

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の方向に配列された複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、
前記超音波振動子ユニットを前記第 1 の方向と異なる第 2 の方向に沿って実質的に直線移動可能に支持する支持機構と、

前記超音波振動子ユニットを移動するための動力を発生する動力発生部とを具備することを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記動力発生部は、モータであり、

前記支持機構は、

10

前記第 2 の方向に軸心を沿わせて配置され、前記モータにより回転されるボールねじと、

前記ボールねじに螺合するねじ穴を有し、前記超音波振動子ユニットが取り付けられた可動部材と、

前記スライダ及び前記超音波振動子ユニットを前記第 2 の方向に沿って直線移動可能にガイドするガイドレールと、

を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記動力発生部は、モータであり、

前記モータの回転軸が一定角度回転する毎にパルス信号を発生する角度信号発生部をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

20

【請求項 4】

前記超音波振動子ユニットが基準位置を通る毎にパルス信号を発生する基準信号発生部をさらに具備することを特徴とする請求項 1 又は 3 記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記超音波振動子ユニットと前記支持機構と前記動力発生部とを収容する筐体をさらに備え、

前記筐体は、略平行な平面形状である被検体との接触面を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 6】

30

超音波探触子と、

前記動力発生部を制御する動力制御部とを具備することを特徴とする超音波診断装置であって、

前記超音波探触子は、

第 1 の方向に配列された複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、

前記超音波振動子ユニットを前記第 1 の方向と異なる第 2 の方向に沿って実質的に直線移動可能に支持する支持機構と、

前記超音波振動子ユニットを移動するための動力を発生する動力発生部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子を機械的に移動させる超音波探触子と、当該超音波振動子を具備する超音波診断装置とに関する。

【背景技術】

【0002】

3次元スキャンのために、動力発生部（モータ）の回転軸の回転によって、1列に配列した複数の超音波振動子を備える超音波振動子ユニットをその配列方向とは異なる方向に沿って機械的に揺動可能に支持する機構を有する超音波探触子及びこの超音波探触子を具備する超音波診断装置がある。当該機構を有する超音波探触子は、動力発生部の回転軸と

50

超音波振動子ユニットとを結ぶ腕を備えることによって、超音波振動子ユニットを揺動可能に支持することができる。

【0003】

超音波探触子を乳腺等の凸状部位の診断に用いる場合、超音波探触子の接触面と生体との密着性を確保するために、超音波探触子の接触面の曲率半径をできるだけ大きくし、超音波探触子の接触面をできるだけ平面にすることが望ましい。この目的を達成するためには、超音波振動子ユニットを揺動可能に支持する機構を有する超音波探触子においては、腕の長さを長くする必要がある。しかし、腕の長さを長くすると超音波探触子のサイズが増大してしまうという問題がある。

【0004】

また、精度の良い超音波診断画像を得るためには、超音波振動子ユニットの移動速度はなるべく等速であることが望ましい。しかし、超音波振動子ユニットが揺動範囲の一端付近まで到達すると、動力発生部により超音波振動子ユニットを減速、停止させ、逆方向に加速させる必要がある。動力発生部の回転軸とある距離だけ離れた超音波振動子ユニットを加速させる際、この距離の2乗に依存する慣性モーメントが大きいほど、動力発生部は超音波振動子ユニットを加速させるににくい。つまり、超音波振動子ユニットを加速させる際に腕の長さが長いほど動力発生部は大きなトルクが必要であり、その結果、動力発生部は大電流の発生やサイズ拡大が必須となる。

【0005】

動力発生部に大電流を流すことは超音波探触子を過度に発熱させてしまう。そのため、規制値以内に超音波探触子の温度を抑えるため超音波送信強度を押えることになり、これにより超音波の受信感度の低下につながる。また、動力発生部のサイズを大きくすると、超音波探触子のサイズを拡大せざるをえない。その結果、超音波探触子の重量が増加し、利用者が超音波探触子进行操作する際の負荷が増大する。

【特許文献1】特開平03-184532号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、動力発生部の小型・軽量化を可能とする超音波探触子及び当該超音波探触子を具備する超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために本発明は、第1局面において、第1の方向に配列された複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子ユニットを前記第1の方向と異なる第2の方向に沿って実質的に直線移動可能に支持する支持機構と、前記超音波振動子ユニットを移動するための動力を発生する動力発生部とを具備する。

【0008】

本発明の第2局面において、超音波探触子と、前記動力発生部を制御する動力制御部とを具備し、前記超音波探触子は、第1の方向に配列された複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子ユニットを前記第1の方向と異なる第2の方向に沿って実質的に直線移動可能に支持する支持機構と、前記超音波振動子ユニットを移動するための動力を発生する動力発生部とを有する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、動力発生部の小型・軽量化が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

図1は、本実施形態における超音波探触子及び超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波診断装置本体10と超音波探触子30と

10

20

30

40

50

から構成される。

【0011】

超音波診断装置本体10は、超音波送信部11、超音波受信部12、Bモード処理部13、ドブラ処理部14、スキャンコンバータ15、画像合成部16、モニター17、記憶部18、システム制御部19、入力部20、動力制御部21、を備える。

【0012】

超音波探触子30は、超音波診断装置本体10に接続されており、超音波振動子ユニット31、支持機構32、動力発生部33、角度信号発生部34、基準信号発生部35を備える。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0013】

超音波送信部11は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子31に超音波駆動パルスを印加し、超音波を発生させる。

【0014】

超音波受信部12は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、被検体からの反射波に基づいて得られる超音波信号（エコー信号）をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。その後、加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算処理する。加算処理されたエコー信号は、Bモード処理部13やドブラ処理部14に供給される。

【0015】

Bモード処理部13は、超音波受信部12からのエコー信号の供給を受け、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される輝度データを生成する。Bモード処理部13は、この輝度データをスキャンコンバータ15に供給する。供給された輝度データは、エコー信号の強度を輝度で表したBモード画像としてモニター18に表示される。

【0016】

ドブラ処理部14は、超音波受信部12からのエコー信号の供給を受け、エコー信号を周波数解析することによって、ドブラ効果による血流等のドブラ信号を算出する。ドブラ処理部14は、血流等のドブラ信号に基づいて、血流等の平均速度、速度の分散、ドブラ信号のパワー等に代表される血流情報等のデータを多数の点で算出する。ドブラ処理部24は、算出した血流情報等のデータをスキャンコンバータ15に送信する。送信された血流情報等のデータは、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター18にカラー表示される。

【0017】

スキャンコンバータ15は、受信した輝度データや血流情報等のデータの超音波スキャン走査線信号列をテレビなどの一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、ビデオ信号を生成し、画像合成部16に送信する。

【0018】

画像合成部16は、スキャンコンバータ15や記憶部18からビデオ信号を受信し、ビデオ信号と種々のパラメータの文字情報や目盛等とを合成し、モニター17に出力する。

【0019】

モニター17は、画像合成部16からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0020】

入力部20は、操作者からの指示、例えば走査の停止、を超音波振動装置本体10にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有してい

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 1 】

記憶部 1 8 は、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、各種画像データ群等を記憶する。

【 0 0 2 2 】

システム制御部 1 9 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、超音波診断装置本体 1 0 の動作を制御する。システム制御部 1 9 は、記憶部 1 8 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子ユニット 3 1 は、一列に配列され超音波を送受信する複数の超音波振動子と音響レンズと音響整合層とバックング材とを有する。なお、複数の超音波振動子の配列方向をアレイ方向（d 1）とする。

【 0 0 2 4 】

支持機構 3 2 は、超音波振動子ユニット 3 1 をアレイ方向（d 1）と交差する方向（直線移動方向（d 2））に沿って直線移動可能に支持する。支持機構 3 2 の詳細については後述する。

【 0 0 2 5 】

動力発生部（モータ）3 3 は、後述する動力制御部 2 1 からの駆動パルス（以下、駆動信号）の供給を受け、駆動信号のパルスの繰り返し周波数に応じた速さや向きで回転し、この回転により支持機構 3 2 を動作させる。

【 0 0 2 6 】

角度信号発生部 3 4 は、光学式あるいは磁気式のエンコーダであり、動力発生部 3 3 の回転軸がエンコーダのスリット板に取り付けられる。角度信号発生部 3 4 は、動力発生部 3 3 の回転軸が一定角度回転する毎に、動力発生部 3 3 の回転軸の回転角度を検出するためのパルス信号（以下、角度信号）を発生する。回転軸の回転角度は、超音波振動子ユニット 3 1 の位置に対応している。発生された角度信号は、信号線を通じて動力制御部 2 1 に送信される。

【 0 0 2 7 】

基準信号発生部 3 5 は、支持機構 3 2 に取り付けられており、超音波振動子ユニット 3 1 が基準位置 R を通る毎にパルス信号（以下、基準信号）を発生する。基準位置 R は、超音波振動子ユニット 3 1 の直線移動の基準位置である。生成された基準信号は、信号線を通じて超音波診断装置本体 1 0 に送信される。

【 0 0 2 8 】

動力制御部 2 1 は、角度信号発生部 3 4 と基準信号発生部 3 5 とから角度信号と基準信号とを受信する。動力制御部 2 1 は、角度信号、基準信号、あらかじめ決められた超音波振動子ユニット 3 1 の移動範囲、動力発生部 3 3 の回転速度（超音波振動子ユニット 3 1 の移動速度）に基づいて動力発生部 3 3 を適切な回転速度で回転させるための駆動信号を発生し、動力発生部 3 3 に供給する。

【 0 0 2 9 】

以下、図 2 を参照しながら超音波探触子 3 0 の構造を説明する。まず、Z 軸を超音波振動子ユニット 3 1 のアレイ方向（d 1）に、X 軸を超音波振動子ユニット 3 1 の直線移動方向（d 2）に、Y 軸を X Z 平面に垂直に規定する。

【 0 0 3 0 】

支持機構 3 2 は、超音波振動子ユニット 3 1 を直線移動方向（X 軸）に沿って往復直線移動可能に支持するための機構であり、ボールねじ 4 3、ガイドレール 4 4 a、ガイドレール 4 4 b、可動部材（スライダ）4 5、支持部材 4 6 a、支持部材 4 6 b とから構成される。ボールねじ 4 3 の両端は、支持部材 4 6 a 及び支持部材 4 6 b によって回転可能に支持されており、動力発生部 3 3 の回転軸の回転によって回転される。また、支持部材 4 6 a 及び支持部材 4 6 b には、ボールねじ 4 3 の軸心に平行な位置にガイドレール 4 4 a

10

20

30

40

50

とガイドレール 4 4 b とが設置されている。ここで、ボールねじ 4 3 とガイドレール 4 4 a とガイドレール 4 4 b とは直線移動方向 (d 2) に平行に設置されているとする。可動部材 4 5 のねじ穴はボールねじ 4 3 に螺合されており、ボールねじ 4 3 の回転に伴って可動部材 4 5 はガイドレール 4 4 a とガイドレール 4 4 b とに沿ってねじ軸周りを回転することなく直線移動 (X 軸) する。

【 0 0 3 1 】

可動部材 4 5 の一端には、図 2 のように超音波振動子ユニット 3 1 が取り付けられている。具体的に述べると、可動部材 4 5 の X 軸方向の中心線 (M K) と超音波振動子ユニット 3 1 の X 軸方向の中心線 (M T) は距離 L だけずれている。さらに、超音波振動子ユニット 3 1 の中心線 (M K) の移動範囲を X 1 ~ X 2 とすると、位置 X 1 と筐体 4 7 との距離 L 1 と位置 X 2 と筐体 4 7 との距離 L 2 とは、距離 L に応じて決定され、距離 L 1 と距離 L 2 とは一致させる。超音波振動子ユニット 3 1 には、超音波を送受信するための信号線が接続されており、動力発生部 3 3 の回転軸の回転に伴って可動部材 4 5 と共に直線移動 (X 軸) するとともに超音波を Y 軸方向に沿って送受信する。その際、距離 L 1 と距離 L 2 とが一致しているために、所望の位置における検査部位のボリウムデータが得やすい。なお、信号線は、超音波振動子ユニット 3 1 の直線運動を妨げないよう十分可塑性に富んでおり、たわみをもたせてある。

10

【 0 0 3 2 】

動力発生部 3 3 に設置されている角度信号生成部 3 4 は、発生した角度信号を信号線を通じて超音波診断装置本体 1 0 に送信する。また、可動部材 4 5 とガイドレール 4 4 a 若しくはガイドレール 4 4 b との図 2 に示さない部分には、基準信号発生部 3 5 が設置されており、基準信号発生部 3 5 で発生した基準信号は、信号線を通じて超音波診断装置本体 1 0 に送信される。

20

【 0 0 3 3 】

筐体 4 7 は、超音波振動子ユニット 3 1、支持機構 3 2、動力発生部 3 3、角度信号発生部 3 4、基準信号発生部 3 5 を覆っている。図 3 は、図 2 の超音波探触子 3 0 の X 方向での断面図であるが、図 2 と図 3 とから分かるように、筐体 4 7 の被検体との接触面 4 7 a は、超音波振動子ユニット 3 1 のアレイ方向 (d 1) 及び直線移動方向 (d 2) に平行な平面状に形成されている。

30

【 0 0 3 4 】

超音波探振動子ユニット 3 1 が移動するための空間 4 8 には、超音波探触子 3 0 内での超音波を減衰させないためにオイルで充填されている。

【 0 0 3 5 】

以下、図 4 を参照しながら基準信号発生部 3 5 の構造を説明する。図 4 は、図 3 の 4 - 4 断面図である。図 4 に示すように、基準信号発生部 3 5 は、光源 5 1 と受光素子 5 2 とからなる光学式センサであるとする。光源 5 1 はガイドレール 4 4 a のボールねじ 4 3 側の側面に、受光素子 5 2 は可動部材 4 5 の光源 5 1 側に設置されている。光源 5 1 が設置される位置 O は、超音波振動子ユニット 3 1 が基準位置 R に位置しているときに受光素子 5 2 が位置する場所に対応する。基準位置 R の位置としては、例えば、図 2 に示す往復移動の折り返し点 (X 1、X 2) や、移動範囲の中間地点 (X M) などが考えられる。基準位置 R は、1 つでも 2 つでも幾つあっても良く、基準位置 R の位置と数と基準信号発生部 3 5 の位置と数とは一致する。可動部材 4 5 の受光素子 5 2 が基準位置 R にくると、受光素子 5 2 は光源 5 1 からの光を検出し、基準信号を発生する。なお、受光素子 5 2 は、ガイドレール 4 4 a ではなくガイドレール 4 4 b に設置されていても良い。また、受光素子 5 2 が可動部材 4 5 に、光源 5 1 がガイドレール 4 4 a 又はガイドレール 4 4 b に設置されていてもよい。また、基準信号発生部 3 5 は、光源 5 1 と受光素子 5 2 とからなる光学式センサではなく、磁気センサであってもよい。

40

【 0 0 3 6 】

次に、超音波振動子ユニット 3 1 の移動の制御について説明する。超音波振動子ユニット 3 1 の中心線 (M K) の移動範囲に基づいて、動力制御部 2 1 は、動力発生部 3 3 に駆

50

動信号を供給することで動力発生部 33 の回転速度、即ち、超音波振動子ユニット 31 の移動速度を制御する。超音波振動子ユニット 31 の移動範囲は、位置 X1 から位置 X2 までの範囲であるとする。動力制御部 21 は、精度の良い超音波診断画像を得るために超音波振動子ユニット 31 の等速移動領域が長くなるように制御する。

【0037】

図 5 は、動力制御部 21 の制御によって変化する超音波振動子ユニット 31 の速度を、縦軸を超音波振動子ユニット 31 の速度 V、横軸を超音波振動子ユニット 31 の位置 X で表わした図である。まずは、超音波振動子ユニット 31 を実線 F1 のように 1 次関数的な速度変化で移動させるとして、超音波振動子ユニット 31 の往復直線運動を説明する。今、超音波振動子ユニット 31 は、移動範囲の一端 (X1) で瞬間的に停止しているとする。次の瞬間、動力制御部 21 は、動力発生部 33 の回転を制御することで、超音波振動子ユニット 31 を逆方向に所定の位置 (Xi) であらかじめ決められた所定の速度 (Vc) まで等しい加速度で加速させる。超音波振動子ユニット 31 が所定の速度 (Vc) に達すると、動力制御部 21 は、超音波振動子ユニット 31 を位置 (Xi) から移動範囲の另一端付近の所定の位置 (Xj) まで等速 Vc で移動させる。超音波振動子ユニット 31 が位置 (Xj) まで移動すると、動力制御部 21 は、超音波振動子ユニット 31 を位置 (Xi) から移動範囲の另一端付近 (Xj) まで一定の加速度で減速させ、位置 (X2) で停止させる。停止させると再び、動力制御部 21 は超音波振動子ユニット 31 を逆方向に加速させる。以後、動力制御部 21 は、システム制御部 19 からの停止信号の供給を受けるまで、同様の制御を動力発生部 33 に対して繰り返し行う。

【0038】

実線 F1 で示す通りに、動力制御部 21 が超音波振動子ユニット 31 の加速運動を等速運動に切替る際、超音波振動子ユニット 31 には速度の急激な変化による振動が伝わる。そこで、実線 F1 のように一次関数的に超音波振動子ユニット 31 の速度を制御するのではなく、2 点鎖線 F2 のような 2 次関数的若しくは一点鎖線 F3 のように 3 次関数的に制御することで、速度の急激な変化を押さえることができる。この様に速度の急激な変化を抑えることにより、超音波診断装置 1 は、さらに精度の良い超音波診断画像を得ることができる。

【0039】

以上述べた構成によれば、超音波探触子 30 が超音波振動子ユニット 31 を従来の揺動ではなく直線運動させる支持機構 32 を有することによって、超音波探触子 30 の接触面の形状を平面にすることができる。その結果、超音波探触子 30 の接触面 47a と被検体との密着性が向上する。また、ボールねじ 43 と超音波振動子ユニット 31 との慣性モーメントは、従来の長い腕を有する超音波探触子における動力発生部の回転軸と超音波振動子ユニットとの慣性モーメントに比べ非常に小さい。そのため、本実施形態における超音波探触子 30 の動力発生部のトルクは、従来のそれに比べて小さい。その結果、動力発生部の小型・軽量化が可能となり、それに応じて超音波探触子 30 の小型・軽量化が実現される。また、超音波探触子 30 の操作性も向上する。

【0040】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図 1】本発明の超音波探触子 30 及び超音波診断装置 1 の構成を示す図。

【図 2】図 1 の超音波探触子 30 の構造を示す図。

【図 3】図 2 の超音波探触子 30 の X 軸方向での断面図

【図 4】図 3 の 4 - 4 断面であり、基準信号発生部 35 の構造を示す図。

10

20

30

40

50

【図 5】図 1 の動力制御部 21 の制御によって変化する超音波振動子ユニット 31 の速さを、縦軸を超音波振動子ユニット 31 の速さ V 、横軸を超音波振動子ユニット 31 の位置 X で示した図。

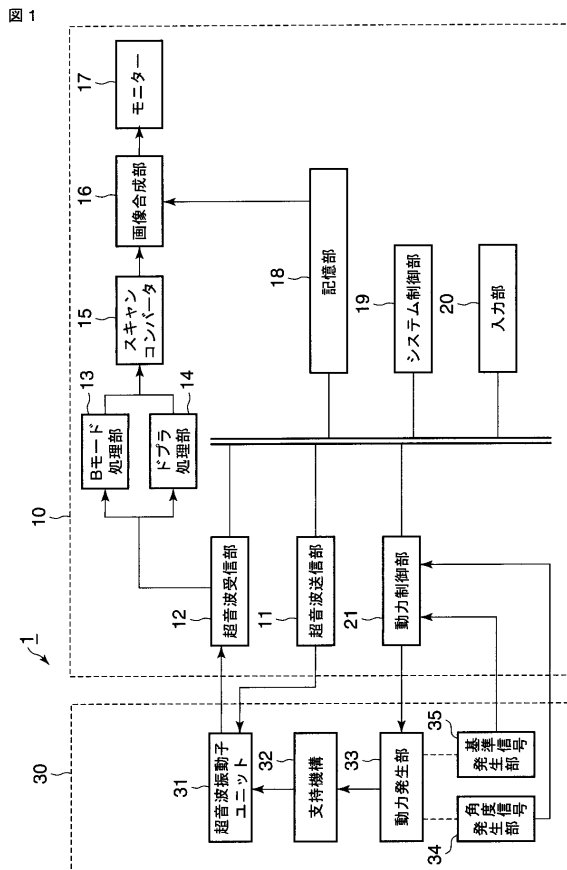
【符号の説明】

【0042】

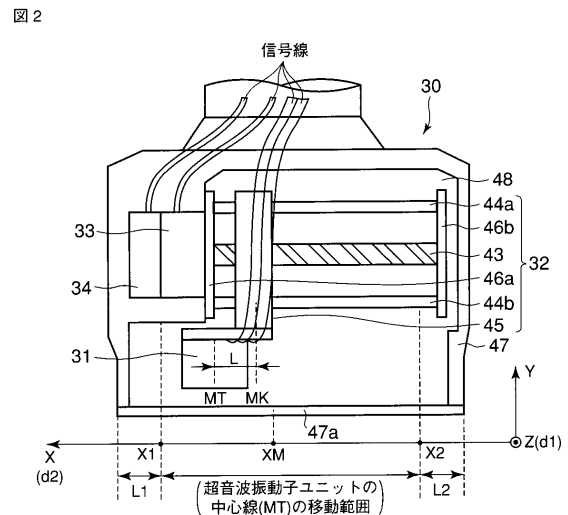
1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波診断装置本体、11 ... 超音波送信部、12 ... 超音波受信部、13 ... Bモード処理部、14 ... ドブラ処理部、15 ... スキャンコンバータ、16 ... 画像合成部、17 ... モニター、18 ... 記憶部、19 ... システム制御部、20 ... 入力部、21 ... 動力制御部、30 ... 超音波波探触子、31 ... 超音波振動子ユニット、32 ... 支持機構、33 ... 動力発生部、34 ... 角度信号発生部、35 ... 基準信号発生部、43 ... ボールねじ、44a 及び 44b ... ガイドレール、45 ... 可動部材（スライダ）、46a 及び 46b ... 支持部材、47 ... 筐体、47a ... 接触面、48 ... オイル、51 ... 光源、52 ... 受光素子。

10

【図 1】

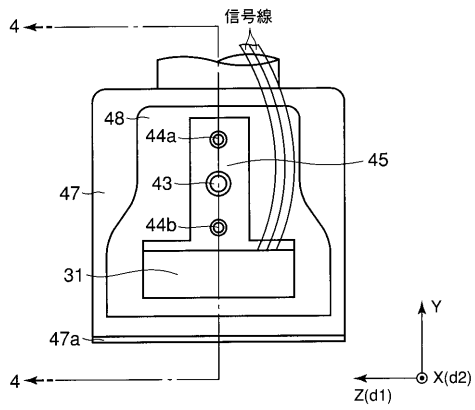


【図 2】



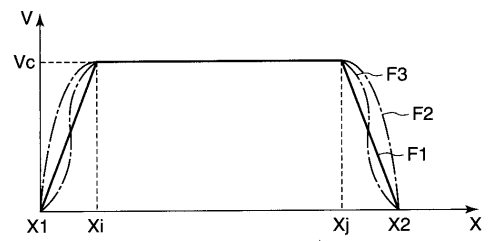
【図 3】

図 3



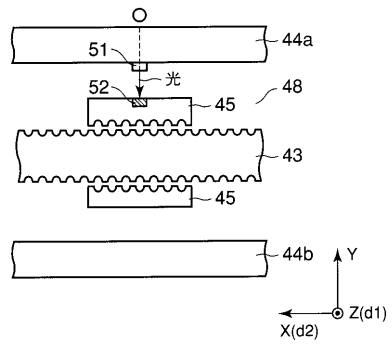
【図 5】

図 5



【図 4】

図 4



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 亀石 渉

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB13 BB16 EE13 GA01 GA13 GA18 GA30

GA31 GB04 GC02 GC10

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2008142329A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006333448	申请日	2006-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	亀石 涉		
发明人	亀石 涉		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/EE13 4C601/GA01 4C601/GA13 4C601/GA18 4C601/GA30 4C601/GA31 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC10		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够减小发电单元的尺寸和重量的超声探头，以及配备有该超声探头的超声诊断设备。 解决方案：超声换能器单元31具有沿第一方向排列的多个超声换能器，并且超声换能器单元31基本上沿着不同于第一方向的第二方向布置。 以及发电单元33，其产生用于移动超声换能器单元31的电力。 [选型图]图1

