

(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2005-507273

(P2005-507273A)

(43) 公表日 平成17年3月17日(2005.3.17)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/12

F I
A61B 8/12

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 112 頁)

(21) 出願番号 特願2003-516377(P2003-516377)
 (86) (22) 出願日 平成14年7月23日(2002.7.23)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年11月28日(2003.11.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/003150
 (87) 国際公開番号 W02003/011139
 (87) 国際公開日 平成15年2月13日(2003.2.13)
 (31) 優先権主張番号 09/919,464
 (32) 優先日 平成13年7月31日(2001.7.31)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), CN, JP

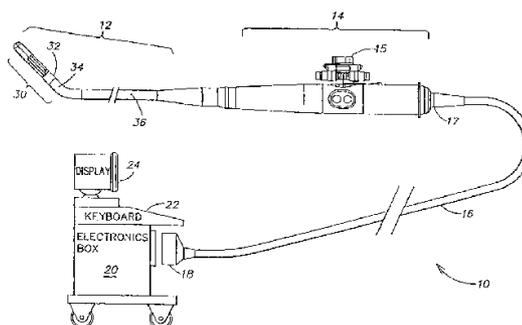
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 経食道及び経鼻、経食道超音波画像化システム

(57) 【要約】

生物組織を画像化する半侵襲型超音波画像化システムが、二次元超音波トランスジューサアレイに接続された経食道プローブ又は経鼻、経食道プローブと、送信ビーム形成器と、受信ビーム形成器と、画像発生器とを含んでいる。上記二次元トランスジューサアレイは、上記プローブの長尺胴部の遠端部に配置されている。上記送信ビーム形成器は上記トランスジューサアレイに接続され、方位的及び仰角的向きにより規定される選択されたパターンにわたって幾つかの超音波ビームを送信するように構成されている。上記受信ビーム形成器は上記トランスジューサアレイに接続され、選択された組織ボリュームにわたって反射されたエコーから超音波データを得るように構成されている。上記組織ボリュームは、上記方位的及び仰角的向き並びに選択された走査レンジにより規定される。上記受信ビーム形成器は、上記の得られた超音波データから画像データを合成するように構成されている。上記画像発生器は上記画像データを入力して、画像表示器上に表示される画像を発生する。好ましくは、該画像発生器は、上記画像データから、上記の選択され



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物組織を画像化する半侵襲型超音波画像化システムにおいて、
二次元超音波トランスジューサアレイを有するような遠端を備える長尺胴部を含むプローブと、

前記トランスジューサアレイに接続され、選択された方位範囲及び選択された仰角範囲の位置にわたり幾つかの超音波ビームを送信するように構成された送信ビーム形成器と、

前記トランスジューサアレイに接続され、放射された前記超音波ビームと選択されたセクタ走査深度とにより示される選択された組織ボリュームにわたって反射されるエコーから超音波データを収集すると共に該収集された超音波データから画像データを合成するように構成された受信ビーム形成器と、

前記画像データを入力すると共に、画像表示器上に表示される前記選択された組織ボリュームの少なくとも1つの画像を発生するように構成された画像発生器と、

を有することを特徴とする超音波画像化システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記画像発生器は前記画像データから前記選択された組織ボリュームにわたる少なくとも2つの正投影画像を発生するように構成され、前記画像表示器は前記少なくとも2つの投影画像を表示するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムにおいて、表面検出器と制御プロセッサとを更に含み、前記表面検出器は前記制御プロセッサから画像パラメータを入力すると共に前記画像データから表面データを発生するように構成され、前記画像発生器は前記表面データから前記画像表示器上に表示するための投影画像を発生するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記表面検出器は B 走査境界検出器であり、前記画像発生器は前記画像データ及び前記表面データから前記投影画像を含む平面画像を発生するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記画像発生器は、前記画像データ及び前記表面データから、各々が前記平面画像及び前記投影画像を含むような少なくとも2つの正投影画像を発生するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

30

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記表面検出器は C 走査境界検出器であり、前記画像発生器は C 走査画像を発生するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記トランスジューサアレイ及び前記ビーム形成器はフェーズドアレイモードで動作すると共に、各々が指定された仰角位置を持つ幾つかの画像セクタに関して前記選択された方位範囲にわたり前記超音波データを収集するように構成されていることを特徴とする超音波画像化システム。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記トランスジューサアレイは前記送信ビーム形成器及び前記受信ビーム形成器に接続された複数のサブアレイを含んでいることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記プローブは、該プローブの関節領域と共動するように構成されると共に関心のある組織領域に対して前記トランスジューサ

50

アレイを向けた後に該アレイをその位置にロックするように構成されたロック機構を含んでいることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 10】

請求項 2 に記載の超音波画像化システムにおいて、ユーザにより供給されるデータに基づいて前記超音波ビームの前記送信を制御すると共に前記画像データの前記合成を制御するように配置及び構成された制御プロセッサを更に含んでいることを特徴とする超音波画像化システム。

【請求項 11】

請求項 2 に記載の超音波画像化システムにおいて、前記画像発生器は、前記少なくとも 2 つの正投影画像を発生するように構成された少なくとも 1 つの画像補間プロセッサと、前記少なくとも 2 つの正投影画像に関連する少なくとも 2 つのアイコンを発生するように構成された少なくとも 1 つのアイコン発生器と、組織境界を検出するように構成及び配置された少なくとも 1 つの境界検出器とを含むことを特徴とする超音波画像化システム。

10

【請求項 12】

半侵襲型超音波画像化方法において、

プローブを食道に導入すると共に、二次元超音波トランスジューサアレイを関心のある組織領域に対して選択された向きで位置させるステップと、

前記トランスジューサアレイから複数の送信走査ライン上に、選択された方位範囲及び選択された仰角範囲の位置にわたり超音波ビームを送信するステップと、

前記トランスジューサアレイにより、前記方位範囲、前記仰角範囲及び選択されたセクタ走査深度により示される選択された組織ボリュームから反射されるエコーから超音波データを収集すると共に、該収集された超音波データから画像データを合成するステップと、前記画像データから、前記選択された組織ボリュームの少なくとも 1 つの画像を発生するステップと、

20

前記発生された画像を表示するステップと、

を有することを特徴とする超音波画像化方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、半侵襲型 (semi-invasive) 超音波画像化システムに係り、更に詳細には、患者の内部の三次元解剖学的構造を視覚化するための幾つかの二次元平面 (plane view) 及び投影画像 (projection view) を提供するような経食道画像化システム及び経鼻、経食道画像化システムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

非侵襲型、半侵襲型及び侵襲型超音波画像化は、人体内の心臓構造、臓器、胎児及び血管束 (血管) 系のような組織構造を見るために広く使用されている。半侵襲型システムは経食道画像化システムを含み、侵襲型システムは血管内画像化システムを含む。組織のタイプ及び位置に依存して、異なるシステムが内部生物組織に対する一層良好なアクセス又は斯かる組織の改善された視野を提供する。

40

【0003】

一般的に、超音波画像化システムは、複数チャンネル送信及び受信ビーム形成器に接続されたトランスジューサアレイを含んでいる。上記送信ビーム形成器は、電気パルスを個々のトランスジューサに所定のタイミングシーケンスで印加して、当該アレイから所定の方向に伝搬するような送信ビームを発生する。これら送信ビームが人体を通過する際に、異なる音響特性を有する組織構造から音響エネルギーの一部が上記トランスジューサアレイに反射されて戻る。受信トランスジューサ (受信モードで動作している上記送信トランスジューサであり得る) は、上記の反射された圧力パルスに対応する電気 RF 信号に変換し、これら信号は上記受信ビーム形成器に供給される。反射点から個々のトランスジューサまでの異なる距離により、上記の反射された音波は個々のトランスジューサに異なる時点で

50

到達し、かくして、上記 R F 信号は異なる位相を有する。

【0004】

上記受信ビーム形成器は、加算器に接続された補償遅延エレメントを備える複数の処理チャンネルを有している。該受信ビーム形成器は各チャンネルに対して遅延値を選択し、選択された焦点から反射されたエコーを合成する。結果として、遅延された信号が加算されると、この点に対応する信号から強い信号が生成される。しかしながら、異なる時点に対応する異なる点から到達する信号は、ランダムな位相関係を有し、従って相殺的に干渉する。上記受信ビーム形成器は、当該トランスジューサアレイに対する受信ビームの向きを制御するように相対遅延を選択する。このように、該受信ビーム形成器は所望の向きを有するように受信ビームを動的に操縦（ステアリング）することができ、これらビームを所望の深度に収束させることができる。これにより、該超音波シーケンスは音響データを得る。

10

【0005】

組織構造をリアルタイムで見るために、種々の超音波システムが二次元又は三次元画像を発生するために使用されている。典型的な超音波画像化システムは、患者の身体に適用されるトランスジューサアレイの面に垂直であるような二次元画像面を得る。三次元画像を生成するために、該超音波システムは、例えば一次元（又は1.5次元）トランスジューサアレイを幾つかの位置にわたり移動させることにより三次元ボリューム（容積）にわたる音響データを得なければならない。他の例として、二次元トランスジューサアレイが、複数の画像面にわたる走査データを得ることができる。各々の場合において、当該システムは三次元画像を再生するために上記画像面データを記憶する。しかしながら、心臓のような運動する臓器を画像化するためには、上記データを素早く得ると共に可能な限り速く画像を発生することが重要である。このことは、高フレームレート（即ち、単位時間当たりに発生される画像の数）及び画像データの高速度処理を必要とする。しかしながら、空間的走査（例えば、一次元アレイを幾つかの位置にわたり移動させる場合）は瞬間的なものではない。このように、運動する臓器を画像化する場合、時間的次元が3つの空間次元と絡み合う。

20

【0006】

幾つかの超音波システムが、データ収集、ボリューム再生及び画像視覚化により三次元画像を発生するために使用されている。典型的な超音波システムは、患者の目標の組織をトランスジューサプロブにより走査することにより、且つ、複数のデータのフレームを入力することによりデータを収集する。該システムは、各フレームに関して、前フレーム、基準フレーム又は基準位置に対する位置及び向きの指示子（indicator）を導出する。次いで、該システムは上記フレームデータ及び各フレームに関する対応する指示子を、ボリューム再生及び画像視覚化処理のための入力として使用する。該三次元（3D）超音波システムは、登録された画像フレームのシーケンス内の各画像フレームがあるような基準座標系を定義することにより、ボリューム再生を実行する。該基準座標系は3D画像を発生するために使用されるべき全ての画像面を含む三次元ボリュームに対する座標系である。第1画像フレームが上記基準座標系（従って、3Dボリューム）を規定するために使用され、該座標系は、3つの球面軸（ r_v 、 θ_v 及び ϕ_v 軸）又は3つの直交軸（即ち、 x_v 、 y_v 及び z_v 軸）を有している。各画像フレームは2Dスライス（即ち、平面画像）であり、2つの極軸（即ち、 r_i 及び θ_i 軸）又は2つの直交軸（即ち、 x_i 及び y_i 軸）を有し、ここで、 i は i 番目の画像フレームである。このように、画像面内の各サンプル点は、斯様な画像面用の画像面座標系内の画像面座標を有している。基準座標系内にサンプルを登録するために、適切な画像面座標系内のサンプル点座標は、基準座標系に転位（transpose）される。画像面サンプルが基準座標系の特定の整数座標で発生しないならば、当該システムは補間を実行して、該画像面サンプルを最も近い基準座標系の点の間に分配する。

30

40

【0007】

サンプルデータ又は該サンプルデータから導出された補間値を記憶するために上記システムはメモリアドレス空間を割り当て、該空間においてメモリを基準座標系にマッピングす

50

ることができる。このようにして、所与の基準ボリュームスライスの所与の行に関する値（例えば、z軸に沿ってとられる）値を連続したアドレスロケーションに記憶することができる。また、斯様なスライスにおける隣接する行に関する値は、隣接する第1メモリ空間に記憶することができる。該システムは、6個のオフセットを具現化する変換マトリクスを計算することにより、増分再生を実行する。x方向に（画像の行に沿って）x、y及びz座標を計算するために3つのオフセットが存在し、y方向に（該画像の列に沿って）x、y及びz座標を計算するために3つのオフセットが存在する。次いで、当該システムは再生ボリュームの角（隅）を計算し、これら角を境界を接するボリュームの座標と比較する。次に、該システムは境界を接する座標及び得られた画像の交差部分を決定し、これらを当該画像座標系に変換して戻す。これは、幾つかのデジタル信号プロセッサを使用して実行することができる。

10

【0008】

更に、上記システムは上記再生ボリュームの現状態の正投影（orthogonal projection）を計算することができる。正投影は、レンダリングするために、より単純な計算を使用する（基準座標系から表示される画像ラスタ座標系へ変換するために補間は計算する必要はない）。該システムは最大輝度投影（MIP）レンダリング法を使用することができ、該レンダリング法においては光線が当該容量の深さに沿って投じられ、出会う最大値が当該光線に対して投影された値（例えば、2D画像投影上の所与のラスタ点に対するピクセルを導出するために使用される値）となる。該システムは、目標ボリュームをリアルタイムで増分的に再生し、表示する。操作者は、目標ボリューム及び走査の有効性をリアルタイムで見ることができ、表示される画像を所望の領域を入念に繰り返し走査することにより改善することができる。また、操作者は新たな視角でのボリュームの再生を再開することもできる。

20

【0009】

画像視覚化処理は、上記3Dボリュームの2D画像投影を時間にわたり導出して、回転画像又は新たな視角での画像を発生させる。該システムは、当該画像の所与の1以上のビデオフレームに関して新たな2D投影を導出するために、シアークワープ分解（shear warp factorization）処理を使用する。視角の各変更に関して、該処理は所要の表示域変換（viewing

transformation）マトリクスを当該ボリュームデータのスライスに平行な3Dシアークワープ（shear）に分解する。該シアークワープの投影は2Dの中間画像を形成する。2Dクワープ（warp）を最終画像（即ち、当該3Dボリュームの所望の視角における2D投影）を生成するために実施することができる。当該システムは、異なる視角における最終画像のシーケンスを使用して、目標ボリュームのリアルタイムな回転画像を生成する。

30

【0010】

三次元表示に電力ドラ画像のみを利用して構造的情報信号により生じる大きなクラッタ（clutter）を除去する他のシステムが知られている。斯様なドラシステムは、ドラ電力表示値を空間座標と共に、画像シーケンスメモリに平面画像のシーケンスとして記憶する。ユーザは、視角の範囲を含む処理パラメータを供給することができる。例えば、ユーザは、当該シーケンスにおける最初の画像の面に垂直な面内の視線に対する視角の範囲、及び範囲の増分を入力することができる。これらの入力から、所要の数の三次元投影が計算される。次いで、このシステムは、走査変換器及び表示プロセッサによる連続処理のために画像シーケンスメモリから前記平面ドラ電力画像を先ず呼び出すことにより、最大輝度投影の所要のシーケンスを形成する。上記プロセッサは各平面画像を表示面に投影される視角の1つまで回転する。

40

【0011】

上記ドラシステムは、投影される平面画像のピクセルを最大輝度に基づいて蓄積する。投影される各平面画像は、前に蓄積された投影画像上に重ねられるが、当該画像面において視角及び面間の間隔の関数であるような転位された位置において重ねられる。即ち、視角が大きいほど、或る画像から次の画像への転位移動は大きくなる。蓄積された画像から

50

選択される表示ピクセルは、当該画像における各点で蓄積された重ねられたピクセルの全てから当該画像面における各点でとられる最大輝度ピクセルである。これは、看取者により該看取者と当該三次元表示との間の全ての視線に沿って見られるドブラ電力の最大強度を実効的に示す。

【0012】

このシステムは、全ての平面画像に関して回転し、投影し、転位し、重ね合わせ及び各ピクセルにおける最大輝度を選択することができると共に、次いで画像シーケンスメモリに当該視角に関する結果としての三次元表示を記憶することができる。該記憶された三次元シーケンスは、ユーザの命令に応じて、呼び出し及び表示することができる。上記シーケンスはリアルタイムで呼び出され表示されるので、ユーザは、平面画像が収集されたボリューム的領域で発生する運動又は流体の流れの三次元表示を見ることができる。該ボリューム的領域は、あたかも当該ユーザが該領域の周りを移動し、視角を変えながら該運動又は流れを見ているように、三次元的に見られる。看取者は該シーケンスを前後に掃引することができ、当該容量的領域の周りを2方向に移動するような印象を与えることができる。

10

【0013】

三次元超音波画像を提供するために修正された二次元超音波画像化システムを使用することも知られている。斯様な三次元超音波画像化システムは、通常の二次元超音波画像化ハードウェア及び走査変換器を使用することができる。該二次元超音波画像化システムは、複数の二次元画像を収集する。このシステムは、これら画像を走査変換器を介して処理し、これら画像の種々の画像面への回転を近似すると共に、元の画像面とすることが可能な基準面へ投影する。扇形（セクタ）画像の扇角若しくは深さ、又は長方形画像のアスペクト比を再寸法決めするために、従来の走査変換器ハードウェアを使用することができる。このシステムは、各画像に対して複数の面を投影し、次いでこれらを合成された画像のシーケンスに記憶するが、合成された各画像は互いに対してオフセットされた対応する投影された画像の組を有する。合成された各画像は、平面画像情報により占められた三次元領域の異なる像である。

20

【0014】

上記システムは、合成された画像のシーケンスを表示器上に、当該三次元領域があたかも看取者の前で回転しているかの如くに描写するように再生することができる。更に、該システムは、記憶された合成画像を三次元透視に基づいて呼び出し、順に三次元表現で表示することができる。

30

【0015】

超音波画像化システムが未だ広く使用されていない幾つかの医療処置が存在する。例えば、現在のところ、インターベンショナル（血管造影／画像診断）心臓外科医は主に血管内又は心臓内への装置の案内及び配置のためにX線透視画像化を使用している。これらの処置は、通常は、心臓カテーテル挿入試験室（Cathlab）又は電気整理学試験室（Eplab）において行われる。心臓カテーテル挿入の間、X線透視装置がX線をリアルタイムフレームレートで使用して、医師に心臓が存在する胸部の透視図を提供する。互いに90度で装着された送信機／受信機対を有する2面X線透視装置が、心臓組織のリアルタイム透視像を提供する。これら画像は、医師に心臓の三次元幾何学構造の感覚を提供することにより、該医師が種々のカテーテルを位置決めするのを補助する。

40

【0016】

X線透視は有効な技術であるが、軟組織においては良好なコントラストの高品質画像を提供することはない。更に、医師及び補助医療スタッフは自身を鉛スーツで覆う必要があり、X線に対する自身の暴露を少なくするために可能な場合はX線透視画像化時間を減少させる必要がある。加えて、X線の有害な影響のために、例えば妊婦のような或る患者にはX線透視は利用可能ではない。近年、経胸部及び経食道超音波画像化が臨床的及び外科的環境において非常に有効になっているが、Cathlab又はEplabにおいてインターベンショナル技術を受ける患者に対しては広く使用されてはいない。

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

従って、高速の且つ計算的に安価なリアルタイム画像化を提供することが可能な経食道及び経鼻、経食道超音波システム及び方法に対する需要が存在する。当該画像は、種々の構造を含む内部解剖学的組織の効果的な視覚化を可能にすると共に重要な組織の選択した画像を提供すべきものである。解剖学的に正しく且つ容易に理解可能なリアルタイムな画像を提供する超音波システム及び方法は、医療において更なる用途を有するであろう。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明は、三次元の解剖学的構造を画像化する新規な経食道超音波装置又は方法、及び/又は患者の内部に導入される医療装置（例えば、治療装置、診断装置、矯正装置、ステント）に関するものである。

【0019】

一態様によれば、生物組織を画像化する経食道超音波画像化システムは、二次元超音波トランスジューサアレイに接続された経食道プローブと、送信ビーム形成器と、受信ビーム形成器と、画像発生器とを含んでいる。上記二次元トランスジューサアレイは上記プローブの長尺胴部の遠端部に配置されている。上記送信ビーム形成器は、上記トランスジューサアレイに接続されると共に、方位的及び仰角的向きにより規定される選択されたパターンにわたって幾つかの超音波ビームを送信するように構成されている。上記受信ビーム形成器は、上記トランスジューサアレイに接続されると共に、選択された組織ボリューム（tissue volume）にわたって反射されたエコーから超音波データを収集するように構成されている。上記組織ボリュームは上記方位的及び仰角的向き並びに選択された走査レンジにより規定される。上記受信ビーム形成器は、上記の収集された超音波データから画像データを合成するように構成されている。上記画像発生器は、上記画像データを入力すると共に、画像表示器（ビデオ表示器、プリンタ等）上に表示される選択された組織ボリュームの画像を発生するように構成されている。

【0020】

この態様の好ましい実施例は、以下のフィーチャの1以上を含む。

【0021】

上記画像発生器は、上記画像データから、選択された組織ボリュームにわたり少なくとも2つの正投影画像（orthographic projection views）を発生するように構成され、上記画像表示器は斯かる少なくとも2つの投影画像を表示するように構成される。

【0022】

当該超音波画像化システムは、表面検出器及び制御プロセッサを含むことができる。上記表面検出器は、上記制御プロセッサから画像パラメータを入力すると共に、上記画像データから表面データを発生するように構成されている。上記画像発生器は、上記表面データから、画像表示器上に表示するための投影画像を発生するように構成されている。

【0023】

上記表面検出器はB走査境界検出器であり、上記画像発生器は、上記画像データ及び表面データから、上記投影画像を含む平面画像（plane view）を発生するように構成されている。更に、上記画像発生器は、上記画像データ及び表面データから、各々が平面画像及び投影画像を含むような少なくとも2つの正投影画像を発生するように構成することができる。上記表面検出器はC走査境界検出器とすることができ、その場合、上記画像発生器はC走査画像を発生するように構成される。

【0024】

当該超音波画像化システムは、経食道プローブ又は経鼻経食道プローブであるようなプローブを含む。上記経食道プローブは、当該プローブの関節領域と共動的に構成され、興味ある組織領域に対して上記トランスジューサアレイを向けた後に該アレイをその位置にロックするように構成されたロック機構を含んでいる。上記経鼻プローブは、当該プローブ

10

20

30

40

50

の関節領域と共動的に構成され、興味ある組織領域に対して上記トランスジューサアレイを向けた後に該アレイをその位置にロックするように構成されたロック機構を含んでいる。

【0025】

上記トランスジューサアレイ及びビーム形成器は、フェーズドアレイモードで動作し、各々が指定された仰角位置を持つ幾つかの画像セクタ（扇形）部に対して選択された方位範囲にわたり超音波データを収集するように構成されている。該トランスジューサアレイは上記送信及び受信ビーム形成器に接続された複数のサブアレイを含んでいる。

【0026】

上記画像発生器は、上記画像データから、選択された組織ボリュームにわたり少なくとも2つの正投影画像を発生するように構成され、上記画像表示器は斯かる少なくとも2つの投影画像を表示するように構成されている。該画像発生器は、上記正投影画像のうちの2つを直交するB走査画像として発生し、上記正投影画像のうちの1つをC走査画像として発生するように構成されている。

10

【0027】

上記経食道プローブは、当該プローブの関節領域と共動的に構成され、興味ある組織領域に対して上記トランスジューサアレイを向けた後に該アレイをその位置にロックするように構成されたロック機構を含むことができる。

【0028】

当該超音波画像化システムは、上記超音波ビームの送信を制御すると共に、ユーザにより供給されるレンジデータに基づいて上記画像データの合成を制御するように構成及び配置された制御プロセッサを含む。上記トランスジューサアレイは、前記送信及び受信ビーム形成器に接続可能な複数のサブアレイを含み、上記制御プロセッサは組織ボリュームのエコーデータの収集を最適化するために上記サブアレイの配置を制御するように構成される。該制御プロセッサは前記送信ビーム形成器及び受信ビーム形成器に走査パラメータを供給するように構成及び配置され、これら走査パラメータは画像化深度、フレームレート又は方位対仰角走査比を含む。

20

【0029】

上記制御プロセッサは、入力データを入力し、前記送信及び受信ビーム形成器に方位範囲を変更させる出力データを供給するように構成される。また、該制御プロセッサは、入力データを入力し、前記送信及び受信ビーム形成器に仰角範囲を変更させる出力データを供給するように構成される。また、該制御プロセッサは、前記正投影画像を再計算することにより斯かる画像のヨーを調整するために、画像発生器にデータを供給するように構成される。方位範囲又は仰角範囲を変更することにより、臨床医は当該走査に興味ある組織に中心を合わされた小さなデータボリューム上に向けることができる。該小さなボリュームを走査することにより、当該システムは、フレームレートを上昇させることによって運動する組織のリアルタイム画像化を改善する。何故なら、該システムは少ない数のデータ点を収集するようになるからである。

30

【0030】

上記画像発生器は前記少なくとも2つの正投影画像を発生するように構成された少なくとも1つの画像補間プロセッサ、斯かる少なくとも2つの正投影画像に関連する少なくとも2つのアイコンを発生するように構成された少なくとも1つのアイコン発生器、及び組織の境界を検出するように構成及び配置された少なくとも1つの境界検出器を含む。

40

【0031】

上記画像補間プロセッサはB走査画像及びC走査画像を発生するように構成され、該C走査画像は上記B走査画像からC走査指定情報を入力することにより発生される。上記画像補間プロセッサは、方位的画像補間プロセッサである。該画像補間プロセッサは、仰角画像補間プロセッサである。該画像補間プロセッサはゲート処理されたピーク検出器を含む。

【0032】

50

前記境界検出器はB走査境界検出器であり、上記補間プロセッサは、更に、該B走査境界検出器から前記正投影画像における境界を強調するためのデータを入力するように構成される。前記境界検出器はC走査境界検出器であり、上記補間プロセッサは、更に、該C走査境界検出器から前記正投影画像における境界を強調するためのデータを入力するように構成される。

【0033】

前記画像発生器は、ヨー調整プロセッサを含む。該画像発生器は、C走査投影画像を発生するための2つのレンジカーソルを提供するように構成されたレンジプロセッサを含む。該レンジプロセッサは、2つのレンジカーソルを規定するユーザ入力を入力するように構成される。前記アイコン発生器は、方位角範囲を表示すると共に最大方位角範囲を表示する方位アイコンを発生するように構成される。また、上記アイコン発生器は、仰角範囲を表示すると共に、最大仰角範囲を表示する仰角アイコンを発生するように構成される。

10

【0034】

他の態様によれば、経食道超音波画像化方法は、食道に経食道プローブを導入すると共に二次元超音波トランスジューサアレイを興味ある組織領域に対して選択された向きに位置させ、超音波ビームを当該トランスジューサアレイからの複数の送信走査ラインにわたり選択された方位的位置範囲及び選択された仰角的位置範囲にわたって送信し、当該トランスジューサアレイにより、上記方位範囲、仰角範囲及び選択されたセクタ走査深度により示される選択された組織ボリュームから反射されるエコーから超音波データを収集すると共に該収集された超音波データから画像データを合成することにより実行される。次いで

20

【0035】

好ましくは、上記経食道超音波画像化方法は以下のうちの1以上により実行される。上記送信及び収集は、フェーズドアレイモードで動作し、且つ、既知の仰角位置を有する幾つかのセクタ部に関して選択された方位範囲にわたり超音波データを収集するように構成された送信及び受信ビーム形成器により実行される。上記発生は当該組織ボリュームに対する少なくとも2つの正投影画像を発生することを含み、上記表示は少なくとも2つの正投影画像を表示することを含む。

【0036】

当該画像化方法は、外科用器具を正投影画像により表示された関心の組織に位置決めするために使用することができる。また、本画像化方法は、外科手術中の外科用器具の位置を正投影画像に基づいて検証するために使用することができる。該画像化方法は、外科用器具を用いて外科手術を実行しながら、上記送信、収集、発生及び正投影画像の表示を行うために使用することができる。また、本画像化方法は、外科用器具を用いて外科手術を実行した後で、上記送信、収集、発生及び正投影画像の表示を行うために使用することができる。

30

【0037】

少なくとも2つの正投影画像の発生は、選択されたC走査画像を発生することを含むことができる。また、該選択されたC走査画像の発生は、該選択されたC走査画像のためにC走査の指定を供給することを含む。該指定は、下面画像を規定すること、又は上面画像を規定することを含むことができる。上記C走査の発生は、C走査境界検出器を用いることにより組織境界を検出すること、及びゲート処理されたピーク検出器により上記C走査に対する超音波データを選択することを含む。

40

【0038】

本画像化方法は、入力データを制御プロセッサに供給すると共に該制御プロセッサから出力データを供給して、前記送信及び受信ビーム形成器に方位範囲を変更するよう指示することを含むことができる。また、本画像化方法は、入力データを制御プロセッサに供給すると共に該制御プロセッサから出力データを供給して、前記送信及び受信ビーム形成器に仰角範囲を変更するよう指示することを含むことができる。また、上記制御プロセッサは

50

、画像発生器にデータを供給して、上記正投影画像を再計算することにより画像のヨーを調整することもできる。上記方位範囲及び仰角範囲を変更することにより、臨床医は感心のある領域に中心を合わされた小さなデータボリューム上に当該走査を向けることができる。斯かる小さな領域を走査することにより、当該システムはフレームレートを上昇させることによって運動する組織のリアルタイム画像化を改善する。何故なら、該システムは少ない数のデータ点を収集するようになるからである。

【0039】

少なくとも2つの正投影画像の上記発生は、選択された方位範囲及び最大方位範囲に関連する方位アイコン、又は選択された仰角範囲及び最大仰角範囲に関連する仰角アイコンを発生することを含むことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

図1を参照すると、経食道(TEE)画像化システム10は、ケーブル16により接続されたプローブハンドル14を備える経食道プローブ12と、歪逃がし部17と、電子回路ボックス20に対するコネクタ18とを含んでいる。電子回路ボックス20は、キーボード22とインターフェースし、画像化信号をビデオ表示器24に供給する。電子回路ボックス20は、送信ビーム形成器、受信ビーム形成器及び画像発生器を含んでいる。経食道プローブ12は長尺半可撓性胴部36に接続された遠端部30を有している。長尺部36の基端部はプローブハンドル14の遠端部に接続されている。プローブ12の遠端部30は剛性領域32と可撓性領域34とを含み、該可撓性領域は長尺胴部36の遠端部に接続されている。プローブハンドル14は、可撓性領域34を関節曲げし、かくして関心のある組織に対して剛性領域32と向けるための位置決め制御部15を含んでいる。長尺半可撓性胴部36は、食道内に挿入するように構成されている。経食道プローブ12は、市販の胃カメラ(スコープ)並びに図2及び2Aに示す遠端の剛性領域を使用して作製することができる。全体の挿入管は約110cm長であり、約30Fの直径を有している。該胃カメラは、例えば、Welch Allyn(ニューヨーク州、Skaneateles Falls)により作製されている。

【0041】

図2及び2Aを参照すると、経食道画像化プローブ12は、連結領域40において可撓性領域34に結合された遠端剛性領域32を含んでいる。遠端領域32は、超音波トランスジューサアレイ42、電気接続部及び関連する電子素子を収容する遠端側先端ハウジング50を含んでいる。トランスジューサアレイ42は、好ましくは、超音波トランスジューサ阻止の二次元アレイである。遠端側先端ハウジング50は、下側先端ハウジング52と、超音波窓56及び上記トランスジューサアレイ42の前側に配置された整合媒体を有する上側先端ハウジング54とを含んでいる。先端ハウジング50の前部は、円蓋内への容易な導入及び食道内での容易な進行のために丸められた先端を持つ弾丸形状(又は丸薬形状)を有している。更に、ハウジング54は窓56の周囲において凸状を有している。超音波窓56は、超音波レンズ及び冷却目的で該レンズの材料に埋め込まれた金属箔を含んでいてもよい。

【0042】

トランスジューサアレイ42は、アレイ裏張り60に接着され、個々のトランスジューサ素子は米国特許第5,267,221号に記載されているように集積回路62に接続されている。集積回路62は、ワイヤボンダ66を用いて回路基板64に接続されている。この構造体は、ヒートシンク68に熱的に接続されている。該経食道プローブは2つのスーパーフレックス回路58及び58Aを含み、これら回路は回路基板64とプローブコネクタ18との間の接続を提供する。上記スーパーフレックス回路は、例えばアコーディオン形状に折り畳むことにより又は螺旋状に巻き付けることにより、等方性曲げ特性を有するように構成されている。他の例として、上記スーパーフレックス回路は同軸ケーブルにより置換することもできる。

【0043】

10

20

30

40

50

他の例として、画像化システム 10 は経鼻、経食道画像化プローブを使用することもできる。経鼻、経食道画像化プローブは、二次元トランスジューサアレイを備える遠端部に接続された挿入管を含む。該挿入管は約 100 cm ないし 110 cm 長で、約 10 F ないし 20 F の直径を有する。上記二次元トランスジューサアレイは、アレイの裏張りに接着され、個々のトランスジューサ素子は、上に詳述したように、集積回路に接続される。

【0044】

図 3、3A 及び 3B は、経食道画像化プローブ 12 の可撓性領域 34 の概略断面図である。画像化プローブ 12 は、関節曲げ可撓性領域 34 のための位置決め制御部 15 (図 1) に連結された関節機構を含んでいる。可撓性領域 34 はねじり剛性を示すが、ねじり遊びは略呈さない。以下に説明するように、臨床医は位置決め制御部 15 (図 1) を調節して、可撓性領域 34 を種々の方法で関節曲げし、関心のある組織ボリュームに対して剛性遠端領域 32 を位置決めし且つトランスジューサアレイ 42 を向ける (図 8 及び 8A に示すように)。次いで、臨床医は関節曲げされた可撓性領域 34 をその位置にロックし、上記プローブの操作又は超音波検査の間において当該トランスジューサアレイ 42 の位置を維持することができる。好ましい実施例においては、可撓性領域 34 は、位置決め制御ノブ 15 により制御可能な少なくとも 1 つのプッシュプルケーブル (又はロッド) と共動するように構成された複数の関節リンク 71、72 又は 80 を含む。これら関節リンクは可撓性被覆により覆われる。

10

【0045】

図 3 は、面内 J フックとして関節曲げされた可撓性領域 34 を示している。可撓性領域 34 は、基端リンク 71 と、一群のリンク 72 (図 3C に詳細に示す) と、接続部 75 において高可撓性プッシュプルロッド 74 の遠端と接続された遠端リンク 80 とからなっている。位置決め制御ノブ 15 は、ハンドル 14 内に配置された 1 つ又は幾つかのラック・ピニオン機構を制御する。該ラック・ピニオン機構がプッシュプルロッド 74 を基端側で変位させると、可撓性領域 34 が湾曲して面内 J フックを形成し、その場合に、剛性遠端領域 32 と可撓性領域 34 とは同一面内となる。この面内折曲は、遠端部で遠端リンク 80 に接続されるプッシュプルロッド 74 と共動するように構成された関節リンク 72 の設計により容易化される。関節リンク 72 は図 3C に示されている。

20

【0046】

図 3C を参照すると、関節リンク 72 は、2 つの隣接するリンク 72 を接続する回動可能なヒンジを含むような環状構造を有している。該回動可能ヒンジは、リンク 72 の対向する側に配置され、凹状表面 88A 及び 88B (これも見えない) から各々延びる 2 つのヒンジピン 86A 及び 86B (この斜視図では見えない) を含んでいる。ヒンジ舌片 90A 及び 90B は、内側面 91A (これも見えないが、対称性を説明するために記載される) 及び 91B を含み、これら内側表面は面 88A 及び 88B の形状に対し相補的な形状を有している。ヒンジ舌片 90A 及び 90B は、孔 92A 及び 92B も各々含み、これら孔は前記ヒンジピンを受入するような形状とされる。

30

【0047】

関節リンク 72 は、係止面 94 及び係止面 96 も含んでいる。係止面 94 は、プッシュプルロッド 74 の引っ張り動作に際して、各リンクにより補助されて、関節領域 34 の所定の最大の曲げを提供するように位置されている。係止面 96 は、チャンネル 73 内に配置されたプッシュプルロッド 74 が遠端リンク 80 を引っ張らない場合に、関節領域 34 が真っ直ぐな向きを呈するのを可能にするような高さに位置されている。他の例として、係止面 96 は、関節領域 34 が如何なる選択された向きをも呈するように設計される。例えば、係止面 96 はプッシュプルロッド 74 が遠端リンク 80 を押す場合に反対の曲がり呈するように設計することができる。関節リンク 72 は、プラスチック、又は内部に配置された電気ワイヤに対する電気遮蔽をも提供することができる黄銅又はステンレス鋼のような金属からなる。関節リンク 72 の表面は、被覆 70 を担持し、それでいて各関節リンク 72 が該被覆 70 を掴み込み又はつまみ込みすること無しで容易に曲げることができるように設計される。

40

50

【 0 0 4 8 】

図 3 A は、面外 J 字フックとして関節曲げされた遠端部 3 0 を示している。可撓性領域 3 4 は、基端リンク 7 1 と、遠端リンク 8 0 と、他の群の遠端リンク 8 2 とを含んでいる。プッシュプルロッド 7 4 が、チャンネル 7 3 (図 3 C) 内をラック・ピニオン機構からリンク 8 0 内の接続部 7 5 まで延びている。また、プッシュプルロッド 7 6 が、遠端リンク 8 2 に接続された遠端 7 7 からハンドル 1 4 近傍の他のラック・ピニオン機構 (図示略) まで延びている。プッシュプルロッド 7 4 は、関節領域 3 4 を曲げるために基端部で変位される。また、プッシュプルロッド 7 6 は、剛性遠端領域 3 2 に接続された遠端リンク 8 2 を変位させる。即ち、これら 2 つの変位は、可撓性領域 3 4 を剛性遠端領域 3 2 の面外に変位させるような面外 J 字フックを形成する。

10

【 0 0 4 9 】

図 3 B は、面内 S 字フックとして関節曲げされた遠端部 3 0 を示している。可撓性領域 3 4 は、基端リンク 7 1 と、一群のリンク 7 2 A と、アンカリンク 8 4 と、一群のリンク 7 2 と、遠端剛性領域 3 2 に接続された遠端リンク 8 2 とを含んでいる。プッシュプルロッド 7 4 が、リンク 8 4 に接続された自身の遠端 7 5 から、ハンドル 1 4 近傍のラック・ピニオン機構まで延びている。また、プッシュプルロッド 7 8 が、リンク 8 2 に接続された自身の遠端 7 9 から、リンク 7 2 A、リンク 8 4、リンク 7 2 及びリンク 7 1 を経て、当該カテテルハンドルに配置された他のラック・ピニオン機構まで延びている。関節リンク 7 2 A は基本的にはリンク 7 2 の鏡像であるが、プッシュプルロッド 7 4 及び 7 8 を収容する 2 つのチャンネルを含んでいる。リンク 7 2 は或る向きへの関節曲げを可能にし、リンク 7 2 A は 1 8 0 度対称な向きへの曲げを可能にする。基端部でプッシュプルロッド 7 4 を変位させることにより、上記ラック・ピニオン機構は関節領域 3 4 の基端部の変位を或る方向になす。更に、プッシュプルロッド 7 8 を基端部で変位させることにより、上記ラック・ピニオン機構は関節領域 3 4 の遠端部を他の方向に曲げ、これにより面内 S 字フックを形成する。即ち、該面内 S 字フックは、可撓性領域 3 4 と遠端剛性領域 3 2 とを同一の面内に位置させる。

20

【 0 0 5 0 】

図 3 B に示した関節領域は、変更されたリンク 7 2 及びリンク 7 2 A 内にプッシュプルロッド 7 6 を含むように更に変更することができる。プッシュプルロッド 7 6 を基端部で変位させることにより、関節領域 3 4 は面外 S 字フックを形成する。該面外 S 字フックは、可撓性領域 3 4 を或る面内に位置させると共に、遠端剛性領域 3 2 を該面外へ曲げさせる。この構成は、トランスジューサアレイ 4 2 を傾動させること及び該トランスジューサを引き戻すことの両者を可能にして、関心のある組織からの所望の距離を達成する。臨床医は制御ノブ 1 5 を、当該プローブの先端が、当該トランスジューサアレイが関心のある組織ボリュームに対して所望の向きを有する位置へ関節曲げされるまで、操作する。該トランスジューサアレイが適切に位置決めされたら、医師はブレーキを使用して当該関節機構を現在の位置にロックする。該関節機構がロックされた後、当該画像化システムは図 8 及び 8 A に示すようにエコーデータを収集する。

30

【 0 0 5 1 】

好ましい実施例において、当該 T E E 画像化システム又は経鼻 T E E 画像化システムは、送信ビーム形成器、受信ビーム形成器、画像発生器、表面検出器 (又は境界検出器) 及び画像表示器を含み、これらの全てが図 5 ないし 5 C に概略図示されている。該システムは、平面画像化及び投影画像化技術を使用した幾つかの新規な正投影画像 (orthographic view) を発生する。先ず、画像の収集を図 4 に関連して説明する。図 4 は、トランスジューサアレイ 4 2 により収集される走査されたデータのボリューム V (即ち、画像ボリューム) を示している。トランスジューサアレイ 4 2 は、送信ビーム形成器 2 0 0 A (図 5 B に関して説明される) により制御されて、選択された仰角 に対して或る方位角範囲にわたり超音波ラインを放出する。トランスジューサアレイ 4 2 は、選択された走査距離 (R) 及び方位角範囲 ($\theta = \pm 45^\circ$) にわたり受信ビーム形成器 (図 5 B に関連して説明する) により計時されてエコーを検出し、1 つの画像面 (例えば、図 4 に示す S₀) に関し

40

50

て超音波データを収集する。組織ボリュームVを画像化するために、当該画像化システムは、仰角範囲($= \pm 30^\circ$)にわたり分散され、 S_{-3} 、 S_{-2} 、 S_{-1} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 と符号が付された幾つかの画像面(2Dスライス又は画像セクタと呼ばれる)にわたりデータを収集する。

【0052】

図4Aないし4Eは、図3ないし3Cに関連して説明したプローブ関節を有するような画像化プローブ12により収集される異なる向きの走査ボリュームの例を示している。詳細には、図4Aは真っ直ぐに延ばされた可撓性領域34を有する画像化プローブ12により収集される画像化ボリューム100を示している。当該画像化システムは、上述したような幾つかの画像面 S_{-3} 、 S_{-2} 、 S_{-1} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 にわたりエコーデータを収集する。図4Bは、図3に示すような面内J字フックの形状に関節曲げされた可撓性領域34を持つ画像化システムにより収集される走査ボリューム102を示している。該J字フックは図4Bに示すように前方に又は後方に関節曲げすることができると共に、図3Aに関連して説明したように面外に変位させることもできる。図4Cは、面外J字フックの形状に関節曲げされた可撓性領域34を持つ画像化システムにより発生される走査ボリューム104を示している。図4D及び4Eは、可撓性領域34が面内及び面外S字フックとして関節曲げされた場合に当該画像化システムにより発生される走査ボリューム106及び108を図示している。

10

【0053】

図5、5A及び5Bは、現在好ましい実施例による画像化システムを概略示している。当該画像化システムの全体の動作は、図5Aに示す制御プロセッサにより制御される。制御プロセッサ140は入力制御部142ないし167から入力コマンドを入力し、出力制御信号170ないし191を出力する。制御プロセッサ140は制御データをビーム形成器200に供給すると共に画像制御データを画像発生器250に供給するが、該発生器は処理及び表示電子回路を含んでいる。ビーム形成器200は、図5Bに概略示されるような送信ビーム形成器200A及び受信ビーム形成器200Bを含んでいる。通常、送信ビーム形成器200A及び受信ビーム形成器200Bは、例えば米国特許第4,140,022号、第5,469,851号又は第5,345,426号に記載されているようにアナログ又はデジタルとすることができ、これら米国特許第の全ては参照により本明細書に組み込まれるものとする。

20

【0054】

一実施例によれば、トランスジューサアレイ42は好ましくは超音波トランスジューサ素子の二次元アレイであり、これら素子は電子制御スイッチを用いて素子の群(即ち、サブアレイ)に配列することができる。これらスイッチは、トランスジューサ素子を選択的に一緒に接続して、異なる幾何学配置を有するサブアレイを形成することができる。即ち、上記二次元アレイは電子的に編成可能である。また、上記スイッチは選択された編成を図5Bに示す送信ビーム形成器200A又は受信ビーム形成器200Bに接続する。これらトランスジューサ素子の各幾何学配置は、送信される超音波ビーム又は検出される受信ビームを最適化するように設計される。

30

【0055】

トランスジューサアレイ42は、例えば1993年11月30日にミラー他に発行された米国特許第5,267,221号に記載されたような通常の技術を使用して製造することができる。上記トランスジューサ素子は、100~300マイクロメートルの程度の中心間隔を有することができる。これらトランスジューサ素子の寸法及び斯かるトランスジューサ素子間の間隔は、トランスジューサ超音波周波数及び所望の画像解像度に依存する。

40

【0056】

図5Bを参照すると、当該画像化システムは、指定された送信サブアレイ 43_1 、 43_2 、...、 43_M 及び指定された受信サブアレイ 44_1 、 44_2 、...、 44_M を備えるトランスジューサアレイ42を含んでいる。送信サブアレイ 43_1 、 43_2 、...、 43_M はグループ内送信プリプロセッサ 210_1 、 210_2 、...、 210_M に各々接続され、これらプリプロセッサは送信ビーム形成器チャンネル 215_1 、 215_2 、...、 215_M に接続さ

50

れている。受信サブアレイ 44_1 、 44_2 、...、 44_N はグループ内受信プリプロセッサ 220_1 、 220_2 、...、 220_N に各々接続され、これらプリプロセッサは受信ビーム形成器チャンネル 225_1 、 225_2 、...、 225_N に接続されている。各グループ内送信プリプロセッサ 210_i は、送信パルスを供給する1以上のデジタルパルス発生器と、これら送信パルスを増幅して接続されたトランスジューサ素子を励起する1以上の電圧ドライバを含む。他の例として、各グループ内送信プリプロセッサ 210_i は、通常の実用送信ビーム形成器から信号を入力するプログラマブル遅延線を含む。例えば、市販の超音波システム H P Sonos 5500からの送信出力を、現在 H P Sonos 5500に関して実施されているトランスジューサ素子の代わりに、グループ内送信プリプロセッサ 210_i に接続することもできる（両者とも、以前にはヒューレットパッカード社により製造され、現在はマサチューセッツ州、アンドバーのアジレント・テクノロジーズ・インクにより製造されている）。

10

【0057】

各グループ内受信プリプロセッサ 220_i は、加算遅延線か、又は加算素子に接続された幾つかのプログラマブル遅延素子を含むことができる。各グループ内受信プリプロセッサ 220_i は個々のトランスジューサ信号を遅延し、遅延された信号を加算し、加算された信号を1つの受信ビーム形成器チャンネル 225_i に供給する。他の例として、1つのグループ内受信プリプロセッサが、加算された信号を並列受信ビーム形成器の幾つかの受信ビーム形成器チャンネル 225_i に供給してもよい。上記並列受信ビーム形成器は、幾つかの受信ビームを同時に合成するように構成される。また、各グループ内受信プリプロセッサ 220_i は、1998年5月28日に出願された米国特許出願第09/085,718号（参照により本明細書に組み込まれる）に詳述されているように、幾つかのポイントから同時に信号を受信するように幾つかの遅延線（又は、各グループが加算接続点に接続されているようなプログラマブル遅延素子のグループ）を含むことができる。

20

【0058】

制御プロセッサ 140 は、遅延コマンドを送信ビーム形成器チャンネル 215_1 、 215_2 、...、 215_M にバス 216 を介して供給する一方、遅延コマンドをグループ内送信プリプロセッサ 210_1 、 210_2 、...、 210_M にバス 211 を介して供給する。遅延データは、発生された送信ビームを、例えば図6ないし6Cに示されるように、選択された送信パターンの送信捜査ラインにわたりステアリング（steer）し及び収束する。また、制御プロセッサ 140 は、遅延コマンドを受信ビーム形成器チャンネル 225_1 、 225_2 、...、 225_N にバス 226 を介して供給する一方、遅延コマンドをグループ内受信プリプロセッサ 220_1 、 220_2 、...、 220_N にバス 221 を介して供給する。供給される相対遅延は、合成された受信ビームのステアリング及び収束を制御する。各受信ビーム形成器チャンネル 225_i は、利得を受信された信号の深度の関数として制御する可変利得増幅器と、音響データを遅延させて合成されたビームのビームステアリング及びダイナミック収束を達成する遅延素子を含んでいる。加算素子 230 はビーム形成器チャンネル 225_1 、 225_2 、...、 225_N から出力を入力すると共に、これら出力を加算して結果としてのビーム形成器信号を図5に詳細に示す画像発生器 250 に供給する。該ビーム形成器信号は、1つの受信捜査ラインに沿って合成された1つの受信超音波ビームを表す。

30

40

【0059】

他の実施例によれば、トランスジューサアレイ 42 は多数の素子を含み、選択された素子のみが集積回路に接続される。トランスジューサアレイ 42 は、行及び列に配列された個別のトランスジューサ素子を有している。電子的に制御可能なスイッチが、行及び列に隣接する上記素子を選択的に接続する。更に、上記アレイは隣接する対角線的に位置するトランスジューサ素子を選択的に接続する電子的に制御可能なスイッチも含むことができる。選択されたトランスジューサ素子は、H P Sonos 5500のような画像化システム又は以下に説明するシステムの送信又は受信チャンネルに接続することができる。T/Rスイッチが、同じグループの素子を、送信又は受信チャンネルに交互に接続する。これら接続は

50

、直接的又は1以上の他のトランスジューサ素子を介して間接的なものとすることができる。

【0060】

上記素子を適切にグループに接続し、斯かる素子を送信ビーム形成器により位相付けすることにより、発生される超音波ビームは所望の走査ラインに沿って送信され、所望の深さで収束される。種々のトランスジューサ接続が1998年3月19日に出願された米国特許出願第09/044,464号に記載されており、該文献は参照により本明細書に組み込まれる。例えば、トランスジューサ素子は隣接する列スイッチを閉じることにより列と一緒に接続することができる。この場合、各列は、図5Bに示されるように、選択された行の1つの選択されたトランスジューサ素子を介して別のシステムチャンネルに接続される。この場合、位相付けされたトランスジューサ素子は当該アレイの面に直交し、垂直な（即ち、選択された列に平行な）画像化面を形成する。仰角方向は図4に示すように水平である。

【0061】

しかしながら、当該画像化システムは、トランスジューサの行及び列に対して任意に配向された画像面（ S_{-3} 、 S_{-2} 、 S_{-1} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 ）により走査ボリュームVを発生することができる。例えば、異なる行及び列におけるトランスジューサ素子がシステムチャンネルに相互接続され、当該トランスジューサの行及び列に対して或る角度に向けられた面内での画像化を行う。例えば、隣接する行及び列のトランスジューサ素子がビーム形成器にステップ状のパターンで接続される。この構成は、列方向に対して約45度に向けられた面に平行な画像を提供する。他の実施例においては、トランスジューサ素子は大凡円形の輪郭を形成するようにビーム形成器に接続される。これは、仰角焦点制御を改善する。音響中心は、システムチャンネルに接続された如何なる素子上にも配置することができる。一般的に、トランスジューサの構成は、適切な等しい遅延輪郭を決定し、素子をこれらの輪郭に沿って接続することにより、仰角焦点制御と組み合わせることができる。

【0062】

当該画像化システムは、選択された走査パターンを実行することにより、選択された寸法のボリュームVにわたってエコーデータを収集する。図6は、例えば図4に関連して説明したように、幾つかの画像面（2Dスライス） S_{-3} 、 S_{-2} 、 S_{-1} 、 S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 にわたってエコーデータを収集することにより実行される100%長方形の走査パターン240を示している。しかしながら、走査時間を低減するために、当該画像化システムは、関心のある組織領域に中心を合わされた減少されたボリュームに対してデータ走査を実行することができる。例えば、図6Aは楕円形の走査パターン242を示し、該パターンは、図6に示した長方形走査パターン240において使用される走査ラインの約70%を含む。図6Bはダイヤモンド形状のパターン244を示し、該パターンは上記走査ラインの約50%だけを含み、図6Cは星形のパターン246を示し、該パターンは上記走査ラインの約25%のみを含む。

【0063】

図7も参照すると、当該画像化システムは零度方位及び仰角位置を各々有する2つの直交する中央の面 S_0 及び L_0 （図4）内であるような幾つかの固有な画像を発生及び表示することができる。発生される画像は、関心のある領域上又は当該2Dスライスの全体の領域上で発生された投影画像を含む。詳細には、面 S_0 （仰角 $\theta = 0^\circ$ を有する）が $y =$ から $y = 0$ に向かって画像化される場合、該面は前側投影画像286と呼ばれる。後側投影画像（図示略）は $y = -$ から $y = 0$ に向かって画像化される。 $x =$ から $x = 0$ に向かって、及び $x = -$ から $x = 0$ に向かって画像化される L_0 における画像セクタ（方位角 $\phi = 0$ を有する）は、各々、右側投影図292及び左側投影図291と呼ばれる。当該画像化システムは上側投影図337を発生及び表示することができる。該投影図は $z = 0$ から $z =$ へ画像化された選択された組織表面の修正されたC走査画像である。修正されたC走査画像の位置は、図7に示すように、予め選択し、平面画像（画像面）内で規定し、又は前若しくは側部投影画像内で規定することができる。当該画像化システムは下側投影

画像 336 も発生及び表示することができ、該投影画像は $z =$ から $z = 0$ へ画像化された組織表面の修正された C 走査画像である。しかしながら、一般的に、投影方向は x 、 y 又は z 軸とは平行である必要はなく、臨床医により選択される如何なる方向とすることもできる。

【0064】

当該画像化システムは、臨床医にとり容易に理解できるような画像を提供するように設計されている。図 7 に示すように、当該画像表示器は、前側投影画像 286 を中央に、左側投影画像 291 を左側に、右側投影画像 292 を上記前側投影画像の右側に配置する。更に、該画像表示器は上側投影画像 337 を前側投影画像の上に表示し、下側投影画像 336 を前側投影画像の下に表示する。各画像の隣には表示アイコンが存在する。表示アイコン 370、372、374、376 及び 378 は向きを示すと共に、関連する画像 286、291、292、337 及び 336 の走査レンジを示す。臨床医は、個々の画像及び表示アイコンで提供される情報に基づいて走査パラメータ及び表示パラメータを選択し及び再選択することができる。次いで、該システムは以下に説明するように新たな画像及び関連する表示アイコンを発生する。

10

【0065】

図 7A は、30 度のヨー角に対して再計算された図 7 の新規な直交画像を示している。左側投影画像 291A 及び右側投影画像 292A は、前記左側投影画像 291 及び右側投影画像 292 (図 7) に各々対応する。左側画像アイコン 372A 及び右側画像アイコン 374A はヨー角を再計算した後の新たな表示領域を示している。同様に、上側画像アイコン 376A 及び下側画像アイコン 378A は診療医に対するヨー角を示している。

20

【0066】

重要なことに、当該画像化システムは平面画像の全体の領域にわたり、又は収集された平面画像 (即ち、2D スライス画像) を見た後に臨床医により規定された関心のある領域にわたり投影画像を発生することができる。投影画像が関心のある領域のみに対して発生された場合、各画像は当該関心のある領域内の投影画像及び該関心のある領域外の平面画像 (2D スライス) を含む。即ち、右側画像は当該関心のある領域内の右側投影画像及び面 L_0 における平面画像を含む。同様に、左側画像は当該関心のある領域内の左側投影画像及び面 L_0 における平面画像を含む。即ち、画像 291 及び 291 (291A 及び 292A) は、関心の領域内のみで相違し、その場合に左側投影画像及び右側投影画像が発生及び表示され、該関心領域外では同一である。

30

【0067】

当該画像化システムは臨床医に対して、最初に、前側画像及び側面画像を提供する。また、該画像化システムは、走査ボリューム V にわたる上記前側画像及び側面画像面に対して垂直な選択された面の画像であるような少なくとも 1 つの修正された C 走査画像も提供する。臨床医は、該修正された C 走査画像に示されるべき面を手操作で選択することができる (又は、該システムが自動的に選択することができる)。該画像化システムは、これらの正投影画像を、15 Hz 以上の (好ましくは、20 Hz 以上の、又は約 30 Hz ~ 100 Hz の範囲内の) フレームレートでリアルタイムに発生する。

【0068】

再び図 5、5A 及び 5B を参照すると、送信ビーム形成器 200A 及び受信ビーム形成器 200B と、制御プロセッサ 140 と、表面又は境界検出器を含む画像発生器 250 と、画像表示器とを含んでいる。図 5A に示す制御プロセッサ 140 は、画像セクタ内での走査を制御するためにビーム形成器 200 に対してタイミング 170、走査ライン数 171 及びレンジ 175 等の制御データを供給する。他の実施例においては、送信ビーム形成器 200A は、当該トランスジューサ素子からの送信を、パイ形状のセクタ内で所定の角度分布で離隔された幾つかの送信走査ラインに沿って超音波ビームを放出するように位相付けする。受信モードにおいては、受信ビーム形成器 200B は、当該トランスジューサ素子を、選択された角度分布で離隔された 1 又は数本の受信走査ラインに沿って超音波エコーを検出するように位相付けする。フェーズドアレイに接続された送信及び受信ビーム形

40

50

成器の動作は、例えば、米国特許第4,140,022号、第4,893,283号、又は第5,469,851号に記載されている。

【0069】

B走査のパラメータを規定するために、制御プロセッサ140はセクタ走査深度148、フレームレート150及び方位/仰角走査比152を規定する入力データを入力する。上記セクタ走査深度は、エコーが検出される走査レンジ(距離; R)、例えば関心のある生物組織に対する当該トランスジューサアレイの位置に依存して4センチメートル、8センチメートル又は10センチメートル等、を規定する。臨床医は、関心のある組織構造に依存してフレームレート150を選択することができる。運動する臓器のリアルタイム画像に対しては、上記フレームレートは当該組織の運動による画像のぼけを防止するために、少なくとも毎秒数フレームとしなければならない。ユーザは方位/仰角走査比152も選択し、該比はB走査を、単一のセクタの大きな方位走査(即ち、画像セクタ内の大きな角度範囲の走査ライン)から、多数のセクタに対してなされる最小の方位走査(即ち、大きな仰角変位にわたり走査される、各セクタ当たり小さな角度範囲)まで変化させる。このように、方位/仰角走査比152は、図7に示すように、C走査に関して下側画像336の下側画像アスペクト比(即ち、x/y寸法)及び上側画像337の上側画像アスペクト比を提供する。

10

【0070】

好ましいセクタ走査深度、フレームレート及び方位/仰角走査比に応じて、制御プロセッサ140は走査ライン間の角度的間隔及び各セクタ当たりの走査ライン数171を計算する。初期値に基づいて、プロセッサ140は走査ラインの可能な最大数及びセクタの可能な最大数を割り当てる。詳細には、プロセッサ140は走査セクタ間の角度的間隔、即ちセクタ角度173、及びセクタの数(174)を計算する。制御プロセッサ140は、これらの値をビーム形成器200に供給する。

20

【0071】

制御プロセッサ140は、ビーム形成器200により実行される走査シーケンスを選択する。送信ビーム形成器は、位相付けされた超音波ビームの放射を、各セクタに関して計算されたレンジにわたり走査ラインに沿って向ける。放出された各走査ラインに対して、受信ビーム形成器は当該トランスジューサ素子を位相付けして、対応する受信走査ラインに沿って超音波エコーを検出する。他の例として、受信ビーム形成器は、例えば1998年3月24日に出願された“フェーズドアレイ画像化システムのフレームレートの増加”なる名称の米国特許出願第09/046,437号(参照により、本明細書に組み込まれる)に記載されているように、選択された角度分布で離隔された幾つかの受信走査ラインから走査データを合成する。該RFデータは、10MHz程度の中心周波数において60%程度の通過帯域、好ましくは約5MHz~7MHzの範囲内の中心周波数において約30%の通過帯域を有するフィルタによりフィルタ処理される。

30

【0072】

制御プロセッサ140は、臨床医により入力された又はメモリに記憶された時間利得補償(TGC)入力142、横利得補償(LGC)入力144及び仰角利得補償(EGC)入力146を入力する。上記TGC制御は、受信チャンネル利得を、通常は離散ステップ状に、当該トランスジューサアレイからの距離の関数として調整する。該TGC制御は、超音波の媒体中を伝搬するにつれての減衰を補償する。上記LGC制御は、受信チャンネル利得を、特定の走査ラインの方位的変位の関数として変化させ、その際に、当該走査ラインに沿う利得は当該トランスジューサアレイからの距離に影響されないままとする。該LGC制御は、超音波信号が組織の解剖学的構造により特定の領域で減少する場合、又は対象内の組織の向きが結果としてエコー信号が変化する輝度を有するようにさせる場合に望ましい。前記EGC制御は、受信チャンネル利得を仰角の変位の関数として変化させる、即ち当該利得を選択された走査セクタ(即ち、走査面)に関して調整する。また、ユーザは画像がより良好に“見える”ように、上記TGC、LGC及びEGCを手動で再調整することもできる。

40

50

【 0 0 7 3 】

図 5 を参照すると、受信ビーム形成器 2 0 0 B は検出された R F エコー信号を画像発生器に供給し、該画像発生器は時間利得補償器 (T G C) 2 6 2、横利得補償器 (L G C) 2 6 4 及び仰角利得補償器 (E G C) 2 6 6 を含み、これらは前述した補正を行う。E G C 2 6 6 は、補償されたデータを、B 走査信号プロセッサ 2 7 2、C 走査信号プロセッサ 3 1 5、並びに境界検出器 3 0 2 及び 3 2 2 に供給する。

【 0 0 7 4 】

他の例として、T G C 2 6 2、L G C 2 6 4 及び E G C 2 6 6 は、有理 (rational) 利得補償器 (R G C) により置換され、該補償器は米国特許第 5,195,521 号、及び 1 9 8 3 年の超音波画像化、第 5 巻、第 2 1 4 ~ 2 2 8 ページの“心臓超音波撮像における減衰の有理利得補償”に記載されている。該 R G C は減衰を補償しながら、血液と心臓組織との間を区別する。該 R G C は、それ以下では後方散乱信号が“ゼロ”と定義されるような閾を使用することにより、血液及び心臓組織に対して信号利得を変化させる。この場合、後方散乱信号は血液から到来する。

10

【 0 0 7 5 】

依然として図 5 を参照すると、画像発生器はポストプロセッサ 2 7 6 及び 3 1 8 を含み、これらプロセッサはエンベロープ検出器 2 7 4 及び 3 1 7 からフィルタ処理され補償されたデータを入力する。ポストプロセッサ 2 7 6 及び 3 1 8 は、各データ点のコントラストを、当該データを一群の選択された曲線上にマッピングすることにより制御する。各データ点にコントラストレベルを割り当てた後、走査ラインバッファを、1 つの走査ラインに関するデータを一時的に保持するために使用することができる。

20

【 0 0 7 6 】

当該画像発生器は、走査ラインデータボリュームメモリ 2 7 8 と、境界データボリュームメモリ 2 8 0 とを含んでいる。走査ラインデータボリューム 2 7 8 は、上記の処理されたエコーデータを入力すると共に、前記プロセッサ 1 4 0 から表示ライン数 1 7 2、セクタ数 1 7 4 及びレンジ 1 7 5 を入力する。データボリュームメモリ 2 7 8 は、上記データを、各セクタに番号を割り当てると共に、各走査ラインに方位方向に他の番号を割り当てることにより、マトリクス形態で記憶する。該データボリュームメモリ 2 7 8 に記憶される上記データマトリクスのサイズは、音響フレームレートに依存する。各走査サイクル (即ち、音響フレーム) は、上記データマトリクスを、方位範囲及び仰角範囲により規定される走査ボリュームにわたって収集されたデータで充填する。走査ライン数は、当該データボリュームマトリクスにおける列数に対応する。また、セクタ数は当該データボリュームマトリクスにおける行数に対応する。走査レンジデータは、当該データボリュームマトリクスにおける列の高さに対応する。データボリュームメモリ 2 7 8 は、出力 2 7 9 を画像プロセッサ 2 8 5 及び 2 9 0 に供給する。

30

【 0 0 7 7 】

また、境界データボリュームメモリ 2 8 0 は、上記の処理されたエコーデータを入力すると共に、多数決プロセッサ 3 0 8 からデータを入力する。また、境界データボリュームメモリ 2 8 0 は、プロセッサ 1 4 0 から表示ライン数 1 7 3、セクタ数 1 7 4、レンジ 1 7 5 及び B 走査表面コントラスト 1 7 9 を入力する。また、データボリュームメモリ 2 8 0 は、上記データをマトリクスの形態で記憶する。データボリュームメモリ 2 8 0 は、出力 2 8 1 を画像プロセッサ 2 8 5 及び 2 9 0 に供給する。

40

【 0 0 7 8 】

方位画像補間プロセッサ 2 8 5 及び仰角画像補間プロセッサ 2 9 0 は、メモリ 2 7 8 及びメモリ 2 8 0 からデータを入力すると共に、B 走査エッジ指示器 3 1 0 及び C 走査エッジ指示器 3 3 0 からデータを入力する。画像入力に依存して、補間プロセッサ 2 8 5 及び 2 9 0 は選択された前側画像及び選択された側面画像を各々発生する。これら前側及び側面画像は表示面メモリ 3 0 0 に供給され、該メモリはビデオ信号 3 5 0 をビデオ表示器に供給する。B 走査データに基づいて、臨床医は選択された組織領域を含む領域を選択することができる。該臨床医は、感心のある組織を、レンジゲートを設定することにより、又は

50

画像化された組織の周りに関心領域 (R O I) を描くことにより、の何れかにより選択する。

【 0 0 7 9 】

当該画像化システムは自動運転又は臨床医との対話のために設計されている。臨床医は、前側平面画像又は側面平面画像 (即ち、B 走査画像) を見ることにより、関心領域の輪郭を描くことができる。該輪郭 (又は他の入力) に基づいて、制御プロセッサ 1 4 0 は R O I 周囲入力 1 5 3 を、レンジ 1 7 5、R O I マーカ及びゲート 1 7 6 に変換する。これらは、領域の輪郭を描くために上記ビデオ表示器上に表示することができる。また、これら情報は、R O I 内の点からのエコーに回答して表面 (境界) 検出を実行するために境界検出器 3 0 2 及び境界検出器 3 2 2 にも供給される。このように、表面検出器 (即ち、境界検出器 3 0 2 及び 3 2 2 の少なくとも一方) は、上記 R O I 周囲内での投影画像領域の作成を可能にし、かくして、該表面検出器は表面の視覚化を可能にする。

10

【 0 0 8 0 】

組織表面又は組織構造は、通常、単一の平面画像の又は或る範囲の画像の中及び外へうねることに注意することが重要である。幾つかの従来の超音波システムは、エコーデータを 2 D スライス又は面の形態でのみしか表示することができない。斯様な平面画像は、ランダムな領域の継ぎ接ぎを有するような画像を供給し得る。本発明は、臨床医が斯様な平面図画像を視覚化又は理解するのが困難であると思う (特に、上記トランスジューサアレイが重要な表面と完全には整列されていない場合) であろうことを認識した。この問題を除去するために、本画像化システムは、看者内の組織表面及び一般的には三次元解剖学的構造 (治療装置、診断装置、矯正装置、ステント等を含む) を視覚化するために、平面画像化及び投影画像化を利用する。

20

【 0 0 8 1 】

図 5 に示すように、B 走査境界検出器 3 0 2 は、信号プロセッサ 3 0 4、組織指示器 3 0 6、多数決プロセッサ 3 0 8 及びエッジ指示器 3 1 0 を含んでいる。参照により本明細書に組み込まれる米国特許第 5,195,521 号は、多数決回路及び前記 R O I を発生する回路を開示している。制御プロセッサ 1 4 0 は該境界検出器 3 0 2 に対して R O I イネーブル出力 1 7 6、ライン数出力 1 7 1 及びセクタ数出力 1 7 4 を供給する。信号プロセッサ 3 0 4 は、前記 R F データから、組織からのエコーと血液からのエコーとの間の差に敏感な特性を導出し、組織の境界を突き止める精度を向上させる。上記特性は、組織からの及び血液からの積分された後方散乱の振幅である。信号プロセッサ 3 0 4 は該積分された後方散乱の振幅を決定し、該振幅を組織指示器 3 0 6 に供給する。(他の例として、組織指示器 3 0 6 は前記エコー R F データを直接入力してもよい。)

30

【 0 0 8 2 】

組織指示器 3 0 6 は、当該エコーが組織からか又は血液からかに依存して 1 又はゼロの何れかに等しくなるような信号を出力する。多数決プロセッサ 3 0 8 は、走査セクタ内の個々の走査ラインに関して上記信号の大多数がゼロであるか 1 であるかを決定する。即ち、多数決プロセッサ 3 0 8 は、各レンジにおいて、組織指示器 3 0 6 により供給された信号が組織からのエコー又は血液からのエコーの何れを表すかを示す信号を生成する。多数決プロセッサ 3 0 8 は、この信号を、現在走査されているラインを含み連続する走査ラインの大多数に対して生成する。該指示器 3 0 6 が大多数の走査ラインに対して、或るレンジにおける反射が組織からであることを示す信号を出力する場合、多数決プロセッサ 3 0 8 は上記反射が組織からであるという事実を示す信号を出力する。同様に、組織指示器 3 0 6 が大多数のラインに対して異なる信号を出力する場合は、多数決プロセッサ 3 0 8 は斯かる反射が血液からであるという事実を示す信号を出力する。

40

【 0 0 8 3 】

エッジ指示器 3 1 0 は、多数決プロセッサ 3 0 8 により供給される信号の変化に回答して、当該画像における空洞即ち心室の輪郭を形成するために使用されるような短いパルスを生成する。即ち、エッジ指示器 3 1 0 は、多数決プロセッサ 3 0 8 の出力がハイレベルからローレベルへ及びその逆に変化する場合に、例えば 1 マイクロ秒の間ハイ論理レベルを

50

出力するようなエッジ指示器回路（米国特許第5,195,521号に開示されている）を含んでいる。エッジ指示器310の出力312は、B走査境界を強調するためにプロセッサ285及び290に供給される。更に、多数決プロセッサ308からの出力309は、前述したように境界データボリュームメモリ280に供給される。

【0084】

C走査境界検出器322は、B走査境界検出器302と同様に動作する。C走査境界検出器322は、信号プロセッサ324、組織指示器326、多数決プロセッサ328及びエッジ指示器330を含んでいる。制御プロセッサ140は該境界検出器322に対してレンジゲートイネーブル出力177、ライン数出力171及びセクタ数出力174を供給する。信号プロセッサ324は、前記RFデータから、組織から及び血液からの積分後方散乱の振幅を導出し、該振幅を組織指示器326に供給する。組織指示器326は、当該エコーが組織からか又は血液からかに依存して1又はゼロの何れかに等しくなるような信号を出力する。多数決プロセッサ328は、走査セクタ内の個々の走査ラインに関して上記信号の大多数がゼロであるか1であるかを決定する。即ち、多数決プロセッサ328は、各レンジにおいて、組織指示器326により供給された信号が組織からのエコー又は血液からのエコーの何れを表すかを示す信号を生成する。

10

【0085】

エッジ指示器310に関して説明したように、エッジ指示器330は、多数決プロセッサ328により供給される信号の変化にตอบสนองして、当該画像における空洞即ち心室の輪郭を形成するために使用されるような短いパルスを生成する。詳細には、エッジ指示器330は、多数決プロセッサ328の出力がハイレベルからローレベルへ及びその逆に変化する場合に、即ち、検出されたエコーが組織から血液に及びその逆に変化した場合に、ハイ論理レベルを出力する。エッジ指示器330の出力322は、C走査境界を強調するためにプロセッサ285及び290に供給される。更に、多数決プロセッサ328からの出力329は、ゲートピーク検出器320に供給される。

20

【0086】

図5Cを参照すると、ゲートピーク検出器320は、選択されたROI又はレンジ内に位置する選択された組織表面に続くC走査データを供給する。サンブラ352は、ポストプロセッサ318からの出力319を入力し、サンプリングされたデータを保持回路356及び遅延回路360に供給する。更に、多数決プロセッサ328の出力329は正トリガ比較器354及び負トリガ比較器358に供給される。多数決プロセッサ328が基端組織表面を検出すると、正トリガ比較器354が保持回路356にイネーブル信号を供給し、該回路は出力357を基端/遠端表面回路364に供給する。

30

【0087】

臨床医は入力162を使用して上側画像又は下側画像を選択し、制御プロセッサ140は基端/遠端表面出力184を基端/遠端表面回路364に供給し、該回路はスイッチとして機能する。多数決プロセッサ328が遠端表面を検出している場合は、負トリガ比較器358がイネーブル信号を保持回路362に供給し、該回路は出力363を基端/遠端表面スイッチ364に供給する。基端/遠端表面スイッチ364は制御プロセッサ140から基端/遠端表面値184から入力する。該基端/遠端表面出力184に依存して、該基端/遠端表面スイッチは信号357又は信号363を、ヨー調整プロセッサ335、次いで、コントラスト調整プロセッサ340に供給する。即ち、基端/遠端表面スイッチ364は、当該ゲートピーク検出器320が当該RF信号の正に向かうエッジから大きな値を送出するか、又は当該RF信号の負に向かうエッジから大きな値を送出するかを決定する。このようにして、当該システムは上側画像及び下側画像用のデータを発生する（両者は修正されたC走査画像である）。

40

【0088】

上述したように、ゲートピーク検出器320はRF信号から基端の又は遠端の表面データを選択し、該データをヨー調整プロセッサ335に送出する。ゼロ度調整（即ち、ヨー調整出力183がゼロに等しい）の場合は、当該データは変更されずにコントラスト調整プ

50

ロセッサ340に供給される。コントラスト調整プロセッサ340は、下側画像及び上側画像（即ち、2つのC走査画像）に対して別個のコントラスト調整を達成する。臨床医はC走査コントラスト入力156を入力し、制御プロセッサ140は該入力をC走査出力178として供給する。例えば、或る組織壁は前側画像及び側面画像（B走査断面）において白い線として見えるかもしれないが、臨床医は下側画像において目標、障害又は治療装置を探すために、該組織壁をグレイで見たいかも知れない。C走査のコントラストは、本物のような組織表面外観を形成する。コントラスト調整の後、コントラスト調整プロセッサ340はコントラスト調整データを目盛り調整プロセッサ345に供給する。目盛り調整プロセッサ345は、コントラストが調整されたデータを前側及び側面画像（即ち、B走査画像）に使用される目盛りにマッピングし、該データをビデオ表示メモリ300に供給する。

10

【0089】

本超音波画像化システム10は、画像を得及び調整するために6つの自由度を提供する。電子的調整が、選択された画像の向きを得るために3つの自由度を提供する。3つの追加の自由度は、選択された組織構造に対するトランスジューサアレイ42の空間的向きから得られる。トランスジューサアレイ42は、図3ないし3Bに示すように関節曲げする関節領域34により配向される。該関節は走査されたボリュームの向きを、従って前側の、側面の及び下側の画像の向きを図4Aないし4Eに示すように変化させる。画像発生器250は、三次元組織構造の予測可能な及び容易に理解可能な画像を提供する。

【0090】

正投影画像286、291及び292は、制御プロセッサ140に新たな入力値を供給することにより電子的に再配置することができる。前側画像286（又は後側画像）及び側面画像291又は292を見た後、臨床医は、走査セクタ深度148、フレームレート150又は方位対仰角走査比152に関する新たな値を入力して他の走査を実行することにより、走査ボリュームVを電子的に変更又は再配置することができる。他の例として、臨床医は新たな走査のピッチオフセット158又はロールオフセットを変更することにより、画像化される組織を再選択することができる。ピッチオフセットは、走査ラインを方位方向に変化させる。ロールオフセットは、トランスジューサアレイ42に対するラインの仰角を変化させ、従って図4に示す個々の画像セクタの位置を変化させる。このようにして、臨床医は走査を関心のある組織に中心を合わされた小さなデータボリューム上に向けて

20

30

【0091】

当該画像化システム10は、理解可能な画像を提供するために幾つかのアイコンを使用する。図5、5A及び7を参照すると、方位アイコン発生器289はピッチ調整181を入力し、前側画像用の前側方位アイコン370（又は後側画像用の後側方位アイコン）を表示するためのデータを供給する。仰角アイコン発生器299は、ロール調整182を入力し、左側画像291用の左側仰角アイコン372（図7に示す）及び右側画像292用の右側仰角アイコン374を表示するためのデータを供給する。ヨーアイコン発生器346は、ヨー調整183を入力し、ヨーの向きを示す上側アイコン376及び下側アイコン378を表示するためのデータを供給する。臨床医は斯かるアイコンを使用して画像を一層良好に理解する。更に、臨床医は斯かるアイコンを使用して、音響ビームを選択された関心のある値に対してステアリングし及び向け、又はトランジスタアレイ42の向きに対して画像を配置及び向ける。

40

【0092】

当該画像化システム10は正投影画像（即ち、前側、後側、側面、上側及び下側画像）の提示を電子的に変化させることもできる。前側画像及び側面画像（図7）を見た後、臨床

50

医は斯かる画像の向きを、ヨーオフセット160を変更することにより変化させることができる。ヨー出力183はプロセッサ285、290及び335に供給され、これらプロセッサは前側、側面、上側及び下側画像を再計算する。再計算された前側画像286A、左側画像291A、右側画像292A及び下側画像366Aが図7Aに示されている。更に、方位アイコン発生器289は前側画像方位アイコン370Aを表示するためのデータを供給し、仰角アイコン発生器299は、左側画像仰角アイコン372A及び右側画像仰角アイコン374Aの両者のためのデータを供給する。ヨーアイコン発生器346は、上側画像アイコン376A及び下側画像アイコン378Aの両者を表示するためのアイコンを供給する。

【0093】

ヨー調整は、通常、走査ラインの新たな面を発生するために補間を必要とする。これらの面は、走査ラインの最も近い組から、新たなデータ面（即ち、セクタ）を作成するためのデータボリュームマトリクスを用いて発生される。この補間処理は、極座標データを表示に使用する長方形座標データに変換するようリアルタイム2Dシステムにより実行される走査変換処理（例えば、米国特許第4,468,747号又は米国特許第5,197,037号参照）と同一の原理を用いる。再計算された各データ面は、プロセッサ285及び290に関連するメモリに記憶することができる。斯かる再計算されたデータ面はビデオ表示面メモリ300へ、次いで信号350（図5に示す）によりビデオモニタに供給される。走査変換器288及び298は、R、シータで収集された超音波データを、方位及び仰角面の両方に関してXYフォーマットに変換する。走査変換器288及び298は、米国特許第4,468,747号；米国特許第4,471,449号；又は米国特許第5,197,037号若しくは1983年10月のヒューレット・パカード・ジャーナルの“超音波画像化、概要”及び“超音波画像を表示するための走査変換アルゴリズム”に記載されたように構成される。

【0094】

重要なことに、当該全体のシステムは、高品質画像を収集及び発生するために6つの自由度を提供する。画像化プローブ12は、検査される組織に対してトランスジューサアレイ42を位置決めする場合に3つの自由度を提供する。遠端部30を関節曲げ、回転及び変位させることにより、臨床医はトランスジューサアレイ42を選択された位置まで操作し、該アレイ42を検査される組織に対して向ける。画像化電子回路は、ピッチ、ロール及びヨー値を選択することにより当該画像を発生するための他の3つの自由度を提供する。該表示システムは、メモリに記憶された収集された走査データから、異なるヨー値に対する新たな（再配向された）画像を発生することができる。表示フォーマットは、以下に説明するように、或る位置（又は一連の位置）から他の位置へ常に予測可能であると共に、臨床医により容易に理解される。臨床医は、上記TEE又は経鼻TEEプローブの新規なプローブ設計、及び画像の解剖学的に正しい向きを提供する新規な表示システムにより、三次元構造を（時間的に）理解するであろう。該新規なプローブ設計は、トランスジューサアレイ42の中心線を、図9Aないし14Cに示すパイ形状画像の頂点に位置させる。

【0095】

図8を参照すると、データを収集する前に、臨床医は経食道プローブを、導入器135を用いて口130及び喉頭咽頭132を介して食道380に導入する。上記プローブ及び導入器を口蓋垂を経て移動させた後、該プローブの遠端部50は胃腸管（GI track）内で所望の位置に位置される。トランスジューサアレイ42を備える遠端部50は、図8Bに示すように食道内に位置させるか、図8Cに示すように胃の基部に位置させることができる。心臓を画像化するために、前記送信ビーム形成器は放射パルスを比較的大きな深さで収束させ、受診ビーム形成器は10～20cm離れた構造からのエコーを検出するが、これは、例えば心臓内に導入される血管内カテーテルに使用されるレンジと較べて、比較的遠いレンジである。

【0096】

他の例として、図8Aに示すように、臨床医は経鼻経食道プローブを鼻トランペット（nasotrumpet）導入器136を用いて左鼻孔134（又は右鼻孔）へ導入し、これらを鼻咽

10

20

30

40

50

頭内を口蓋垂を経て食道 380 内へ移動させる。鼻トランペット導入器 136 は比較的薄い曲げやすい壁の比較的大きな内径を有している。導入過程の間、当該経鼻 TEE プローブは、鼻トランペット導入器 136 の被覆を支持することができる。両部材は、患者の鼻咽頭の気道の予測される内部幾何学構造に湾曲される。導入の後、経鼻 TEE プローブは食道 380 内へ下方移動され、当該トランスジューサアレイを備える上記遠端部は胃腸管内の所望の位置に位置される。

【0097】

TEE 画像化プローブに関するのと同様に、経鼻 TEE プローブは、食道内で (図 8 B) 又は胃 381 の基部内で (図 8 C) 位置決めされ、関心のある組織を画像化するよう向けられる。各々の場合において、当該画像化システムは幾つかの新規なタイプの画像を発生する。該画像化システムは、特に、心臓のような運動する臓器のリアルタイムな画像化を提供する能力故に、近レンジ内フィールドを用いて近い組織を画像化するのに適している。

10

【0098】

図 8 B 及び 8 C を参照すると、当該画像化プローブは、心臓内に導入されたバルーンカテーテル又は焼灼カテーテルのような医療装置を画像化することができる。焼灼カテーテル 400 (例えば、カリフォルニア州、サニーヴェイルのメドトロニクス・インクにより製造されるカテーテル) が左心室 394 内に導入され、該カテーテルの遠端部 402 は心筋 399 の内側表面の近傍又は内側表面上に位置される。当該臨床医は、前述したように、該プローブの新規な設計により、三次元構造 (時間的に) を理解することができる。また、新規な表示システムは、図 7 及び 7 A で説明した正投影画像の解剖学的に正しい向きを提供する。

20

【0099】

図 9 A は人の心臓の長軸に沿う断面図であり、図 9 B は該心臓の短軸に沿う断面図である。図 9 A ないし 9 D は、当該画像化システムのビデオ表示器上には表示されないが、ここでは説明のために示される。図 9 A 及び 9 B の両者は、食道 380 (図 8 B) 内に位置されたプローブ 12 (図 1 及び 2 に示される) の遠端部 30、及び右心室 38 内に位置された焼灼カテーテル 400 の遠端部 402 を示している。

【0100】

当該画像化システムは、トランスジューサアレイ 42 を使用してエコーデータを収集し、図 10 A、10 B 及び 10 C に示す 3 つの正投影画像 (即ち、互いに概ね直交する向きを持つ画像) を提供する。斯かる 3 つの正投影画像は前側画像 420、左側画像 450 及び上側画像 470 であり、これら画像は関心のある領域又は関心のある範囲内の投影画像を伴う平面画像として発生される。当該画像化システムのビデオ表示器は、図 7 及び 7 A に関連して説明したように、各正投影画像及び関連するアイコンを表示する。以下の説明においては、例えば 1961 年のジョン・ワイリー・アンド・サンズ・インクの R.P. Holster 及び C.H. Springier による “工業製図及び幾何” に規定された投影図の標準的定義を使用する。

30

【0101】

図 9 A を参照すると、フェーズドアレイモードで動作するトランスジューサアレイ 42 は、ライン 412 及び 413 並びにレンジ距離 414 により示された方位角範囲にわたりエコーデータを収集する。図 10 A は、対応する前側画像 420 と前側画像アイコン 430 とを示している。前側画像アイコン 430 はアレイ軸 432 を含み、上記方位角範囲に対応する前側画像フィールド 434 を示している。アレイ軸 432 は、ヨー調整 243 (図 7 A) の選択された値のためにトランスジューサアレイ 42 の長軸を示している。図 10 A において、前側画像 420 は、右心室 386 と左心室 394 とを分離する (図 9 A に示す) 隔壁 388 の基端側表面 (上面) 389 上に位置された焼灼カテーテル 400 の遠端部 402 を示している。また、前側画像 420 は、特に、左心室 394 と大動脈 396 との間の大動脈弁 395 を示している。臨床医はゲート 416 及び 417 並びに ROI マーカ 415 の位置を設定することができる。

40

50

【0102】

図9B及び10Bを参照すると、本画像化システムは、ライン445及び446並びにROIマーカ448により示される選択された仰角範囲にわたりエコーデータを収集することにより左側画像450も発生することができる。トランスジューサアレイ42(図9A)は、選択された数の画像セクタにわたりエコーデータを収集するが、ここでライン447は上記前側画像面の位置を示している。左側画像450は、左心室394の一部、右心室386、隔壁388、及び該隔壁388の右心室表面389上に位置されたカテーテル400の遠端部402を表示している。更に図10Bを参照すると、左側画像アイコン460は、利用可能な側面画像フィールド462、及び画像セクタが得られた仰角範囲464を示している。

10

【0103】

図9C及び9Dは人の心臓の投影画像である。図9Dは、図9A及び9Bで規定されたレンジ内(即ち、ゲート416及び417)で焼灼カテーテルの遠端部402及び隔壁388の面389を表示する切り欠き上側画像を示している。対応する図10Cは、レンジゲート416及び417内のB走査データから発生されたC走査投影上側画像470、及び上側画像アイコン490を表示している。上側画像470は、隔壁388の基端側表面389上に位置されたカテーテル400の遠端部402を示している。レンジゲート416及び417、並びに角度範囲ライン412、413、445及び446が上側画像470の領域を規定している。上側画像470の領域は、隔壁388の基端側表面389の湾曲のため陰影領域とは同一ではない。図10Cは上側画像アイコン490も表示し、該アイコンは長方形なアレイ492とアレイ軸494とを含んでいる。長方形領域492の辺に対する軸494の角度は上側画像470のヨー角を示し、この場合、該ヨー角は零である。

20

【0104】

図11A及び11Bは、図9A及び9Bと同様に、心臓の断面図を示している。本画像化システムは対応する前側画像420A(図12Aに示す)及び左側画像450A(図12Bに示す)を表示する。しかしながら、図12A及び12Bの画像においては、該画像化システムはレンジゲート416及び417に対して、並びに角度範囲ライン412、413、445及び446に対して図10A及び10Bとは異なる値を使用している。何故なら、ここではカテーテル400の遠端部402が左心室394内に位置されているからである。更に、該画像化システムは、図12A及び12Bにおいてレンジゲート416A及び417Aを設定した後、上側画像470(図10Cに示す)の代わりに下側画像500(図12Cに示す)を示している。

30

【0105】

図11Aは、心臓の長軸断面に沿う断面画像である。該画像化システムはエコーデータを収集し、図12Aに示す正投影前側画像420Aを発生する。該システムは、ライン412A及び413Aにより示される新たな方位角範囲を使用し、該範囲は前記投影画像420に使用された方位角範囲よりも小さい。該小さな方位角範囲は、関心のある表面がアレイ42から一層遠くに位置している故に選択される。一般的に、フェーズドアレイモードにおいては、該画像化システムは、アレイ42の近くに位置する関心領域を、更に遠い領域よりも大きな方位及び仰角範囲を用いて画像化する。

40

【0106】

図12Aを参照すると、前側画像420Aは、隔壁388、カテーテル400の遠端部402、左心室394、並びに僧坊弁392及び大動脈弁395の部分を表示し、これら全ては範囲414A内に位置する。前側画像420Aはカテーテル400の遠端部402を、例えば心筋の焼灼又は血管再生の間において表示することができる。図12Aは前側画像アイコン430Aも表示し、該アイコンは、ライン412A及び413Aにより規定された方位角範囲に対応する実際の前側画像フィールド434Aに対して或る角度で位置されるアレイ軸432Aを含んでいる。前側画像アイコン430Aは、最大方位角範囲に対応するような利用可能な前側画像フィールド436Aを含んでいる。図11Bは心臓の短

50

軸に沿う断面図である。図 1 1 B はプローブ 1 2 の遠端部 3 0 (食道 3 8 0 内に位置する)、及び左心室 3 9 4 内に位置する焼灼カテーテル 4 0 0 の遠端部ウェブ 4 0 2 を示している。

【0107】

図 1 2 B は、左側画像 4 5 0 A 及び左側画像アイコン 4 6 0 A を表示している。該画像化システムは左側画像 4 5 0 A を発生し、該画像は含酸素化された血液で満たされた左心室 3 9 4 の一部及び脱酸素化された血液で満たされた右心室 3 8 6 の一部を示している。カテーテル 4 0 0 の遠端部 4 0 2 は、レンジゲート 4 1 6 A 及び 4 1 7 A 内で隔壁 3 8 8 の遠端表面 3 8 9 A (下側表面) の近傍に位置されている。左側画像アイコン 4 6 0 A は、利用可能な側面画像フィールド 4 6 2 A 及び実際の側面画像フィールド 4 6 4 A を表示している。実際の側面画像フィールド 4 6 4 A は、ライン 4 4 5 A 及び 4 4 6 A により示される前記トランスジューサアレイ 4 2 から放出されるラインの仰角範囲を表示している。利用可能な側面画像フィールド 4 6 2 A は、最大の仰角範囲に対応する。

10

【0108】

図 1 1 C 及び 1 1 D は人の心臓の投影画像である。図 1 1 C は、遠端部 4 0 2 及び隔壁 3 8 8 の下側表面 3 8 9 A を表示する切り欠き下側画像を示し、上記両者は図 1 2 A 及び 1 2 B で規定された範囲内に位置している。図 1 2 C はレンジゲート 4 1 6 A 及び 4 1 7 A 内で B 走査データから発生された C 走査投影下側画像 5 0 0 を表示している。下側画像 5 0 0 は、隔壁 3 8 8 の遠端表面 (左心室表面) 3 8 9 A 上に配置された遠端部 4 0 2 を示している。レンジゲート 4 1 6 A 及び 4 1 7 A、並びに角度範囲ライン 4 1 2 A、4 1 3 A、4 4 6 A 及び 4 4 5 A が、図 1 2 C における下側画像 5 0 0 の領域を規定している。該下側画像 5 0 0 の領域は、基端側表面 3 8 9 A の湾曲のために斜線領域とは同一ではない。図 1 2 C は下側画像アイコン 5 2 0 も表示し、該アイコンは長方形アレイ 5 2 2 及びアレイ軸 5 2 4 を含んでいる。長方形領域 5 2 2 の辺に対する軸 5 2 4 の角度は、上側画像 5 0 0 のヨー角を示す。この場合は、ヨー角は零である。

20

【0109】

本画像化システムのビデオ表示器は、上述した正投影画像及び関連するアイコンを常に図 7 に示す同一の場所に表示する。各画像及びアイコンの通常的位置は、臨床医にとり、当該画像を画像化された組織の実際の解剖学的構造と相関させるのを容易にする。ヨーの他の値 1 6 0 (図 5 及び 5 A) を供給した後、前記画像発生器は全ての正投影画像を再計算し、これらを標準の位置に表示する。アイコン発生器 2 8 9、2 9 9 及び 3 4 6 は、アイコン 4 3 0 A、4 6 0 A 及び 5 2 0 用のデータを再計算し、これらの全てが再び標準の位置で表示される。表示された画像は解剖学的に正しい向きを有している。

30

【0110】

図 1 3 A 及び 1 3 B は、図 1 1 A 及び 1 1 B に示した画像と同様の、心臓の断面図を各々示している。しかしながら、図 1 3 A 及び 1 3 B においては、該画像化システムはレンジゲート 4 1 6 B 及び 4 1 7 B 並びに角度範囲ライン 4 1 2 B、4 1 3 B、4 4 5 B 及び 4 4 6 B を使用している。何故なら、カテーテル 4 0 0 の遠端部 4 0 2 が、ここでは、左心室 3 9 4 内で組織表面 3 9 9 上に位置しているからである。該画像化システムは図 1 4 A 及び 1 4 B におけるレンジゲートの設定に基づいて、上側画像 4 7 0 B (図 1 4 C に示す) を表示する。

40

【0111】

図 1 3 A 及び 1 3 B は、右心室 3 8 6 の外側に位置するプローブ 1 2 の遠端部 3 0、及び左心室 3 9 4 の内部に位置する焼灼カテーテル 4 0 0 の遠端部 4 0 2 を示している。前述したように、該画像化システムはトランスジューサアレイ 4 2 を使用してエコーデータを収集し、図 1 4 A、1 4 B 及び 1 4 C に示すような正投影画像を発生する。ビデオ表示器は、これら正投影画像及び関連するアイコンを図 7 及び 7 A に示した所定の位置に表示する。

【0112】

即ち、図 1 4 A は断面画像 4 2 0 B 及び前側画像アイコン 4 3 0 B を示している。前側画

50

像 4 2 0 B は組織表面 3 9 9 上に位置された遠端カテーテル部分 4 0 2 を示している。また、前側画像 4 2 0 B は、左心室 3 9 4 と左心房 3 9 0 との間の僧坊弁 3 9 2 も示している。臨床医は、ゲート 4 1 6 B 及び 4 1 7 B 並びに ROI マーカ 4 1 5 B の位置を設定することができる。前側画像アイコン 4 3 0 B は、アレイ軸 4 3 2 B を表示すると共に、利用可能な前側画像フィールド 4 3 6 B 及び実際の前側画像フィールド 4 3 4 B を表示している。実際の前側画像フィールド 4 3 4 B は、ライン 4 1 2 B 及び 4 1 3 B により規定される方位角範囲に対応し、利用可能な前側画像フィールド 4 3 6 B は、最大の方位角範囲に対応する。実際の画像フィールド 4 3 4 B と利用可能な画像フィールド 4 3 6 B との関係は、ピッチ調整 1 8 1 (図 5 A) を表示する。実際の画像フィールド 4 3 4 B に対するアレイ軸 4 3 2 B は、ヨー調整 1 8 3 (図 5 A) の選択された値を示す。

10

【 0 1 1 3 】

図 1 3 B 及び 1 4 B を参照すると、当該画像化システムは、ライン 4 4 5 B 及び 4 4 6 B 並びに ROI マーカ 4 4 8 B により示される選択された仰角範囲にわたりデータを収集することにより、左側画像 4 5 0 B を発生することができる。左側画像 4 5 0 B は、隔壁 3 8 8 の一部と、左心室表面 3 9 9 上に位置する遠端カテーテル部分 4 0 2 とを表示している。更に図 1 4 B を参照すると、左側画像アイコン 4 6 0 B は利用可能な側面画像フィールド 4 6 2 B と、実際の側面画像フィールド 4 6 4 B とを表示し、該実際の側面画像フィールドは画像セクタが収集された仰角範囲に対応する。利用可能な画像フィールド 4 6 2 B と実際の画像フィールド 4 6 4 B との関係は、ロール調整 1 8 2 (図 5 A) を表示する。

20

【 0 1 1 4 】

図 1 3 C 及び 1 3 D は人の心臓の投影画像である。図 1 3 D は、プローブ 1 2 の遠端部 3 0 と、心臓表面上に位置する焼灼カテーテル 4 0 0 の遠端部 4 0 2 との両者を表示する切り欠き上側画像を示している。図 1 4 C は、レンジゲート 4 1 6 B 及び 4 1 7 B 内で B 走査データから発生された C 走査投影上側画像 4 7 0 B を表示すると共に、上側画像アイコン 4 6 0 B を表示している。上側画像 4 7 0 B は、表面 3 9 9 の近傍に位置する遠端カテーテル部分 4 0 2 と、僧坊弁 3 9 2 の一部とを示している。レンジゲート 4 1 6 B 及び 4 1 7 B 並びに角度範囲 4 1 2 B、4 1 3 B、4 4 5 B 及び 4 4 6 B が、上側画像 4 7 0 B の領域を規定している。図 1 4 C は、上側画像アイコン 4 9 0 B も表示し、該アイコンは長方形アレイ 4 9 2 B 及びアレイ軸 4 9 4 B を含んでいる。長方形領域 4 9 2 B の辺に対する軸 4 9 4 B の角度は、上側画像 4 7 0 B のヨー角を示す。

30

【 0 1 1 5 】

更なる実施例は、添付請求項に記載される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 1 6 】

【 図 1 】 図 1 は、遠端部及び半可撓性長尺胴部を有する経食道画像化プローブを含む超音波システムを示す。

【 図 2 】 図 2 は、上記経食道画像化プローブの剛性領域の概略断面図である。

【 図 2 A 】 図 2 A は、上記経食道画像化プローブの剛性領域の概略断面図である。

【 図 3 】 図 3 は、面内 J 字フックとして関節曲げされた上記経食道プローブの関節領域の概略断面図を示す。

40

【 図 3 A 】 図 3 A は、面外 J 字フックとして関節曲げされた上記経食道プローブの関節領域の概略断面図を示す。

【 図 3 B 】 図 3 B は、面内 S 字フックとして関節曲げされた上記経食道プローブの関節領域の概略断面図を示す。

【 図 3 C 】 図 3 C は、上記経食道プローブの関節領域に使用される関節リンクの斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、正投影画像を示すために使用されるエコーデータの走査ボリュームを示す。

【 図 4 A 】 図 4 A は、前記遠端部を図 3 ないし 3 B に関連して説明したように関節曲げす

50

ることにより発生される走査ボリュームの或る向きを示す。

【図 4 B】図 4 B は、前記遠端部を図 3 ないし 3 B に関連して説明したように関節曲げすることにより発生される走査ボリュームの他の向きを示す。

【図 4 C】図 4 C は、前記遠端部を図 3 ないし 3 B に関連して説明したように関節曲げすることにより発生される走査ボリュームの他の向きを示す。

【図 4 D】図 4 D は、前記遠端部を図 3 ないし 3 B に関連して説明したように関節曲げすることにより発生される走査ボリュームの他の向きを示す。

【図 4 E】図 4 E は、前記遠端部を図 3 ないし 3 B に関連して説明したように関節曲げすることにより発生される走査ボリュームの他の向きを示す。

【図 5 (1)】図 5 (1) は、図 1 の超音波システムの画像発生器を概略的に示す。

10

【図 5 (2)】図 5 (2) も、図 1 の超音波システムの画像発生器を概略的に示す。

【図 5 (3)】図 5 (3) も、図 1 の超音波システムの画像発生器を概略的に示す。

【図 5 (4)】図 5 (4) も、図 1 の超音波システムの画像発生器を概略的に示す。

【図 5 (5)】図 5 (5) も、図 1 の超音波システムの画像発生器を概略的に示す。

【図 5 A (1)】図 5 A (1) は、図 1 の超音波システムの制御プロセッサを概念的に示す。

【図 5 A (2)】図 5 A (2) も、図 1 の超音波システムの制御プロセッサを概念的に示す。

【図 5 B】図 5 B は、当該超音波システムの送信ビーム形成器及び受信ビーム形成器に接続された超音波トランスジューサのアレイを概念的に示す。

20

【図 5 C】図 5 C は、図 5 の図示で使用するゲーテッドピーク検出器を概略示す。

【図 6】図 6 は、図 5 のシステムにより発生される走査パターンを示す。

【図 6 A】図 6 A は、図 5 のシステムにより発生される他の走査パターンを示す。

【図 6 B】図 6 B は、図 5 のシステムにより発生される他の走査パターンを示す。

【図 6 C】図 6 C は、図 5 のシステムにより発生される他の走査パターンを示す。

【図 7】図 7 は、図 1 の超音波画像化システムにより提供される 5 つの正投影画像を図示する。

【図 7 A】図 7 A は、ヨー角を変更することにより調整された図 7 の正投影画像を図示する。

【図 8】図 8 は、心臓を画像化するための経食道プローブ及び経鼻経食道プローブの導入及び使用を図示する。

30

【図 8 A】図 8 A は、心臓を画像化するための経食道プローブ及び経鼻経食道プローブの導入及び使用を図示する。

【図 8 B】図 8 B は、心臓を画像化するための経食道プローブ及び経鼻経食道プローブの導入及び使用を図示する。

【図 8 C】図 8 C は、心臓を画像化するための経食道プローブ及び経鼻経食道プローブの導入及び使用を図示する。

【図 9 A】図 9 A は、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが右心室に位置された人の心臓の断面図である。

【図 9 B】図 9 B も、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが右心室に位置された人の心臓の断面図である。

40

【図 9 C】図 9 C は、人の心臓の投影図である。

【図 9 D】図 9 D は、人の心臓の投影図で、焼灼カテーテルを示す切り欠き上面図を含む。

【図 10 A】図 10 A は、図 9 A 及び 9 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

【図 10 B】図 10 B も、図 9 A 及び 9 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

【図 10 C】図 10 C も、図 9 A 及び 9 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

50

【図 1 1 A】図 1 1 A は、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが左心室に位置された人の心臓の断面図である。

【図 1 1 B】図 1 1 B も、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが左心室に位置された人の心臓の断面図である。

【図 1 1 C】図 1 1 C は、人の心臓の投影図で、図 1 1 A 及び 1 1 B に示した焼灼カテーテルを示す切り欠き底面図を含む。

【図 1 1 D】図 1 1 D は、人の心臓の投影図である。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、図 1 1 A 及び 1 1 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

【図 1 2 B】図 1 2 B も、図 1 1 A 及び 1 1 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。 10

【図 1 2 C】図 1 2 C も、図 1 1 A 及び 1 1 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが左心室に位置された人の心臓の断面図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B も、当該画像化プローブが食道に挿入され、焼灼カテーテルが左心室に位置された人の心臓の断面図である。

【図 1 3 C】図 1 3 C は、人の心臓の投影図である。

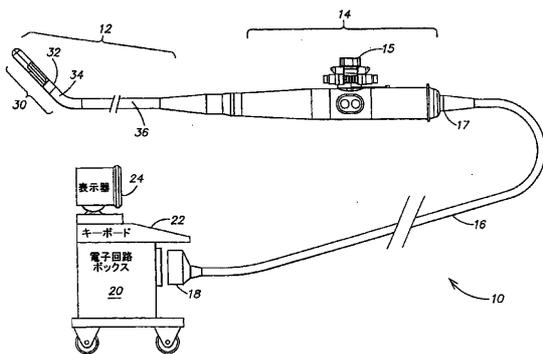
【図 1 3 D】図 1 3 D は、人の心臓の投影図で、図 1 3 A 及び 1 3 B に示した画像化プローブ及び焼灼カテーテルの両者を示す切り欠き上面図を含む。 20

【図 1 4 A】図 1 4 A は、図 1 3 A 及び 1 3 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

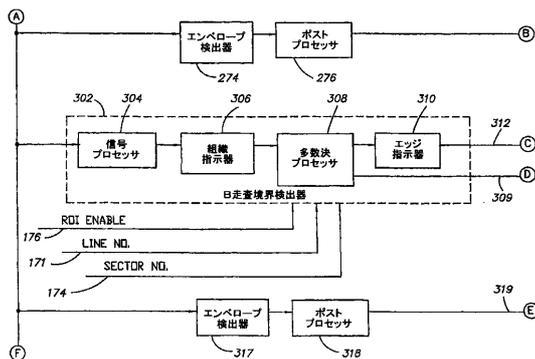
【図 1 4 B】図 1 4 B も、図 1 3 A 及び 1 3 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

【図 1 4 C】図 1 4 C も、図 1 3 A 及び 1 3 B に示す画像化プローブにより収集された正投影図である。

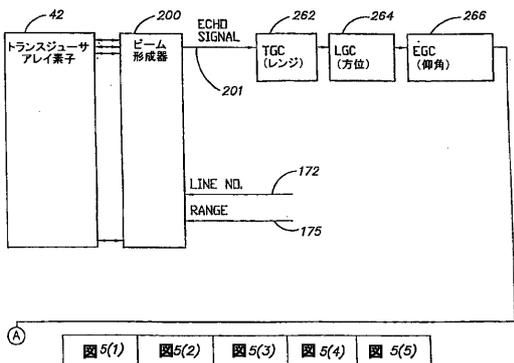
【図1】



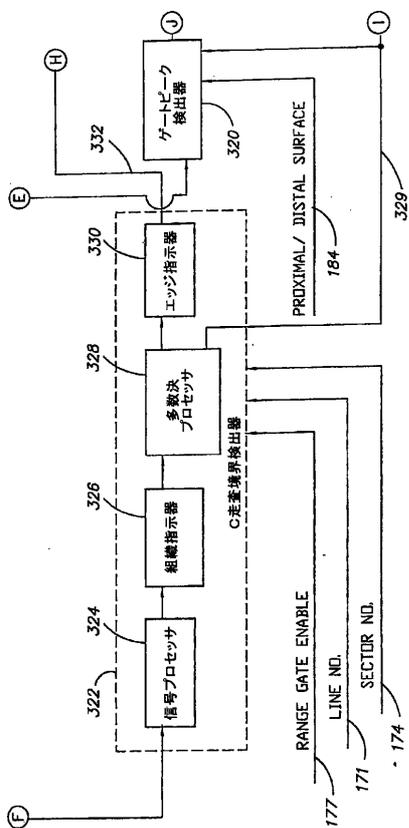
【図5(2)】



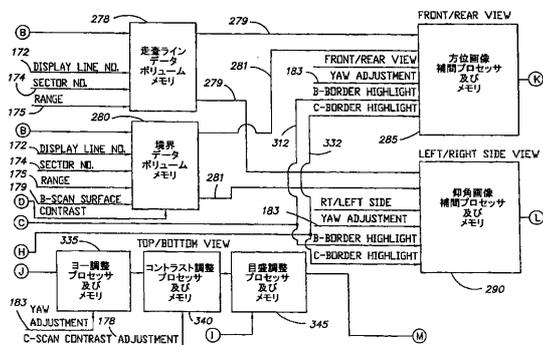
【図5(1)】



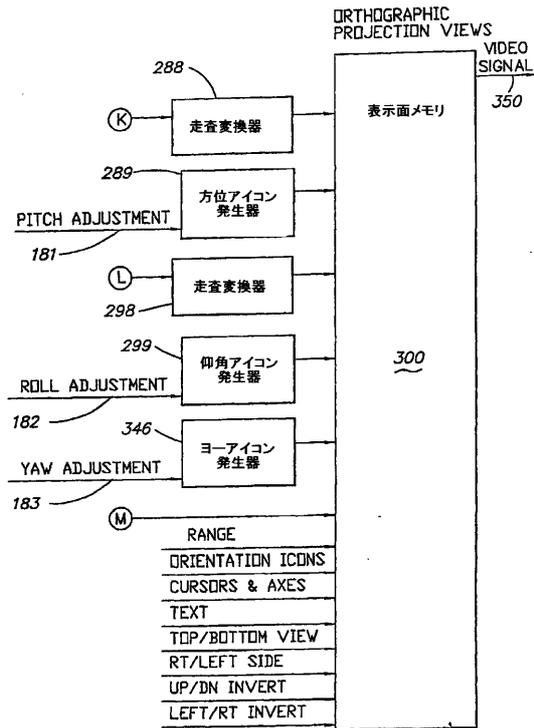
【図5(3)】



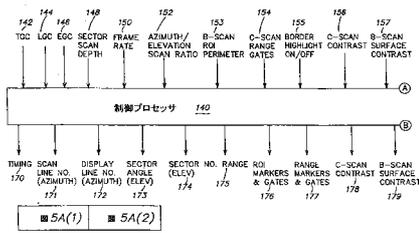
【図5(4)】



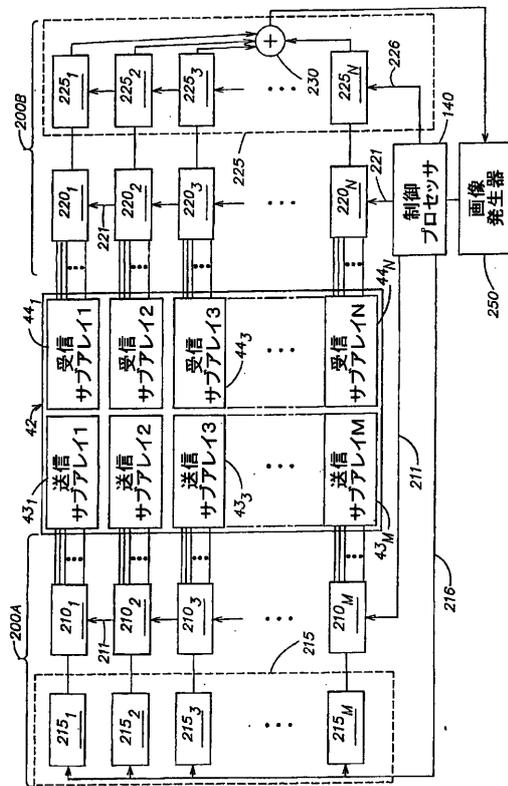
【図5(5)】



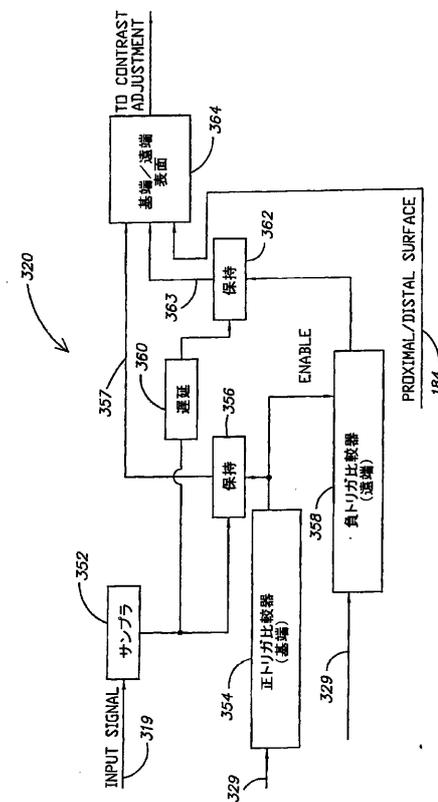
【図5A(1)】



【図5B】



【図5C】



【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
13 February 2003 (13.02.2003)

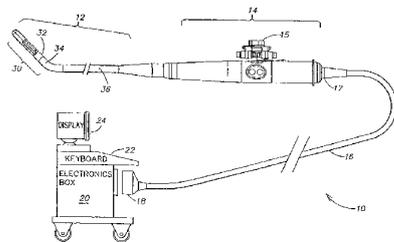
PCT

(10) International Publication Number
WO 03/011139 A1

- (51) International Patent Classification: **A61B 8/00** **Heather:** Prof. Holstiaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/NL02/03150
- (22) International Filing Date: 23 July 2002 (23.07.2002) (74) Agent: **CHARPAIL, François**; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Holstiaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (25) Filing Language: English (81) Designated States (national): CN, JP.
- (26) Publication Language: English (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IT, LI, MC, NL, PT, SE, SK, TR).
- (30) Priority Data: 09/914,464 31 July 2001 (31.07.2001) US **Published:**
with international search report
before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- (71) Applicant: **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.** [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventors: **MILLER, David, G.**; Prof. Holstiaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). **PESZYNSKI, Michael**; Prof. Holstiaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). **BECK,**

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: TRANSESOPHAGEAL AND TRANSNASAL, TRANSESOPHAGEAL ULTRASOUND IMAGING SYSTEMS



(57) Abstract: A semi-invasive ultrasound imaging system for imaging biological tissue includes a transesophageal probe or a transnasal, transesophageal probe connected to a two-dimensional ultrasound transducer array, a transmit beamformer, a receive beamformer, and an image generator. The two-dimensional transducer array is disposed on a distal portion of the probe's elongated body. The transmit beamformer is connected to the transducer array and is constructed to transmit several ultrasound beams over a selected pattern defined by azimuthal and elevation orientations. The receive beamformer is connected to the transducer array and is constructed to acquire ultrasound data from the echoes reflected over a selected tissue volume. The tissue volume is defined by the azimuthal and elevation orientations and a selected scan range. The receive beamformer is constructed to synthesize image data from the acquired ultrasound data. The image generator is constructed to receive the image data and generate images that are displayed on an image display. Preferably, the image generator is constructed to generate, from the image data, several orthographic projection views over the selected tissue volume.

WO 03/011139 A1

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

Transesophageal and transnasal, transesophageal ultrasound imaging systems

The present invention relates to semi-invasive ultrasound imaging systems, and more particularly to transesophageal imaging systems and transnasal, transesophageal imaging systems that provide several two-dimensional plane views and projection views for visualizing three-dimensional anatomical structures inside a patient.

5 Non-invasive, semi-invasive and invasive ultrasound imaging has been widely used to view tissue structures within a human body, such as the heart structures, the abdominal organs, the fetus, and the vascular system. The semi-invasive systems include transesophageal imaging systems, and the invasive systems include intravascular imaging systems. Depending on the type and location of the tissue, different systems provide better
10 access to or improved field of view of internal biological tissue.

In general, ultrasound imaging systems include a transducer array connected to multiple channel transmit and receive beamformers. The transmit beamformer applies electrical pulses to the individual transducers in a predetermined timing sequence to generate transmit beams that propagate in predetermined directions from the array. As the transmit
15 beams pass through the body, portions of the acoustic energy are reflected back to the transducer array from tissue structures having different acoustic characteristics. The receive transducers (which may be the transmit transducers operating in a receive mode) convert the reflected pressure pulses into corresponding electrical RF signals that are provided to the receive beamformer. Due to different distances from a reflecting point to the individual
20 transducers, the reflected sound waves arrive at the individual transducers at different times, and thus the RF signals have different phases.

The receive beamformer has a plurality of processing channels with compensating delay elements connected to a summer. The receive beamformer selects the delay value for each channel to combine echoes reflected from a selected focal point.
25 Consequently, when delayed signals are summed, a strong signal is produced from signals corresponding to this point. However, signals arriving from different points, corresponding to different times, have random phase relationships and thus destructively interfere. The receive beamformer selects such relative delays that control the orientation of the receive beam with respect to the transducer array. Thus, the receive beamformer can dynamically steer the

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

2

receive beams to have desired orientations and can focus them at desired depths. The ultrasound system thereby acquires acoustic data.

To view tissue structures in real-time, various ultrasound systems have been used to generate two-dimensional or three-dimensional images. A typical ultrasound imaging system acquires a two-dimensional image plane that is perpendicular to the face of the transducer array applied to a patient's body. To create a three-dimensional image, the ultrasound system must acquire acoustic data over a three-dimensional volume by, for example, moving a one-dimensional (or a one-and-half dimensional) transducer array over several locations. Alternatively, a two-dimensional transducer array can acquire scan data over a multiplicity of image planes. In each case, the system stores the image plane data for reconstruction of three-dimensional images. However, to image a moving organ, such as the heart, it is important to acquire the data quickly and to generate the images as fast as possible. This requires a high frame rate (i.e., the number of images generated per unit time) and fast processing of the image data. However, spatial scanning (for example, when moving a one-dimensional array over several locations) is not instantaneous. Thus, the time dimension is intertwined with the three space dimensions when imaging a moving organ.

Several ultrasound systems have been used to generate 3D images by data acquisition, volume reconstruction, and image visualization. A typical ultrasound system acquires data by scanning a patient's target anatomy with a transducer probe and by receiving multiple frames of data. The system derives position and orientation indicators for each frame relative to a prior frame, a reference frame or a reference position. Then, the system uses the frame data and corresponding indicators for each frame as inputs for the volume reconstruction and image visualization processes. The 3D ultrasound system performs volume reconstruction by defining a reference coordinate system within which each image frame in a sequence of the registered image frames. The reference coordinate system is the coordinate system for a 3D volume encompassing all image planes to be used in generating a 3D image. The first image frame is used to define the reference coordinate system (and thus the 3D volume), which has three spherical axes (r_v , θ_v and ϕ_v axes) three orthogonal axes (i.e., x_v , y_v and z_v axes). Each image frame is a 2D slice (i.e., a planar image) has two polar axes (i.e., r_i and θ_i axes) or two orthogonal axes (i.e., x_i and y_i), where i is the i -th image frame. Thus, each sample point within an image plane has image plane coordinates in the image plane coordinate system for such image plane. To register the samples in the reference coordinate system, the sample point coordinates in the appropriate image plane coordinate system are transposed to the reference coordinate system. If an image plane sample does not

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

3

occur at specific integer coordinates of the reference coordinate system, the system performs interpolation to distribute the image plane sample among the nearest reference coordinate system points.

To store sample data or the interpolated values derived from the sample data,
5 the system allocates memory address space, wherein the memory can be mapped to the reference coordinate system. Thus, values for a given row of a given reference volume slice (taken along, for example, the z-axis) can be stored in sequential address locations. Also, values for adjacent rows in such slice can be stored in adjacent first memory address space. The system can perform incremental reconstruction by computing a transformation matrix
10 that embodies six offsets. There are three offsets for computing the x, y, and z coordinates in the x-direction (along the row of the image), and three offsets for computing the x, y, and z coordinates in the y-direction (down the column of the image). Then, the system computes the corners of the reconstruction volume and compares them with the coordinates of the bounding volume. Next, the system determines the intersecting portion of the acquired image
15 and the bounding coordinates and converts them back to the image's coordinate system. This may be done using several digital signal processors.

Furthermore, the system can compute an orthogonal projection of the current state of the reconstruction volume. An orthogonal projection uses simpler computation for rendering (no interpolations need to be computed to transform from the reference coordinate
20 system to a displayed image raster coordinate system). The system can use a maximum intensity projection (MIP) rendering scheme in which a ray is cast along the depth of the volume, and the maximum value encountered is the value that is projected for that ray (e.g., the value used to derive a pixel for a given raster point on the 2D image projection). The system incrementally reconstructs and displays a target volume in real time. The operator can
25 view the target volume and scan effectiveness in real time and improve the displayed images by deliberately scanning desired areas repeatedly. The operator also can recommence volume reconstruction at the new viewing angle.

The image visualization process derives 2D image projections of the 3D volume over time to generate a rotating image or an image at a new viewing angle. The
30 system uses a shear warp factorization process to derive the new 2D projection for a given one or more video frames of the image. For each change in viewing angle, the process factorizes the necessary viewing transformation matrix into a 3D shear which is parallel to slices of the volume data. A projection of the shear forms a 2D intermediate image. A 2D warp can be implemented to produce the final image, (i.e., a 2D projection of the 3D volume

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

4

at a desired viewing angle). The system uses a sequence of final images at differing viewing angles to create a real-time rotating view of the target volume.

Other systems have been known to utilize power Doppler images alone in a three dimensional display to eliminate the substantial clutter caused by structural information signals. Such Doppler system stores Doppler power display values, with their spatial coordinates, in a sequence of planar images in an image sequence memory. A user can provide processing parameters that include the range of viewing angles. For instance, the user can input a range of viewing angles referenced to a line of view in a plane that is normal to the plane of the first image in the sequence, and a range increment. From these inputs the required number of three dimensional projections is computed. Then, this system forms the necessary sequence of maximum intensity projections by first recalling the planar Doppler power images from the image sequence memory for sequential processing by a scan converter and display processor. The processor rotates each planar image to one of the viewing angles projected back to the viewing plane.

The Doppler system accumulates the pixels of the projected planar images on a maximum intensity basis. Each projected planar image is overlaid over the previously accumulated projected images but in a transposed location in the image plane which is a function of the viewing angle and the interplane spacing: the greater the viewing angle, the greater the transposition displacement from one image to the next. The display pixels chosen from the accumulated images are the maximum intensity pixels taken at each point in the image planes from all of the overlaid pixels accumulated at each point in the image. This effectively presents the maximum intensity of Doppler power seen by the viewer along every viewing line between the viewer and the three dimensional representation.

This system can rotate, project, transpose, overlay, and choose the maximum intensities at each pixel for all of the planar images, and then store in the image sequence memory the resulting three dimensional representation for the viewing angle. The stored three dimensional sequence is available for recall and display upon command of the user. As the sequence is recalled and displayed in real time, the user can see a three dimensional presentation of the motion or fluid flow occurring in the volumetric region over which the planar images were acquired. The volumetric region is viewed three dimensionally as if the user were moving around the region and viewing the motion or flow from changing viewing angles. The viewer can sweep back and forth through the sequence, giving the impression of moving around the volumetric region in two directions.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

5

It has also been known to utilize a modified two dimensional ultrasonic imaging system to provide three dimensional ultrasonic images. Such three dimensional ultrasonic imaging system can use conventional two dimensional ultrasonic imaging hardware and a scan converter. The two dimensional ultrasonic imaging system acquires a plurality of two dimensional images. This system processes the images through scan conversion to approximate their rotation to various image planes and projection back to a reference plane, which can be the original image plane. Conventional scan conversion hardware can be used to rescale the sector angle or depth of sector images, or the aspect ratio of rectangular images. This system projects a plurality of planes for each image and then stores them in a sequence of combined images, wherein each combined image comprises a set of corresponding projected images offset with respect to each other. Each combined image is a different view of a three dimensional region occupied by the planar image information.

The above system can replay the sequence of combined images on a display to depict the three dimensional region as if it is rotating in front of a viewer. Furthermore, the system can recall the stored combined images on the basis of the three dimensional viewing perspectives and displayed sequentially in a three dimensional presentation.

There are several medical procedures where ultrasound imaging systems are not yet widely used. Currently, for example, interventional cardiologists use mainly fluoroscopic imaging for guidance and placement of devices in the vasculature or in the heart. These procedures are usually performed in a cardiac catheterization laboratory (Cathlab) or an electrophysiology laboratory (Eplab). During cardiac catheterization, a fluoroscope uses X-rays on a real-time frame rate to give the physician a transmission view of a chest region, where the heart resides. A bi-plane fluoroscope, which has two transmitter-receiver pairs mounted at 90° to each other, provides real-time transmission images of the cardiac anatomy. These images assist the physician in positioning various catheters by providing him (or her) with a sense of the three-dimensional geometry of the heart.

While fluoroscopy is a useful technique, it does not provide high quality images with good contrast in soft tissues. Furthermore, the physician and the assisting medical staff need to cover themselves with a lead suit and need to reduce the fluoroscopic imaging time whenever possible to lower their exposure to X-rays. In addition, fluoroscopy may not be available for some patients, for example, pregnant women, due to the harmful effects of the X-rays. Recently, transthoracic and transesophageal ultrasound imaging have

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

6

been very useful in the clinical and surgical environments, but have not been widely used in the Cathlab or Eplab for patients undergoing interventional techniques.

Therefore there is a need for transesophageal or transnasal, transesophageal ultrasound systems and methods that can provide fast and computationally inexpensive real-time imaging. The images should enable effective visualization of the internal anatomy that includes various structures and provide selected views of the tissue of interest. An ultrasound system and method providing anatomically correct and easily understandable, real-time images would find additional applications in medicine.

The present invention relates to novel transesophageal ultrasound apparatuses or methods for imaging three-dimensional anatomical structures and/or medical devices (e.g., therapy devices, diagnostic devices, corrective devices, stents) introduced inside a patient.

According to one aspect, a transesophageal ultrasound imaging system for imaging biological tissue includes a transesophageal probe connected to a two-dimensional ultrasound transducer array, a transmit beamformer, a receive beamformer, and an image generator. The two-dimensional transducer array is disposed on a distal portion of the probe's elongated body. The transmit beamformer is connected to the transducer array and is constructed to transmit several ultrasound beams over a selected pattern defined by azimuthal and elevation orientations. The receive beamformer is connected to the transducer array and is constructed to acquire ultrasound data from the echoes reflected over a selected tissue volume. The tissue volume is defined by the azimuthal and elevation orientations and a selected scan range. The receive beamformer is constructed to synthesize image data from the acquired ultrasound data. The image generator is constructed to receive the image data and generate images of the selected tissue volume that are displayed on an image display (a video display, a printer, etc.).

Preferred embodiments of this aspect include one or more of the following features:

The image generator is constructed to generate, from the image data, at least two orthographic projection views over the selected tissue volume, and the image display is constructed to display the at least two projection views.

The ultrasound imaging system may include a surface detector and a control processor. The surface detector is constructed to receive image parameters from the control processor and generate surface data from the image data. The image generator is constructed to generate from the surface data a projection image for display on the image display.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

7

The surface detector is a B-scan boundary detector and the image generator is constructed to generate from the image data and the surface data a plane view including the projection image. Furthermore, the image generator may be constructed to generate, from the image data and the surface data, at least two orthographic projection views each including the
5 plane view and the projection image. The surface detector may be a C-scan boundary detector and the image generator is then constructed to generate a C-scan view.

The ultrasound imaging system includes a probe that is a transesophageal probe or a transnasal transesophageal probe. The transesophageal probe includes a locking mechanism co-operatively arranged with an articulation region of the probe and constructed
10 to lock in place the transducer array after orienting the array relative to a tissue region of interest. The transnasal transesophageal probe includes a locking mechanism co-operatively arranged with an articulation region of the probe and constructed to lock in place the transducer array after orienting the array relative to a tissue region of interest.

The transducer array and the beamformers are constructed to operate in a
15 phased array mode and acquire the ultrasound data over the selected azimuthal range for several image sectors each having a designated elevation location. The transducer array includes a plurality of sub-arrays connected to the transmit and receive beamformers.

The image generator is constructed to generate, from the image data, at least two orthographic projection views over the selected tissue volume, and the image display is
20 constructed to display the at least two projection views. The image generator is constructed to generate two of the orthographic projection views as orthogonal B-scan views and generate one of the orthographic projection views as a C-scan view.

The transesophageal probe may also include a locking mechanism co-operatively arranged with an articulation region of the probe and constructed to lock in place
25 the transducer array after orienting the array relative to a tissue region of interest.

The ultrasound imaging system includes a control processor constructed and arranged to control the transmission of the ultrasound beams and control the synthesis of the image data based on range data provided by a user. The transducer array includes a plurality of sub-arrays connectable to the transmit and receive beamformers and the control processor
30 is constructed to control arrangement of the sub-arrays for optimizing acquisition of the echo data of the tissue volume. The control processor constructed and arranged to provide to the transmit beamformer and the receive beamformer scan parameters that include an imaging depth, a frame rate, or an azimuth to elevation scan ratio.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

8

The control processor is constructed to receive input data and provide output data causing the transmit and receive beamformers to change the azimuthal range. The control processor is constructed to receive input data and provide output data causing the transmit and receive beamformers to change the elevation range. The control processor is
5 constructed to provide data to image generator for adjusting a yaw of the views by recalculating the orthographic projection views. By changing the azimuthal range or the elevation range, a clinician can direct the scan over a smaller data volume centered on the tissue of interest. By scanning over the smaller volume, the system improves real-time imaging of moving tissue by increasing the frame rate, because it collects a smaller number
10 of data points.

The image generator includes at least one view interpolation processor constructed to generate the at least two orthographic projection views, at least one icon generator constructed to generate the at least two icons associated with the at least two orthographic projection views, and includes at least one boundary detector constructed and
15 arranged to detect a tissue boundary.

The view interpolation processor is arranged to generate a B-scan view and a C-scan view, the C-scan view is generated by receiving C-scan designation information from the B-scan view. The view interpolation processor is an azimuthal view interpolation processor. The view interpolation processor is an elevation view interpolation processor. The
20 view interpolation processor includes a gated peak detector.

The boundary detector is a B-scan boundary detector and the interpolation processor is further arranged to receive from the B-scan boundary detector data for highlighting borders in the orthographic projection views. The boundary detector is a C-scan boundary detector and the interpolation processor is further arranged to receive from the C-
25 scan boundary detector data for highlighting borders in the orthographic projection views.

The image generator includes a yaw adjustment processor. The image generator includes a range processor constructed to provide two range cursors for generating a C-scan projection view. The range processor is arranged to receive a user input defining the two range cursors. The icon generator constructed to generate an azimuthal icon displaying
30 the azimuthal angular range and displaying a maximum azimuthal angular range. The icon generator constructed to generate an elevation icon displaying the elevation angular range and displaying a maximum elevation angular range.

According to another aspect, a transesophageal ultrasound imaging method is performed by introducing into the esophagus a transesophageal probe and positioning a two-

WO 03/011139

9

PCT/IB02/03150

dimensional ultrasound transducer array at a selected orientation relative to an tissue region of interest, transmitting ultrasound beams over a plurality of transmit scan lines from the transducer array over a selected azimuthal range and a selected elevation range of locations, and acquiring by the transducer array ultrasound data from echoes reflected from a selected tissue volume delineated by the azimuthal range, the elevation range and a selected sector scan depth and synthesizing image data from the acquired ultrasound data. Next, the ultrasound imaging method is performed by generating images from the image data of the selected tissue volume, and displaying the generated images.

Preferably, the transesophageal ultrasound imaging method may be performed by one or more of the following: The transmitting and the acquiring is performed by transmit and receive beamformers constructed to operate in a phased array mode and acquire the ultrasound data over the selected azimuthal range for several image sectors having known elevation locations. The generating includes generating at least two orthographic projection views over the tissue volume, and the displaying includes displaying at least two orthographic projection views.

The imaging method may be used for positioning a surgical instrument at a tissue of interest displayed by the orthographic projection views. The imaging method may be used for verifying a location of the surgical instrument during surgery based orthographic projection views. The imaging method may be used for performing the transmitting, the acquiring, the generating, and the displaying of the orthographic projection views while performing surgery with the surgical instrument. The imaging method may be used for performing the transmitting, the acquiring, the generating, and the displaying of the orthographic projection views after performing surgery with the surgical instrument.

The generation of at least two orthographic projection views may include generating a selected C-scan view. The generation of the selected C-scan view may include providing a C-scan designation for the selected C-scan view. The designation may include defining a bottom view or defining a top view. The generation of the C-scan may include detecting a tissue boundary by using a C-scan boundary detector, and selecting ultrasound data for the C-scan by a gated peak detector.

The imaging method may include providing input data to a control processor and providing output data from the control processor to direct the transmit and receive beamformers to change the azimuthal range. The imaging method may include providing input data to a control processor and providing output data from the control processor to direct the transmit and receive beamformers to change the elevation range. The control

WO 03/011139

10

PCT/IB02/03150

processor may also provide data to image generator for adjusting a yaw of the views by recalculating the orthographic projection views. By changing the azimuthal range or the elevation range, a clinician can direct the scan over a smaller data volume centered on the tissue of interest. By scanning over the smaller volume, the system improves real-time
5 imaging of moving tissue by increasing the frame rate, because it collects a smaller number of data points.

The generation of at least two orthographic projection views may include generating an azimuthal icon associated with the selected azimuthal range and a maximum azimuthal range, or an elevation icon associated with the selected elevation range and a
10 maximum elevation range.

Fig. 1 illustrates an ultrasound system including a transesophageal imaging probe having a distal part and a semi-flexible elongated body.

15 Figs. 2 and 2A are schematic cross-sectional views of a rigid region of the transesophageal imaging probe.

Fig. 3 shows a schematic cross-sectional view of an articulation region of the transesophageal probe articulated as an in-plane J hook.

20 Fig. 3A shows a schematic cross-sectional view of the articulation region of the transesophageal probe articulated as an out-of-plane J hook.

Fig. 3B shows a schematic cross-sectional view of the articulation region of the transesophageal probe articulated as an in-plane S hook.

25 Fig. 3C is a perspective view of an articulation link used in the articulation region of the transesophageal probe.

Fig. 4 shows a scanned volume of echo data used for illustration of orthographic projection views.

Figs. 4A, 4B, 4C, 4D and 4E show different orientations of the scanned volumes generated by articulating the distal part as described in connection with Figs. 3 through 3B.

30 Fig. 5 shows diagrammatically an image generator of the ultrasound system of Fig. 1.

Fig. 5A shows diagrammatically a control processor of the ultrasound system of Fig. 1.

WO 03/011139

11

PCT/IB02/03150

Fig. 5B shows diagrammatically an array of ultrasound transducers connected to a transmit beamformer and a receive beamformer of the ultrasound system.

Fig. 5C shows diagrammatically a gated peak detector used in the shown in Fig. 5.

5 Figs. 6, 6A, 6B and 6C show various scanning patterns generated by the system of Fig. 5.

Fig. 7 illustrates five orthographic projection views provided by the ultrasound imaging system of Fig. 1.

10 Fig. 7A illustrates the orthographic projection views of Fig. 7 adjusted by changing the yaw angle.

Figs. 8, 8A, 8B and 8C illustrate introduction and use of the transesophageal probe and the transnasal transesophageal probe for imaging of the heart.

Figs. 9A and 9B are cross-sectional views of the human heart with the imaging probe inserted in the esophagus and an ablation catheter positioned in the right ventricle.

15 Fig. 9C is a projection view of the human heart.

Fig. 9D is a projection view of the human heart including a cut-away top view displaying the ablation catheter.

Figs. 10A, 10B and 10C are orthographic projection views collected by the imaging probe shown in Figs. 9A and 9B.

20 Figs. 11A and 11B are cross-sectional views of the human heart with the imaging probe inserted in the esophagus and an ablation catheter in the left ventricle.

Fig. 11C is a projection view of the human heart including a cut-away bottom view displaying the ablation catheter shown in Figs 11A and 11B.

Fig. 11D is a projection view of the human heart.

25 Figs. 12A, 12B and 12C are orthographic projection views collected by the imaging probe shown in Figs. 11A and 11B.

Figs. 13A and 13B are cross-sectional views of the human heart with the imaging probe inserted in the esophagus and an ablation catheter located in the left ventricle.

Fig. 13C is a projection view of the human heart.

30 Fig. 13D is a projection view of the human heart including a cut-away top view displaying both the imaging probe and the ablation catheter shown in Figs 13A and 13B.

Figs. 14A, 14B and 14C are orthographic projection views collected by the imaging probe shown in Figs. 13A and 13B.

Referring to Fig. 1, a transesophageal (TEE) imaging system 10 includes a transesophageal probe 12 with a probe handle 14, connected by a cable 16, a strain relief 17, and a connector 18 to an electronics box 20. Electronics box 20 is interfaced with a keyboard 22 and provides imaging signals to a video display 24. Electronics box 20 includes a transmit beamformer, a receive beamformer, and an image generator. Transesophageal probe 12 has a distal part 30 connected to an elongated semi-flexible body 36. The proximal end of elongated part 30 is connected to the distal end of probe handle 14. Distal part 30 of probe 12 includes a rigid region 32 and a flexible region 34, which is connected to the distal end of elongated body 36. Probe handle 14 includes a positioning control 15 for articulating flexible region 34 and thus orienting rigid region 32 relative to tissue of interest. Elongated semi-flexible body 36 is constructed and arranged for insertion into the esophagus. Transesophageal probe 12 can be made by using a commercially available gastroscope and the distal rigid region shown in Figs. 2 and 2A. The entire insertion tube is about 110 cm long and has about 30F in diameter. The gastroscope is made, for example, by Welch Allyn (Skananteles Falls, NY).

Referring to Figs. 2 and 2A, the transesophageal imaging probe 12 includes distal rigid region 32 coupled to flexible region 34 at a coupling region 40. Distal region 32 includes a distal tip housing 50 for encasing an ultrasound transducer array 42, electrical connections and associated electronic elements. Transducer array 42 is preferably a two-dimensional array of ultrasound transducer elements. Distal tip housing 50 includes a lower tip housing 52 and an upper tip housing 54 having an ultrasonic window 56 and a matching medium located in front of transducer array 42. The front part of tip housing 50 has a bullet shape with a rounded tip (or pill shape) for easy introduction into the fornix and advancement in the esophagus. Furthermore, housing 54 has a convex shape around window 56. Ultrasonic window 56 may also include an ultrasonic lens and a metal foil embedded in the lens material for cooling purposes.

Transducer array 42 is bonded to an array backing 60 and the individual transducer elements are connected to an integrated circuit 62, as described in U.S. Patent 5,267,221. Integrated circuit 62 is connected to a circuit board 64 using wire bonds 66. This structure is thermally connected to a heat sink 68. The transesophageal probe includes two super flex circuits 58 and 58A, which provide connections between circuit board 64 and probe connector 18. The super flex circuits are arranged to have isotropic bending properties,

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

13

for example, by folding into an accordion shape or by wrapping into a spiral shape. Alternatively, the super flex circuits may be replaced by a coaxial cable.

Alternatively, imaging system 10 may use a transnasal, transesophageal imaging probe. The transnasal, transesophageal imaging probe includes an insertion tube
5 connected to a distal part with a two-dimensional transducer array. The insertion tube is about 100 cm to 110 cm long and has a diameter of about 10F to 20F. The two-dimensional transducer array is bonded to an array backing and the individual transducer elements are connected to an integrated circuit, as described in detail above.

Figs. 3, 3A and 3B are schematic cross-sectional views of flexible region 34 of
10 transesophageal imaging probe 12. Imaging probe 12 includes an articulation mechanism coupled to positioning control 15 (Fig. 1) for articulating flexible region 34. Flexible region 34 exhibits torsional stiffness and substantially no torsional play. As described below, a clinician adjusts positioning control 15 (Fig. 1) to articulate in various ways flexible region 34 in order to position rigid distal region 32 and orient transducer array 42 relative to a tissue
15 volume of interest (as shown in Figs. 8 and 8A). The clinician then can lock the articulated flexible region 34 in place to maintain the position of transducer array 42 during the probe manipulation or ultrasonic examination. In a preferred embodiment, flexible region 34 includes a plurality of articulation links 71, 72 or 80 cooperatively arranged with at least one push-pull cable (or rod) controllable by positioning control knobs 15. The articulation links
20 are covered by a flexible sheath 70.

Fig. 3 shows flexible region 34 articulated as an in-plane J hook. Flexible region 34 is made of a proximal link 71, a set of links 72 (shown in detail in Fig. 3C), and a distal link 80 connected to the distal end of highly flexible pull-push rod 74 at a connection
25 75. Positioning control knobs 15 control one or several rack and pinion mechanisms located in handle 14. When the rack and pinion mechanism proximally displaces push-pull rod 74, flexible region 34 bends and forms the in-plane J hook, wherein rigid distal region 32 and flexible region 34 are within the same plane. This in-plane bend is facilitated by the design of articulation link 72 cooperatively arranged with push-pull rod 74 connected to distal link 80 at its distal end. Articulation link 72 is shown in Fig. 3C.

Referring to Fig. 3C, articulation link 72 has a ring-like structure that includes
30 a pivotable hinge connecting two neighboring links 72. The pivotable hinge includes two hinge pins 86A and 86B (not visible in this perspective view) disposed on the opposite sides of link 72 and extending from recessed surfaces 88A and 88B (again not visible), respectively. Hinge lips 90A and 90B include inside surfaces 91A (again not shown but

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

14

described to illustrate the symmetry) and 91B, which have a complementary shape to the shape of surfaces 88A and 88B. Hinge lips 90A and 90B also include holes 92A and 92B, respectively, which are shaped to receive the hinge pins.

5 Articulation link 72 also includes a stop surface 94 and a stop surface 96. Stop surface 94 is positioned to provide a pre-selected maximum bending of articulation region 34, facilitated by each link, upon the pulling action of push-pull rod 74. Stop surface 96 is positioned at a height that enables articulation region 34 to assume a straight orientation when push-pull rod 74 disposed in channel 73 does not pull on distal link 80. Alternatively, stop surface 96 is designed for articulation region 34 to assume any selected orientation. For
10 example, stop surface 96 may be designed for articulation region 34 to assume an opposite bend when push-pull rod 74 pushes on distal link 80. Articulation links 72 are made of a plastic or metal, such as brass or stainless steel that can also provide electrical shielding for electrical wires located inside. The surface of articulation links 72 is designed to carry sheath 70 while articulation links 72 can still bend readily without gripping or pinching sheath 70.

15 Fig. 3A shows distal part 30 articulated as an out-of-plane J hook. Flexible region 34 includes proximal link 71, distal link 80 and another set of distal links 82. Push-pull rod 74 extends in channel 73 (Fig. 3C) from a rack and pinion mechanism to a connection 75 in link 80. Push-pull rod 76 extends from a distal end 77 connected to distal link 82 to another rack and pinion mechanism (not shown) near handle 14. Push-pull rod 74
20 is displaced proximally to bend articulation region 34. Push-pull rod 76 displaces distal link 82, connected to rigid distal region 32; these two displacements form the out-of-plane J hook having flexible region 34 displaced out of the plane of rigid distal region 32.

Fig. 3B shows distal part 30 articulated as an in-plane S hook. Flexible region 34 includes proximal link 71, sets of links 72A, an anchoring link 84, a set of links 72, and
25 distal link 82 connected to distal rigid region 32. Push-pull rod 74 extends from its distal end 75, connected to link 84, to a rack and pinion mechanism located near handle 14. Push-pull rod 78 extends from its distal end 79, connected to link 82, through links 72, link 84, links 72A and link 71 to another rack and pinion mechanism located in the catheter handle. Articulation links 72A are basically mirror images of links 72, but include two channels for
30 accommodating push-pull rods 74 and 78. Links 72 enable articulation in one orientation, and links 72A enable articulation in a 180 degree symmetric orientation. By proximally displacing push-pull rod 74, the rack and pinion mechanism actuates displacement of the proximal part of articulation region 34 in one direction. Furthermore, by proximally displacing push-pull rod 78, the rack and pinion mechanism bends the distal part of

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

15

articulation region 34 in another direction, thereby forming the in-plane S hook. That is, the in-plane S hook has flexible region 34 and distal rigid region 32 located in the same plane.

The articulation region shown in Fig. 3B may be further modified to include push-pull rod 76 placed inside modified link 72 as shown in link 72A. By proximally displacing push-pull rod 76, articulation region 34 forms an out-of-plane S hook. The out-of-plane S hook has flexible region 34 located in one plane and distal rigid region 32 bend out of that plane. This arrangement enables both tilting transducer array 42 and pulling it back to achieve a desired distance from the tissue of interest. A clinician manipulates the control knobs 15 until the tip of the probe has been articulated to a position where transducer array 42 has a desired orientation relative to the tissue volume of interest. When transducer array 42 is properly positioned the physician locks the articulation mechanism in its current position using a brake. After the articulation mechanism is locked, the imaging system collects the echo data, as shown in Figs. 8 and 8A.

In the preferred embodiment, the TEE imaging system or the transnasal TEE imaging system includes a transmit beamformer, a receive beamformer, an image generator, a surface detector (or a boundary detector), and an image display, all of which are shown diagrammatically in Figs. 5 through 5C. The system generates several novel orthographic views that utilize planar imaging and projection imaging techniques. The acquisition of the images is first described in connection with Fig. 4. Fig. 4 shows a scanned volume V of data (i.e., an image volume) collected by transducer array 42. Transducer array 42, controlled by a transmit beamformer 200A (described in connection with Fig. 5B), emits ultrasound lines over an azimuthal angular range for a selected elevation angle Φ . Transducer array 42 detects echoes timed by a receive beamformer 200B (described in connection with Fig. 5B) over a selected scan range (R) and an azimuthal angular range ($\theta = \pm 45^\circ$) to acquire ultrasound data for one image plane, e.g., S_0 , shown in Fig. 4. To image the tissue volume V, the imaging system collects data over several image planes (called 2D slices or image sectors) labeled as S_{-1} , S_{-2} , S_{-3} , S_0 , S_1 , S_2 and S_3 , distributed over an elevational angular range ($\Phi = \pm 30^\circ$).

Figs. 4A through 4E show examples of different orientations of the scanned volumes collected by imaging probe 12 having the probe articulations described in connection with Figs. 3 through 3C. Specifically, Fig. 4A shows an imaging volume 100 collected by imaging probe 12 having flexible region 34 extended straight. The imaging system collects the echo data over several image planes S_{-1} , S_{-2} , S_{-3} , S_0 , S_1 , S_2 and S_3 described above. Fig. 4B shows a scanned volume 102 collected by the imaging system having flexible region 34 articulated in the form of the in-plane J hook, shown in Fig. 3. The

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

16

J hook can be articulated in the anterior, as shown in Fig. 4B, direction or the posterior direction and can also be displaced out-of-plane, as described in connection with Fig. 3A. Fig. 4C shows a scanned volume 104 generated by the imaging system with flexible region 34 articulated in the form of the out-of-plane J hook. Figs. 4D and 4E depict scanned
5 volumes 106 and 108 generated by the imaging system when flexible region 34 is articulated as in-plane and out-of-plan S hooks.

Figs. 5, 5A and 5B show diagrammatically the imaging system according to a presently preferred embodiment. The entire operation of the imaging system is controlled by a control processor 140, shown in Fig. 5A. Control processor 140 receives input commands
10 from input controls 142 through 167 and provides output control signals 170 through 191. Control processor 140 provides control data to a beamformer 200, and provides image control data to image generator 250, which includes processing and display electronics. Beamformer 200 includes a transmit beamformer 200A and a receive beamformer 200B, shown diagrammatically in Fig. 5B. In general, transmit beamformer 200A and receive
15 beamformer 200B may be analog or digital beamformers as described, for example, in U.S. Patents 4,140,022; 5,469,851; or 5,345,426 all of which are incorporated by reference.

According to one embodiment, transducer array 42 is preferably a two-dimensional array of ultrasound transducer elements that can be arranged into groups of elements (i.e., sub-arrays) using electronically-controllable switches. The switches can
20 selectively connect transducer elements together to form sub-arrays having different geometrical arrangements. That is, the two-dimensional array is electronically configurable. The switches also connect the selected configuration to transmit beamformer 200A or receive beamformer 200B shown in Fig. 5B. Each geometrical arrangement of the transducer elements is designed for optimization of the transmitted ultrasound beam or the detected
25 receive beam.

Transducer array 42 may be fabricated using conventional techniques as described, for example, in U.S. Patent No. 5,267,221 issued November 30, 1993 to Miller et al. The transducer elements may have center-to-center spacings on the order of 100-300 micrometers. The sizes of the transducer elements and the spacings between the transducer
30 elements depend on the transducer ultrasound frequency and the desired image resolution.

Referring to Fig. 5B, the imaging system includes transducer array 42 with designated transmit sub-arrays 43₁, 43₂, ..., 43_M and designated receive sub-arrays 44₁, 44₂, ..., 44_N. Transmit sub-arrays 43₁, 43₂, ..., 43_M are connected to intra-group transmit pre-processors 210₁, 210₂, ..., 210_M, respectively, which in turn are connected to transmit

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

17

beamformer channels 215₁, 215₂, ..., 215_M. Receive sub-arrays 44₁, 44₂, ..., 44_N are connected to intra-group receive pre-processors 220₁, 220₂, ..., 220_N, respectively, which in turn are connected to receive beamformer channels 225₁, 225₂, ..., 225_N. Each intra-group transmit pre-processor 210_i includes one or more digital pulse generators that provide the transmit pulses and one or more voltage drivers that amplify the transmit pulses to excite the connected transducer elements. Alternatively, each intra-group transmit pre-processor 210_i includes a programmable delay line receiving a signal from a conventional transmit beamformer. For example, the transmit outputs from the commercially available ultrasound system HP Sonos 5500 may be connected to the intra-group transmit pre-processors 210_i instead of the transducer elements done presently for HP Sonos 5500 (both previously manufactured by Hewlett-Packard Company, now Agilent Technologies, Inc., Andover, MA).

Each intra-group receive pre-processor 220_i may include a summing delay line, or several programmable delay elements connected to a summing element (a summing junction). Each intra-group receive processor 220_i delays the individual transducer signals, adds the delayed signals, and provides the summed signal to one receive beamformer channel 225_i. Alternatively, one intra-group receive processor provides the summed signal to several receive beamformer channels 225_i of a parallel receive beamformer. The parallel receive beamformer is constructed to synthesize several receive beams simultaneously. Each intra-group receive pre-processor 220_i may also include several summing delay lines (or groups of programmable delay elements with each group connected to a summing junction) for receiving signals from several points simultaneously, as described in detail in U.S. Application Ser. No. 09/085,718, filed on May 28, 1998, which is incorporated by reference.

Control processor 140 provides delay commands to transmit beamformer channels 215₁, 215₂, ..., 215_M via a bus 216₁ and also provides delay commands to the intra-group transmit pre-processors 210₁, 210₂, ..., 210_M via a bus 211. The delay data steers and focuses the generated transmit beams over transmit scan lines of a selected transmit pattern, as shown for example in Figs. 6 through 6C. Control processor 140 also provides delay commands to receive beamformer channels 225₁, 225₂, ..., 225_N via a bus 226 and delay commands to the intra-group receive pre-processors 220₁, 220₂, ..., 220_N via a bus 221. The applied relative delays control the steering and focussing of the synthesized receive beams. Each receive beamformer channel 225_i includes a variable gain amplifier, which controls gain as a function of received signal depth, and a delay element that delays acoustic data to achieve beam steering and dynamic focusing of the synthesized beam. A summing element 230 receives the outputs from beamformer channels 225₁, 225₂, ..., 225_N and adds the outputs

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

18

to provide the resulting beamformer signal to image generator 250, shown in detail in Fig. 5. The beamformer signal represents one receive ultrasound beam synthesized along one receive scan line.

According to another embodiment, transducer array 42 includes a larger
5 number of elements wherein only selected elements are connected to the integrated circuit. Transducer array 42 has the individual transducer elements arranged in rows and columns. The electronically-controllable switches selectively connect the elements adjacent in the rows and columns. Furthermore, the array may also include electronically-controllable switches for
10 selectively connecting adjacent, diagonally-located transducer elements. The selected transducer elements can be connected to the transmit or receive channels of the imaging system such as HP Sonos 5500 or the system described below. A T/R switch connects the same groups of elements alternatively to the transmit or receive channels. The connections may be direct or may be indirect through one or more other transducer elements.

By appropriately connecting the elements into groups and phasing the
15 elements by the transmit beamformer, the generated ultrasound beam is transmitted along a desired scan line and is focused at a desired depth. Various transducer connections are described in U.S. Patent Application 09/044,464, filed on March 19, 1998, which is incorporated by reference. For example, the transducer elements may be connected in columns together by closing neighboring column switches. Each column is then connected
20 via one selected transducer element of a selected row to a different system channel, as shown in Fig 5B. The phased transducer elements then form an imaging plane that is perpendicular to the plane of the array and is vertical (i.e., parallel to the selected column). The elevation direction is horizontal, as shown in Fig 4.

However, the imaging system can generate the scanned volume V by the
25 image planes (S_{-1} , S_{-2} , S_{-3} , S_0 , S_1 , S_2 and S_3) oriented arbitrarily relative to the transducer rows and having columns. For example, transducer elements in different rows and columns are interconnected to system channels to provide imaging in a plane that is oriented at an angle with respect to the transducer rows and columns. For example, the transducer elements of neighboring rows and columns are connected to the beamformer in a step-like pattern.
30 This configuration provides the images parallel to a plane that is oriented at about 45 degrees with respect to the column orientation. In another embodiment, the transducer elements are connected the beamformer to form approximately circular contours. This improves the elevation focus control. The acoustic center can be placed on any element that is connected to a system channel. In general, the transducer configurations can be combined with the

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

19

elevation focus control by determining the appropriate equal delay contours and connecting elements along those contours.

The imaging system acquires the echo data over a selected size of the volume V by executing a selected scanning pattern. Fig. 6 shows a 100% rectangular scanning pattern 240 performed, for example, by collecting the echo data over several image planes (2D slices) S_{-1} , S_2 , S_3 , S_0 , S_1 , S_2 and S_3 , as described in connection with Fig. 4. However, to reduce the scanning time, the imaging system can perform data scans over a reduced volume centered on the tissue region of interest. For example, Fig. 6A shows an elliptical scanning pattern 242, which includes about 70% of the scan lines used in the rectangular scanning pattern 240, shown in Fig. 6. Fig. 6B shows a diamond-shaped pattern 244₁ which includes only about 50% of the scan lines, and Fig. 6C shows a star-shaped pattern 246, which includes only about 25% of the scan lines.

Referring also to Fig. 7, the imaging system can generate and display several unique views that are within two orthogonal central planes S_0 and L_0 (Fig. 4) having a zero degree azimuthal and elevational location, respectively. The generated views include projection images that are generated over the region of interest or over the entire area of the 2D slice. Specifically, when the plane S_0 (having the elevation angle $\Phi = 0^\circ$) is imaged from $y = \infty$ toward $y = 0$, it is called a front projection view 286. A rear projection view (not shown in Fig. 7) is imaged from $y = -\infty$ toward $y = 0$. The image sectors located at L_0 (having the azimuthal angle $\theta = 0^\circ$) imaged from $x = \infty$ toward $x = 0$ and $x = -\infty$ toward $x = 0$ are called a right side projection view 292 and a left side projection view 291, respectively. The imaging system can generate and display a top projection view 337, which is a modified C-scan image of a selected tissue surface imaged from $z = 0$ to $z = \infty$. The location of modified C-scan image can be pre-selected, defined in the plane views (image planes), or defined in the front or side projection views, as shown in Fig. 7. The imaging system also generates and displays a bottom projection view 336, which is a modified C-scan image of the tissue surface imaged from $z = \infty$ to $z = 0$. In general, however, the projection direction does not have to be parallel with the x, y or z axes, but may be any direction selected by a clinician.

The imaging system is designed to provide images that are easily understandable to a clinician. As shown in Fig. 7, the image display positions the front projection view (286) in the center, the left side projection view (291) on the left-hand side, and the right side projection view (292) on the right-hand side of the front projection view. Furthermore, the image display displays the top projection view (337) above the front

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

20

projection view, and the bottom projection view (336) below the front projection view. Next to each view there is a display icon. Display icons 370, 372, 374, 376 and 378 provide the orientation and provide the scan range of the associated views 286, 291, 292, 337 and 336, respectively. The clinician can select and re-select the scan parameters and the display
5 parameters based on the information provided in the individual views and the display icons. The system will then generate new views and the associated display icons, as described below.

Fig. 7A shows the novel orthographic views of Fig. 7 recalculated for a yaw angle of 30 degrees. The left side projection view 291A and the right side projection view
10 292A correspond to the left side projection view 291 and the right side projection view 292 (Fig. 7), respectively. The left side view icon 372A, and the right side view icon 374A show the new display regions after recalculating the yaw angle. Similarly, the top view icon 376A and the bottom view icon 378A display the yaw angle to a clinician.

Importantly, the imaging system can generate the projection images over the
15 entire area of a plane view or over a region of interest defined by a clinician after viewing an acquired plane view (i.e., 2D slice image). If the projection images are generated only over the region of interest, then each image includes a projection view within the region of interest and plane view (2D slice) outside the region of interest. Specifically, the right side view includes the right side projection view within the region of interest and a plane view at the
20 plane L_0 . Similarly, the left side view includes the left side projection view within the region of interest and the plane view at the plane L_0 . That is, views 291 and 292 (or 291A and 292A) differ only within the region of interest, where the left side projection view and the right side projection view are generated and displayed, and are identical outside the region of interest.

The imaging system initially provides the front view and the side views to a
25 clinician. The imaging system also provides at least one modified C-scan image that is an image of a selected surface perpendicular to the front and side view planes over the scanned volume, V. A clinician can manually select (or the system can select automatically) the surface to be shown in the modified C-scan image. The imaging system generates these orthographic projection views in real time, at a frame rate above 15 Hz (and preferably above
30 20 Hz, or in the range of about 30 Hz to 100 Hz).

Referring again to Figs. 5, 5A and 5B, the imaging system includes transmit beamformer 200A and receive beamformer 200B, control processor 140, image generator 250 that includes the surface or boundary detector, and the image display. Control processor 140, shown in Fig. 5A, provides the control data, such as timing 170, a scan line number 171

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

21

and a range 175, to beamformer 200 to control scanning within an image sector. In another embodiment, transmit beamformer 200A phases the transmission from the transducer elements to emit the ultrasound beam along several transmit scan lines spaced over a selected angular distribution in a pie-shaped sector. In the receive mode, receive beamformer 200B
5 phases the transducer elements to detect the ultrasound echoes along one or several receive scan lines spaced over a selected angular distribution. The operation of the transmit and receive beamformers connected to a phased array is described, for example, in U.S. Patents 4,140,022; 4,893,283; 5,121,361; or 5,469,851.

To define parameters of the B-scan, control processor 140 receives input data
10 defining a sector scan depth 148, a frame rate 150, and an azimuth/elevation scan ratio 152. The sector scan depth defines the scan range (R) over which the echoes are detected, for example, 4 centimeters, 8 centimeters, or 10 centimeters, depending on the location of the transducer array relative to the biological tissue of interest. The clinician can select frame rate 150 depending on the tissue structures of interest. For real-time images of a moving organ,
15 the frame rate has to be at least several frames per second to avoid blurring of the image due to the movement of the tissue. The user also selects azimuth/elevation scan ratio 152, which varies the B-scan from a large azimuth scan (i.e., a large angular range of the scan lines within image sector) of a single sector to a minimum azimuth scan performed over a large number of sectors (i.e., a small angular range for each sector scanned over a large elevation
20 displacement.) Thus, azimuth/elevation scan ratio 152 provides a bottom view image aspect ratio (i.e. x/y dimension) of bottom view 336 and a top view aspect ratio of top view 337 for the C-scan, as shown in Fig. 7.

Depending on the preferred sector scan depth, the frame rate, and the azimuth/elevation scan ratio, control processor 140 calculates the angular spacing between
25 the scan lines and the number of scan lines (171) for each sector. Based on the initial values, processor 140 allocates the largest possible number of scan lines and the largest possible number of sectors. Specifically, processor 140 calculates the angular spacing between the scan sectors, that is, a sector angle (173) and the number of sectors (174). Control processor 140 provides these values to beamformer 200.

30 Control processor 140 selects the scanning sequence performed by beamformer 200. The transmit beamformer directs emission of the phased ultrasound beam along the scan lines over the ranges calculated for each sector. For each emitted scan line, the receive beamformer phases the transducer elements to detect the ultrasound echoes along a corresponding receive scan line. Alternatively, the receive beamformer synthesizes the scan

WO 03/011139

22

PCT/IB02/03150

data from several receive scan lines that are spaced over a selected angular distribution as is described, for example, in the U.S. Application Serial No. 09/046,437, filed March 24, 1998, entitled "Increasing the Frame Rate of a Phased Array Imaging System," which is incorporated by reference. The RF data is filtered by a filter with a pass band of as much as
5 60% around the center frequency of as high as 10 MHz, or preferably a pass band of about 35% around the center frequency in the range of about 5 MHz to 7 MHz.

Control processor 140 receives a time gain compensation (TGC) input 142, a lateral gain compensation (LGC) input 144, and an elevation gain compensation (EGC) input 146 entered by a clinician or stored in a memory. The TGC control adjusts the receive
10 channel gain, usually in discrete steps, as a function of the distance from the transducer array. The TGC control compensates for attenuation of ultrasound waves as they propagate through the medium. The LGC control varies the receive channel gain as a function of the azimuthal displacement of a particular scan line, while the gain along the scan line remains unaffected with the distance from the transducer array. The LGC control is desirable where the
15 ultrasound signal decreases in a particular region due to the anatomical structure of the tissue, or where tissue orientation in the subject results in echo signals having varying brightness. The EGC control varies the receive channel gain as a function of the elevational displacement, i.e., adjusts the gain for a selected scan sector (i.e., scan plan). The user can also re-adjust the TGC, LGC and EGC manually so that the image "looks" better.

20 Referring to Fig. 5, the receive beamformer 200B provides detected RF echo signals to the image generator that includes a time gain compensator (TGC) 262, a lateral gain compensator (LGC) 264, and an elevation gain compensator (EGC) 266, which perform the corrections described above. The EGC 266 provides the compensated data to a B-scan signal processor 272, a C-scan signal processor 315, and boundary detectors 302 and 322.

25 Alternatively, the TGC 262, the LGC 264 and the EGC 266 are replaced by a rational gain compensation (RGC), which is described in U.S. Patent 5,195,521 and in "Rational Gain Compensation for Attenuation in Cardiac Ultrasonography," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 5, pp. 214-228 (1983). The RGC compensates for attenuation while distinguishing between blood and cardiac tissue. The RGC varies the signal gain for blood
30 and cardiac tissue by using a threshold value below which the backscattered signal is defined as "zero." In this case, the backscattered signal is arriving from blood.

Referring still to Fig. 5, the image generator includes post processors 276 and 318, which receive filtered and compensated data from envelope detectors 274 and 317. Post processors 276 and 318 control the contrast of each data point by mapping the data onto a set

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

23

of selected curves. After assigning a contrast level to each data point, a scan line buffer may be used to hold temporarily the data for one scan line.

The image generator includes a scan line data volume memory 278 and a boundary data volume memory 280. Scan line data volume memory 278 receives the processed echo data and also receives from processor 140 display line number 172, sector number 174, and range 175. Data volume memory 278 stores the data in a matrix form by assigning a number to each sector and another number to each scan line in the azimuthal direction. The size of the data matrix stored in data volume memory 278 depends upon the acoustic frame rate. Each scan cycle (i.e., acoustic frame) fills the data matrix with the data acquired over the scan volume delineated by the azimuthal range and the elevation range. The scan line number corresponds to the column number in the data volume matrix. The sector number corresponds to the row number in the data volume matrix. The scan range data corresponds to the column height in the data volume matrix. Data volume memory 278 provides its output 279 to view processors 285 and 290.

Boundary data volume memory 280 also receives the processed echo data and data from a majority vote processor 308. Boundary data volume memory 280 also receives from processor 140 display line number 173, sector number 174, range 175 and B-scan surface contrast 179. Data volume memory 280 also stores the data in a matrix form. Data volume memory 280 provides its output 281 to view processors 285 and 290.

Azimuthal view interpolation processor 285 and an elevation view interpolation processor 290 receive data from memory 278 and memory 280 and receive data from B-scan edge indicator 310 and C-scan edge indicator 330. Depending on the view input, interpolation processors 285 and 290 generate the selected front view and the selected side view, respectively. The front and side views are provided to a display plane memory 300 which in turn provides a video signal 350 to a video display. Based on the B-scan data, a clinician can select a region that includes a selected tissue region. The clinician selects the tissue of interest either by setting range gates or by drawing a region of interest (ROI) around the imaged tissue.

The imaging system is designed for automatic operation or interaction with a clinician. A clinician can outline the region of interest by looking at the front plane view or the side plane view (i.e., the B-scan images). Based on the outline (or another input), control processor 140 transforms an ROI perimeter input 153 into a range 175, ROI markers and gates 176. They can be displayed on the video display to outline a region. They are also provided to boundary detector 302 and boundary detector 322 to perform surface (boundary)

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

24

detection in response to echoes from points within the ROI. Thus, the surface detector (i.e., at least one of boundary detectors 302 or 322) enables the creation of a projection image region, within the ROI perimeter, and thus the surface detector enables surface visualization.

It is important to note that a tissue surface or a tissue structure usually undulates in and out of a single plane view or even a range of views. Several prior art ultrasound systems can display echo data only in the form of 2D slices or planes. Such plane views may provide images that have a random patchwork of areas. The present invention recognized that a clinician may find it difficult to visualize or understand such plane view images, particularly when the transducer array is not completely aligned with a surface of interest. To eliminate this problem, the present imaging system utilizes planar imaging and projection imaging for visualizing tissue surfaces and in general three-dimensional anatomical structures (including therapy devices, diagnostic devices, corrective devices, stents etc.) inside a patient.

As shown in Fig. 5, B-scan boundary detector 302 includes a signal processor 304, a tissue indicator 306, a majority vote processor 308, and an edge indicator 310. U.S. Pat. 5,195,521, which is incorporated by reference, discloses a majority vote circuit and circuits for generating the ROI. Control processor 140 provides to boundary detector 302 ROI enable output 176, line number output 171, and sector number output 174. Signal processor 304 derives from the RF data a characteristic sensitive to the difference between the echo from tissue and from blood in order to increase the accuracy of locating the tissue boundary. The characteristic is the amplitude of integrated backscatter from tissue and from blood. Signal processor 304 determines the amplitude of the integrated backscatter and provides it to tissue indicator 306. (Alternatively, tissue indicator 306 may receive the echo RF data directly.)

Tissue indicator 306 outputs a signal that is equal to either one or zero depending on whether the echoes are from tissue or blood. Majority vote processor 308 determines whether the majority of the signals are zero or one for the individual scan lines within a scan sector. That is, majority vote processor 308 produces, at each range, a signal indicative of whether the signal provided by the tissue indicator 306 represents echoes from tissue or blood. Majority vote processor 308 produces this signal for a majority of consecutive scan lines including the line currently being scanned. If indicator 306 outputs for a majority of the lines a signal indicating that reflections at a range are from tissue, majority processor 308 outputs a signal indicative of the fact that the reflections are from tissue. Similarly, if tissue indicator 306 outputs a different signal for a majority of lines, majority

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

25

vote processor 308 outputs another signal indicative of the fact that the reflections are from blood.

Edge indicator 310 responds to a change in the signal provided by majority vote processor 308 to produce short pulses that are used to form an outline of cavities or ventricles in the image. Specifically, edge indicator 310 includes an edge indicator circuit (disclosed in U.S. Pat. 5,195,521) that outputs a high logic level for, e.g., 1 microsecond whenever the output of majority vote processor 308 changes from a high level to a low level and vice versa. The output 312 from edge indicator 310 is provided to processors 285 and 290 for highlighting B-scan borders. Furthermore, the output 309 from majority vote processor 308 is provided to boundary data volume memory 280 as described above.

C-scan boundary detector 322 operates similarly as B-scan boundary detector 302. C-scan boundary detector 322 includes a signal processor 324, a tissue indicator 326, a majority vote processor 328, and an edge indicator 330. Control processor 140 provides to boundary detector 322 a range gate enable output 177, line number output 171, and sector number output 174. Signal processor 324 derives from the RF data the amplitude of integrated backscatter from tissue and from blood and provides it to tissue indicator 326. Tissue indicator 326 outputs a signal that is equal to either one or zero depending on whether the echoes are from tissue or blood. Majority vote processor 328 determines whether the majority of the signals are zero or one for the individual scan lines within a scan sector. That is, majority vote processor 328 produces, at each range, a signal indicative of whether the signal provided by the tissue indicator 326 represents echoes from tissue or blood.

As described for edge indicator 310, edge indicator 330 responds to a change in the signal provided by majority vote processor 328 to produce short pulses that are used to form an outline of cavities or ventricles in the image. Specifically, edge indicator 330 outputs a high logic level whenever the output of majority vote processor 328 changes from a high level to a low level and vice versa; that is, the detected echoes change from tissue to blood and vice versa. The output 332 from edge indicator 330 is provided to processors 285 and 290 for highlighting C-scan borders. Furthermore, the output 329 from majority vote processor 328 is provided to a gated peak detector 320.

Referring to Fig. 5C, gated peak detector 320 provides the C-scan data that follow a selected tissue surface located within the selected ROI or range. A sampler 352 receives output 319 from post-processor 318 and provides the sampled data to a hold circuit 356 and to a delay circuit 360. Furthermore, the output 329 of majority vote processor 328 is provided to a positive trigger comparator 354 and to a negative trigger comparator 358.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

26

When majority vote processor 328 detects the proximal tissue surface, positive trigger comparator 354 provides an enable signal to hold circuit 356, which in turn provides its output 357 to a proximal/distal surface circuit 364.

A clinician selects the top view or the bottom view using input 162, and control processor 140 provides a proximal/distal surface output 184 to proximal/distal surface circuit 364, which functions as a switch. When majority vote processor 328 is detecting the distal surface, negative trigger comparator 358 provides an enable signal to a hold circuit 362, which in turn provides its output 363 to proximal/distal surface switch 364. Proximal/distal surface switch 364 receives a proximal/distal surface value 184 from control processor 140. Depending on the proximal/distal surface output 184, proximal/distal switch provides signal 357 or signal 363 to a yaw adjustment processor 335 and, in turn, to contrast adjustment processor 340. That is, proximal/distal switch 364 determines whether gated peak detector 320 sends the large value from the positive-going edge of the RF signal, or sends the large value from the negative going edge of the RF signal. In this way, the system generates the data for the top view or the bottom view (both being modified C-scan images).

As described above, gated peak detector 320 selects the proximal or distal surface data from the RF signal and sends it to yaw adjustment processor 335. For a zero degree adjustment (i.e., yaw adjustment output 183 equal to zero), the data is provided unchanged to a contrast adjustment processor 340. Contrast adjustment processor 340 achieves a separate contrast adjustment for the bottom view and the top view (i.e., the two C-scan images). A clinician provides a C-scan contrast input 156, which control processor 140 provides as C-scan output 178. For example, a tissue wall may be seen on the front and side views (the B-scan cross-sections) as a white line, but a clinician may want to see it in gray to look for landmarks, lesions or therapy devices in the bottom view. The C-scan contrast creates realistic tissue surface appearance. After the contrast adjustment, contrast adjustment processor 340 provides the contrast adjusted data to a scale adjustment processor 345. Scale adjustment processor 345 maps the contrast adjusted data to the scale used for the front and side views (i.e., B-scan images) and provides the data to video display memory 300.

The ultrasound imaging system 10 provides six degrees of freedom for obtaining and adjusting the image. The electronic adjustment provides three degrees of freedom to obtain a selected view orientation. Three additional degrees of freedom come from the spatial orientation of transducer array 42 relative to a selected tissue structure. Transducer array 42 is oriented by articulating articulation region 34 as shown in Figs. 3 through 3B. The articulation alters orientation of the scanned volume and thus the orientation

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

27

of the front, side, and bottom views, as shown in Figs. 4A through 4E. Image generator 250 provides predictable and easily understandable views of three-dimensional tissue structures.

The orthographic projection views 286, 291 and 292 can be electronically repositioned by providing new input values to control processor 140. After viewing the front view 286 (or the rear view) and the side views 291 or 292, a clinician can electronically change, or reposition the scanned volume V by entering new values for scan sector depth 148, frame rate 150, or azimuth-to-elevation scan ratio 152 to perform another scan. Alternatively, the clinician can re-select the imaged tissue by changing a pitch offset 158 or a roll offset 159 of the new scan. The pitch offset changes the scan lines in the azimuthal direction. The roll offset changes the elevation of a line relative to transducer array 42 and thus changes the position of the individual image sectors, shown in Fig. 4. This way the clinician can direct a scan over a smaller data volume centered on the tissue of interest. By scanning over the smaller volume, the system improves real-time imaging of moving tissue by increasing the frame rate, because it collects a smaller number of data points.

Alternatively, the system collects the same number of data points over the smaller volume to increase the resolution.

The imaging system 10 uses several icons to provide understandable images. Referring to Figs. 5, 5A and 7, an azimuthal icon generator 289 receives a pitch adjustment 181 and provides data for displaying a front azimuthal icon 370 for the front view (or a rear azimuthal icon for the rear view). An elevation icon generator 299 receives a roll adjustment 182 and provides data for displaying a left elevation icon 372 (shown in Fig. 7) for the left view 291 and a right elevation icon 374 for the right view 292. A yaw icon generator 346 receives a yaw adjustment 183 and provides data for displaying a top icon 376 and a bottom icon 378 showing the yaw orientation (Fig. 7). A clinician uses the icons for better understanding of the images. Furthermore, a clinician uses the icons to steer and direct the acoustic beam to a selected value of interest or to locate and orient the images relative to the orientation of transducer array 42.

The imaging system 10 can also vary electronically the presentation of the orthographic projection views (i.e., the front, rear, side, top, and bottom views). After viewing the front view and the side views (shown in Fig. 7), a clinician can change the orientation of the views by changing a yaw offset 160. Yaw output 183 is provided to processors 285, 290 and 335, which re-calculate the front, side, top and bottom views. The recalculated front view 286A, left side view 291A, right side view 292A, top view 337A and bottom view 336A are shown in Fig. 7A. Furthermore, azimuthal icon generator 289 provides

WO 03/011139

28

PCT/IB02/03150

data for displaying front view azimuthal icon 370A, and elevation icon generator 299 provides data for both left view elevation icon 372A and right view elevation icon 374A. Yaw icon generator 346 provides data for displaying both top view icon 376A and bottom view icon 378A.

5 The yaw adjustment usually requires interpolation to generate new planes of scan lines. These are generated from the nearest set of scan lines using the data volume matrix to create the new data planes (i.e., sectors). This interpolation process uses the same principle as the scan conversion process performed by real-time 2D systems that convert the polar coordinate data into the rectangular coordinate data used for the display (see, e.g., U.S. Pat. 4,468,747 or U.S. Pat. 5,197,037). Each re-calculated data plane can be stored in a memory associated with processors 285 and 290. The re-calculated data planes are provided to video display plane memory 300 and then to a video monitor by signal 350 (shown in Fig. 5). Scan converters 288 and 298 convert the ultrasound data, acquired in R, theta, into an XY format for both the azimuth and elevation planes. Scan converters 288 and 298 are
10 constructed as described in U.S. Pat. 4,468,747; U.S. Pat. 4,471,449; or U.S. Pat. 5,197,037, or "Ultrasound Imaging: an Overview" and "A Scan Conversion Algorithm for Displaying Ultrasound Images", Hewlett-Packard Journal, October 1983.

Importantly, the entire system provides six degrees of freedom to acquire and generate high quality images. Imaging probe 12 provides three degrees of freedom in positioning transducer array 42 relative to the examined tissue. By articulating, rotating and displacing distal part 30, a clinician maneuvers transducer array 42 to a selected position and orients array 42 relative to the examined tissue. The imaging electronics provides another three degrees of freedom for generating the images by selecting the pitch, roll and yaw values. The display system can generate new (re-oriented) images for different yaw values
15 from the collected scan data stored in the memory. The display format is always predictable from one position (or range of positions) to another and is easily understood by a clinician, as described below. A clinician will understand the three-dimensional structure (in time) due to the novel probe design of the TEE or transnasal TEE probe, and the novel display system that provides anatomically correct orientation of the images. The novel probe design has the centerline of transducer array 42 located at the apex of the pie shaped image shown in Figs.
20 9A through 14C.

Referring to Fig. 8, prior to collecting the data, a clinician introduces the transesophageal probe with an introducer 135 through the mouth 130, laryngopharynx 132 into the esophagus 380. After moving the probe and the introducer past uvula 133, distal part

WO 03/011139

29

PCT/IB02/03150

50 of the probe is positioned inside the GI track at a desired location. Distal part 50 with transducer array 42 may be positioned inside the esophagus, as shown in Fig. 8B, or the fundus of the stomach, as shown in Fig. 8C. To image the heart, the transmit beamformer focuses the emitted pulses at relatively large depths, and the receive beamformer detects echoes from structures located 10-20 cm away, which is relatively far in range compared to the range used in, for example, an intravascular catheter introduced into the heart.

Alternatively, as shown in Fig. 8A, a clinician introduces the transnasal transesophageal probe with a nasotrumpet introducer 136 into the left nostril 134 (or into the right nostril) and moves them posteriorly in the nasal pharynx, past the uvula 133, into the esophagus 380. Nasotrumpet introducer 136 has a relatively large inner diameter with relatively thin pliable walls. During the introduction procedure, the transnasal TEE probe may support the sheathing of nasotrumpet introducer 136. Both members are curved to the anticipated internal geometry of the patient's nasopharyngeal airways. After introduction, the transnasal TEE probe is moved down in the esophagus 380 and the distal end with the transducer array are positioned at a desired location inside the GI tract.

Similarly as for the TEE imaging probe, the transducer array of the transnasal TEE probe is positioned inside the esophagus (Fig. 8B) or in the fundus of the stomach (Fig. 8C) and oriented to image the tissue of interest. In each case, the imaging system generates several novel types of images. The imaging system is particularly suitable for imaging near tissue using near in range field because of its ability to provide real time imaging of moving organs such as the heart.

Referring to Figs. 8B and 8C, the imaging probe can image a medical device, such as a balloon catheter or an ablation catheter, introduced into the heart. An ablation catheter 400 (for example, a catheter manufactured by Medtronic, Inc., Sunnyvale, CA) is introduced into the left ventricle 394 having its distal part 402 located near or on an interior surface of the myocardium 399. The clinician will understand the three-dimensional structure (in time) due to the novel design of the probe, as described above. A novel display system provides anatomically correct orientation of the orthographic projection views described in Figs. 7 and 7A.

Fig. 9A is a cross-sectional view of the human heart along its long axis, and Fig. 9B is a cross-sectional view along the short axis of the heart. Figs. 9A through 9D are not displayed on the video display of the imaging system, but are provided here for explanation. Both Figs. 9A and 9B show distal part 30 of probe 12 (shown in Figs. 1 and 2)

WO 03/011139

30

PCT/IB02/03150

located inside into the esophagus 380 (Fig. 8B) and a distal part 402 of an ablation catheter 400 also located inside the right ventricle 386.

The imaging system uses transducer array 42 to collect the echo data and provides there orthographic views (i.e., views having generally perpendicular orientation with respect to each other), shown in Figs. 10A, 10B and 10C. The three orthographic views are a front view 420, a left side view 450, and a top view 470, which are generated as plane views with projection views inside the regions of interest or the range of interest. The video display of the imaging system displays each orthographic projection view and an associated icon, as explained in connection with Figs. 7 and 7A. In the following description, we use the standard definitions of projection views as provided, for example, in *Engineering Drawing and Geometry*, by R. P. Holster and C. H. Springier, John Wiley & Sons, Inc., 1961.

Referring to Fig. 9A, transducer array 42, operating in a phased array mode, collects the echo data over an azimuthal angular range delineated by lines 412 and 413 and a range distance 414. Fig. 10A shows the corresponding front view 420 and a front view icon 430. Front view icon 430 includes an array axis 432 and shows a front view field 434 corresponding to the azimuthal angular range. Array axis 432 shows the longitudinal axis of transducer array 42 for a selected value of yaw adjustment 243 (Fig. 7A). In Fig. 10A, front view 420 shows distal part 402 of ablation catheter 400 positioned on the proximal surface (top surface) 389 of the septum 388, which separates the right ventricle 386 and the left ventricle 394 (shown in Fig. 9A). Front view 420 also partially shows the aortic valve 395 between the left ventricle 394 and the aorta 396. A clinician can set the location of gates 416 and 417 and an ROI marker 415.

Referring to Figs. 9B and 10B, the imaging system can also generate a left side view 450 by collecting echo data over a selected elevation angular range delineated by lines 445 and 446 and an ROI marker 448. Transducer array 42 (Fig. 9A) collects echo data over a selected number of image sectors, wherein a line 447 indicates the location of the front view plane. Left side view 450 displays a portion of the left ventricle 394, the right ventricle 386, the septum 388, and distal part 402 of catheter 400, located on the right ventricular surface 389 of the septum 388. Referring still to Fig. 10B, left side view icon 460 shows an available side view field 462 and an elevation angular range 464, over which the image sectors were acquired.

Figs. 9C and 9D are projection views of the human heart. Fig. 9D shows a cut-away top view displaying distal part 402 of the ablation catheter and the surface 389 of the septum 388 within the ranges (i.e., gates 416 and 417) defined in Figs. 9A and 9B. The

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

31

corresponding Fig. 10C displays a C-scan projection, top view 470, generated from the B-scan data within range gates 416 and 417, and displays a top view icon 490. Top view 470 shows distal part 402 of catheter 400 placed on the proximal surface 389 of the septum 388. Range gates 416 and 417 and angular range lines 412, 413, 445, and 446 define the area of top view 470. The area of top view 470 is not identical to the shaded area due to the curvature of the proximal surface 389 of the septum 388. Fig. 10C also displays top view icon 490, which includes a rectangular array 492 and an array axis 494. The angle of axis 494 relative to the side of rectangular area 492 indicates the yaw angle of top view 470, wherein the yaw angle is zero in this case.

10 Figs. 11A and 11B show cross-sectional views of the heart similarly as Figs. 9A and 9B. The imaging system displays the corresponding front view 420A (shown in Fig. 12A) and left side view 450A (shown in Fig. 12B). However, in the images of Figs. 12A and 12B, the imaging system uses different values for range gates 416 and 417 and for angular range lines 412, 413, 445 and 446 than in Figs. 10A and 10B since now distal part 402 of
15 catheter 400 is located now in the left ventricle 394. Furthermore, the imaging system displays a bottom view 500 (shown in Fig. 12C), instead of top view 470 (shown in Fig. 10C), after setting the range gates 416A and 417A in Figs. 12A and 12B.

Fig. 11A is a cross-sectional view of the heart along the long axis cross-section. The imaging system collects the echo data and generates orthographic front view 20 420A, shown in Fig. 12A. The system uses a new azimuthal angular range delineated by lines 412A and 413A, which is smaller than the azimuthal angular range used for projection view 420. The smaller azimuthal angular range is selected because the surface of interest is located farther from array 42. In general, in the phased array mode, the imaging system images regions of interest located close to array 42 using larger azimuthal and elevation angular
25 ranges than regions farther away.

Referring to Fig. 12A, front view 420A displays the septum 388, distal part 402 of catheter 400, left ventricle 394, and portions of the mitral valve 392 and aortic valve 395, all located within a range 414A. Front view 420A can display distal part 402 of catheter 400 during, for example, ablation or re-vascularization of the myocardial tissue. Fig. 12A
30 also displays front view icon 430A that includes array axis 432A located at an angle relative to an actual front view field 434A corresponding to the azimuthal angular range defined by lines 412A and 413A. Front view icon 430A includes an available front view field 436A corresponding to a maximum azimuthal angular range. Fig. 11B is a cross-sectional view along the short axis of the heart. Fig. 11B shows distal part 30 of probe 12 (located inside the

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

32

esophagus 380) and distal part 402 of ablation catheter 400, located inside the left ventricle 394.

Fig. 12B displays left side view 450A and left side view icon 460A. The imaging system generates left side view 450A, which shows a portion of the left ventricle 394, filled with oxygenated blood, and a portion of the right ventricle 386, filled with deoxygenated blood. Distal part 402 of catheter 400 is located near the distal surface 389A (bottom surface) of the septum 388 within range gates 416A and 417A. Left side view icon 460A shows an available side view field 462A and an actual side view field 464A. Actual side view field 464A displays the elevational angular range of the lines emitted from transducer array 42, which are delineated by lines 445A and 446A. Available side view field 462A corresponds to a maximum elevation angular range.

Figs. 11C and 11D are projection views of the human heart. Fig. 11C shows a cut-away bottom view displaying distal part 402 and bottom surface 389A of the septum 388, both of which are located within the ranges defined in Figs. 12A and 12B. Fig. 12C displays a C-scan projection, bottom view 500, generated from the B-scan data within range gates 416A and 417A. Bottom view 500 shows distal part 402 placed on the distal surface (left ventricular surface) 389A of the septum 388. Range gates 416A and 417A and angular range lines 412A, 413A, 446A, and 445A define the area of bottom view 500 in Fig. 12C. The area of bottom view 500 is not identical to the shaded area due to the curvature of the proximal surface 389A. Fig. 12C also displays bottom view icon 520, which includes a rectangular array 522 and an array axis 524. The angle of axis 524, relative to the side of rectangular area 522 indicates the yaw angle of top view 500. The yaw angle is zero in this case.

The video display of the imaging system displays the above-described orthographic projection views and the associated icons always at the same location, shown in Fig. 7. The conventional location of each image and icon makes it easier for a clinician to correlate the images to the actual anatomy of the imaged tissue. After providing another value of yaw 160 (Figs. 5 and 5A), the image generator recalculates all orthographic projection views and displays them at the standard locations. Icon generators 289, 299 and 346 recalculate the data for icons 430A, 460A and 520, all of which are again displayed at the standard locations. The displayed images have anatomically correct orientation.

Figs. 13A and 13B show cross-sectional views of the heart similar to views shown in Figs. 11A and 11B, respectively. However, in Figs. 13A and 13B, the imaging system uses range gates 416B and 417B and for angular range lines 412B, 413B, 445B and 446B since distal part 402 of catheter 400 is located now in the left ventricle 394 on a tissue

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

33

surface 399. The imaging system displays a top view 470B (shown in Fig. 14C), based on the setting of the range gates in Figs. 14A and 14B.

Figs. 13A and 13B show distal part 30 of probe 12 located inside the right ventricle 386 and a distal part 402 of ablation catheter 400 also located inside the left ventricle 394. As described above, the imaging system uses transducer array 42 to collect the echo data and generate orthographic projection views shown in Figs. 14A, 14B and 14C. The video display displays the orthographic projection views and the associated icon at the predetermined locations shown in Figs. 7 and 7A.

Specifically, Fig. 14A shows a cross-sectional view 420B and a front view icon 430B. Front view 420B shows distal catheter part 402 positioned on tissue surface 399. Front view 420B also shows the mitral valve 392 between the left ventricle 394 and the left atrium 390. A clinician can set the location of gates 416B and 417B and an ROI marker 415B. Front view icon 430B displays an array axis 432B and displays an available front view field 436B and an actual front view field 434B. Actual front view field 434B corresponds to the azimuthal angular range defined by lines 412B and 413B, and available front view field 436B corresponds to a maximum azimuthal angular range. The relationship between actual view field 434B and available view field 436B displays pitch adjustment 181 (Fig. 5A). Array axis 432B relative to actual view field 436B shows a selected value of yaw adjustment 183 (Fig. 5A).

Referring to Figs. 13B and 14B, the imaging system can also generate a left side view 450B by collecting echo data over a selected elevation angular range delineated by lines 445B and 446B and an ROI marker 448B. Left side view 450B displays a portion of the septum 388, and distal catheter part 402, located on the left ventricular surface 399. Referring still to Fig. 13B, left side view icon 460B displays an available side view field 462B and an actual side view field 464B, which corresponds to the elevation angle over which the image sectors were acquired. The relationship between available view field 462B and actual view field 464B displays roll adjustment 182 (Fig. 5A).

Figs. 13C and 13D are projection views of the human heart. Fig. 13D shows a cut-away top view displaying both distal part 30 of probe 12 and distal part 402 of ablation catheter 400 located on the cardiac surface. Fig. 14C displays a C-scan projection, top view 470B, generated from the B-scan data within range gates 416B and 417B, and displays a top view icon 490B. Top view 470B shows distal catheter part 402, located near surface 399, and a portion of the mitral valve 392. Range gates 416B and 417B and angular range lines 412B, 413B, 445B, and 446B define the area of top view 470B. Fig. 14C also displays top view

WO 03/011139

34

PCT/IB02/03150

icon 490B, which includes a rectangular array 492B and an array axis 494B. The angle of axis 494B relative to the side of rectangular area 492B indicates the yaw angle of top view 470B.

Additional embodiments are within the following claims:

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

35

CLAIMS:

1. A semi-invasive ultrasound imaging system for imaging biological tissue, comprising:
 - a probe including an elongated body with a distal end comprising a two-dimensional ultrasound transducer array;
 - 5 a transmit beamformer connected to said transducer array and constructed to transmit several ultrasound beams over a selected azimuthal range and a selected elevation range of locations;
 - a receive beamformer, connected to said transducer array, constructed to acquire ultrasound data from echoes reflected over a selected tissue volume delineated by
 - 10 said emitted ultrasound beams and a selected sector scan depth and synthesize image data from said acquired ultrasound data; and
 - an image generator constructed to receive said image data and generate at least one image of the selected tissue volume that are displayed on an image display.
- 15 2. The ultrasound imaging system of claim 1 wherein said image generator is constructed to generate, from said image data, at least two orthographic projection views over the selected tissue volume, and said image display is constructed to display said at least two projection views.
- 20 3. The ultrasound imaging system of claim 1 further including a surface detector and a control processor, said surface detector being constructed to receive image parameters from said control processor and generate surface data from the image data; said image generator being constructed to generate from the surface data a projection image for display on said image display.
- 25 4. The ultrasound imaging system of claim 3 wherein said surface detector is a B-scan boundary detector and said image generator is constructed to generate, from said image data and said surface data, a plane view including said projection image.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

36

5. The ultrasound imaging system of claim 4 wherein said image generator is constructed to generate, from said image data and said surface data, at least two orthographic projection views each including said plane view and said projection image.
- 5 6. The ultrasound imaging system of claim 3 wherein said surface detector is a C-scan boundary detector and said image generator is constructed to generate a C-scan view.
7. The ultrasound imaging system of claim 1 wherein said transducer array and said beamformers are constructed to operate in a phased array mode and acquire said
10 ultrasound data over said selected azimuthal range for several image sectors each having a designated elevation location.
8. The ultrasound imaging system of claim 1 wherein said transducer array includes a plurality of sub-arrays connected to said transmit and receive beamformers.
15
9. The ultrasound imaging system of claim 1 wherein the probe includes a locking mechanism co-operatively arranged with an articulation region of said probe and constructed to lock in place said transducer array after orienting said array relative to a tissue region of interest.
20
10. The ultrasound imaging system of claim 2 further including a control processor constructed and arranged to control said transmission of said ultrasound beams and control said synthesis of said image data based on data provided by a user.
- 25 11. The ultrasound imaging system of claim 2 wherein said image generator includes at least one view interpolation processor constructed to generate said at least two orthographic projection views, at least one icon generator constructed to generate said at least two icons associated with said at least two orthographic projection views, and at least one boundary detector constructed and arranged to detect a tissue boundary.
30
12. A semi-invasive ultrasound imaging method, comprising:
introducing into the esophagus a probe and positioning a two-dimensional ultrasound transducer array at a selected orientation relative to an tissue region of interest;

WO 03/011139

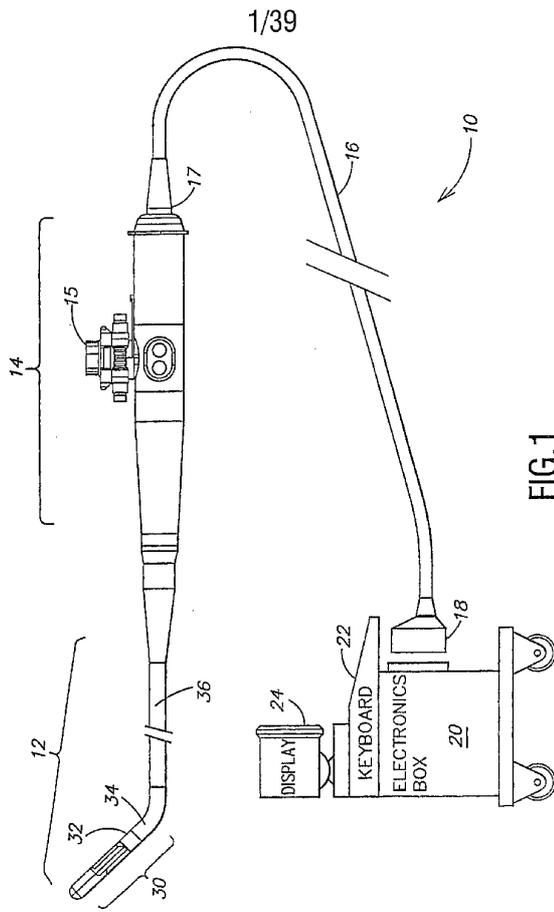
37

PCT/IB02/03150

transmitting ultrasound beams over a plurality of transmit scan lines from said transducer array over a selected azimuthal range and a selected elevation range of locations;
acquiring by said transducer array ultrasound data from echoes reflected from a selected tissue volume delineated by said azimuthal range, said elevation range and a
5 selected sector scan depth and synthesizing image data from said acquired ultrasound data;
generating from said image data at least one image of the selected tissue volume; and
displaying said generated image.

WO 03/011139

PCT/IB02/03150



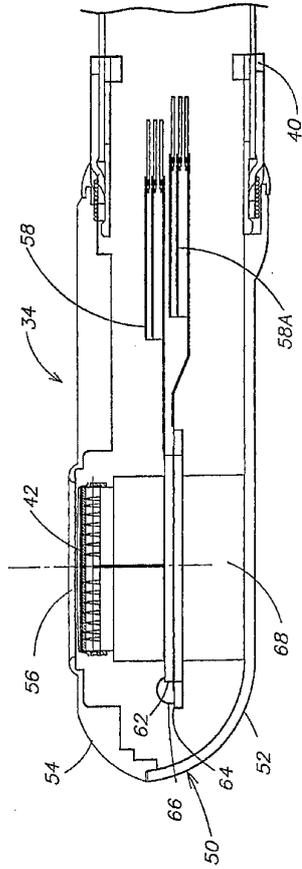


FIG.2

3/39

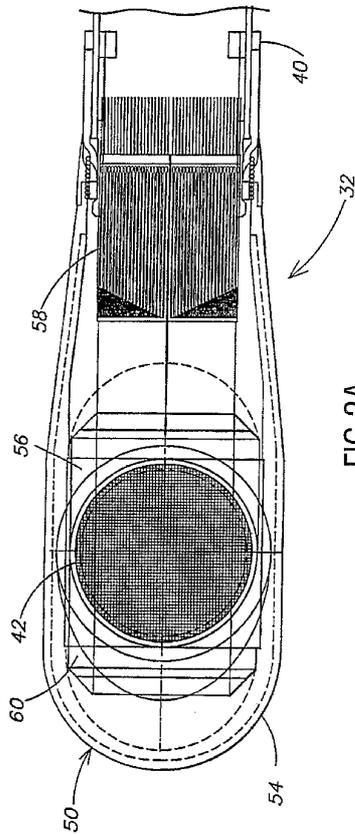


FIG.2A

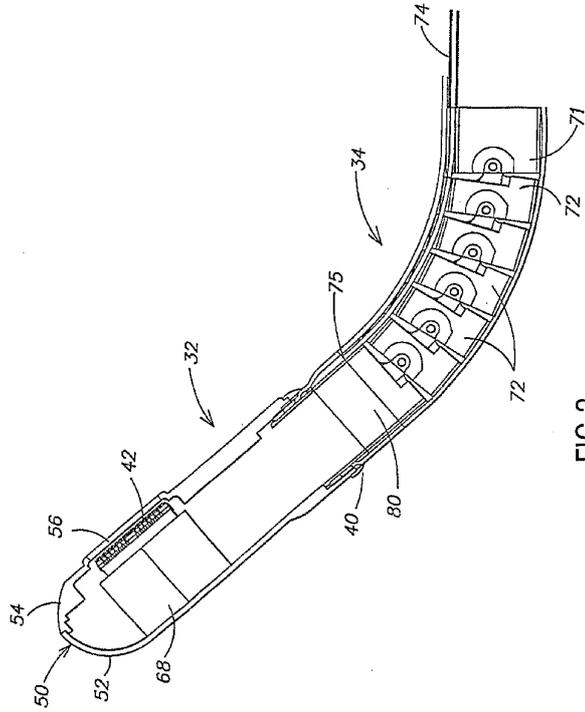


FIG.3

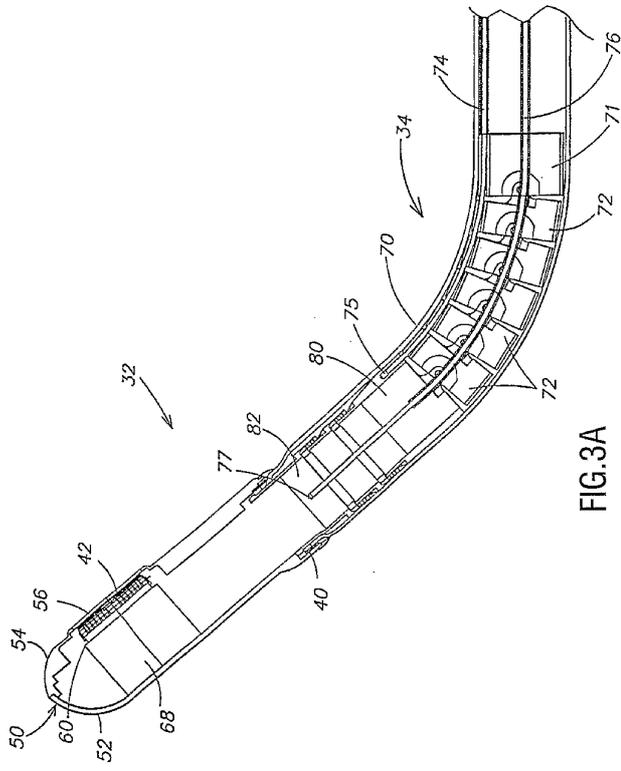


FIG. 3A

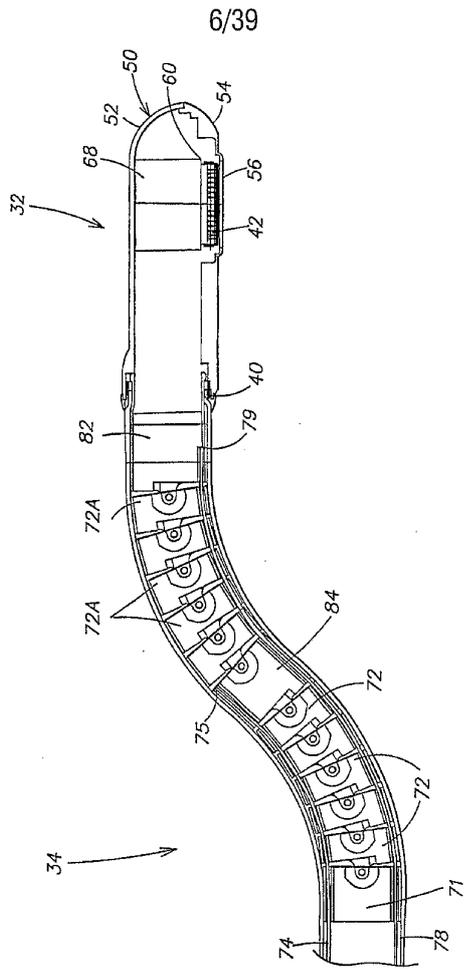


FIG.3B

7/39

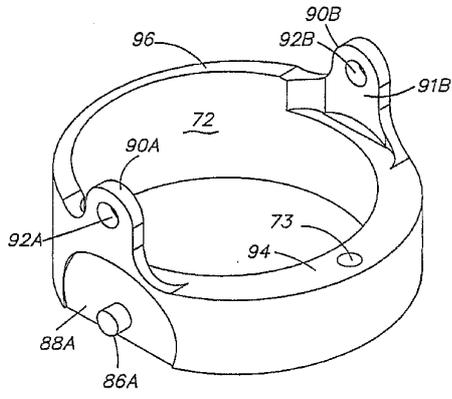


FIG.3C

8/39

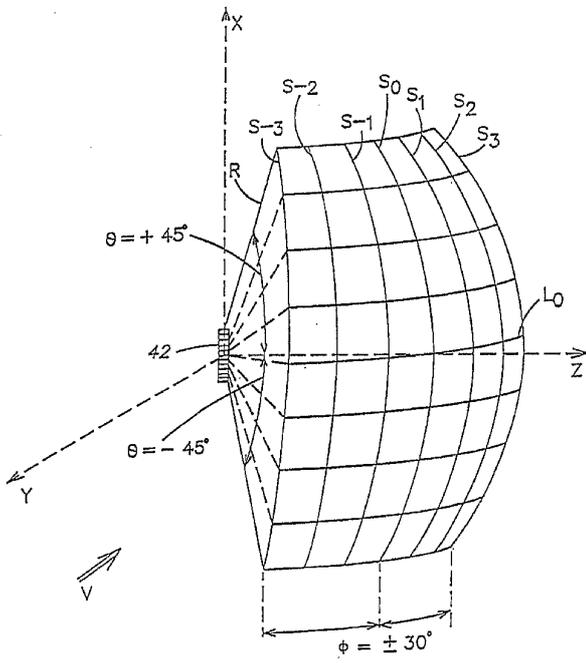


FIG.4

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

9/39

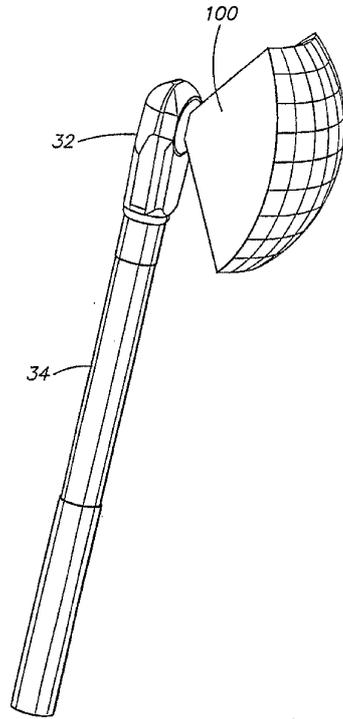


FIG.4A

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

10/39

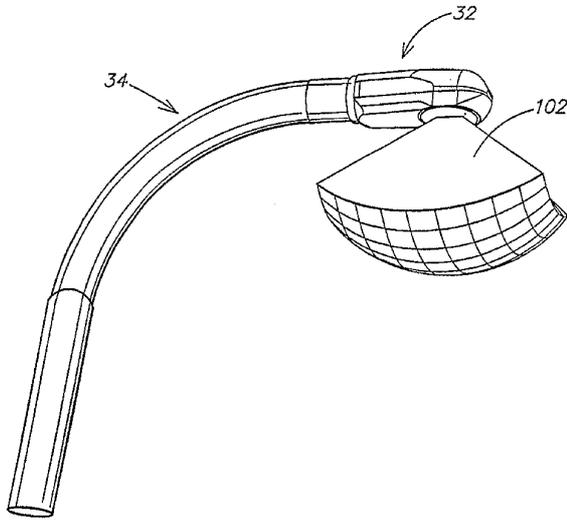


FIG.4B

11/39

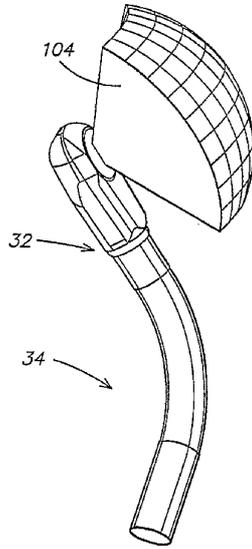


FIG.4C

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

12/39

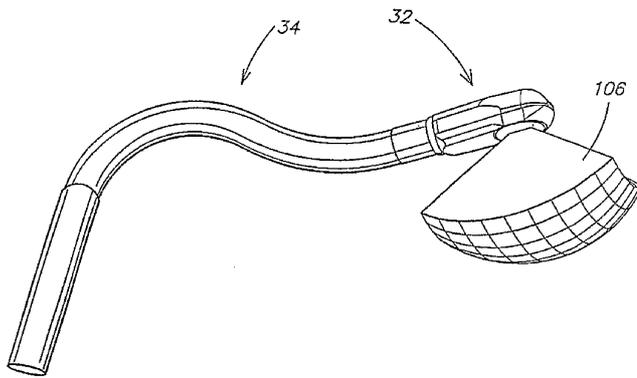


FIG. 4D

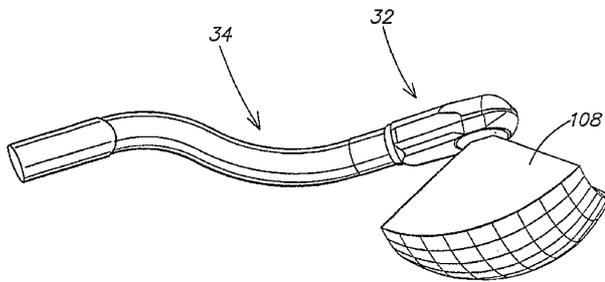


FIG. 4E

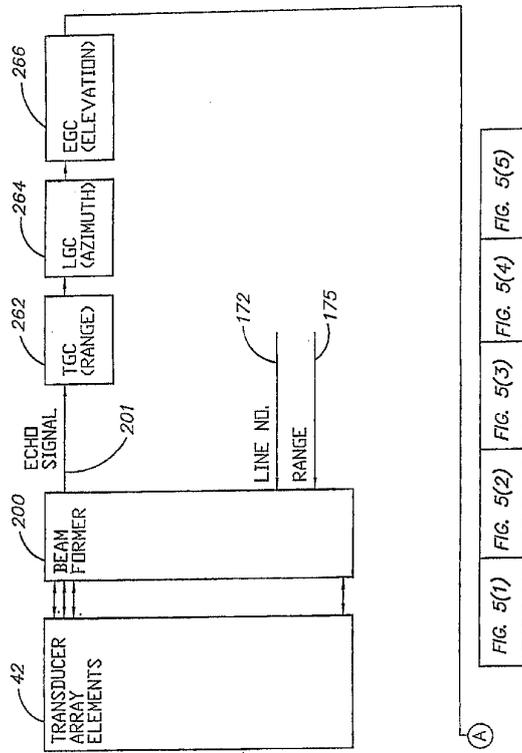


FIG.5(1)

FIG. 5(1) | FIG. 5(2) | FIG. 5(3) | FIG. 5(4) | FIG. 5(5)

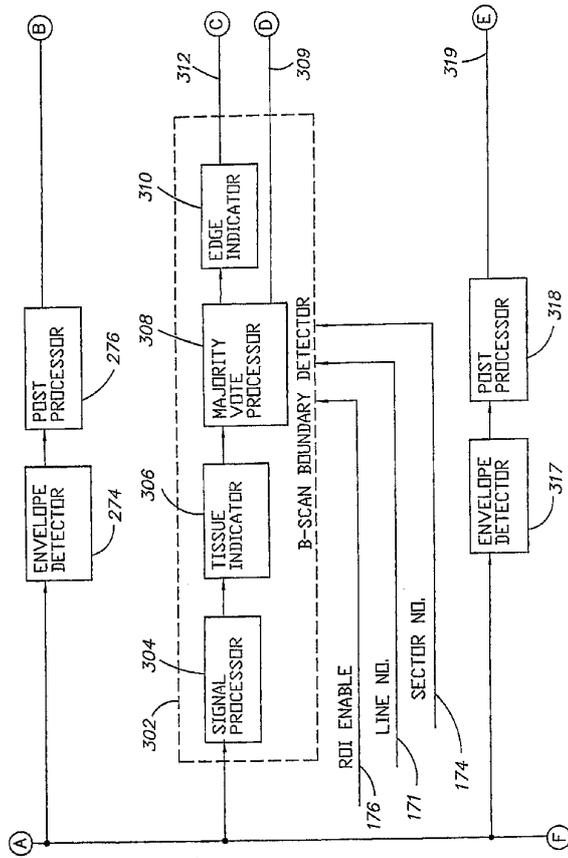


FIG.5(2)

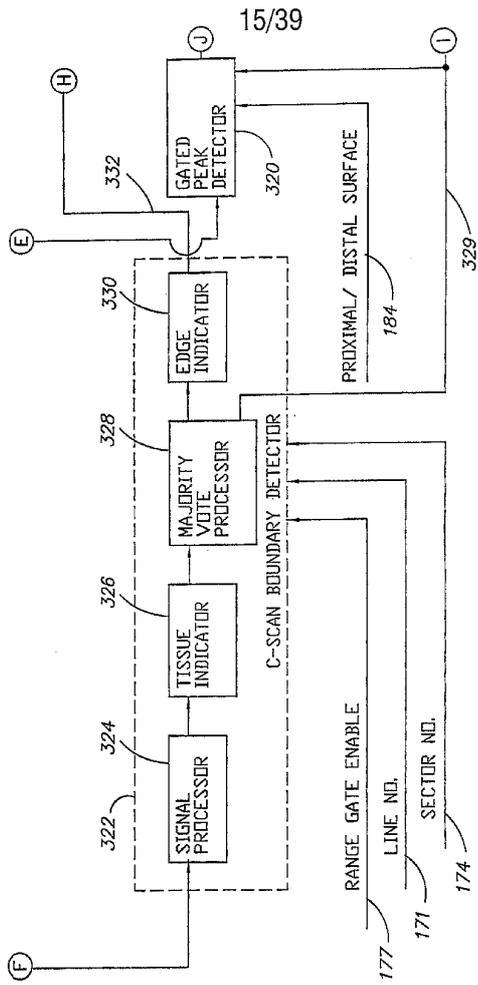


FIG.5(3)

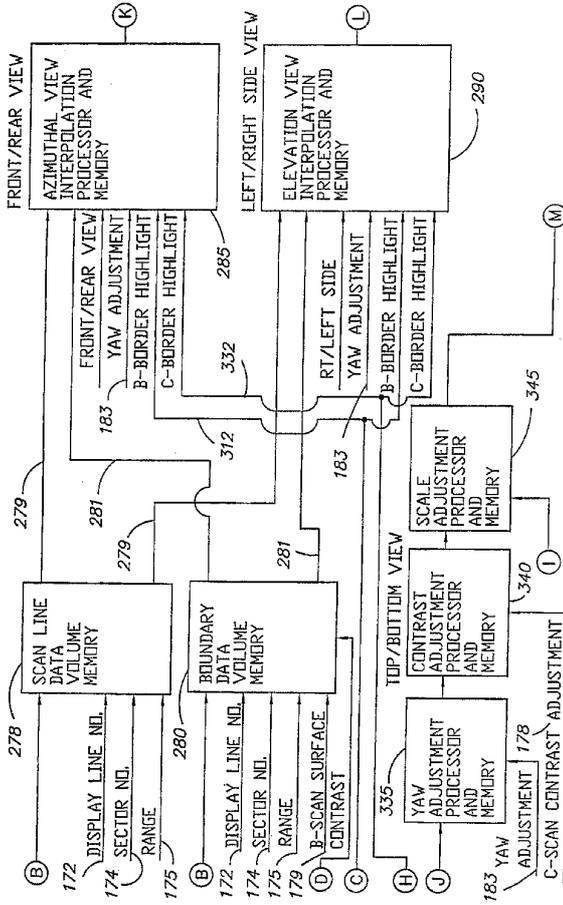


FIG.5(4)

17/39

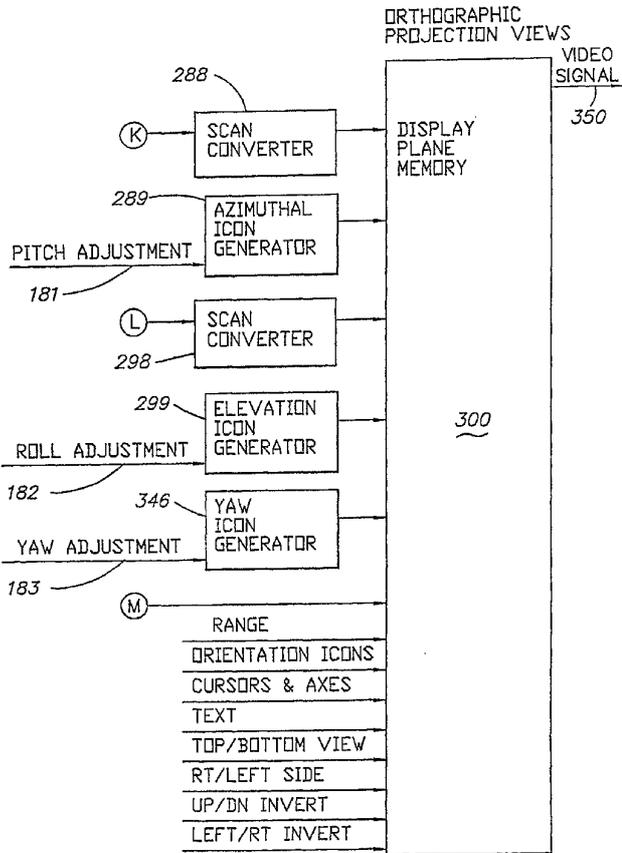


FIG.5(5)

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

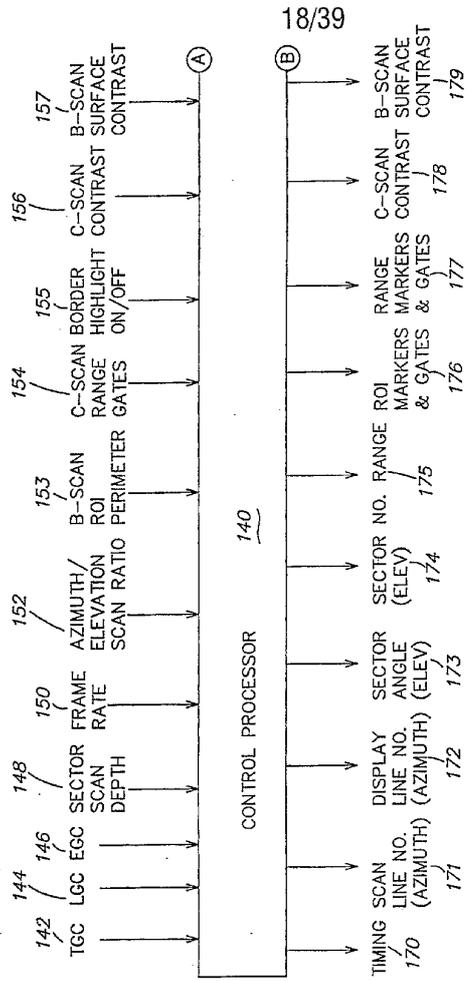


FIG. 5A(1) FIG. 5A(2)

FIG.5A(1)

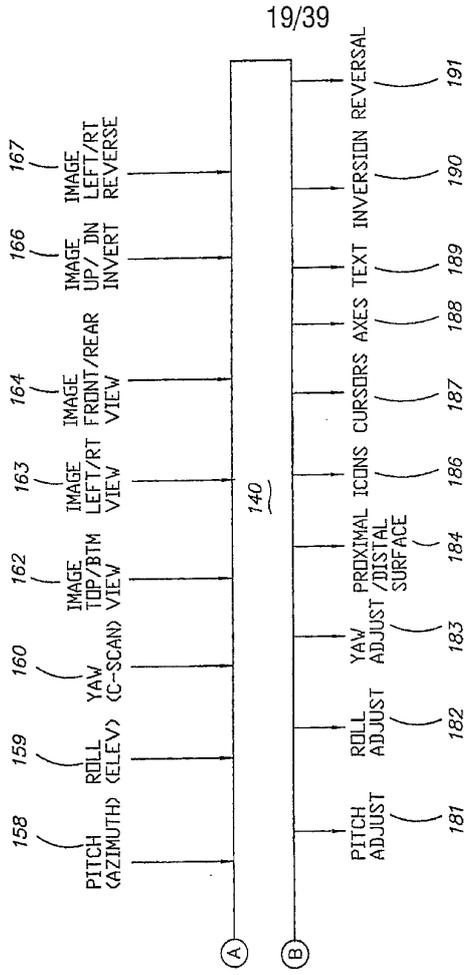


FIG.5A(2)

20/39

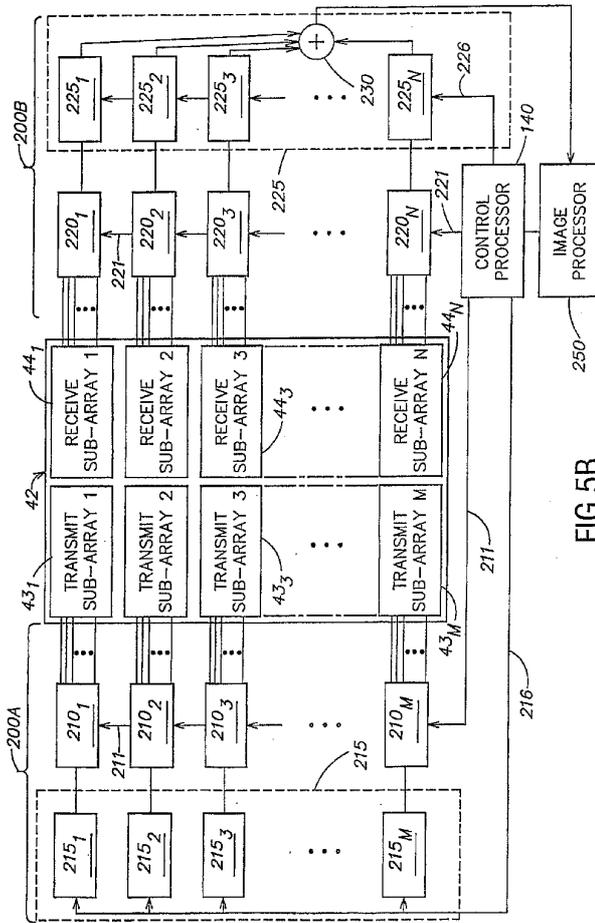


FIG.5B

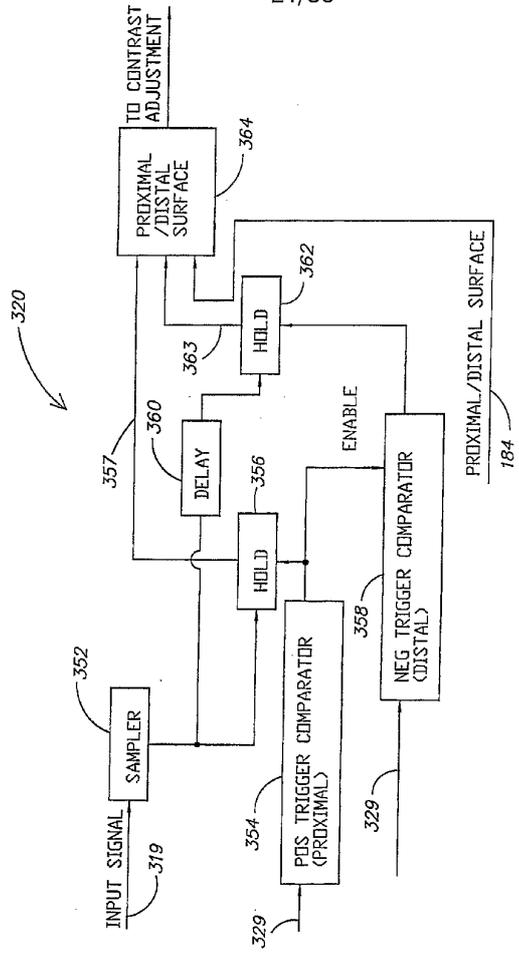


FIG.5C

22/39

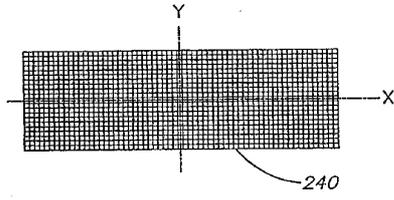


FIG. 6

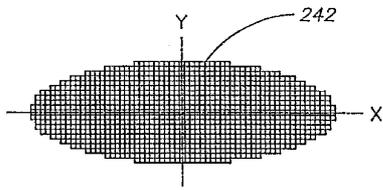


FIG. 6A

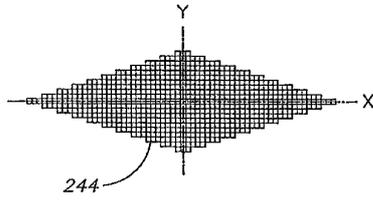


FIG. 6B

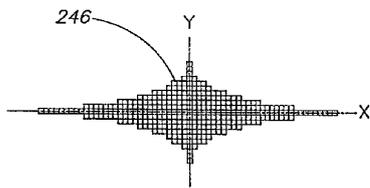
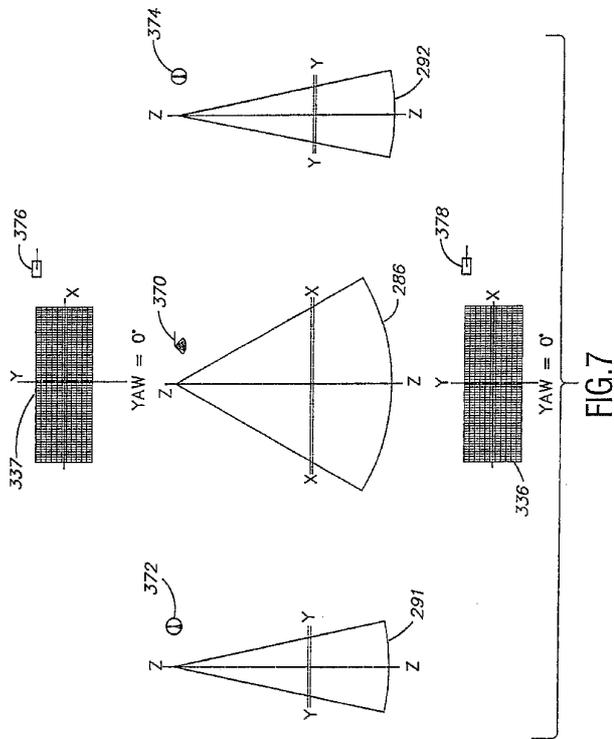
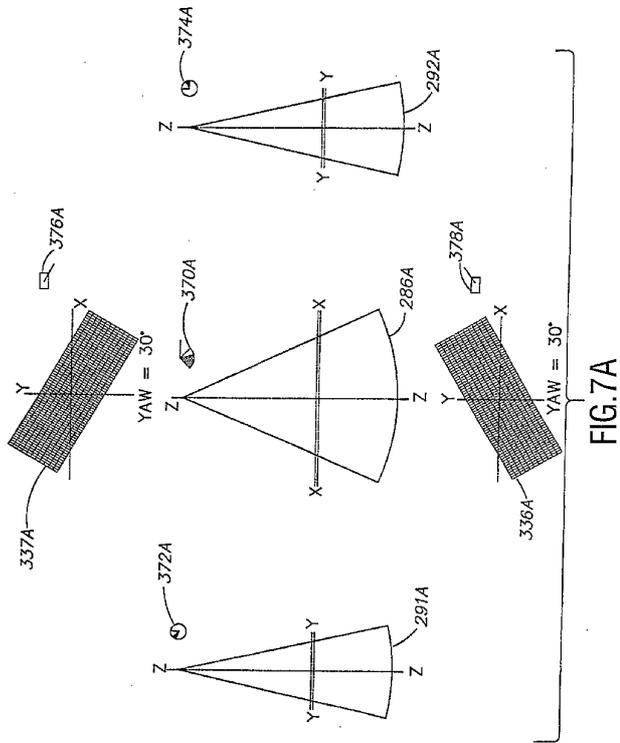


FIG. 6C





26/39

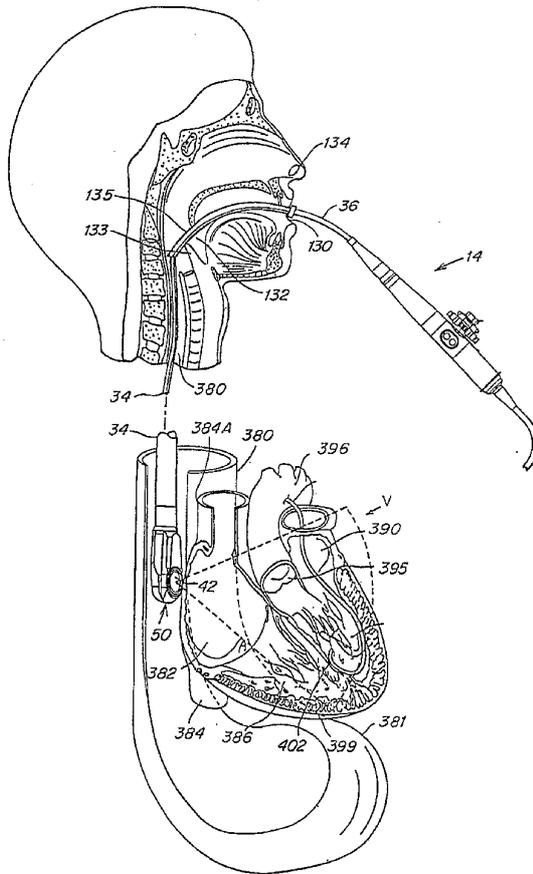


FIG.8

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

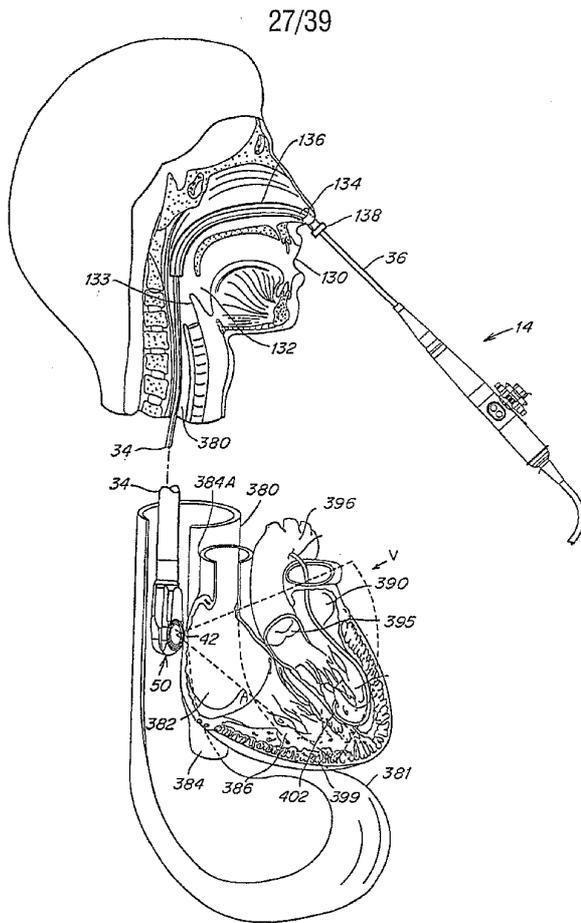


FIG. 8A

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

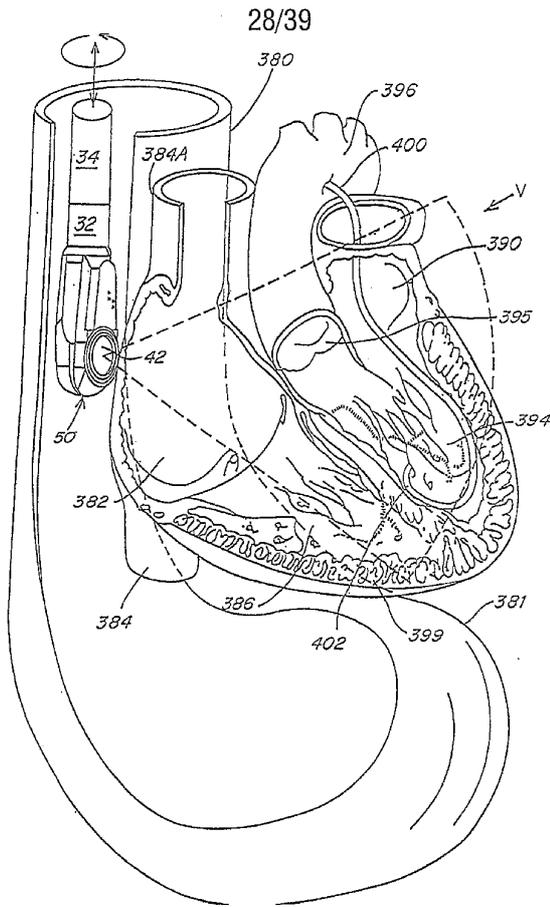


FIG.8B

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

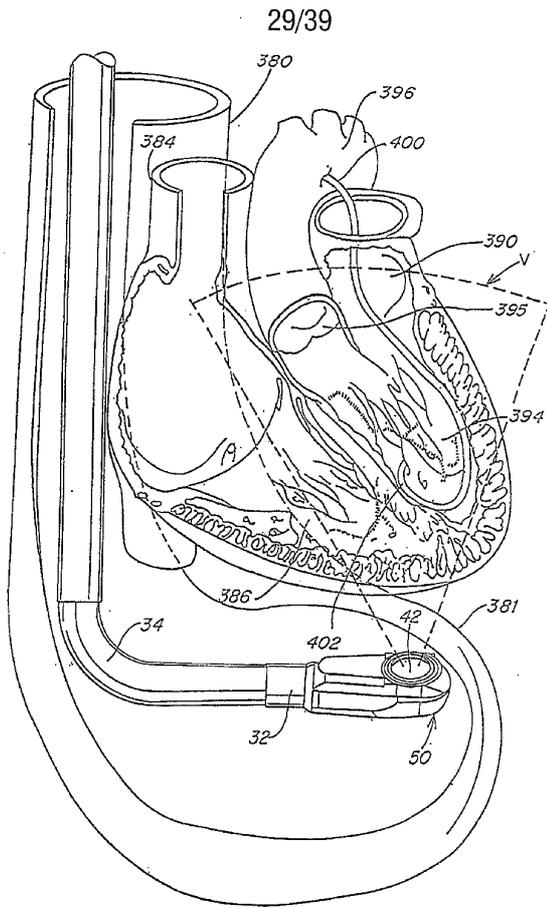


FIG. 8C

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

30/39

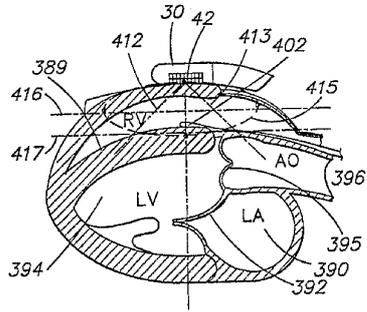


FIG. 9A

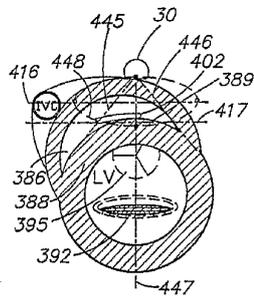


FIG. 9B

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

31/39

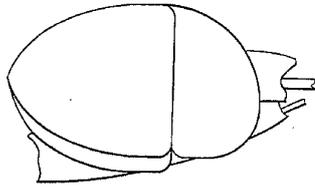


FIG. 9C

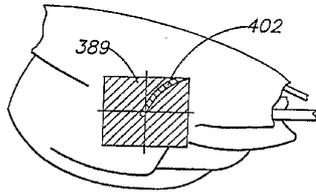


FIG. 9D

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

32/39

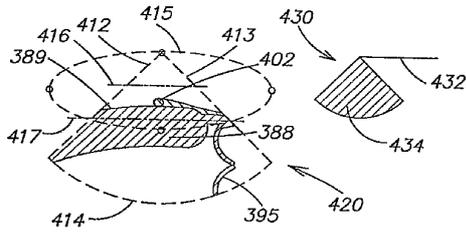


FIG. 10A

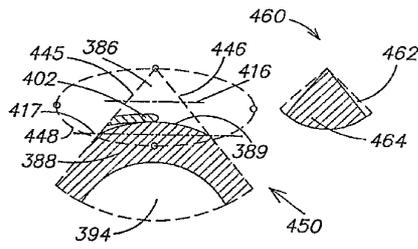


FIG. 10B

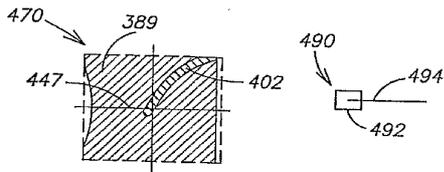


FIG. 10C

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

33/39

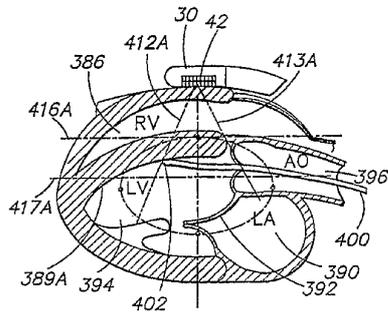


FIG. 11A

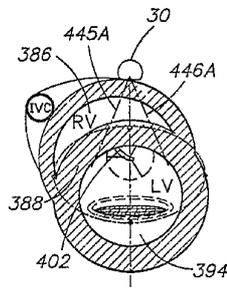


FIG. 11B

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

34/39

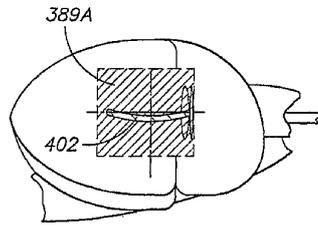


FIG.11C

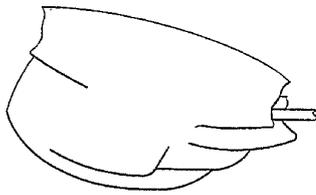


FIG.11D

35/39

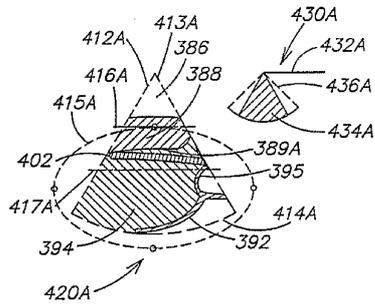


FIG.12A

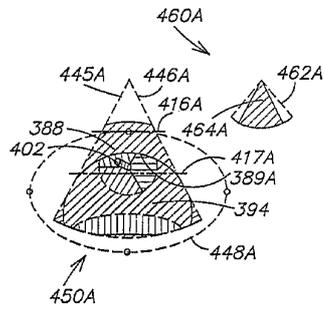


FIG.12B

36/39

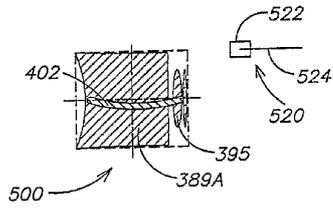


FIG.12C

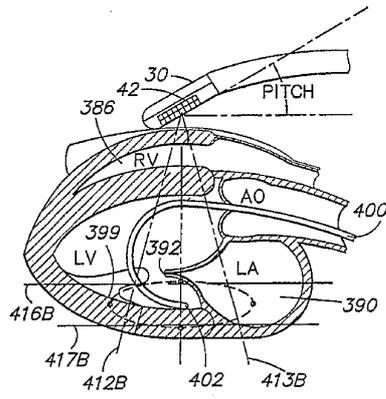


FIG.13A

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

37/39

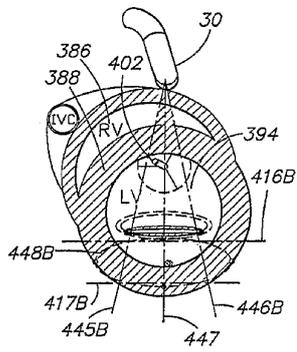


FIG.13B

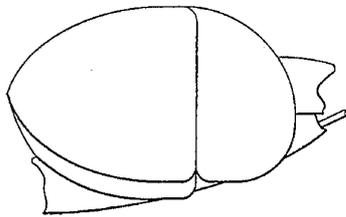


FIG.13C

38/39

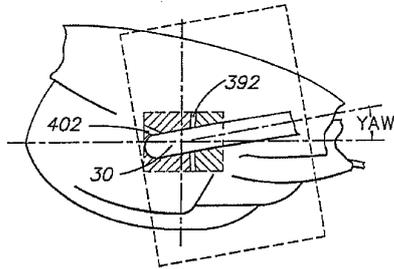


FIG. 13D

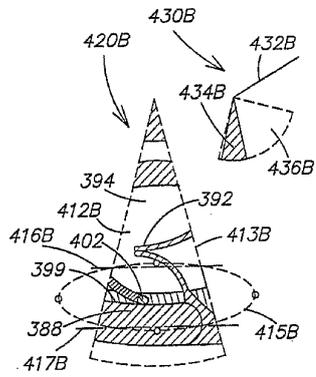


FIG. 14A

WO 03/011139

PCT/IB02/03150

39/39

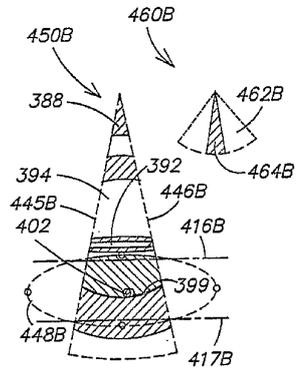


FIG.14B

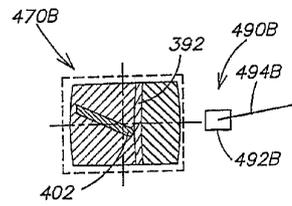


FIG.14C

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/IB 02/03150
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/00		
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 A61B		
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, 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 5 876 345 A (EATON JOHN W ET AL) 2 March 1999 (1999-03-02) column 2, line 31 -column 2, line 58 column 5, line 29 -column 5, line 48 column 7, line 38 -column 8, line 8 column 9, line 17 -column 9, line 30 column 9, line 55 -column 10, line 41	1, 2, 7, 8, 10, 11 3-6, 9
Y		
X	US 5 704 361 A (TAJIK ABDUL JAMIL ET AL) 6 January 1998 (1998-01-06) column 4, line 55 -column 5, line 3 column 6, line 39 -column 6, line 52 column 13, line 58 -column 14, line 23; figure 14	1, 7, 8
	--- -/--	
<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 doubt 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 *I* 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. *S* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 January 2003		Date of mailing of the international search report 27/01/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P. B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2590 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lommel, A

Form PCT/ISA(210) (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 02/03150

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 846 204 A (SOLOMON RODNEY J) 8 December 1998 (1998-12-08) column 5, line 1 -column 5, line 53; figure 1 ---	1,7,8
Y	US 5 497 776 A (KAWASHIMA TOMONAO ET AL) 12 March 1996 (1996-03-12) column 7, line 14 -column 16, line 44 ---	3-6
Y	US 5 666 970 A (SMITH IAIN S R) 16 September 1997 (1997-09-16) column 3, line 40 -column 5, line 15 ---	9
A	US 6 186 949 B1 (HATFIELD WILLIAM THOMAS ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) ---	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB 02/03150**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(e) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 12
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/1B 02/03150

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 5876345	A	02-03-1999	AU 6341298 A WO 9837812 A1	18-09-1998 03-09-1998
US 5704361	A	06-01-1998	US 5345940 A US 5325860 A AU 3649497 A US 6129672 A US 2002058873 A1 US 6039693 A US 6099475 A WO 9800064 A2 US 6306096 B1 US 5713363 A CA 2121353 A1 EP 0611292 A1 EP 0950373 A2 JP 7505791 T SG 50556 A1 WO 9308738 A1	13-09-1994 05-07-1994 21-01-1998 10-10-2000 16-05-2002 21-03-2000 08-08-2000 08-01-1998 23-10-2001 03-02-1998 13-05-1993 24-08-1994 20-10-1999 29-06-1995 20-07-1998 13-05-1993
US 5846204	A	08-12-1998	NONE	
US 5497776	A	12-03-1996	JP 7047066 A JP 7155328 A JP 7328006 A	21-02-1995 20-06-1995 19-12-1995
US 5666970	A	16-09-1997	WO 9634650 A1	07-11-1996
US 6186949	B1	13-02-2001	US 6074348 A JP 2000316860 A DE 19913198 A1 EP 0947853 A2 JP 11318902 A US 6210332 B1 US 6312384 B1 US 6406430 B1	13-06-2000 21-11-2000 07-10-1999 06-10-1999 24-11-1999 03-04-2001 06-11-2001 18-06-2002

フロントページの続き

(74)代理人 100122769

弁理士 笛田 秀仙

(72)発明者 ミラー デヴィッド ジー

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 ベスツィンスキ ミカエル

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 ベック ヘザー

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 DD15 EE11 FE01 GA11 JC02 JC25 KK15

【要約の続き】

た組織ボリュームにかわる幾つかの正投影を発生するように構成される。

专利名称(译)	经食管和鼻腔，经食管超声成像系统		
公开(公告)号	JP2005507273A	公开(公告)日	2005-03-17
申请号	JP2003516377	申请日	2002-07-23
[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	ミラーデヴィッドジー ペスツインスキミカエル ベックハザー		
发明人	ミラー デヴィッドジー ペスツインスキ ミカエル ベック ハザー		
IPC分类号	A61B8/12 G01S7/52 G01S7/521 G01S15/89		
CPC分类号	A61B5/6819 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/483 A61B2562/0204 A61B2562/046 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52061 G01S7/52074 G01S7/52079 G01S15/8925 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA11 4C601/JC02 4C601/JC25 4C601/KK15		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	09/919464 2001-07-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

半侵入超声成像系统用于成像连接到二维超声换能器阵列，经食道探头生物组织，经食管探针或经鼻和发射波束形成器，接收波束形成器，和图像生成器。二维换能器阵列设置在探针的细长筒的远端。发射波束形成器连接到换能器阵列，并配置成在由方位角和高度定向限定的选定图案上发射多个超声波束。接收波束形成器连接到换能器阵列，并配置成从在所选组织体积上反射的回波获得超声数据。组织体积由方位角和高度方向以及所选择的扫描范围限定。接收波束形成器被配置为从所获得的超声数据合成图像数据。图像生成器接收图像数据并生成要在图像显示器上显示的图像。优选地，图像生成器被配置为从图像数据生成多个正交投影，其替换所选择的组织体积。

