を介して受信ビーム形成器118に接続される。患者の身体内の所与の点からの超音波エネルギーは、異なる時間でトランスデューサ素子により受信される。トランスデューサ素子は、受信した超音波エネルギーをトランスデューサ信号に変換し、当該信号は、増幅され、個々に遅延され、次いで、受信ビーム形成器118により累計され、所望の受信線(“ビーム”)に沿った受信超音波レベルを表わすビーム形成信号が供給される。受信ビーム形成器118は、トランスデューサ信号をデジタル値に変換するアナログ-デジタル変換器を含むデジタルビーム形成器であってよく、若しくは、アナログビーム形成器であってよい。当業者には知られているように、トランスデューサ信号に付与される遅延は、動的な合焦を実現するために超音波エネルギーの受信中に変化されてよい。処理は、複数の走査線に対して繰り返され、患者の身体の対象領域の画像を生成するためのデータのフレームが生成される。

30

【0019】

マトリックスプローブを採用する既知のシステムは、完全な容積(ボリューム)を走査することに専念するが、マトリックスプローブ200は、走査線が典型的にはマトリックスプローブ200の中心を原点として異なる角度で方向付けられる扇形走査、直線型走査、曲線型走査、他の走査パターンのような多種多様な走査パターンを提供することができる。

【0020】

受信ビーム形成信号は、次いで、受信ビーム形成信号を画質の改善のために処理する信号プロセッサ124に入力される。受信ビーム形成器118及び信号プロセッサ124は、超音波受信機126を構成する。信号プロセッサ124の出力は、走査変換器128に供給され、走査変換器128は、扇形走査及び他の走査パターン信号を従来のラスト走査ディスプレイ信号に変換する。走査変換器128の出力は、ディスプレイユニット130に供給され、ディスプレイユニット130は、患者の身体の対象領域の画像を表示する。

40

【0021】

システム制御装置132は、システムの全体制御を司る。システム制御装置132は、タイミング及び制御機能を実行し、典型的には、共にメモリ140に内蔵されるグラフィック発生器136及び制御ルーチン142の制御下で動作するマイクロプロセッサを含む。

50

以下で詳細に説明されるように、システム制御装置 132 と協働する制御ルーチン 142 及びグラフィック発生器 136、及び、入力装置 138 を介してユーザから供給される入力は、超音波撮像システム 100 が所望の画像を表示するため要求された走査線のみを投射することができるようにする。かかる態様では、超音波撮像システム 100 が、全体の 3次元容積を走査することを要せず、表示されるべき画像に対応するスライスのみを走査することによって 3次元画像の近似を生成することが可能である。かかるシステムでは、後述する如く、より少ないシステム資源を用いたより優れた画質が実質的に利用可能であり、2次元走査に匹敵するフレームレートが、3次元画像の近似を表示するために使用される。システム制御装置 132 は、また、メモリ 140 を用いて、超音波撮像システム 100 の動作を表わすシステム変数を含む中間値を記憶する。図示しないが、外部の記憶装置が、永久的及び/又は可搬式のデータ記憶のために使用されて良い。外部記憶素子として適切な例及び装置は、フロッピー(R)ディスクドライブ、CD-ROMドライブ、ビデオテープユニット等を含む。

10

【0022】

本発明の一実施例の一局面によれば、所望の超音波画像に対応し所望の超音波画像を提供するように設計された走査パターンは、マトリックスプローブ 200 によって生成されてよい。かかる所望の超音波画像は、超音波撮像システム 100 のユーザによって入力装置 138 を介して通信されてよい。走査パターンは、3次元容積を呼び出すことを要せずに 3次元画像の近似がシステムによって描画されることを可能とする、対の交わる走査スライスを含む。入力装置 138 は、マウス、キーボード、電子ペンを含んでよく、若しくは、キー、スライダー、スイッチ、タッチスクリーン、トラックボールのような入力装置の組み合わせ、若しくは、超音波撮像システム 100 のユーザが所望の超音波画像をシステム制御装置 132 に通信できるようにする他の入力装置を含んでよい。所望の超音波画像がシステム制御装置 132 に通信されるとき、システム制御装置 132 は、メモリ 140 内の制御ルーチン 142 及びグラフィック発生器 136 と協働して、マトリックスプローブ 200 により投射されるべき適切な走査線を決定して、システム制御装置 132 に入力装置 138 を介して通信された所望の超音波画像を実現する。システム制御装置 132 は、次いで、かかる適切な走査線を生成するために、パルス発生器 116 及び送信ビーム形成器 110 と通信する。

20

【0023】

代替のシステム構成では、異なるトランスデューサ素子が、送信及び受信のために使用される。かかる構成では、T/Rスイッチ 112 は、必要とされず、送信ビーム形成器 110 及び受信ビーム形成器 118 は、各々の送信及び受信トランスデューサ素子に直接接続されてよい。

30

【0024】

図 2 は、図 1 のマトリックスプローブ 200 を用いて得られる一連の走査スライスを示す図である。図 2 は、3つのスライス 202, 204, 206 を取得するマトリックスプローブ 200 を示す。一般に、各スライス 202, 204, 206 は、一連の個々の走査線 208 - 1 乃至 208 - n、210 - 1 乃至 210 - n、212 - 1 乃至 212 - n をそれぞれに含む。この場合、各スライスは扇形であり、扇形の頂点は、マトリックスプローブ 200 の中心である。本質的には、各スライス 202, 204, 206 は、従来の 2次元掃引を表わし、各掃引は、近隣の掃引から高さの差をもって配置されている。当業者であれば、台形若しくは平行四辺形が、扇形に代わる各スライスに対して生成されてよいことを認識するだろう。更に、僅かに高さで離間された、多数のかかるスライスが、容積を呼び出すために使用されて良い。残念ながら、容積を呼び出すために必要である多数の走査スライスに起因して、容積を呼び出すことは、大量な処理資源を必要として、典型的には、所望の画像を表示するのに必要とされる量よりも大幅に大量なデータを生成する。本発明の一実施例によれば、以下で詳説する如く、超音波撮像システム 100 は、ユーザ入力により所望の画像を決定し、次いで、マトリックスプローブ 200 に指令して所望の画像を表示するのに必要な個々の走査スライスのみを投射させることを可能とする。

40

50

【0025】

図2に示される例では、単一の頂点で集結されるか若しくは高さ違いで分離される、たった3つのスライス202, 204, 206が存在する。各スライス202, 204, 206における走査線208-n, 210-n, 212-nのそれぞれは、他のスライス内の整合する(若しくは、“添数(インデックス)が付される”)走査線を有する。例えば、スライス204内の走査線201-1は、走査線212-1及びスライス206に整合する。好ましくは、各整合する走査線は、同一の横方向の位置にある。3次元画像の近似を描画するため、システム制御装置は、整合した走査線の適切なセットを決定し、所望の画像を表示するために必要な走査線のみを投射させる。本発明の一実施例によれば、システム制御装置132は、グラフィック発生器136及び制御ルーチン142と共に、マトリックスプローブ200に指令して所望の画像を表示するのに必要とされる走査線のみを投射させる。

10

【0026】

図3A乃至図3Cは、本発明の一実施例を集合的に示す概略図である。図3Aは、2つの扇形走査スライス302, 304を含む。扇形走査スライス302, 304は、互いに直交するように図示されているが、これは、扇形走査スライス302, 304が、ある角度で分離されている場合には必要でない。角度は、扇形走査スライス302と扇形走査スライス304との間の傾斜角度(チルト角)を表わす。扇形走査スライス302は、中心線305を含み、扇形走査スライス304は中心線307を含む。画像306は、簡略化された心臓左心室を表わすのを意図した概略的な西洋梨状中空シグニチャである。

20

【0027】

図3Aに示すように、全体の容積を呼び出す代わりに、たった2つの扇形走査スライス302, 304がシステム制御装置132によって生成される。2つの扇形走査スライス302, 304は、超音波撮像システム100に通信されるユーザ入力にตอบสนองして生成される。ユーザ入力は、所望の超音波画像を決定し、システム制御装置は、所望の画像に対応する扇形走査スライス(本例では、扇形走査スライス302, 304)を決定する。

【0028】

一の扇形走査スライス(本例では、扇形走査スライス302)は、固定された参照スライス(若しくは、固定された参照面)であり、扇形走査スライス304の位置は、扇形走査スライス302に対して高さ及び回転位置が可変であってよい。入力装置138を介した超音波撮像システム100に供給されるユーザ入力にตอบสนองして、扇形走査スライス304の位置は、高さ及び回転位置が調整されて、所望の対の画像(図3B、図3Cに示す)が扇形走査スライス302, 304により生成されるようにしてよい。所望の画像をシステム制御装置132(図1)に通信するため、超音波撮像システム100のユーザは、これに限るものでないが、例えば、入力装置138上にある制御ノブを用いて扇形走査スライス302に対して扇形走査スライス304を回転させうる。所望の画像は、ユーザが走査中に制御ノブを調整することによって設定した画像である。画像スライス(本例では、扇形走査スライス302, 304)は、図3B、図3Cに示すように、横並びに表示されて良く、若しくは、図5に示すように、重畳されて良い。

30

【0029】

図3B、図3Cは、図3Aの扇形走査スライス302, 304を用いて捕捉された画像を集合的に示す。図3B、図3Cに示すように、超音波画像306は、走査スライス302, 304のそれぞれに関連して示される。図示のように、走査スライス302に係る画像306は、走査スライス304に係る画像306とは異なって見える。図3B、図3Cの画像306は、簡略化された心臓左心室を表わすのを意図した概略的な西洋梨状中空シグニチャの2つの直交断面であり、図3Aの画像306に対応する。図3B、図3Cの画像306は、異なって見えるが、これは、走査スライス302, 304が互いに直交関係であり、要素306の異なる断面を呼び出しているからである。その他の方法を考えると、図3Bに示すディスプレイは、扇形走査スライス302の音響取得に向けられ、図3Cに示すディスプレイは、扇形走査スライス304の音響取得に向けられている。かくして、

40

50

3次元描画の近似は、ユーザ入力に基づく2つの個々の走査スライスを投射するだけで得られる。図3B、図3Cの画像の分解能は、3次元画像を描画するために3次元容積を走査する必要があるシステムから得られるものに対する改善を示す。例えば、図3B、図3Cの画像は、50Hzのフレームレートで3/4度の分解能を有する幅のある90度のビューであることができる。より広い視野と高フレームレートとの組み合わせは、全体の容積の走査が不要であることから得られる。

【0030】

更に、本発明のその他の実施例によれば、2つの画像を互いに関係づける図形参照が提供されてよい。例えば、図3Bの線312は、扇形走査スライス304の位置を指し、扇形走査スライス304の中心線307に対応する。同様に、図3Cの線314は、図3Bの扇形走査スライス302に相関し、扇形走査スライス302の中心線305に対応する。

10

【0031】

固定参照スライス302、及び、ユーザ入力により決定される扇形走査スライス304の位置に関して、図3Bの線312を動かすことによって、異なる面を図3Cの画像内に生成できる。かかる図形表現は、図1のグラフィック発生器136によって供給されてよく、扇形走査スライス304の方向の調整を可能とする。

【0032】

更に、2つの画像の効率的な取得は、患者に対する心臓ストレスエコー試験を実行するときには有用である。かかる試験では、患者に力が及ぼされ、適切な診断を提供するために速やかな収集及び心臓の描画が必要とされる。本発明のシステムは、2つの扇形走査スライスを投射するだけで良いことから得られるフレームレートの増加に起因してかかる撮像を可能とする。更に、図3A、図3Bに示す画像は、自動境界検出を提供することができ、カラーの流速情報及び超音波ANGIO情報を示すことができる。自動境界検出は、組織と血の間の境界を検出及び自動的に表示するシステムの能力をいう。用語“ANGIO”は、流れ感度情報と流れ方向情報を交換するカラーフロー撮像の形態を指す。このモードの動作は、また、“パワー・カラー・ドップラー”とも称される。

20

【0033】

図4は、本発明のその他の実施例により得られる単一フレームのデータの走査のチャートである。図4は、2つのサブスライス404、406を含むスライス402を得るために使用されるマトリクスプローブ400を含む。第1のサブスライス404は、平面で取られ、第2のサブスライス406は、第1のサブスライス404に直交する。2つのサブスライス404、406は、中心線408で結合する。かかる走査シーケンスは、“コーナービュー”と称されるものを描画する。単一の折られたスライスが走査されるだけであり、他のスライス若しくは平面が走査されないため、フレームレートを50Hzの範囲内の標準的な2次元走査の場合と同じくらい高くできる。図4に示す走査は、目標(ターゲット)の2つの接続された半断面として表示されることができ、実時間で互いに対して相対移動する直交組織構造を表わす。

30

【0034】

図5は、図4に示す走査図形を利用して得られる画像を示す図である。どのようにしてかかる図形が指示されるかの一例は、2つの走査半面502、504が、“半面”画像とも称される、2つの横並びの短縮法で描かれた扇形として表示されるディスプレイ500により表示される。構成線フレーム506、508は、半分スライスの走査面を囲む。ディスプレイ500は、半分の扇形画像が側壁にペイントされたボックスのコーナー(角)に対するビューに類似する。

40

【0035】

図6は、本発明のその他の実施例を示す図である。システム制御装置132に係るグラフィック発生器136を用いることによって、ディスプレイ画像600は、ディスプレイ602上に生成できる。ディスプレイ602は、表示されている超音波画像606を含み、また、プローブ604の形状がディスプレイ602上に付与することができることを図示する。かくして、超音波撮像システム100のユーザは、プローブ604の位置をディス

50

プレイ602上で直接的に見ることができ、これにより、撮像されている患者の身体でのプローブのアラインメント及び位置付けをより正確にすることができる。

【0036】

図7は、図1のグラフィック発生器136により可能とされるその他の実現を示す図である。図7の画像700は、第1の走査スライス702、及び、点線で示された第2の走査スライス704を含む。第2の走査スライス704は、走査スライス702に対して回転されて示されている。走査スライス704は、走査スライス702に対してカーソルライン706まわりに回転される。点線704は、カーソルライン706まわりに回転する回転した扇形を示す。例えば、図7に示すように、スライス702及び704間に78度の回転オフセットがある。スライス704は、角度が90度にあるときに表れるだろう。更に、画像700は、走査スライス702に対する走査スライス704の傾斜を示す。

10

【0037】

図8は、本発明のある実施例の動作を示す流れ図800である。ブロック802では、超音波撮像システム100の操作者が、表示されるべき所望の超音波画像を選択する。所望の画像を生む適切な扇形走査スライスを決定するため、システム制御装置132は、適切な制御ルーチン142を実行して、所望の超音波画像を描画することになる固定参照面(図3Aの302)に対する新たな回転ベクトル若しくは高度角を選択する。ブロック802では、固定参照面302が一の超音波画像を提供することが想定され、ある所望の超音波画像をシステムに通信する入力装置138を介したコマンドを入力する操作者に応答して、システム制御装置132は、制御ルーチン142及びグラフィック発生器136(図1)と協働して固定扇形走査スライス302(即ち、固定参照面)に対する扇形走査スライス304の適切な位置を決定するだろう。

20

【0038】

ブロック804では、図4及び図5に関連して上述したコーナービューの選択肢が選択されたか否かが判断される。コーナービューの選択肢が選択されない場合、ブロック806において、プローブ200を用いて要求された完全な面の画像を生成するため、走査線シーケンスがシステム制御装置132によって変更される。かかる例では、2つの扇形走査面302, 304(図3A)が、所望の超音波画像306(図3B及び図3C)を取得するために投射されることになる。

30

【0039】

ブロック804において、コーナービューの選択肢が起動された場合、ブロック808において、システム制御装置132は、図4及び図5に関連して上述した手順に従って、プローブ200を用いて半分の面の画像を生成するため、走査線シーケンスを変更する。

【0040】

ブロック810では、走査変換器128及びシステム制御装置132は、グラフィック発生器136を用いて、グラフィックを更新し、扇形走査スライス302の固定参照面に対する第2の(即ち、扇形走査スライス304)扇形走査スライスの向きを示す。コーナービューの選択肢がオフにされた場合、第3、第4、第5等の扇形走査スライスの向きがディスプレイ130上に表示されうる。ブロック812では、超音波撮像システム100は、要求された画像を走査及び表示する。

40

【0041】

当業者であれば、本発明の原理から逸脱することなく、本発明に多くの修正や変形をなすことは明らかであろう。例えば、本発明は、 piezoceramic 及び MUT トランسدューサ素子を用いて実現されてよい。更に、本発明は、種々の超音波撮像システム及び装置に適用可能である。かかる修正及び変形の全てをここに含めることを意図する。

【図面の簡単な説明】

【0042】

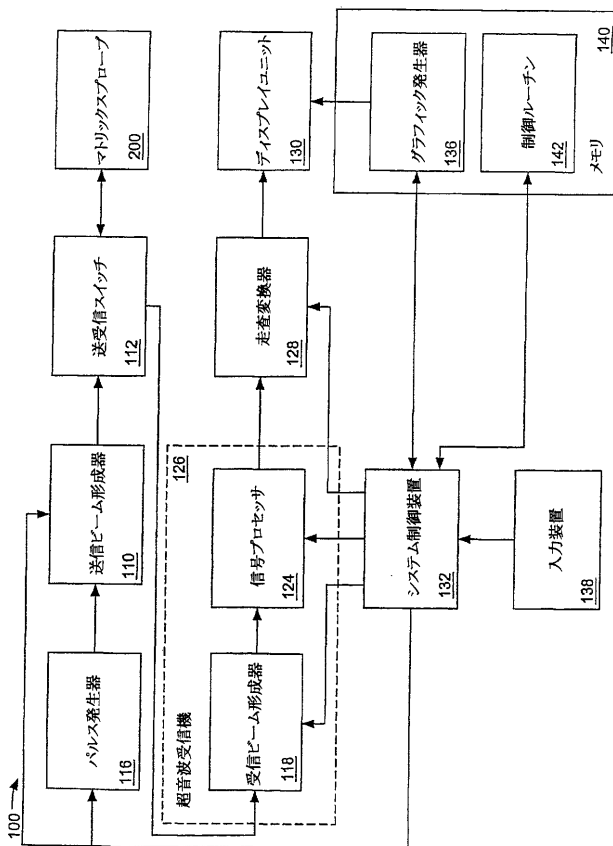
【図1】本発明の一実施例による超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図2】図1のマトリックスプローブを用いて得られる一連の走査スライスを示す図である。

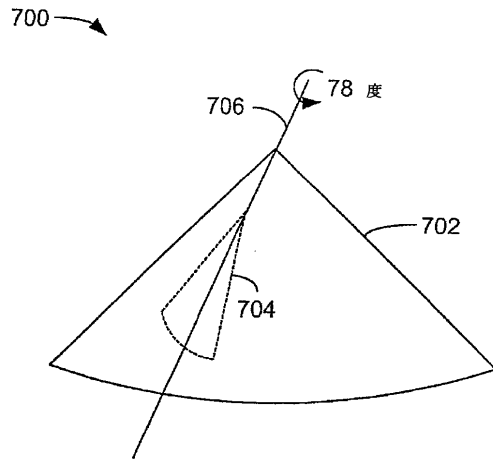
50

- 【図3A】本発明の一実施例を集合的に示す概略図である。
- 【図3B】本発明の一実施例を集合的に示す概略図である。
- 【図3C】本発明の一実施例を集合的に示す概略図である。
- 【図4】本発明のその他の実施例により得られる単一のフレームのデータの走査の図である。
- 【図5】図4に示す走査図形を用いて得られる画像を示す図である。
- 【図6】本発明のその他の実施例を示す図である。
- 【図7】図1のグラフィック発生器により可能とされるその他の実現を示す図である。
- 【図8】本発明のある実施例の動作を示すフロー図である。

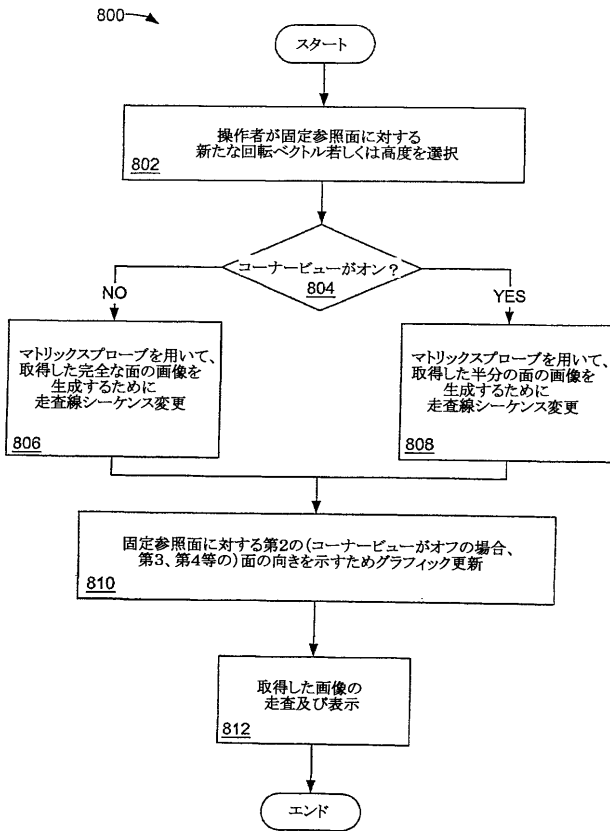
【図1】



【図7】



【 図 8 】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
3 January 2003 (03.01.2003)

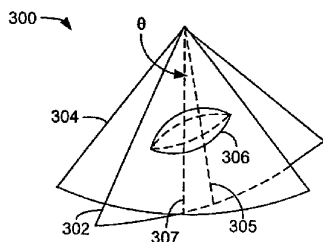
PCT

(10) International Publication Number
WO 03/001240 A1

- (51) International Patent Classification: **G01S 15/89, 7/52**
- (21) International Application Number: PCT/IB02/02413
- (22) International Filing Date: 20 June 2002 (20.06.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/886,291 21 June 2001 (21.06.2001) US
- (71) Applicant: **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.** [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventors: **FRISTA, Janice, L.**; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Hoelslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). **POLAND, McKee, J.**; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Hoelslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (74) Agent: **CHARPAIL, François**; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Hoelslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (81) Designated States (*national*): CN, JP.
- (84) Designated States (*regional*): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published:**
with international search report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC SYSTEM FOR SELECTIVELY DEVELOPING ULTRASOUND DIAGNOSTIC DATA

WO 03/001240 A1



(57) Abstract: An ultrasound imaging system (100) in which a user determines a desired ultrasound image (306) to view and communicates (138) that desired view to the ultrasound imaging system (100) is disclosed. The ultrasound imaging system (100) analyzes the request and determines the appropriate scan slices (302, 304) to project to obtain the desired image (306). The desired image (306) approximates a three dimensional view, but is developed without the necessity of obtaining a three dimensional volume set of data.

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

1

Ultrasonic diagnostic system for selectively developing ultrasound diagnostic data

The present invention relates generally to ultrasonic diagnostic systems, and, more particularly, to an ultrasonic diagnostic system that is capable of receiving user input with respect to a particular image desired, and automatically developing ultrasonic data pertaining only to the desired image.

5

Ultrasonic transducers and imaging systems have been available for quite some time and are particularly useful for non-invasive medical diagnostic imaging. Ultrasonic transducers are typically formed of either piezoelectric elements or of micro-machined ultrasonic transducer (MUT) elements. When used in transmit mode, the transducer elements are excited by an electrical pulse and in response, emit ultrasonic energy. When used in receive mode, acoustic energy impinging on the transducer elements is converted to a receive signal and delivered to processing circuitry associated with the transducer. The transducer is typically connected to an ultrasound imaging system that includes processing electronics, one or more input devices and a suitable display on which the ultrasound image is viewed. The processing electronics typically include a transmit beamformer that is responsible for developing an appropriate transmit pulse for each transducer element, and a receive beamformer that is responsible for processing the receive signal received from each transducer element.

An ultrasonic transducer is typically combined with associated electronics in a housing. The assembly is typically referred to as an ultrasonic probe. Typically, ultrasonic probes are classified as either one dimensional (1D) probes having a single element wide array of elements, or two dimensional (2D) probes having a multiple element wide array. Furthermore, a probe referred to as a "bi-plane" probe includes two orthogonally positioned 1D arrays that may or may not intersect. A relatively new 2D probe, referred to as a "matrix probe" includes transducer elements arranged in two dimensions where each element is individually controllable, resulting in an ultrasound probe the scan lines of which can be electronically steered in two dimensions. Each dimension of a matrix probe can be thought of as a continuous stack of linear arrays.

10

15

20

25

WO 03/001240

2

PCT/IB02/02413

Ultrasound data is typically acquired in frames, where each frame represents a sweep of an ultrasound beam emanating from the face of the transducer. Such a sweep is typically developed by generating a large number of individual scan lines along one scan plane. When displayed together, the set of scan lines form what is typically referred to as a "slice." A slice typically corresponds to one frame. For example, in bi-plane imaging, two slices comprise a frame, while in volume scanning, many slices comprise a frame.

Typically, 1D probes produce a two dimensional rectangular, pie-shaped, trapezoidal, or other shaped slice, while 2D matrix probes develop sets of slices (frames) forming three dimensional shapes. Such three dimensional frames are sometimes referred to as a "volume scan." When conventional ultrasound imaging systems develop this volume scan, they typically generate multiple slices in at least two dimensions. These multiple slices generate ultrasound data for the volume occupied by the slices. To produce three dimensional images, this volume of data is then processed by the ultrasound imaging system to create an image for display on a two dimensional surface (such as the surface of the CRT type display) that has the appearance of being three dimensional. Such processing is typically referred to as a rendering.

Unfortunately, developing this volume data is both taxing to the ultrasound electronics that control the transmit beamformer and requires computationally intensive processing of the receive signals. One of the drawbacks of such a three dimensional rendering system is that in order to display the volume data with meaningful resolution, the frame rate of the collected data must be reduced because of the time delay for collecting the data and the processing delay encountered when rendering the collected data on the display.

Therefore, it would be desirable to have an ultrasound imaging system capable of displaying three dimensional data without the need for processing all of the data collected for a given volume.

25

The invention includes a system for presenting a desired ultrasound image on a display, comprising a two dimensional matrix probe, circuitry for determining at least two ultrasound scan slices corresponding to the desired ultrasound image, circuitry for developing the desired ultrasound image from data obtained from the ultrasound scan slices, and a display for displaying the desired ultrasound image.

Other systems, methods, features, and advantages of the invention will be or will become apparent to one with skill in the art upon examination of the following drawings and detailed description. It is intended that all such additional systems, methods, features,

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

3

and advantages be included within this description, be within the scope of the present invention, and be protected by the accompanying claims.

5 The invention, as defined in the claims, can be better understood with reference to the following drawings. The components within the drawings are not necessarily to scale relative to each other, emphasis instead being placed upon clearly illustrating the principles of the present invention.

10 Figure 1 is a block diagram illustrating an ultrasound imaging system in accordance with an embodiment of the invention.

 Figure 2 is a graphical illustration showing a series of scan slices obtained using the matrix probe of Figure 1.

15 Figures 3A through 3C are schematic diagrams collectively illustrating an embodiment of the invention.

 Figure 4 is a chart of a scan of a single frame of data obtained in accordance with another embodiment of the invention.

 Figure 5 is a graphical illustration showing the image available using the scan geometry shown in Figure 4.

20 Figure 6 is a graphical representation illustrating another embodiment of the invention.

 Figure 7 is a graphical illustration showing another implementation made possible by the graphics generator of Figure 1.

 Figure 8 is a flow diagram illustrating the operation of certain embodiments of the invention.

25

 The invention described hereafter is applicable to any ultrasound imaging system that uses a probe having a two dimensional array of individually controllable elements. The following description is presented in terms of routines and symbolic representations of data bits within a memory, associated processors, and possible networks or networked devices. These descriptions and representations are used by those having ordinary skill in the art to effectively convey the substance of their work to others having ordinary skill in the art. A routine is here, and generally, intended to be a self-consistent sequence of steps or actions leading to a desired result. Thus, the term "routine" is generally used to refer to a series of operations stored in a

30

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

4

memory and executed by a processor. The processor can be a central processor of an ultrasound imaging system or can be a secondary processor of the ultrasound imaging system. The term "routine" also encompasses such terms as "program," "objects," "functions," "subroutines," and "procedures."

5 In general, the sequence of steps in the routines requires physical manipulation of physical quantities. Usually, though not necessarily, these quantities take the form of electrical or magnetic signals capable of being stored, transferred, combined, compared or otherwise manipulated. Those having ordinary skill in the art refer to these signals as "bits," "values," "elements," "characters," "images," "terms," "numbers," " " or the like. It should be understood
10 that these and similar terms are to be associated with the appropriate physical quantities and are merely convenient labels applied to these quantities.

In the present application, the routines and operations are machine operations performed in conjunction with human operators. In general, the invention relates to method steps, software and associated hardware including a computer readable medium configured to
15 store and execute electrical or other physical signals to generate other desired physical signals.

The apparatus of the invention is preferably constructed for the purpose of ultrasonic imaging. However, the methods of the invention can be performed by a general purpose computer or other networked device selectively activated or reconfigured by a routine stored in the computer and coupled to ultrasound imaging equipment. The procedures presented
20 herein are not inherently related to any particular ultrasonic imaging system, computer or apparatus. In particular, various machines may be used with routines in accordance with the teachings of the invention, or it may prove more convenient to construct more specialized apparatus to perform the method steps. In certain circumstances, when it is desirable that a piece of hardware possess certain characteristics, these characteristics are described more fully
25 below.

With respect to the routines described below, those having ordinary skill in the art will recognize that there exist a variety of platforms and languages for creating instruction sets for performing the routines described below. Those having ordinary skill in the art will also recognize that the choice of the exact platform and language is often dictated by the specifics of
30 the actual system constructed, such that what may work for one type of system may not be efficient on another system.

Figure 1 is a block diagram illustrating an ultrasound imaging system 100 in accordance with an embodiment of the invention. It will be understood by those having ordinary skill in the art that the ultrasound imaging system 100, as illustrated in Figure 1, and the

WO 03/001240

5

PCT/IB02/02413

operation thereof as described below, is intended to be generally representative of such systems and that any particular system may differ significantly from that shown in Figure 1. The ultrasound imaging system 100 includes a transmit beamformer 110 coupled through a transmit receive (T/R) switch 112 to a matrix probe 200. The matrix probe 200 includes a matrix
5 transducer array having a plurality of transducer elements arranged across two dimensions. The matrix probe 200 can be used to randomly select any point on the array as the point from which the ultrasonic energy is projected and is referred to as a fully sampled array. A fully sampled array is one in which each element is individually addressable.

The T/R switch 112 typically includes one switch element for each transducer
10 element or the matrix probe 200 may have multiplexing circuitry, or the like, to reduce the number of leads between the T/R switch 112 and the matrix probe 200, thereby reducing the number of required switches. The transmit beamformer 110 receives pulsed sequences from a pulse generator 116. The matrix probe 200, energized by the transmit beamformer 110, transmits ultrasound energy into a region of interest in a patient's body and receives reflected
15 ultrasound energy, commonly referred to as echoes, from various structures and organs within the body. As is known by those having ordinary skill in the art, by appropriately delaying the waveforms applied to each transducer element by the transmit beamformer 110, a focused ultrasound beam may be transmitted from the matrix probe 200.

The matrix probe 200 is also coupled, through the T/R switch 112, to a receive
20 beamformer 118. Ultrasound energy from a given point within the patient's body is received by the transducer elements at different times. The transducer elements convert the received ultrasound energy to transducer signals which may be amplified, individually delayed and then summed by the receive beamformer 118 to provide a beamformed signal that represents the received ultrasound levels along a desired receive line ("beam"). The receive beamformer 118
25 may be a digital beamformer including an analog-to-digital converter for converting the transducer signals to digital values, or may be an analog beamformer. As known to those having ordinary skill in the art, the delays applied to the transducer signals may be varied during reception of ultrasound energy to effect dynamic focusing. The process is repeated for multiple scan lines to create a frame of data for generating an image of the region of interest in the
30 patient's body.

Even though known systems employing matrix probes concentrate on scanning complete volumes, the matrix probe 200 is capable of providing a variety of scan patterns such as a sector scan, where scan lines typically originate at the center of the matrix probe 200 and are directed at different angles, a linear scan, a curvilinear scan and other scan patterns.

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

6

The receive beamformed signals are then applied to a signal processor 124, which processes the beamformed signal for improved image quality. The receive beamformer 118 and the signal processor 124 constitute an ultrasound receiver 126. The output of the signal processor 124 is supplied to a scan converter 128, which converts sector scan and other scan pattern signals to conventional raster scan display signals. The output of the scan converter 128 is supplied to a display unit 130, which displays an image of the region of interest in the patient's body.

The system controller 132 provides overall control of the system. The system controller 132 performs timing and control functions and typically includes a microprocessor operating under the control of graphics generator 136 and control routines 142, both contained within memory 140. As will be described in further detail below, the control routines 142 and the graphics generator 136, in cooperation with the system controller 132 and input supplied from a user via input element 138, enable the ultrasound imaging system 100 to project only those scan lines required to display a desired image. In such fashion, it is possible for the ultrasound imaging system 100 to generate an approximation of a three dimensional image by scanning only those slices corresponding to the image that is sought to be displayed without the necessity of scanning an entire three dimensional volume. In such a system, as will be described below, superior image quality using less system resources is generally available so that frame rates comparable to two dimensional scanning are used to display an approximation of a three dimensional image. The system controller 132 also uses the memory 140 to store intermediate values, including system variables describing the operation of the ultrasound imaging system 100. Although not shown, an external storage device may be used for permanent and/or transportable storage of data. Examples and devices suitable for use as an external storage element include a floppy disk drive, a CD ROM drive, a video tape unit, *etc.*

In accordance with an aspect of one embodiment of the invention, a scan pattern corresponding to and designed to provide a desired ultrasound image can be generated by the matrix probe 200. Such a desired ultrasound image can be communicated by a user of the ultrasound imaging system 100 via the input element 138. The scan pattern may include a pair of intersecting scan slices that allow an approximation of a three dimensional image to be rendered by the system without the need of interrogating a three dimensional volume. The input element 138 may include a mouse, keyboard, stylus, or may include a combination of input devices, such as keys, sliders, switches, touch screens, a track ball, or other input devices that enable the user of the ultrasound imaging system 100 to communicate to the system controller 132 the desired ultrasound image. When the desired ultrasound image is

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

7

communicated to the system controller 132, the system controller 132, in cooperation with the control routines 142 and the graphics generator 136 within memory 140, determines the appropriate scan lines that should be projected by the matrix probe 200 to achieve the desired ultrasound image communicated to the system controller 132 via input element 138. The
5 system controller 132 then communicates with the pulse generator 116 and the transmit beamformer 110 in order to generate such appropriate scan lines.

In an alternative system configuration, different transducer elements are used for transmitting and receiving. In such a configuration, the T/R switch 112 may not be required, and the transmit beamformer 110 and the receive beamformer 118 may be connected directly to
10 the respective transmit and receive transducer elements.

Figure 2 is a graphical illustration showing a series of scan slices obtained using the matrix probe 200 of Figure 1. Figure 2 shows a matrix probe 200 acquiring three slices 202, 204 and 206. In general, each slice 202, 204 and 206 includes a series of individual scan lines 208-1 through 208-n, 210-1 through 210-n, and 212-1 through 212-n, respectively. In this
15 case, each slice is in the shape of a sector, and the apexes of the sectors are at the middle of the matrix probe 200. In effect, each slice 202, 204 and 206 represents a traditional two dimensional sweep, with each sweep being displaced in elevation from the neighboring sweep. Those having ordinary skill in the art will recognize that trapezoidal or parallelogram shapes can be generated for each of the slices instead of sectors. Furthermore, a large number of such
20 slices, slightly displaced in elevation, can be used to interrogate a volume. Unfortunately, due to the large number of scan slices that are necessary to interrogate a volume, interrogating a volume requires a large amount of processing resources and typically generates significantly more data than is required to display the desired image. In accordance with an embodiment of the invention, and to be described in further detail below, the ultrasound imaging system 100
25 enables user input to determine a desired image, and then instructs the matrix probe 200 to project only the individual scan slices necessary to display the desired image.

In the example shown in Figure 2, there are only three slices, 202, 204 and 206 conjoined at a single apex but otherwise separated in elevation. Each of the scan lines 208-n, 210-n and 212-n in each of the slices 202, 204 and 206, respectively, has a matching (or
30 "indexed") scan line in the other slices. For example, scan line 210-1 in slice 204 is matched with scan line 212-1 and slice 206. Preferably, each matched scan line is at the same lateral position. To render an approximation of a three dimensional image, the system controller determines the appropriate set of matched scan lines and causes only the scan lines necessary to display the desired image to be projected. In accordance with an embodiment of the invention,

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

8

the system controller 132 along with the graphics generator 136 and the control routines 142 instruct the matrix probe 200 to project only the scan lines required to display the desired image.

Figures 3A through 3C are schematic diagrams collectively illustrating an embodiment of the invention. Figure 3A includes two sector scan slices 302 and 304. The sector scan slices 302 and 304 are illustrated as being orthogonal to each other, but this need not be the case as the sector scan slices 302 and 304 may be separated by any angle, referred to herein as θ . The angle θ represents the angle of tilt between sector scan slice 304 and sector scan slice 302. The sector scan slice 302 includes a centerline 305 and the sector scan slice 304 includes a centerline 307. The image 306 is a roughly pear-shaped hollow signature meant to represent a simplified cardiac left ventricle.

As shown in Figure 3A, instead of interrogating an entire volume, only the two sector scan slices 302 and 304 are generated by the system controller 132. The two sector slices 302 and 304 are generated in response to user input communicated to the ultrasound imaging system 100. The user input determines a desired ultrasound image and the system controller determines the sector scan slices (in this example, sector scan slices 302 and 304) that correspond to the desired image.

One of the sector scan slices (sector scan slice 302 in this example) is a fixed reference slice (or a fixed reference plane) while the position of the sector scan slice 304 can be varied in elevation and rotational position with respect to the sector scan slice 302. In response to user input supplied to the ultrasound imaging system 100 via the input element 138, the position of the sector scan slice 304 with respect to the sector scan slice 302 can be adjusted in elevation and rotational position so that the desired pair of images (shown in Figures 3B and 3C) is produced by the sector scan slices 302 and 304. To communicate the desired image to the system controller 132 (Figure 1) the user of the ultrasound imaging system 100 could, for example, but not limited to, rotate the sector slice 304 with respect to sector slice 302 using a control knob located on the input element 138. The control knob may be labeled, for example, "2nd slice rotation angle." The desired image is the image that the user sets by adjusting the control knob while scanning. The image slices (sector slices 302 and 304 in this example) may be displayed side-by-side as shown in FIGS. 3B and 3C, or overlaid as shown in Figure 5.

Figures 3B and 3C collectively illustrate the images captured using the sector scan slices 302 and 304 of Figure 3A. As shown in Figure 3B and Figure 3C, an ultrasound image 306 is shown as related to each of the scan slices 302 and 304. As shown, the image 306 associated with scan slice 302 looks different than the image 306 associated with scan slice 304. The images 306 in Figures 3B and 3C are two orthogonal sections of the roughly pear-shaped

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

9

hollow signature meant to represent a simplified cardiac left ventricle, and correspond to the image 306 in Figure 3A. The two images 306 in Figures 3B and 3C appear different because the scan slices 302 and 304 are orthogonally related to each other and are interrogating a different section of the element 306. Thought of another way, the display shown in Figure 3B is oriented to the acoustic acquisition of sector scan slice 302 and the display shown in Figure 3C is oriented to the acoustic acquisition of sector scan slice 304. In this manner, an approximation of a three dimensional rendering can be obtained by only projecting two individual scan slices based on user input. The resolution of the images in Figures 3B and 3C represents an improvement over that available from systems that need to scan a three dimensional volume in order to render a three dimensional image. For example, the images in Figure 3B and Figure 3C can be a wide 90 degree view, having $\frac{3}{4}$ degree resolution with a 50Hz frame rate. The wider field of view combined with the high frame rate is available because scanning of the entire volume is not necessary.

Furthermore, in accordance with another embodiment of the invention, a graphical reference that correlates the two images can be provided. For example, the line labeled 312 in Figure 3B refers to the location of the sector scan slice 304 and corresponds to the centerline 307 of sector scan slice 304. Similarly, the line labeled 314 in Figure 3C correlates to the sector scan slice 302 of Figure 3B and corresponds to the center line 305 of sector scan slice 302.

With respect to the fixed reference slice 302 and the position of the sector scan slice 304 determined by user input, by moving the line 312 of Figure 3B a different plane can be created in the image of Figure 3C. Such a graphical representation can be provided by the graphics generator 136 of Figure 1 and can allow control of the orientation of sector scan slice 304.

Further, the efficient acquisition of the two images is useful when performing a cardiac stress echo test on a patient. In such a test, the patient is exerted and the quick collection and rendering of the heart is required to provide an adequate diagnosis. The system of the invention allows such imaging due to the increased frame rate obtainable by only needing to project two sector scan slices. Further, the images depicted in Figures 3A and 3B can provide automatic boundary detection and can show color flow velocity information and ultrasound ANGIO information. Automatic boundary detection refers to the ability of the system to automatically detect and display a boundary between tissue and blood. The term "ANGIO" refers to a form of color flow imaging that trades flow direction information for flow sensitivity

WO 03/001240

10

PCT/IB02/02413

information. This mode of operation may also be referred to as "Power Color Doppler" imaging.

Figure 4 is a chart of a scan of a single frame of data obtained in accordance with another embodiment of the invention. Figure 4 includes a matrix probe 400 that is used to obtain a slice 402 containing two sub-slices 404 and 406. A first sub-slice 404 is taken in plane, while a second sub-slice 406 is orthogonal to the first sub-slice 404. The two sub-slices 404 and 406 join at a centerline 408. Such a scan sequence renders what is referred to as a "corner view." Since only the single, folded slice is scanned, and no other slices or planes are scanned, the frame rate can be as high as with a standard two dimensional scanning in the range of 50Hz. The scan shown in Figure 4 can be displayed as two connected half-sections of the target, revealing orthogonal tissue structures moving relative to each other in real time.

Figure 5 is a graphical illustration showing the image available using the scan geometry shown in Figure 4. An example of how such geometry may be indicated is shown by display 500 in which two scan halves 502 and 504 are displayed as two side-by-side, foreshortened sectors, sometimes referred to as "half-plane" images. Construction line frames 506 and 508 surround the scan planes of the half slices. The display 500 is similar to the view into a corner of a box in which the half-sector images are painted on the sidewalls.

Figure 6 is a graphical representation illustrating another embodiment of the invention. By using the graphics generator 136 associated with the system controller 132, a display image 600 can be generated on a display 602. The display 602 includes the ultrasound image 606 being displayed and also illustrates that the shape of the probe 604 can be applied on the display 602. In this manner, a user of the ultrasound imaging system 100 can view the position of the probe 604 directly on the display 602, thereby enabling more precise alignment and positioning of the probe 604 on the body of the patient being imaged.

Figure 7 is a graphical illustration showing another implementation made possible by the graphics generator 136 of Figure 1. The image 700 of Figure 7 includes a first scan slice 702 and a second scan slice 704 depicted in a dotted line. The second scan slice 704 is shown as rotated with respect to the scan slice 702. The scan slice 704 is rotated about cursor line 706 with respect to the scan slice 702. The dotted line 704 is a depiction of a rotated sector that rotates about the cursor line 706. For example, as illustrated in Figure 7, there is a 78 degree rotational offset between slices 702 and 704. The slice 704 would disappear when the angle is 90 degrees. Further, the image 700 can show tilt of the scan slice 704 with respect to scan slice 702.

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

11

Figure 8 is a flow diagram 800 illustrating the operation of certain embodiments of the invention. In block 802 an operator of the ultrasound imaging system 100 selects a desired ultrasound image to be displayed. To determine the appropriate sector scan slices that will result in the desired image, the system controller 132, executes the appropriate control routine 142 in order to select a new rotation vector or elevation angle relative to the fixed reference plane (302 of Figure 3A) that will render the desired ultrasound image. In block 802, it is assumed that the fixed reference plane 302 provides one of the ultrasound images and, in response to the operator inputting commands via the input element 138 that communicate to the system the certain desired ultrasound images, the system controller 132 in cooperation with the control routines 142 and the graphics generator 136 (Figure 1) will determine the appropriate location and position of the sector scan slice 304 relative to the fixed sector scan slice 302 (*i.e.*, the fixed reference plane).

In block 804, it is determined whether the corner view option described above with respect to Figures 4 and 5 is selected. If the corner view option is not selected, then in block 806 the scan line sequence is changed by the system controller 132 in order to generate the requested full plane images using the matrix probe 200. In such an instance, the two sector scan planes 302 and 304 (Figure 3A) will be projected in order to acquire the desired ultrasound image 306 (Figures 3B and 3C).

If, in block 804, it is determined that the corner view option is activated, then, in block 808, the system controller 132 will change the scan line sequence to generate the half plane images using the matrix probe 200 in accordance with the procedure described with respect to FIGS. 4 and 5.

In block 810, the scan converter 128 and the system controller 132 will update the graphics, using the graphics generator 136, to show the orientation of the second (*i.e.*, sector scan slice 304) sector scan slice relative to the fixed reference plane of sector scan slice 302. If the corner view option is off, then a third, fourth, fifth, etc. sector scan slice orientation could be shown on the display 130. In block 812, the ultrasound imaging system 100 scans and displays the requested image.

It will be apparent to those skilled in the art that many modifications and variations may be made to the present invention, as set forth above, without departing substantially from the principles of the present invention. For example, the present invention can be used with piezoelectric ceramic and MUT transducer elements. Furthermore, the invention is applicable to various ultrasound imaging systems and components. All such modifications and variations are intended to be included herein.

WO 03/001240

12

PCT/IB02/02413

CLAIMS:

1. A system (100) for presenting a desired ultrasound image on a display (130), comprising:
 - a two dimensional matrix probe (200);
 - a system controller (132) for determining at least two ultrasound scan
 - 5 slices (302, 304) corresponding to the desired ultrasound image (306);
 - a scan converter (128) for developing the desired ultrasound image (306) from data obtained from the at least two ultrasound scan slices (302, 304); and
 - a display (130) for displaying the desired ultrasound image (306).
- 10 2. The system (100) of claim 1, wherein the displayed ultrasound image (306) comprises a corresponding image oriented to each of the at least two ultrasound scan slices (302, 304).
3. The system (100) of claim 1, wherein the at least two ultrasound scan
- 15 slices (302, 304) are arbitrarily positioned with respect to one another.
4. The system (100) of claim 1, wherein the at least two ultrasound scan slices (302, 304) provide color flow velocity information.
- 20 5. The system (100) of claim 1, wherein the at least two ultrasound scan slices (302, 304) form a corner view (500).
6. A method for presenting a desired ultrasound image (306) on a display (130), comprising:
 - 25 - generating at least two ultrasound scan slices (302, 304) with a matrix transducer probe (200), the at least two ultrasound scan slices (302, 304) corresponding to a desired image (306); and

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

13

- developing the desired image (306) from the at least two ultrasound scan slices (302, 304), the desired image (306) being displayed as a plurality of views, each view corresponding to one of the at least two ultrasound scan slices (302, 304).
- 5 7. The method of claim 6, further comprising arbitrarily positioning the at least two ultrasound scan slices (302, 304) with respect to one another.
8. The method of claim 6, further comprising positioning a first ultrasound scan slice (302) in a consistent position for each ultrasound image (306).
- 10 9. The method of claim 6, further comprising using the at least two ultrasound scan slices (302, 304) to form a corner view (500).
10. The method of claim 6, further comprising displaying a graphical
15 reference (604) for denoting the position of the matrix probe (200) with respect to the corresponding image oriented to each of the at least two ultrasound scan slices (302, 304).

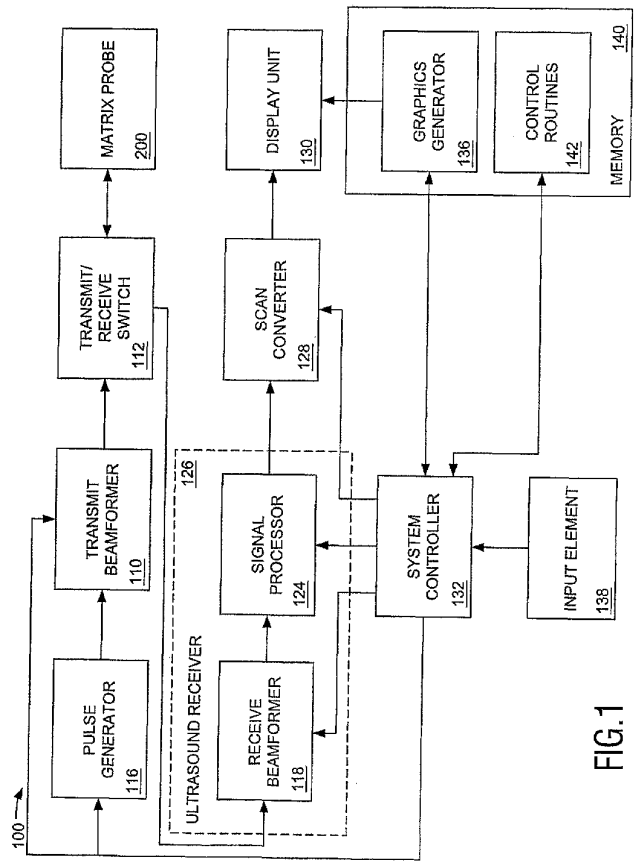


FIG.1

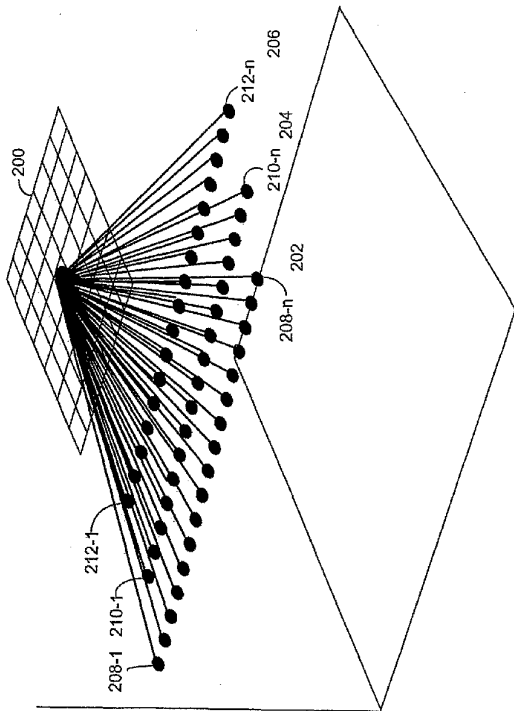


FIG.2

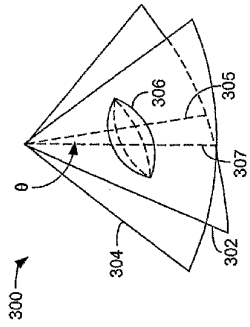


FIG. 3A

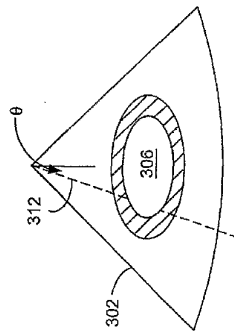


FIG. 3B

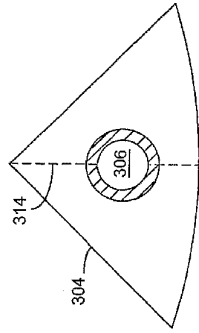


FIG. 3C

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

4/7

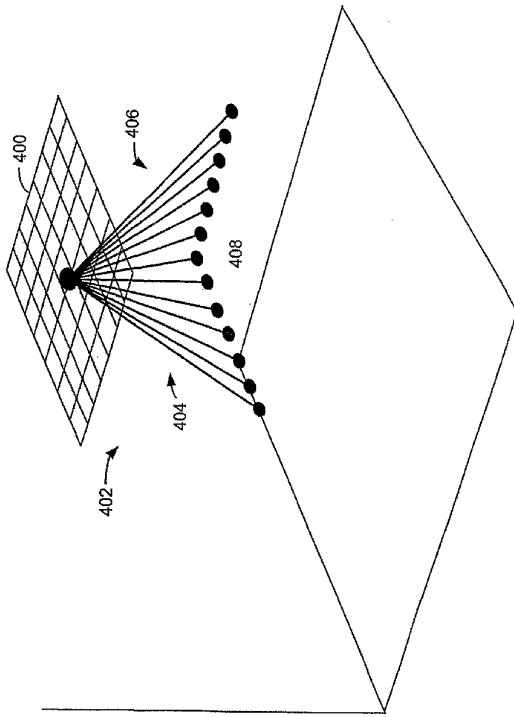


FIG.4

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

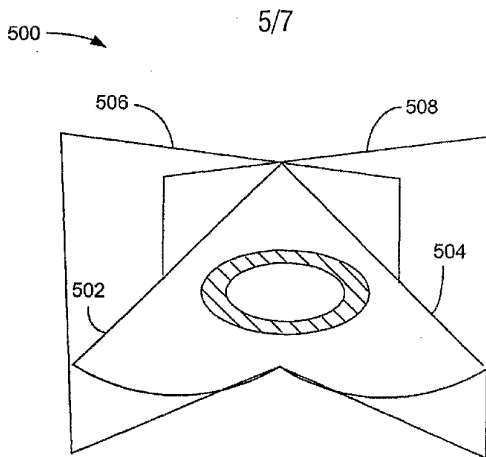


FIG.5

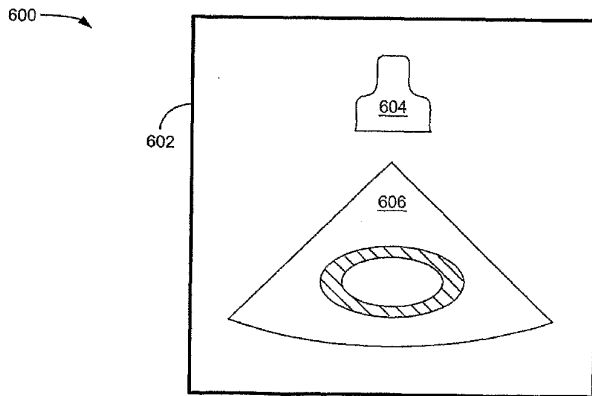


FIG.6

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

6/7

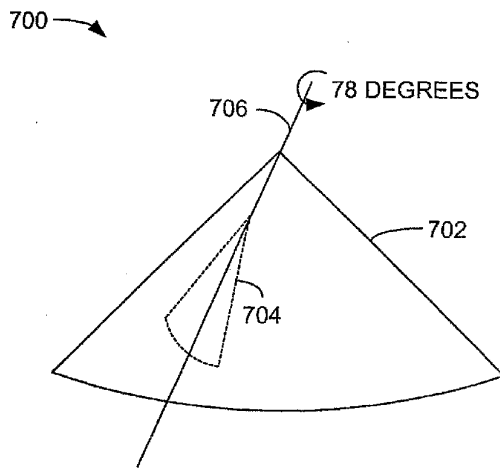


FIG.7

WO 03/001240

PCT/IB02/02413

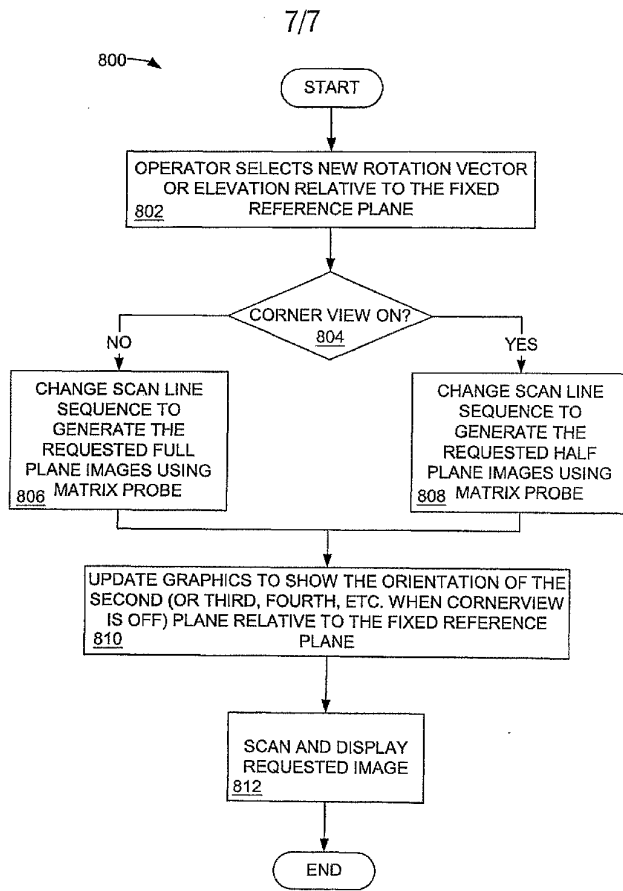


FIG.8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/IB 02/02413
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601S15/89 601S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 601S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, PAJ, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 245 017 B1 (ABE YASUHIKO ET AL) 12 June 2001 (2001-06-12) abstract; figures 1,10-20 column 3, line 59 -column 4, line 34 column 6, line 65 -column 10, line 34 column 11, line 6 -column 13, line 24	1-10
X	US 5 546 807 A (BLAKER DAVID M ET AL) 20 August 1996 (1996-08-20) abstract; figures 3,6 column 4, line 18-41 column 6, line 55 -column 7, line 54 -/--	1-4,6,7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : **A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance **E* earlier document but published on or after the international filing date **L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) **O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means **P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed **T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention **X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone **Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. **Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 25 September 2002		Date of mailing of the international search report 04/10/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5518 Patentlaan 2 NL - 2209 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Niemeijer, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/IB 02/02413
C/(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 00 58754 A (GEN ELECTRIC) 5 October 2000 (2000-10-05) abstract; figures 13-8,10 page 1, line 18-20 page 4, line 5-7 page 6, line 22 -page 8, line 30 page 10, line 20-29 ----	1-7,9
A--	MELTON H E JR ET AL: "Real-time automatic boundary detection in echocardiography" ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1992. PROCEEDINGS., IEEE 1992 TUCSON, AZ, USA 20-23 OCT. 1992, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US., 20 October 1992 (1992-10-20), pages 1113-1117, XP010103733 ISBN: 0-7803-0562-0 the whole document -----	1,6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 information on patent family members

Inventor's name
 International Application No.
 PCT/IB 02/02413

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 6245017	B1	12-06-2001	JP 2000135217 A JP 2000139906 A	16-05-2000 23-05-2000
US 5546807	A	20-08-1996	WO 9745724 A1 EP 1012596 A1 US 6126600 A JP 2001515373 T	04-12-1997 28-06-2000 03-10-2000 18-09-2001
WO 0058754	A	05-10-2000	US 6102861 A CN 1297534 T EP 1084424 A1 WO 0058754 A1 US 6413219 B1 EP 1046929 A2 JP 2000325346 A	15-08-2000 30-05-2001 21-03-2001 05-10-2000 02-07-2002 25-10-2000 28-11-2000

 フロントページの続き

(74)代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

(74)代理人 100120167
 弁理士 木田 博

(72)発明者 フリスタ, ジャニス エル
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ポーランド, マッキー ジェイ
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 サヴォード, バーナード ジェイ
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 サルゴ, イヴァン エス
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DE04 EE08 EE12 GB06 HH15 HH31 JB55 KK12
 KK19 KK22 KK25
 5J083 AA02 AB17 AC29 AC30 AD12 AD13 AE08 CA13 DC05 EA18
 EA31 EA46 EB04

专利名称(译)	用于选择性地开发超声诊断数据的超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2004530502A	公开(公告)日	2004-10-07
申请号	JP2003507582	申请日	2002-06-20
[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		
[标]发明人	フリスタジャニスエル ポーランドマッキージェイ サヴォードバーナードジェイ サルゴイヴァンエス		
发明人	フリスタ, ジャニス エル ポーランド, マッキー ジェイ サヴォード, バーナード ジェイ サルゴ, イヴァン エス		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8925 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/EE12 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH31 4C601/JB55 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK25 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AC30 5J083/AD12 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/CA13 5J083/DC05 5J083/EA18 5J083/EA31 5J083/EA46 5J083/EB04		
代理人(译)	伊藤忠彦 木田 博		
优先权	09/886291 2001-06-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声成像系统 (100) , 其中用户确定用于观看的期望超声图像 (306) 并将期望视图传送到超声成像系统 (100) 。超声成像系统 (100) 分析该请求并确定要投影的适当扫描切片 (302,304) 以获得所需图像 (306) 。期望的图像 (306) 近似于三维视图, 但是在不需要获得三维体积集的数据的情况下进化。

