

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6099926号
(P6099926)

(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 13 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-222589 (P2012-222589)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成24年10月4日(2012.10.4)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(65) 公開番号	特開2014-73271 (P2014-73271A)	(72) 発明者	小作 秀樹 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(43) 公開日	平成26年4月24日(2014.4.24)	(72) 発明者	平間 信 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成27年9月3日(2015.9.3)	審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波医療装置及び超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

アレイ型の超音波振動子を内蔵するカプセル型本体部を有し、被検体の管状部に挿入された前記カプセル型本体部内の前記超音波振動子から被検体内部に対して超音波を送信し、その反射波を受信する超音波医療装置であって、

前記カプセル型本体部が先端部に設けられ、前記管状部に挿入可能な紐状体を有する導中管と、

前記カプセル型本体部内に設けられ、前記超音波振動子の角度を変化させる変更手段と、

を有すること、

を特徴とする超音波医療装置。

【請求項2】

アレイ型の超音波振動子を内蔵するカプセル型本体部を有し、被検体の管状部に挿入された前記カプセル型本体部内の前記超音波振動子から被検体内部に対して超音波を送信し、その反射波を受信する超音波医療装置であって、

前記カプセル型本体部が先端部に設けられ、前記管状部に挿入可能な紐状体を有する導中管と、

前記カプセル型本体部内に設けられ、カプセル型本体部を管状部内で進行させる駆動手段と、

を有すること、

を特徴とする超音波医療装置。

【請求項 3】

アレイ型の超音波振動子を内蔵するカプセル型本体部を有し、被検体の管状部に挿入された前記カプセル型本体部内の前記超音波振動子から被検体内部に対して超音波を送信し、その反射波を受信する超音波医療装置であって、

前記カプセル型本体部が先端部に設けられ、前記管状部に挿入可能な紐状体を有する導中管と、

前記カプセル型本体部内に設けられ、カプセル型本体部を管状部内で進行させる駆動手段と、

前記カプセル型本体部内に設けられ、前記超音波振動子の角度を変化させる変更手段と

10

を有すること、

を特徴とする超音波医療装置。

【請求項 4】

複数の前記超音波振動子は円筒状に配列され、

前記変更手段は、前記円筒状における筒軸を傾けるように構成されていること、

を特徴とする請求項 1 または請求項 3 に記載の超音波医療装置。

【請求項 5】

前記カプセル型本体部は、前記筒軸の両端部にそれぞれ対向させて球状の内面部が配置され、

20

前記変更手段は、

前記筒軸の一端部に設けられ、前記筒軸の一端部を前記内面部に沿って転動可能に設けられたボ - ル体と、

前記筒軸の他端部または前記筒軸の他端部が対向する前記内面部の一方に配置され、前記筒軸の他端部または前記内面部の他方に接し、前記筒軸の他端部を前記内面部に対して相対的に移動させる超音波モ - タと、

を有すること、

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波医療装置。

【請求項 6】

前記紐状体には、多くても、前記カプセル型本体部へ電力を送る電源線、並びに、前記カプセル型本体部へ信号を送る信号線が配置されていること、

30

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波医療装置。

【請求項 7】

前記紐状体は、前記カプセル型本体部が前記管状部へ挿入される長さを識別可能なマ - クを有すること、

を特徴とする請求項 6 に記載の超音波医療装置。

【請求項 8】

前記駆動手段は、前記紐状体が連結されている側とは反対の方向に前記カプセル型本体部を進行させるように構成されていること、

を特徴とする請求項 2、3、または請求項 7 のいずれかに記載の超音波医療装置。

40

【請求項 9】

前記駆動手段は、前記カプセル型本体部の内部において、前記カプセル型本体部に対して前記進行する方向の衝撃を与えることにより、前記カプセル型本体部を進行させるように構成されていること、

を特徴とする請求項 8 に記載の超音波医療装置。

【請求項 10】

前記駆動手段は、

前記円筒状における内部に、筒軸の方向へ往復移動可能に設けられたピストンと、

前記ピストンに設けられた永久磁石と、

前記ピストンを前記往復移動させ、前記ピストンを前記円筒状における底部に衝突させ

50

ることにより、前記カプセル型本体部を進行させる電磁コイルと、
を有すること、
を特徴とする請求項 9 に記載の超音波医療装置。

【請求項 1 1】

前記駆動手段は、
前記カプセル型本体部内に設けられ、前記カプセル型本体部に一端部が軸支され、一端部を中心にして他端部が揺動するア - ム部と、
前記カプセル型本体部に軸支され、前記ア - ム部を揺動させるカム部と、
前記ア - ム部をカム部の方へ付勢する付勢手段を有すること、
を有し、
前記付勢する力により、前記ア - ム部を前記カム部に衝突させることにより、前記カプセル型本体部を進行させるように構成されていること、
を特徴とする請求項 9 に記載の超音波医療装置。

10

【請求項 1 2】

前記駆動手段は、前記カプセル型本体部の先端部または後端部に配置されていること、
を特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 1 3】

前記請求項 1 から請求項 1 2 のいずれかに記載の超音波医療装置を有し、
前記反射波から生成した受信信号を基に被検体内部を画像化すること、
を特徴とする超音波画像診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の実施形態は、超音波医療装置及び超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波画像診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内を超音波で走査し、その反射波から生成したデータを基に被検体内部を画像化する。

【0 0 0 3】

超音波画像診断装置に用いられる超音波プローブの一例として、TEE (trans - esophageal echocardiography) プローブがある (例えば、特許文献 1)。

30

【0 0 0 4】

TEE プローブは、例えば、食道に経口的に挿入され、心臓等を撮影するために用いられる。TEE プローブは、食道に挿入される導中管、導中管の先端部に設けられた挿入部、挿入部の先端部に配置された超音波振動子、及び、超音波振動子の角度を変更させたり、挿入部を食道壁に密着させるための変更手段を有する。

【0 0 0 5】

導中管には、超音波振動子への電力が送られる電源線、超音波振動子への制御信号が送られる制御線、超音波振動子からのデータが送られるデータ線、変更手段を操作するワイヤが配置される。

40

【0 0 0 6】

導中管がある程度の剛性を有していたため、導中管により挿入部を食道内に送ることが可能となる。しかし、導中管は 10 - 12 mm 程度の太さを有するため、導中管が食道内に挿入される際、及び、挿入された後に、患者に負担がかかる。

【0 0 0 7】

患者の負担を軽減するためには、導中管をできるだけ細くすることが望ましい。導中管を細くすれば、食道内に挿入部を長く留置しておいても、患者に大きな負担がかからないため、例えば、術後の患者の体内を長期にわたり観察することが可能となる。なお、患者を「被検体」という場合がある。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2002-159495号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

仮に、導中管にワイヤを配置しなければ、ワイヤの太さの分だけ、導中管を細くすることが可能となる。しかしその場合に、どのようにして、超音波振動子の向きを変えるかが問題点となる。

10

【0010】

また、導中管を細くすると、剛性が低くなり、導中管により挿入部を食道内に送ることが困難になるという問題点があった。

【0011】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、患者の負担を軽減するとともに、超音波振動子の角度を変更することが可能な超音波医療装置及び超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【0012】

また、患者の負担を軽減するとともに、挿入部を食道に容易に送ることが可能な超音波医療装置及び超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波医療装置は、アレイ型の超音波振動子を内装するカプセル型本体部を有し、被検体の管状部に挿入されたカプセル型本体部内の超音波振動子から被検体内部に対して超音波を送信し、その反射波を受信する。導中管は、カプセル型本体部が先端部に設けられ、管状部に挿入可能な紐状体を有する。変更手段は、カプセル型本体部内に設けられ、超音波振動子の角度を変化させる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1実施形態に係る超音波画像診断装置の模式図。

30

【図2】超音波医療装置の斜視図。

【図3】カプセル型本体部の内部を示す正面図。

【図4】カプセル型本体部の内部を示す斜視図。

【図5】超音波振動子の角度を変更したときの図。

【図6】第1超音波モータの模式図。

【図7A】駆動手段を模式的に示す図。

【図7B】ピストンが下降途中にあるときの電磁コイルの図。

【図7C】ピストンが最下位置に移動したときの電磁コイルの図。

【図7D】ピストンが最下位置にあるときの電磁コイルの図。

【図7E】ピストンが上昇途中にあるときの電磁コイルの図。

40

【図7F】ピストンが最上位置に移動したときの電磁コイルの図。

【図8】カプセル型本体部の内部を模式的に示す図。

【図9】超音波医療装置を用いて、被検体の体内を観察するときの一連の動作を示すフローチャート。

【図10】超音波画像診断装置の構成ブロック図。

【図11】第2実施形態に係る駆動手段を模式的に示す図。

【図12】第3実施形態に係る超音波振動子の図。

【図13】第4実施形態に係る超音波振動子の図。

【図14】第5実施形態に係る変更手段の模式図。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 5 】

[第 1 実施形態]

超音波画像診断装置の第 1 実施形態について各図を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 に、本実施形態に係る超音波画像診断装置 1 は、カプセル型本体部 1 0 を食道 E 内の所望の位置に留置し、留置された状態で被検体 P における所望の臓器（心臓 H）に対して超音波を送信し、心臓 H からの反射波をエコー信号として受信し、心臓 H の観察を行う一例を示している。以下、超音波の送信及び反射波の受信を併せて「超音波の送受信」という場合がある。カプセル型本体部 1 0 は、エコー信号を外部装置 6 0 に送信し、外部装置 6 0 は、カプセル型本体部 1 0 から受信した信号を処理し、超音波画像を作成・表示させる。なお、各図面に示された心臓 H は、本実施形態における観察対象が心臓 H であることを理解し易くするために模式的に示したものである。なお、咽喉を図 1 に“ T ”で示す。

10

【 0 0 1 7 】

以下の説明で、超音波画像診断装置 1 というときは、超音波医療装置 2 及び外部装置 6 0 を含む構成をいうものとする。また、超音波医療装置 2 というときは、カプセル型本体部 1 0 及び導中管 2 0 を含む構成をいうものとする。しかし、これらの装置 1、2 は、説明の都合上に分けられたもので、超音波医療装置 2 が超音波画像診断装置 1 を含む構成であってもよい。

【 0 0 1 8 】

図 2 は超音波医療装置の斜視図である。

図 1 及び図 2 に示すように、超音波医療装置は、カプセル型本体部 1 0 及び導中管 2 0 を有している。図 1 に導中管 2 0 を破線で示し、図 2 に導中管 2 0 の先端部を示す。

20

【 0 0 1 9 】

導中管 2 0 の先端部はカプセル型本体部 1 0 が連結されている。導中管 2 0 の基端部は外部装置 6 0 が連結されている。

【 0 0 2 0 】

カプセル型本体部 1 0 及び導中管 2 0 は被検体の食道 E に挿入される。カプセル型本体部 1 0 は食道 E 内の所望の位置に留置され、食道 E の壁に密着された状態で使用される。

【 0 0 2 1 】

（カプセル型本体部 1 0 ）

図 3 は、カプセル型本体部 1 0 の内部を示す正面図である。図 3 に示すように、カプセル型本体部 1 0 は、その長軸方向の一端部に、食道 E に挿入し易いように半球状の外面部を有し、その長軸方向の他端部に、食道 E から引き出し易いように半球状の外面部を有する。

30

【 0 0 2 2 】

また、カプセル型本体部 1 0 は、その長軸方向の両端部に球状の内面部 1 1 を有している。球の中心の位置を図 3 に“ O 1 ”で示す。

【 0 0 2 3 】

両方の内面部 1 1 の間には、超音波振動子 3 0、変更手段 4 0 及び駆動手段 5 0 が配置されている。カプセル型本体部 1 0 の円周面 1 2 と超音波振動子 3 0 との間には、音響媒体（例えば、水）1 3 が充填されている。

40

【 0 0 2 4 】

（導中管 2 0 ）

図 1 及び図 2 に示すように、導中管 2 0 は、紐状体 2 1 を有している。

【 0 0 2 5 】

紐状体 2 1 の内部には、多くても電源線 E L 及び信号線 S L（図 1 0 参照）が配置されている。電源線 E L は、外部装置 6 0 からカプセル型本体部 1 0 に電力を送るためのものである。信号線 S L は、外部装置 6 0 とカプセル型本体部 1 0 との間で信号（制御信号）を送受信するためのものである。

50

【 0 0 2 6 】

この実施形態では、紐状体 2 1 をできるだけ細くするために、電源線 E L 及び信号線 S L 以外の線である、ワイヤ及びデータ線が配置されていない。ワイヤが配置されていないため、超音波振動子 3 0 の角度を変更するため変更手段 4 0 (後述する) が、カプセル型本体部 1 0 の内部に設けられている。

【 0 0 2 7 】

データ線が配置されていないため、超音波振動子 3 0 により受信された被検体 P からの反射波 (エコー信号) は、無線により、カプセル型本体部 1 0 から外部装置 6 0 に送信される。エコー信号を無線によりカプセル型本体部 1 0 から外部装置 6 0 へ送信する手段としては、カプセル送受信部 3 2 (後述する) がカプセル型本体部 1 0 に設けられ、送受信部 6 1 (後述する) が外部装置 6 0 に設けられている。

10

【 0 0 2 8 】

電源線 E L などの被覆には体腔内で使用できる素材を選定し、咽頭部に留置しても被検体 P に負担にならないような柔らかさをもたせる。

【 0 0 2 9 】

紐状体 2 1 には、カプセル型本体部 1 0 からの特定の距離 (長さ) を識別可能なマーカ 2 2 が設けられている。マーカ 2 2 は、形状や色彩で視覚的に認識できるように構成されている。マーカ 2 2 の一例として、目盛りであってもよい。具体例として、食道 E にカプセル型本体部 1 0 を配置して心臓 H を観察する場合、口腔から食道 E の心臓 H を観察する概略位置 (以下、所定位置と記す) までの一般的な長さに基づいて、紐状体 2 1 にマーカ 2 2 を設ける。術者は、紐状体 2 1 を押し込んでカプセル型本体部 1 0 を食道 E 内に挿入しつつ、マーカ 2 2 の位置を確認する。よって、マーカ 2 2 が口腔近傍に到達した場合には、術者はカプセル型本体部 1 0 が食道 E 内の所定位置に位置したことを容易に把握することができる。なお、挿入されたカプセル型本体部 1 0 が食道 E の蠕動運動により進行することを防止するため、たとえば、被検体 P の口腔内に配置されるマウスピース M 等に紐状体 2 1 の一端を固定することが可能である。

20

【 0 0 3 0 】

(超音波振動子 3 0)

超音波振動子 3 0 は、カプセル型本体部 1 0 に格納されている。超音波振動子 3 0 は、カプセル制御部 3 3 (図 1 0 参照) からの駆動信号に基づいて、放射面から超音波を送信する。また、超音波振動子 3 0 は、被検体 P から反射波 (エコー信号) を受信し、カプセル送受信部 3 2 (図 1 0 参照) に送る。

30

【 0 0 3 1 】

超音波振動子 3 0 は、音響レンズ、整合層、圧電素子、バックキング材から構成されている。図 3 では、これらの集合体としての超音波振動子 3 0 を示す。

【 0 0 3 2 】

音響レンズは、超音波振動子 3 0 の先端側に配置され、超音波ビームをスライス方向に集束させるものである。整合層は、圧電素子と生体組織との間に配置され、両者の中間的な音響インピーダンスを有する。圧電素子は、電気新語を超音波信号に変換し、その逆に超音波信号を電気信号に変換する。バックキング材は、圧電素子の背面に配置され、背面に放射された音響エネルギーを吸収する。

40

【 0 0 3 3 】

複数の超音波振動子 3 0 は、円筒状、略部分円筒状、または、平板状に配列されている。ここでは、複数の超音波振動子 3 0 を円筒状に配列したラジアルレイ型を図 3 に示す。円筒状に成形された支持体 1 5 に超音波振動子 3 0 が配列されているが、円筒状に成形されたバックキング材に圧電素子等が配列されてもよい。このときには、支持体 1 5 はバックキング材により構成される。なお、円筒状における筒軸を、単に「回転軸」、「超音波振動子の回転軸」、また、「支持体の回転軸」という場合がある。

【 0 0 3 4 】

(変更手段 4 0)

50

図4はカプセル型本体部10の内部を示す斜視図、図5は、超音波振動子30の角度を変更したときの図である。

【0035】

図4及び図5に示すように、変更手段40は、第1超音波モータ41と、第2超音波モータ42と、ボール体43と、有している。

【0036】

支持体15の一端部(図4及び図5において下端部)には保持体16が設けられている。保持体16は支持体15と一体的に形成されている。

【0037】

ボール体43は、一端側の内面部11に沿って転動可能に保持体16に支持されている。この構成によれば、ボール体43が内面部11に沿って転動されるとき、超音波振動子30の回転軸31の一端部も内面部11に沿って移動される。

10

【0038】

第1超音波モータ41は、超音波振動子30の回転軸31の他端部(図4及び図5において上端部)または他端側の内面部11のいずれか一方に配置されている。一端側の内面部を「第1内面部」、及び、他端側の内面部を「第2内面部」という場合がある。

【0039】

以下、第1超音波モータ41が超音波振動子30の回転軸31の他端部に配置されているものとして説明する。

【0040】

20

図6は、第1超音波モータ41の模式図である。図6に示すように、第1超音波モータ41は、圧電セラミックス411、ステータ412、及び、ロータ413を有している。圧電セラミックス411は、ステータ412を間にしてロータ413と反対側に配置され、ステータ412に貼られている。ステータ412が貼られていない側の面414は、凹凸形状を有していて、ロータ413と密着している。

【0041】

圧電セラミックス411に高周波電圧を付与すると、振動(伸縮)する。それにより、ステータ412の面414に進行波が生じ、進行波の方向と反対の方向にロータ413を移動させる。図6に、進行波の方向及びその反対の方向を“D1”及び“D2”で示す。

【0042】

30

この実施形態では、圧電セラミックス411及びステータ412が、超音波振動子30の回転軸31の他端部に設けられている。ロータ413が第2内面部11を構成している。ステータ412及びロータ413は、第2内面部11に沿う円弧形状を有している。カプセル型本体部10が導中管20に引っ張られているため、ロータ413が固定されている。

【0043】

なお、ロータ413が第2内面部11に設けられていてもよい。第1超音波モータ41が第2内面部11に配置される構成では、圧電セラミックス411及びステータ412が第2内面部11に設けられ、ロータ413が超音波振動子30の回転軸31の他端部を構成すればよい。

40

【0044】

圧電セラミックス411を駆動させたとき、ステータ412が第2内面部11を反対の方向D2に移動させようとするが、ロータ413が固定されているため、超音波振動子30の回転軸31の他端部が進行波の方向D1に移動される。

【0045】

圧電セラミックス411の駆動により、例えば、超音波振動子30の回転軸31の他端部が、時計回りの方向に第2内面部11に対して相対移動されるとき、ボール体43が設けられた、超音波振動子30の回転軸31の一端部が、第1内面部11に沿って時計回りの方向に移動される。一方、圧電セラミックス411の駆動により、例えば、超音波振動子30の回転軸31の他端部が、反時計回りの方向に第2内面部11に対して相対移動さ

50

れるとき、超音波振動子 30 の回転軸 31 の一端部が、第 1 内面部 11 に沿って反時計回りの方向に移動される。

【0046】

以上の構成により、超音波振動子 30 の回転軸 31 が位置 01 を中心に時計回りの方向または反時計回りの方向に傾けられる。

【0047】

図 3 に、いずれの方向にも傾けられていない初期状態の超音波振動子 30 の回転軸 31 を示す。図 5 に、時計回りの方向に傾けられた超音波振動子 30 の回転軸 31 の傾き角（超音波振動子 30 の角度）を“ ”で示す。

【0048】

カプセル型本体部 10 には、第 1 超音波モータ 41 を制御するカプセル制御部 33（図 10 参照）、及び、第 1 超音波モータ 41 に、電力を供給するカプセル電源部 34（図 10 参照）が設けられている。

【0049】

カプセル制御部 33 は、制御部 65 からの「角度変更」の指示、及び、その指示の終了を変更手段 40 に出力する。変更手段 40 は、「角度変更」の指示を受けて、生成した高周波電圧を圧電セラミックス 411 に与え、圧電セラミックス 411 を振動（伸縮）させる。それにより、超音波振動子 30 の角度を変更させる。

【0050】

変更手段 40 は、「角度変更」の指示の終了を受けて、圧電セラミックス 411 への高周波電圧の供給を停止する。それにより、圧電セラミックス 411 の振動を停止させ、超音波振動子 30 の角度を保持する。

【0051】

以上のように、第 1 超音波モータ 41 は、超音波振動子 30 の角度（超音波振動子 30 の回転軸 31 の傾き角度）を変更し、かつ、その角度に保持するものである。

【0052】

次に、第 2 超音波モータ 42 について図 4 を参照して説明する。なお、第 2 超音波モータ 42 の基本的な構成は、第 1 超音波モータ 41 と同じであるため、第 1 超音波モータ 41 と異なる構成について主に説明し、重複する説明を省略する。

【0053】

第 2 超音波モータ 42 は、超音波振動子 30 の周方向の角度を変更し、かつ、その角度に保持するものである。

【0054】

第 2 超音波モータ 42 も、圧電セラミック、ステータ及びロータ（それぞれ図示省略）を有している。これらは、支持体 15 の一端部（図 4 において下端部）側に配置されている。例えば、圧電セラミック及びステータが支持体 15 に設けられ、ロータが超音波振動子 30 に設けられている。ステータ及びロータは、超音波振動子 30 の円周に沿う環形状を有している。

【0055】

なお、第 1 超音波モータ 41 と同様に、ロータが支持体 15 に設けられ、圧電セラミック及びステータが超音波振動子 30 に設けられてもよい。

【0056】

圧電セラミックの駆動方法は、第 1 超音波モータ 41 と同様である。すなわち、圧電セラミックス 411 に高周波電圧を付与すると、振動（伸縮）する。それにより、ステータの面に進行波が生じ、進行波の方向と反対の方向にロータを移動させようとするが、ロータが固定されているため、超音波振動子 30 が支持体 15 に対して、回転軸 31 回り（周方向）に相対回転される。

【0057】

カプセル型本体部 10 には、第 2 超音波モータ 42 を制御するカプセル制御部 33（図 10 参照）、及び、第 2 超音波モータ 42 に電力を供給するカプセル電源部 34（図 10

10

20

30

40

50

参照)が設けられている。

【0058】

カプセル制御部33は、制御部65からの「回転角変更」及び「変更終了」の指示を変更手段40に出力する。変更手段40は、「回転角変更」の指示を受けて、生成した高周波電圧を圧電セラミックに与え、圧電セラミックを振動(伸縮)させる。それにより、超音波振動子30の回転角度を変更させる。

【0059】

変更手段40は、「変更終了」の指示を受けて、圧電セラミックへの高周波電圧の供給を停止する。それにより、圧電セラミックの振動を停止させ、超音波振動子30の回転角度を保持する。

10

【0060】

以上のように、カプセル型本体部10の内部に変更手段40が設けられているので、超音波振動子30の角を変更するためのワイヤが不要となり、ワイヤを紐状体21内に配置しなくてもよく、その分だけ、紐状体21を細くすることが可能となる。紐状体21を細くことで、被検体Pの体内を観察するとき、被検体Pの負担が軽減される。

【0061】

(駆動手段50)

次に、カプセル型本体部10を食道E内で進行させるための駆動手段50について図3、図7A及び図8を参照して説明する。

【0062】

図7Aは駆動手段50を模式的に示す図、図8はカプセル型本体部10の内部を模式的に示す図である。図7Aに、ピストン51を示すと共に、その上方及び下方に電磁コイル53の極性のみ(“N”、“S”)を示す。図3に示す下方がカプセル型本体部10の進行方向であって図7Aに“S1”で表わし、図3に示す上方が進行方向と反対の方向であって図7Aに“S2”で表わす。図7B-図7Fも同様である。なお、進行方向を下方、反対方向を上方という場合がある。図8に、超音波振動子30が配置される領域の一例を一点鎖線で示す。

20

【0063】

図3、図7A及び図8に示すように、駆動手段50は、支持体15の中空部151に配置されている。

30

【0064】

駆動手段50は、ピストン51と、永久磁石52と、電磁コイル53とを有している。

【0065】

ピストン51は、円筒状の支持体15の中空部151を筒軸の方向へ往復移動(図3において上下方向の移動)可能に配置されている。

【0066】

永久磁石52は、例えば、ピストン51の一端部(図3で上端部)がN極、他端部(図3で下端部)がS極となるように設けられている。

【0067】

電磁コイル53は、中空部151の上端側と下端側とに配置されている。したがって、上端側の電磁コイル53と下端側の電磁コイル53との間に、ピストン51が往復移動可能に構成される。なお、ピストン51を下降させるときの加速度をピストン51を上昇させるときの加速度より大きくさせるように構成される。磁束密度は電流に比例するから、電磁コイル53に流す電流を、上昇時より下降時を大きくすることで、上昇時の加速度が下降時より大きくなる。この構成により、ピストン51を底部152に衝突させたときの衝撃力が、ピストン51を天井部153に衝突させたときの衝撃力より大きくなる。それにより、カプセル型本体部10の下方の進行を続けさせる。なお、ピストン51を天井部153に衝突させたときの衝撃力を小さくするために、天井部153に衝撃緩和部材を配置してもよい。

40

【0068】

50

カプセル型本体部 10 には、電磁コイル 53 を制御するカプセル制御部 33 (図 10 参照)、及び、電磁コイル 53 に電力を供給するカプセル電源部 34 (図 10 参照) が設けられている。

【 0069 】

カプセル制御部 33 は、制御部 65 からの「進行」及び「進行終了」の指示を駆動手段 50 に出力する。駆動手段 50 は、「進行」の指示を受けて、電磁コイル 53 に予め定められた周期で交番電流を送る。そのにより、電磁コイル 53 の両端部 (図 3 において、上端部及び下端部) に生じる磁極を変化させる。駆動手段 50 は、「進行終了」の指示を受けて、電磁コイル 53 に送られる交番電流を止める。

【 0070 】

以上のカプセル制御部 33 による電磁コイル 53 の制御の一例について図 7 A から図 7 F を参照して説明する。

【 0071 】

図 7 A は、ピストン 51 が最上位置に移動したときの電磁コイル 53 の図である。図 7 A に示すように、ピストン 51 を最上位置に移動させたとき、上端側の電磁コイル 53 に N 極を生じさせるように交番電流を送る。それにより、ピストン 51 の上端部側の N 極が斥力を受け、ピストン 51 を下降させる。

【 0072 】

図 7 B はピストン 51 が下降途中にあるときの電磁コイル 53 の図である。図 7 B に示すように、ピストン 51 の下降の途中では、下端側の電磁コイル 53 に N 極を生じさせるように交番電流を送る。この N 極により、ピストン 51 の下端部側の S 極が引力を受け、ピストン 51 を加速させる。ピストン 51 を最下位置に移動させたとき、支持体 15 の底部 152 に衝突させる。そのときの衝撃力が支持体 15 からカプセル型本体部 10 に伝わり、カプセル型本体部 10 を下方に進行させる。

【 0073 】

図 7 C はピストン 51 が最下位置に移動したとき電磁コイル 53 の図である。図 7 C に示すように、ピストン 51 を底部に衝突させるまで、電磁コイル 53 の極性を変えない。すなわち、下端側の電磁コイル 53 に N 極を生じさせるように交番電流を送る。

【 0074 】

図 7 D は、ピストン 51 が最下位置にあるときの電磁コイル 53 の図である。ピストン 51 を底部に衝突させた後、ピストン 51 が最下位置にあるとき、図 7 D に示すように、下端側の電磁コイル 53 に S 極を生じさせるように交番電流を送る。この S 極により、ピストン 51 の下端部側の S 極が斥力を受け、ピストン 51 を上昇させる。

【 0075 】

図 7 E は、ピストン 51 が上昇途中にあるときの電磁コイル 53 の図である。図 7 E に示すように、ピストン 51 の上昇の途中では、上端側の電磁コイル 53 に S 極を生じさせるように交番電流を送る。この S 極により、ピストン 51 の上端部側の N 極が引力を受け、ピストン 51 を最上位置に移動させることができる。

【 0076 】

図 7 F は、ピストン 51 が最上位置に移動したときの電磁コイル 53 の図である。図 7 F に示すように、ピストン 51 を最上位置に移動させるまで、電磁コイル 53 の極性を変えない。すなわち、上端側の電磁コイル 53 に S 極を生じさせるように交番電流を送る。

【 0077 】

カプセル制御部 33 は、「進行」の指示を受けている間、図 7 A - 図 7 F に示すピストン 51 の移動を繰り返し、ピストン 51 を支持体 15 の底部 152 に繰り返し衝突させる。ピストン 51 を底部 152 に衝突させたときの衝撃力が、ピストン 51 を天井部 153 に衝突させたときの衝撃力より大きくなっているため、カプセル型本体部 10 の下方の進行を続けさせる。

【 0078 】

カプセル制御部 33 は、「進行終了」の指示を受けると、電磁コイル 53 への交番電流

10

20

30

40

50

を止め、ピストン 5 1 の往復移動を終了させる。

【 0 0 7 9 】

以上のように、駆動手段 5 0 は、紐状体 2 1 が連結されている側（図 3 で上方）とは反対の方向（図 3 で下方）にカプセル型本体部 1 0 を進行させるように構成されている。

【 0 0 8 0 】

なお、以上の説明では、カプセル型本体部 1 0 の「進行」に、食道 E の蠕動運動や体動などによる進行を含まないものとする。

【 0 0 8 1 】

食道 E 内でカプセル型本体部 1 0 を位置決めするとき、駆動手段 5 0 による「進行」のみでは不十分である。たとえば、蠕動運動などにより進行し過ぎたりしたとき、導中管 2 0 によりカプセル型本体部 1 0 を後退させる「引き戻し」が必要となる。

【 0 0 8 2 】

同様に、長期間の観察で、食道 E 内でカプセル型本体部 1 0 を所定位置に留置させるとき、駆動手段 5 0 による「進行」と、導中管 2 0 による「引き戻し」とが必要となる。なお、挿入されたカプセル型本体部 1 0 が食道 E の蠕動運動により進行することを防止するため、被検体 P の口腔内に配置されるマウスピース M 等に紐状体 2 1 の一端を固定したときは、「引き戻し」は不要となる。ただし、観察を終了するとき、この「引き戻し」により、カプセル型本体部 1 0 が体外に取り出される。

【 0 0 8 3 】

（超音波医療装置の動作）

以上に、超音波医療装置の構成について説明した。

次に、超音波医療装置の動作について図 9 を参照して説明する。図 9 は、超音波医療装置を用いて、被検体の体内を観察するときの一連の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 8 4 】

まず、超音波振動子 3 0 を経口的に食道 E に挿入させる（S 1 0 1）。

【 0 0 8 5 】

次に、超音波振動子 3 0 がある程度挿入されたら、位置決めのための走査を開始する（S 1 0 2）。それにより、ユーザは、画像を見ながら、カプセル型本体部 1 0 を食道 E 内の所定位置に挿入させることが可能となる。このとき、紐状体 2 1 も食道 E に挿入されていく。

【 0 0 8 6 】

次に、超音波振動子 3 0 の位置決めを行う（S 1 0 3）。超音波振動子 3 0 の位置決めは、前述したように、駆動手段 5 0 による「進行」と、導中管 2 0 による「引き戻し」で行う。位置決めにおいては、駆動手段 5 0 により、紐状体 2 1 が連結されている側とは反対の方向にカプセル型本体部 1 0 を進行させるので、紐状体 2 1 が引っ張られ、その引っ張り力と駆動力とが釣り合ったとき、カプセル型本体部 1 0 の位置が停止する。

【 0 0 8 7 】

次に、画像を見て、変更手段 4 0 により、超音波振動子 3 0 の回転角を変更する（S 1 0 4）。例えば、画像の中に観察対象である心臓の画像が含まれるようにする。

【 0 0 8 8 】

次に、画像を見て、変更手段 4 0 により、超音波振動子 3 0 の角度（傾き角）を変更する（S 1 0 5）。例えば、画像の所定範囲内に心臓の画像が含まれるようにする。

【 0 0 8 9 】

以上のようにして、超音波振動子 3 0 の位置決め、回転角、角度（傾き角）を決定後に、食道 E 内の所定位置にカプセル型本体部 1 0 を留置して、診断のための走査を開始する（S 1 0 6）。

なお、ドップラー効果を使って、画像の所定範囲内に心臓の画像が含まれるように、超音波振動子 3 0 の位置決め、回転角、角度（傾き角）（S 1 0 3 - S 1 0 5）を自動化してもよい。

【 0 0 9 0 】

10

20

30

40

50

(超音波画像診断装置の基本構成)

次に、超音波医用画像装置の基本的な構成について図10を参照して簡単に説明する。図10は、超音波画像診断装置の構成ブロック図である。

【0091】

(カプセル型本体部内のその他の構成)

次に、カプセル型本体部10内の構成について説明する。

【0092】

カプセル型本体部10の内部には、超音波振動子30、変更手段40、及び、駆動手段50が配置されていることは前述した通りである。

【0093】

これらの他に、カプセル型本体部10の内部には、カプセル送受信部32、カプセル制御部33及びカプセル電源部34が配置されている。

【0094】

カプセル送受信部32は、外部装置60(後述する制御部65)からの制御信号をカプセル制御部33に送信する。カプセル制御部33は、当該制御信号に基づいて、超音波振動子30に駆動信号を送信する。そして、カプセル送受信部32は、超音波振動子30が受信したエコー信号を受ける。本実施形態において、カプセル型本体部10と外部装置60との間の制御信号等の送受信は、紐状体21内に配置された信号線SLを介して行われる。

【0095】

具体例として、カプセル制御部33は、超音波振動子30に駆動信号を供給してスキャンを行い、心臓Hに対して超音波を送信させる。カプセル制御部33は、たとえば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を所定の深さに集束させるための集束用遅延時間と、超音波を所定方向に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、圧電素子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルス(駆動信号)を生成し、超音波振動子30を構成する圧電素子に駆動パルス(駆動信号)を供給する。

【0096】

また、カプセル送受信部32は、受信したエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相加算されたデジタルのデータに変換する。カプセル送受信部32は、たとえば図示しないゲイン回路と、A/D変換器と、受信遅延回路と、加算器を有する。ゲイン回路は、超音波振動子30の圧電素子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する(ゲインをかける)。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、所定の深さからの超音波を集束させるための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、所定方向から得られたエコー信号は整相加算される。カプセル送受信部32は、遅延処理が施されたエコー信号を外部装置60に出力する。

【0097】

カプセル送受信部32は、エコー信号を所定の周波数の搬送波(キャリア信号)により変調し、アンテナ(図示省略)から電波として、外部装置60(後述する送受信部61)に出力する。カプセル送受信部32のアンテナと送受信部61のアンテナ(図示省略)とで無線通信を行うように構成されている。本実施形態において、カプセル型本体部10と外部装置60との間のエコー信号の送受信は、無線で行われる。

【0098】

10

20

30

40

50

カプセル電源部 34 は、外部装置 60 からの電力供給を受ける。カプセル電源部 34 は、供給された電力を超音波振動子 30、カプセル送受信部 32 及びカプセル制御部 33 に分配する。本実施形態において、外部装置 60 からの電力供給は、紐状体 21 内に配置された電源線 EL を介して行われる。

【0099】

すなわち、紐状体 21 内には信号線 SL 及び電源線 EL が配置され、それ以外のワイヤやデータ線が配置されないため、紐状体 21 を細くすることが可能となる。それにより、被検体 P の体内を観察するとき、被検体 P の負担が軽減される。

【0100】

(外部装置 60)

次に、外部装置 60 の構成について説明する。

【0101】

図 10 に示すように、外部装置 60 は、送受信部 61 と、受信データ処理部 62 と、画像作成部 63 と、表示部 (モニタ) 64 と、制御部 65 と、操作部 66 と、電源部 67 とを含んで構成されている。

【0102】

送受信部 61 は、カプセル送受信部 32 からのエコー信号を受信し、受信データ処理部 62 に出力する。また、送受信部 61 は、制御部 65 からの制御信号をカプセル送受信部 32 に送信する。

【0103】

受信データ処理部 62 は、送受信部 61 から出力されたエコー信号に対して各種の信号処理を行う。たとえば、受信データ処理部 62 は B モード処理部を有する。B モード処理部はエコー信号を送受信部 61 から受けて、エコー信号の振幅情報の映像化を行う。また、受信データ処理部 62 は CFM (Color Flow Mapping) 処理部を有していてもよい。CFM 処理部は血流情報の映像化を行う。また、受信データ処理部 62 はドプラ処理部を有していてもよい。ドプラ処理部はエコー信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、FFT 処理を施すことにより血流速度を表すドプラ周波数分布を生成する。受信データ処理部 62 は、信号処理が施されたエコー信号を画像作成部 63 に出力する。

【0104】

画像作成部 63 は、超音波振動子 30 により受信された反射波に基づく信号 (受信データ処理部 62 から出力された信号処理後のエコー信号) を処理し、画像データ (超音波画像データ) を作成する。

【0105】

制御部 65 は、超音波画像診断装置 1 の各部の動作を制御する。たとえば、制御部 65 は、送受信部 61 を介してカプセル送受信部 32 に対し超音波振動子 30 を駆動させる駆動信号を送信し、超音波の送受信を制御する。或いは、制御部 65 は、画像作成部 63 で作成された画像データ (超音波画像データ) に基づく画像 (超音波画像) を表示部 64 に表示させる。

【0106】

表示部 64 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。操作部 66 は、キーボードやマウスなどの入力装置で構成されている。術者は操作部 66 を介してカプセル型本体部 10 による超音波の送受信等を行う。

【0107】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、駆動手段 50 として、ピストン 51 を支持体 15 の底部 152 に衝突させ、その衝撃力により、超音波振動子 30 を前進させるものを示したが、これに限らず、駆動手段 50 としては、カプセル型本体部 10 の内部において、カプセル型本体部 10 に対して、前進する方向に衝撃力を与えて、カプセル型本体部 10 を前進させるように構成すればよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 8 】

次に、超音波医療装置の第2実施形態について図11を参照して説明する。図11は駆動手段を模式的に示す図である。

【 0 1 0 9 】

なお、第2実施形態において、第1実施形態と同じ構成については同一番号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

【 0 1 1 0 】

第2実施形態では、駆動手段50は、アーム部501、カム部502、及び、付勢手段503を有している。

【 0 1 1 1 】

この駆動手段50は、カプセル型本体部10の内部の空きスペースに配置されている。ここでは、カプセル型本体部10の先端部(図11で下端部)の内部に配置されているが、カプセル型本体部10の基端部(図11で上端部)の内部に配置されてもよい。また、第1実施形態と同様に、円筒状の支持体15の中空部151に配置されてもよい。

【 0 1 1 2 】

アーム部501の一端部は、カプセル型本体部10に軸支されている。それにより、アーム部501の他端部が一端部を中心に揺動するように構成されている。アーム部501の他端部には、おもり504が設けられている。

【 0 1 1 3 】

カム部502は、カプセル型本体部10の内部に回転可能に配置されている。図示省略したモータがカム部502に回転力を付与する。カム部502は、アーム部501の一端部と他端部との間の中間部に当接し、カム部502を回転させたとき、アーム部501の中間部を押し上げたり、引き下げたりすることにより、アーム部501を一端部を中心に揺動させるカム面を有する。

【 0 1 1 4 】

カム部502のカム面は、回転中心からの距離(径)が図11で反時計回りに徐々に長くなる長径部505と、回転中心からの距離が短く一定である短径部506とを有している。長径部505の始端(短径部とほぼ同じ長さ径である端)と短径部506の終端とが連続している。また、長径部505の終端(最長の径である端)と短径部506の始端とが連続している。

【 0 1 1 5 】

付勢手段503は、アーム部501の中間部をカム部502に当接させる方向に付勢する。付勢手段503の一例としては引っ張りばねがある。したがって、カム部502を図11で時計回りに回転させると、アーム部501の中間部は、カム部502のカム面に沿って、例えば、短径部506の始端から終端、短径部506の終端から長径部505の始端、長径部505の始端から終端、長径部505の終端から短径部506の始端の順番に相対的に移動する。

【 0 1 1 6 】

次に、駆動手段50の動作を説明する。

【 0 1 1 7 】

カム部502を図11で時計回りの方向に回転させる。

【 0 1 1 8 】

カム部502が時計回りに回転しているとき、アーム部501が短径部506に当接されている間、アーム部501は揺動しない。アーム部501が長径部505に当接されることで、付勢力に抗して、図11において時計回りに方向に徐々に揺動する。長径部505の終端では、アーム部501は、大きく揺動する。そして、長径部505の終端から短径部506の始端に移動することで、アーム部501が付勢力により急速に反時計回りに揺動する。それにより、カム部502の回転軸が、アーム部501(おもり504を含む)の衝撃を受け、その衝撃力により、カプセル型本体部10が前進する。カム部502が1回転するごとに、カプセル型本体部10は、アーム部501からの衝撃を受けて、前進

10

20

30

40

50

する。

【0119】

カプセル型本体部10には、カム部502の回転を制御するカプセル制御部33(図10参照)、及び、カム部502を回転させるモータ(図示省略)に電力を供給するカプセル電源部34(図10参照)が設けられている。カプセル制御部は、「進行」及び「進行終了」の指示を駆動手段50に出力する。駆動手段50は、「進行」の指示を受けて、モータに電力を供給する。駆動手段50は、「進行終了」の指示を受けて、モータに供給される電力を止める。

【0120】

[第3実施形態]

次に、超音波医療装置の第3実施形態について図12を参照して説明する。図12は超音波振動子の図である。

【0121】

なお、第3実施形態において、変更手段40及び駆動手段50などは第1実施形態と同様である。第1実施形態と同じ構成については同一番号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

【0122】

第1実施形態では、超音波振動子30は、円筒状に配列されたラジアルアレイ型のものであったが(図3参照)、第3実施形態の超音波振動子30は、平板状に配列されたものである(一次元アレイ型)。

【0123】

図12に示すように、円筒状の支持体15には略円形の窓が設けられ、その窓に対応するように、超音波振動子30が配置される。超音波振動子30は、平板と直交する軸を中心に回転可能に構成されている。回転方向を図に矢印で示す。

【0124】

[第4実施形態]

次に、超音波医療装置の第4実施形態について図13を参照して説明する。図13は超音波振動子の図である。

【0125】

なお、第4実施形態において、第1実施形態と同じ構成については同一番号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

【0126】

第1実施形態では、超音波振動子30は、ラジアルアレイ型のものであったが(図3参照)、第4実施形態の超音波振動子30は、円筒状に配列されると共に、筒軸に沿って配列されたものである(二次元アレイ型)。

【0127】

二次元アレイ型にしたことにより、そのうちの所定領域の超音波振動子30を所定順に駆動し、心臓などの観察対象を走査することができ、超音波振動子30の向きを物理的に心臓などの観察対象に向ける必要がない。それにより、第1実施形態で用いられた変更手段40が不要となる。また、超音波ビームを絞るための音響レンズも不要となる。

【0128】

円筒状に配列された二次元アレイ型に限らず、視野の狭い二次元アレイを利用し、煽り機構で視野を調整することで、任意の位置に三次元画像を生成することが可能となる。

【0129】

[第5実施形態]

次に、超音波医療装置の第5実施形態について図14を参照して説明する。図14は変更手段の模式図である。

【0130】

なお、第5実施形態において、第1実施形態と同じ構成については同一番号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 1 】

第1実施形態では、変更手段40が第1超音波モータ41と、第2超音波モータ42と、ボール体43と、有しているものであったが、三角形断面形状の袋状の変更手段40を平板状の超音波振動子30の下に配置することで、超音波振動子30に角度(仰角)を付けるようにしてもよい。この「角度」の方向が、食道内に留置されるカプセル型本体部10から見上げる側(咽喉側)の仰角の方向(心臓の方向)に相当する。図14に仰角の方向を“ 1 ”で示す。

【 0 1 3 2 】

例えば、体外にゴム製の空気たまりがあり、それを押すと空気を送入できる。押し圧を緩めると、空気が戻って仰角が減る。空気の送り込みと仰角との関係を予め測定しておくことで、送り込み量の見える化で仰角を示すことができる。送り込み部にコックを備え、所定の仰角が得られたときコックを閉じて保持する。

10

【 0 1 3 3 】

なお、三角形断面形状に限らず、超音波振動子30を取り付ける機構の二つの隅、または、四隅に配置された円柱状の風船であってもよい。個々の風船に体外から空気を送入して膨らませることで、任意の仰角に調整することができる。また、風船に空気を送入するのではなく、水または粘性のある生体に無害な液体を送入することで調整した仰角で安定して保持する。

【 0 1 3 4 】

なお、前記実施形態では、カプセル型本体部10の内部において、カプセル型本体部10に対して、ピストン51やおもり504などを前進する方向に衝突させて、その衝撃力により、カプセル型本体部10を前進させる駆動手段50を示したが、これに限らない。たとえば、カプセル型本体部10の後端に設けたスクリューを回転させることで、カプセル型本体部10を前進させ、スクリューを逆転させることで、後退させるようにしてもよい。

20

【 0 1 3 5 】

また、前記実施形態では、紐状体21内に電源線ELを配置し、電源線ELを介して、外部装置60からカプセル型本体部10(カプセル電源部34)に電力を供給したが、無線給電の方法を用いれば、電源線ELが不要となり、紐状体21をさらに細くすることが可能となる。無線給電の方法の一例としては、送信側(外部装置60)に設けられた給電コイルと、受信側(カプセル型本体部10)に設けられ、給電コイルと相互誘導により結合する共振コイル、及び、共振コイルに接続された共振周波数調節回路と、を備え、電力を送信側から受信側に無線で供給するものがある(例えば、特開2001-185939号公報)。

30

【 0 1 3 6 】

さらに、前記実施形態では、カプセル型本体部10と外部装置60との間の制御信号等の送受信は、紐状体21内に配置された信号線SLを介して行われるものを示したが、カプセル型本体部10と外部装置60との間の制御信号等を無線で送受信する方法を用いれば、信号線SLが不要となり、紐状体21をさらに細くすることが可能となる。それにより、被検体Pの体内を観察するとき、被検体Pの負担が軽減される。

40

【 0 1 3 7 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、書き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

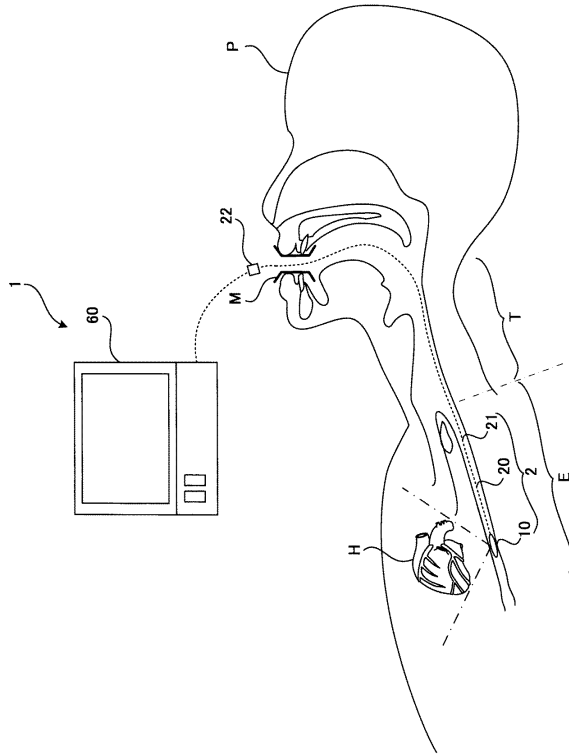
【 0 1 3 8 】

1 超音波画像診断装置

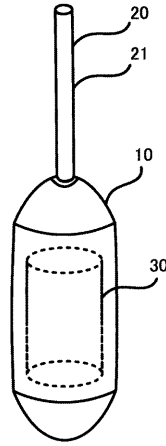
50

2	超音波医療装置	
10	カプセル型本体部	
11	内面部	
12	円周面	
13	音響媒体	
15	支持体	
151	中空部	
152	底部	
16	保持体	
20	導中管	10
21	紐状体	
22	マーカ	
30	超音波振動子	
31	回転軸(筒軸)	
32	カプセル送受信部	
33	カプセル制御部	
34	カプセル電源部	
40	変更手段	
41	第1超音波モータ	
411	圧電セラミックス	20
412	ステータ	
413	ロータ	
42	第2超音波モータ	
43	ボール体	
50	駆動手段	
51	ピストン	
52	永久磁石	
53	電磁コイル	
501	アーム部	
502	カム部	30
503	付勢手段	
504	おもり	
505	長径部	
506	短径部	
60	外部装置	
61	送受信部	
62	受信データ処理部	
63	画像作成部	
64	モニタ	
65	制御部	40
66	操作部	
67	電源部	

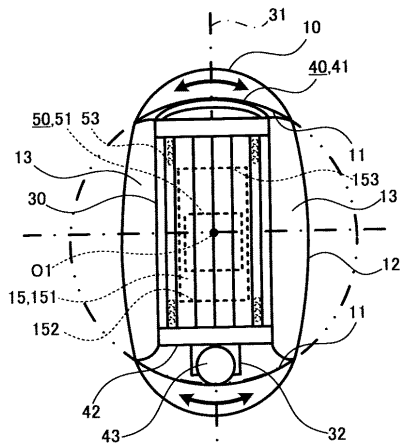
【図1】



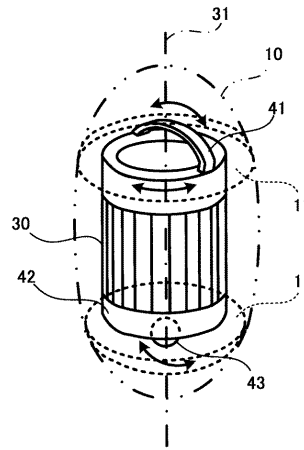
【図2】



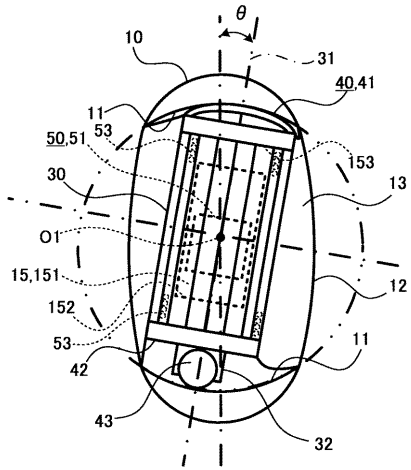
【図3】



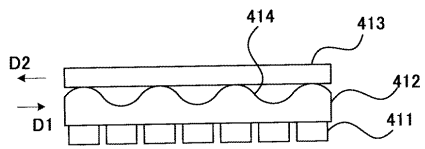
【図4】



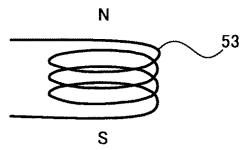
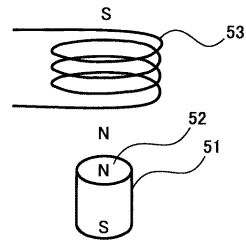
【図5】



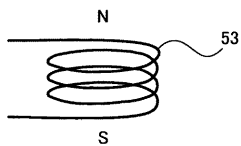
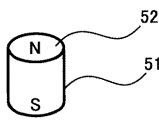
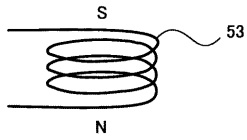
【図6】



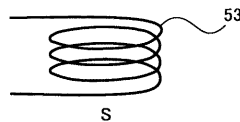
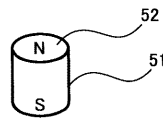
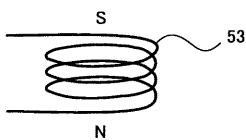
【図7A】



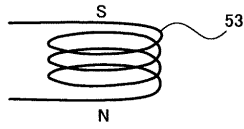
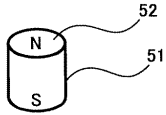
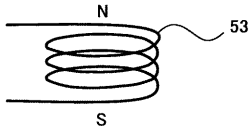
【図7B】



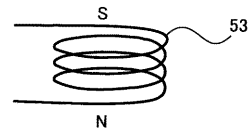
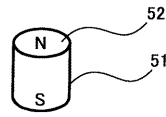
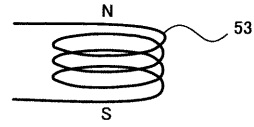
【図7C】



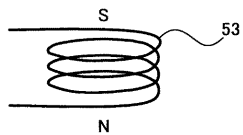
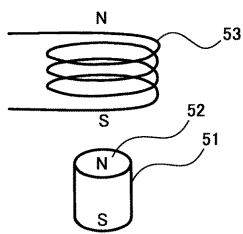
【 7 D 】



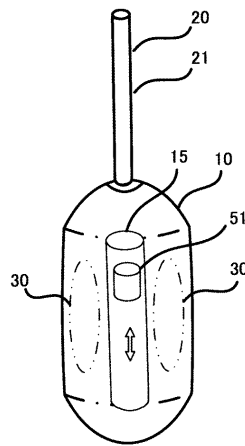
【 7 E 】



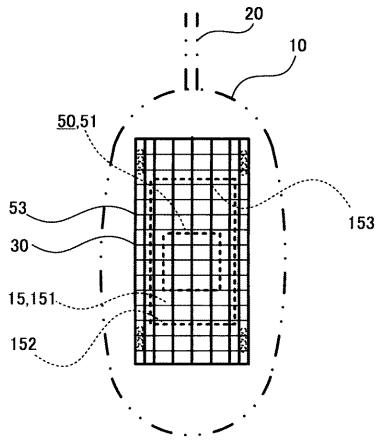
【 7 F 】



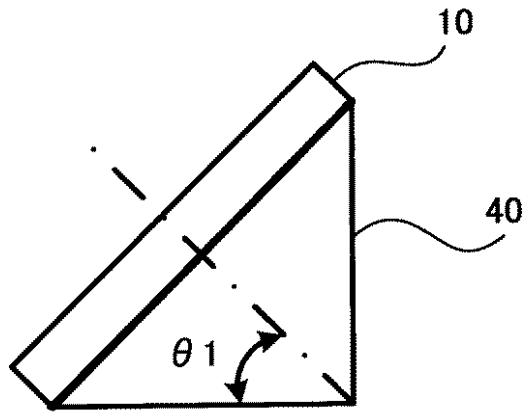
【 8 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-222998(JP,A)
特開2006-150053(JP,A)
特開2006-280638(JP,A)
特開平05-056977(JP,A)
特開2006-130161(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声医疗设备和超声图像诊断设备		
公开(公告)号	JP6099926B2	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	JP2012222589	申请日	2012-10-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小作秀樹 平間信		
发明人	小作 秀樹 平間 信		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00156 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/273 A61B8/0883 A61B8/4444 A61B8/4461 A61B8/4494		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE20		
其他公开文献	JP2014073271A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波医疗设备和超声波诊断成像设备，其能够减轻患者的负担并改变超声波换能器的角度。解决方案：本实施例的超声医疗装置具有安装有超声波振动器的胶囊型主体部，并且从插入到被检体内的被检体的管状部的胶囊型主体部中的超声波振子接收超声波，并接收反射波。改变装置设置在胶囊形主体部分中，并改变超声波振动器的角度。点域1

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号
特許第6099926号
(P6099926)

(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22) (24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01) A 6 1 B 8 / 1 2

請求項の数 13 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-222589 (P2012-222589)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1-3-85番地
(22) 出願日	平成24年10月4日(2012.10.4)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(65) 公開番号	特開2014-73271 (P2014-73271A)	(72) 発明者	小作 秀樹 栃木県大田原市下石上1-3-85番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(43) 公開日	平成26年4月24日(2014.4.24)	(72) 発明者	平間 信 栃木県大田原市下石上1-3-85番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成27年9月3日(2015.9.3)	審査官	宮川 晋伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波医療装置及び超音波画像診断装置