

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-73270

(P2014-73270A)

(43) 公開日 平成26年4月24日(2014.4.24)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F1  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2012-222588 (P2012-222588)  
(22) 出願日 平成24年10月4日 (2012.10.4)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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  
(74) 代理人 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 山形 仁  
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  
(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  
Fターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DE03 DE04 GA20

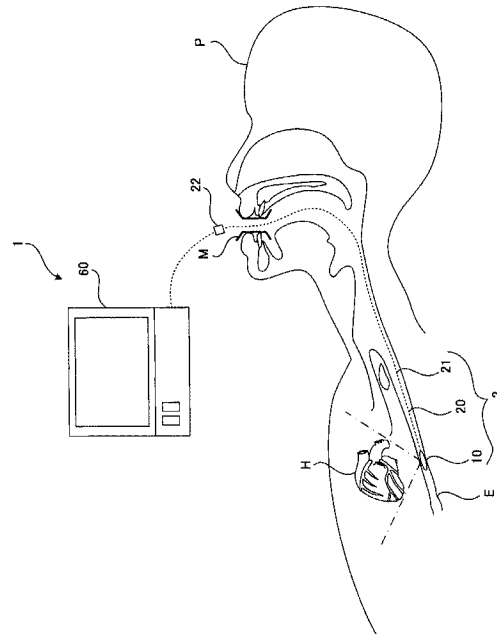
(54) 【発明の名称】 超音波医療装置及び超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体に経口的に流動食等を食道に通す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。

【解決手段】実施形態の超音波医療装置は、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。支持体を有する。支持体は、カプセル型本体部に内蔵され、円筒状を備え、筒の外部に複数の超音波振動子が配列され、筒の軸方向に貫通する通過穴が設けられる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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に内蔵され、前記円筒状を備え、前記筒の外部に複数の前記超音波振動子が配列され、筒の軸方向に貫通する通過穴が設けられた支持体を有すること、  
を特徴とする超音波医療装置。

**【請求項 2】**

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に内蔵され、円筒状を備え、前記筒の外周に沿って複数の前記超音波振動子が配列され、前記カプセル型本体部が前記管状部に挿入されたとき前記管状部の機能を維持するための、筒の軸方向に貫通する通過穴が設けられた支持体と、

前記超音波振動子を外方から覆うように配置され、袋状容器を備え、袋状容器に液体を充填することにより膨らみ、管状部の壁に接するように構成された膨縮体と、

を有すること、

を特徴とする超音波医療装置。

**【請求項 3】**

前記通過穴は、流動食を通す穴であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波医療装置。

**【請求項 4】**

さらに、前記通過穴は、経鼻内視鏡を通す穴であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか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が先端部に設けられ、前記管状部に挿入可能な導中管をさらに有し、

前記導中管は、前記膨縮体に前記液体を注入 / 排出させる紐状の中空管を有することを特徴とする請求項 1 または請求項 4 のいずれかに記載の超音波医療装置。

**【請求項 6】**

前記カプセル型本体部内に設けられ、前記超音波振動子が超音波を出射するときのビーム角を変化させる変更手段をさらに有すること、

を特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波医療装置。

**【請求項 7】**

前記変更手段は、音響レンズと楔状のオフセット部材を有し、前記音響レンズと前記超音波振動子との間に前記オフセット部材を出し入れすることにより、前記ビーム角を変化させること、

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】**

前記支持体は、予め定められた温度以下で前記円筒形状を備え、前記温度以上に加熱することにより一端側が小径で他端側が大径となる切頭円錐形状を備えるように形状記憶合金で成形され、

前記変更手段は、前記支持体を前記温度以上に加熱することにより、前記ビーム角を変化させること、

を特徴とする請求項 6 に記載の超音波医療装置。

**【請求項 9】**

前記超音波振動子は、前記形状記憶合金より音響インピーダンスにおいて低い圧電材が用いられ、

前記形状記憶合金は、パッキング材として用いられること、

10

20

30

40

50

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】

前記超音波振動子を制御する制御手段を含む集積回路は、前記超音波振動子と同一の円筒状を備え、前記超音波振動子の上方に前記筒の軸同士を一致させて配置されていること

を特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波医療装置。

【請求項 11】

前記請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の超音波医用装置を有し、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。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

【0002】

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。

【0003】

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)。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を有する。

20

【0004】

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が通される。

【0005】

挿入部の先端部には超音波振動子が配置されている。超音波を走査することにより、被検体内を観察するとき、挿入部は、食道の内壁に密着される。

30

【0006】

術後、心臓等を長期にわたり観察したいという要請がある。このとき、挿入部は、カプセル型に構成され、食道内に長期間留置される。

【0007】

長期にわたる観察では、被検体に流動食、水分、あるいは経鼻内視鏡を食道に通す必要がある。流動食、水分、あるいは経鼻内視鏡を「流動食等」という場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2002 - 159495 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、挿入部が食道の内壁に密着されていると、被検体に経口的に流動食等を食道に通すことができないという問題点があった。

【0010】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、被検体に経口的に流動食等を食道に通す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。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 1 1 】

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、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。支持体を有する。支持体は、カプセル型本体部に内蔵され、円筒状を備え、筒の外部に複数の超音波振動子が配列され、筒の軸方向に貫通する通過穴が設けられる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る超音波画像診断装置の模式図。

【 図 2 】 超音波医療装置の斜視図。

10

【 図 3 】 導中管の横断面図。

【 図 4 】 カプセル型本体部の内部を示す縦断面図。

【 図 5 】 外周に沿って 1 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図。

【 図 6 】 1 次元配列された超音波振動子の平面図。

【 図 7 】 1 次元配列された超音波振動子の正面図。

【 図 8 】 膨縮体を膨らませたときのカプセル型本体部の縦断面図。

【 図 9 】 図 8 の横断面図。

【 図 1 0 】 超音波モータの模式図。

【 図 1 1 】 フレキシブル基板板上に配列された複数の超音波振動子の斜視図。

【 図 1 2 】 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。

20

【 図 1 3 】 超音波画像診断装置の構成ブロック図。

【 図 1 4 】 第 2 実施形態において、膨縮体を膨らませたときのカプセル型本体部の縦断面図。

【 図 1 5 】 膨縮体を縮めたときのカプセル型本体部の縦断面図。

【 図 1 6 】 第 3 実施形態において、膨縮体を縮めたときのカプセル型本体部の横断面図。

【 図 1 7 】 第 4 実施形態において、超音波振動子及び音響レンズの縦断面図。

【 図 1 8 】 超音波振動子と音響レンズとの間にオフセット部材が入れたときの縦断面図。

【 図 1 9 】 第 5 実施形態において、1 次元配列された超音波振動子の平面図。

30

【 図 2 0 】 1 次元配列された超音波振動子の正面図。

【 図 2 1 】 第 6 実施形態において、外周に沿って 2 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図。

【 図 2 2 】 F P C 板上に 2 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図。

【 図 2 3 】 第 7 実施形態において、支持体の外部に平板状に配列された超音波振動子の斜視図。

【 図 2 4 】 膨縮体を膨らませたときのカプセル型本体部の横断面図。

【 図 2 5 】 第 8 実施形態において、コンタクトレンズ状に配列された超音波振動子の図。

【 図 2 6 】 第 9 実施形態において、F P C 板上に実装された超音波振動子等の斜視図。

【 図 2 7 】 カプセル型本体部に実装された電子回路の構成図。

40

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 3 】

## 〔 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。

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

50

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。

【0014】

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60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10及び導中管20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。

【0015】

図2は超音波医療装置の斜視図である。

10

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10及び導中管20を有している。図1に導中管20を破線で示し、図2に導中管20の先端部を示す。導中管20の先端部はカプセル型本体部10が連結されている。導中管20の基端部は外部装置60が連結されている。

【0016】

カプセル型本体部10及び導中管20は被検体の食道Eに挿入される。カプセル型本体部10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。

【0017】

図3は、導中管20の横断面図である。図3に示すように、導中管20は中空管23を有する。中空管23は、膨縮体70（後述）に液体を注入/排出させるための管である。膨縮体70等の詳細については後述する。

20

【0018】

また、導中管20には、信号線SL、電源線EL、及び、データ線DLが配置されている。信号線SL、電源線EL、及び、データ線DLについても後述する。

【0019】

（カプセル型本体部10）

図4は、カプセル型本体部10の内部を示す縦断面図である。図4に示すように、カプセル型本体部10は、支持体15、超音波振動子30、膨縮体70、及び、音響レンズ90を有している。

【0020】

30

（導中管20）

図1及び図2に示すように、導中管20は、紐状体21を有している。

【0021】

紐状体21の内部には、電源線EL、信号線SL及びデータ線DL（図13参照）が配置されている。電源線ELは、外部装置60からカプセル型本体部10に電力を送るためのものである。信号線SLは、外部装置60とカプセル型本体部10との間で信号（制御信号）を送受信するためのものである。データ線DLは、超音波振動子30により受信された被検体Pからの反射波（エコー信号）を、カプセル型本体部10から外部装置60に送信するためのものである。

【0022】

40

電源線EL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。

【0023】

紐状体21には、カプセル型本体部10からの特定の距離（長さ）を識別可能なマーカ22が設けられている。マーカ22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22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10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を観察する概略部位（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21にマーカ22を設ける。術者は、紐状体21を押し込んでカプセル型本体部10を食道E内に挿入しつつ、マーカ22の位置を確認する。よって、マーカ22が口腔近傍に到達した場合

50

には、術者はカプセル型本体部 10 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 10 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 21 の一端を固定することが可能である。

【0024】

(超音波振動子 30)

超音波振動子 30 は、カプセル型本体部 10 に格納されている。超音波振動子 30 は、カプセル制御部 33 (図 13 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 30 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 32 (図 13 参照) に送る。

10

【0025】

超音波振動子 30 は、整合層、圧電素子、バックング材を有している。図 4 では、整合層、圧電素子、及びバックング材の集合体としての超音波振動子 30 を示す。

【0026】

(音響レンズ 90)

音響レンズ 90 は、超音波振動子 30 の表面 (超音波が出射される側の面) に配置され、超音波ビームを円筒周方向にビームを絞るためのものである。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、電気信号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。

20

【0027】

(支持体 15)

図 5 は外周に沿って 1 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図、図 6 は 1 次元配列された超音波振動子の平面図、図 7 は円筒を円筒軸を含む平面で切断した場合の 1 次元配列された超音波振動子の正面図である。

【0028】

図 5 から図 7 に示すように、複数の超音波振動子 30 は、円筒状、略部分円筒状 (例えば、1/4 周)、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 30 を円筒状に配列したラジアルレイ型を図 4 から図 6 に示す。円筒状に成形された支持体 15 に超音波振動子 30 が配列されている。なお、円筒状に成形されたバック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 15 はバック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。

30

【0029】

支持体 15 には、超音波振動子 30 を制御する制御手段 (後述するカプセル制御部 33 等) を含む集積回路 IC が配置されている。集積回路 IC は、超音波振動子 30 と同一の円筒状を備え、超音波振動子 30 の上方に筒の軸同士を一致させて配置されている。円筒状の集積回路 IC において、集積回路 IC の筒の軸方向の長さは、約 10 [mm] である。集積回路 IC の筒入口 (図 4、図 8 において上端側の口) には、傾斜面部 154 が設けられている。傾斜面部 154 は、通過穴 153 (後述する) に滑らかに連続している。傾斜面部 154 を設けることにより、流動食やカテーテル等 (後述する) を通過穴 153 に直接的または間接的に通し易くなる。なお、傾斜面部 154 と同じ機能を有する面を支持体 15 に設けてもよい。

40

【0030】

円筒状に配列された超音波振動子 30 において、超音波振動子 30 の筒の軸方向の長さは、約 10 [mm] である。なお、音響レンズ 90 の軸方向の長さも約 10 [mm] である。ちなみに、支持体 15 の軸方向の長さは約 24 [mm] である。支持体 15 の上端部及び下端部には、膨縮体 70 (後述する) を固定するための固定用の代が 1.0 - 3.0 [mm] 程度設けられている。

【0031】

50

支持体 15 は、カプセル型本体部 10 が食道 E に挿入されたとき食道 E の機能を維持するための、筒の軸方向に貫通する通過穴 153 を有している。なお、円筒状に成形されたバッキング材に圧電素子等が配列されてものでは、バッキング材により通過穴 153 が構成される。

【0032】

通過穴 153 は、流動食や水を通す穴である。流動食や水を通す穴 153 に直接的に通すようにしてもよく、通過穴にカテーテルを通して、間接的に通すようにしてもよい。このとき、通過穴 153 は、カテーテルの径より例えば約 2.0 [mm] 太い径を有している。

【0033】

さらに、通過穴 153 は、経鼻内視鏡（図示省略）を通す穴でもよい。例えば、経鼻内視鏡が 6.0 [mm] の径を有するとき、通過穴 153 は、経鼻内視鏡の径より例えば約 2.0 [mm] 太い 8.0 [mm] の径を有する。

【0034】

（膨縮体 70）

次に、膨縮体 70 について図 4、図 8 及び図 9 を参照して説明する。図 8 は膨縮体を膨らませたときのカプセル型本体部の縦断面図、図 9 は、図 8 の横断面図である。

【0035】

図 4 に示すように、膨縮体 70 は、円筒状に配列された複数の超音波振動子を外周方向から覆うように配置されている。図 4 及び図 8 では、音響レンズ 90 を外周方向から覆うように配置された膨縮体 70 を示す。

【0036】

膨縮体 70 は、体外から中空管 23 を通して液体を充填することにより、膨らませて、食道 E の壁に接し、液体を排出することにより縮ませるように構成された袋状容器 71 を有している。縮ませた袋状容器 71 を図 4 に示し、膨らませた袋状容器 71 を図 8 及び図 9 に示す。なお、例えば、外部装置 60（図 13 参照）に液体供給部を設け、そこから袋状容器 71 に充填するようにしてもよい。

【0037】

袋状容器 71 は、伸縮性を有し、体腔内で使用できる素材を用いて成形される。袋状容器 71 には、中空管 23 が接続されている。袋状容器 71 に充填される液体としては、例えば、無菌水などの超音波伝達媒体である。充填される液体を図 8 に“F”で示す

【0038】

食道 E 内にカプセル型本体部 10 を挿入するとき、袋状容器 71 を縮ませる（図 4 参照）。袋状容器 71 を縮ませたときのカプセル型本体部 10 の外径は、約 14 [mm] である。袋状容器 71 を縮ませることにより、食道 E にカプセル型本体部 10 を容易に挿入することが可能となり、被検体 P の負担が軽減される。

【0039】

食道 E 内の所定位置にカプセル型本体部 10 が挿入されたとき、袋状容器 71 を膨らませる（図 8 参照）。袋状容器 71 を膨らませたときのカプセル型本体部 10 の外径は、約 30 - 40 [mm] である。膨らませた袋状容器 71 が食道 E の壁に密着することにより、カプセル型本体部 10 が食道 E 内の所定位置に留置される。それにより、被検体 P の体内を観察可能となる。袋状容器 71 が食道 E の壁に密着され、カプセル型本体部 10 が食道 E 内に留置されるとき、流動食等を通す穴 153 に直接的または間接的に通すことが可能となる。長期間にわたりカプセル型本体部 10 を留置させることができる。

【0040】

食道 E からカプセル型本体部 10 を抜き出すとき、袋状容器 71 を縮ませる。それにより、食道 E にカプセル型本体部 10 を容易に抜き出すことが可能となり、被検体 P の負担が軽減される。

【0041】

膨縮体 70 の入口（図 4、図 8 において上端側の口）には、案内面部 72（図 15 参照

10

20

30

40

50

）が設けられている。案内面部 7 2 は、傾斜面部 1 5 4 に滑らかに連続している。それにより、流動食等を通過穴 1 5 3 に直接的または間接的に通し易くなる。

【 0 0 4 2 】

( 変更手段 4 0 )

次に、超音波振動子 3 0 が超音波を出射するときのビームの角度を変更させる変更手段 4 0 について図 4、図 5 及び図 1 0 を参照して説明する。

【 0 0 4 3 】

変更手段 4 0 は、カプセル型本体部 1 0 内に配置される。以下、超音波振動子 3 0 の周方向の角度を変更し、かつ、その角度に保持する変更手段 4 0 を説明する。

【 0 0 4 4 】

図 1 0 は超音波モータ 4 2 の模式図である。図 1 0 に示すように、超音波モータ 4 2 は、圧電セラミック 4 2 1、ステータ 4 2 2 及びロータ 4 2 3 を有している。これらは、支持体 1 5 の一端部（図 4 及び図 5 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 4 2 1 及びステータ 4 2 2 が支持体 1 5 に設けられ、ロータ 4 2 3 が超音波振動子 3 0 に設けられている。ステータ 4 2 2 及びロータ 4 2 3 は、超音波振動子 3 0 の円周に沿う環形状を有している。

【 0 0 4 5 】

圧電セラミック 4 2 1 は、ステータ 4 2 2 を間にしてロータ 4 2 3 と反対側に配置され、ステータ 4 2 2 に貼られている。ステータ 4 2 2 が貼られていない側の面 4 2 4 は、凹凸形状を有していて、ロータ 4 2 3 と密着している。なお、ロータ 4 2 3 が支持体 1 5 に設けられ、圧電セラミック 4 2 1 及びステータ 4 2 2 が超音波振動子 3 0 に設けられてもよい。

【 0 0 4 6 】

圧電セラミック 4 2 1 の駆動方法は、圧電セラミック 4 2 1 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 4 2 2 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 4 2 3 を移動させようとするが、ロータ 4 2 3 が固定されているため、超音波振動子 3 0 が支持体 1 5 に対して、回転軸 3 1 回り（周方向）に相対回転される。

【 0 0 4 7 】

カプセル型本体部 1 0 には、超音波モータ 4 2 を制御するカプセル制御部 3 3（図 1 3 参照）、及び、超音波モータ 4 2 に電力を供給するカプセル電源部 3 4（図 1 3 参照）が設けられている。

【 0 0 4 8 】

カプセル制御部 3 3 は、制御部 6 5 からの「回転角変更」及び「変更終了」の指示を変更手段 4 0 に出力する。変更手段 4 0 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 3 0 の回転角度を変更させる。

【 0 0 4 9 】

変更手段 4 0 は、「変更終了」の指示を受けて、圧電セラミック 4 2 1 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 4 2 1 の振動を停止させ、超音波振動子 3 0 の回転角度を保持する。

【 0 0 5 0 】

( カプセル型本体部の位置決め、引き戻し )

次に、カプセル型本体部の位置決め、引き戻しについて説明する。

カプセル型本体部 1 0 は、食道 E の蠕動運動や体動などにより食道 E 内を進行する。

【 0 0 5 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、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 5 2 】

10

20

30

40

50

同様に、長期間の観察で、食道E内でカプセル型本体部10を所定位置に留置させるとき、導中管20による「引き戻し」が必要となる。なお、挿入されたカプセル型本体部10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21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10が体外に取り出される。

【0053】

(カプセル型本体部10の製造)

次に、カプセル型本体部10の製造方法の一例について図11を参照して説明する。図11はフレキシブル基板板上に配列された複数の超音波振動子の斜視図である。

10

【0054】

まず、フレキシブル基板(Flexible Printed Circuits:FPC)上に短冊状の超音波振動子30を固定する(サブアセンブリ)。

【0055】

次に、これを形状記憶合金板100の上に接合して円筒状のプローブを構成する。この形状記憶合金板100が支持体15となる。形状記憶合金板100は、予め定められた温度(体温、例えば、20度未満)で、平板状を備え、その温度以上に加熱することにより、円筒状を備えるような性質を有する。

【0056】

例えば、20度未満で、サブアセンブリと形状記憶合金板100とを接合し、その後、例えば、25度に加熱すると、円筒状に支持体15となり、支持体15の外周に沿って複数の超音波振動子30が配列される。なお、電極は全てFPCより引き出すようにする。FPC上に集積回路ICその他の電子部品を実装することで、素子、回路接続をFPC上で行うことが可能となる。

20

【0057】

次に、円筒状の支持体15に同じく円筒状の集積回路ICを嵌め込むようにして配置する。集積回路ICは、超音波振動子30の上方に配置される。支持体15の中空部151が通過穴153となる。なお、上記は金属板100に形状記憶合金を用いた一例であり、形状記憶機能の無い、一般的な合金を金属板100に用いてもよい。

【0058】

次に、超音波振動子30の表面(超音波を出射される側の面)に音響レンズ90を装着する。

30

【0059】

次に、膨縮体70を支持体15の上端部と下端部とに固定する。

【0060】

次に、膨縮体70に中空管23を連結する。前後して、データ線DL、信号線SL及び電源線ELをカプセル送受信部32、カプセル制御部33及びカプセル電源部34(図13参照)に連結する。

【0061】

(超音波医療装置の動作)

40

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12を参照して説明する。図12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。

【0062】

まず、超音波振動子30を経口的に食道Eに挿入させる(S101)。

【0063】

次に、超音波振動子30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(S102)。それにより、ユーザは、画像を見ながら、カプセル型本体部10を食道E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21も食道Eに挿入されてい

50

く。

【0064】

次に、超音波振動子30の位置決めを行う(S103)。超音波振動子30の位置決めは、前述したように、袋状容器71を膨らませることによる食道Eの壁に対する「密着」と、導中管20による「引き戻し」で行う。位置決めにおいては、予定する留置位置より奥にカプセル型本体部10を進行させておき、画像を見ながら、「引き戻し」を行い、紐状体21を引っ張ることで、カプセル型本体部10を予定する留置位置に後退させる。

【0065】

次に、画像を見て、変更手段40により、超音波振動子30の回転角を変更する(S104)。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。

10

【0066】

以上のようにして、超音波振動子30の位置決め、回転角を決定後に、食道E内の所定位置にカプセル型本体部10を留置して、診断のための走査を開始する(S105)。

【0067】

食道E内にカプセル型本体部10が留置されているとき、流動食や経鼻内視鏡等を直接的または間接的に通過穴153に通すことができる。そのため、食道Eの機能を維持することが可能となる。

【0068】

(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13を参照して簡単に説明する。図13は、超音波画像診断装置の構成ブロック図である。

20

【0069】

(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。

【0070】

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

【0071】

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。

30

【0072】

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。

【0073】

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。

40

【0074】

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

50

信部 3 2 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 3 0 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 3 2 は、遅延処理が施されたエコー信号を外部装置 6 0 に出力する。

10

**【 0 0 7 5 】**

カプセル送受信部 3 2 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 6 0（後述する送受信部 6 1）に出力する。カプセル型本体部 1 0 と外部装置 6 0 との間のエコー信号の送受信は、紐状体 2 1 内に配置されたデータ線 D L を通して行われる。

**【 0 0 7 6 】**

カプセル電源部 3 4 は、外部装置 6 0 からの電力供給を受ける。カプセル電源部 3 4 は、供給された電力を超音波振動子 3 0、カプセル送受信部 3 2 及びカプセル制御部 3 3 に分配する。本実施形態において、外部装置 6 0 からの電力供給は、紐状体 2 1 内に配置された電源線 E L を介して行われる。

20

**【 0 0 7 7 】**

（外部装置 6 0）

次に、外部装置 6 0 の構成について図 1 3 を参照して説明する。

**【 0 0 7 8 】**

図 1 3 に示すように、外部装置 6 0 は、送受信部 6 1 と、受信データ処理部 6 2 と、画像作成部 6 3 と、表示部 6 4 と、制御部 6 5 と、操作部 6 6 と、電源部 6 7 とを含んで構成されている。

**【 0 0 7 9 】**

送受信部 6 1 は、カプセル送受信部 3 2 からのエコー信号を受信し、受信データ処理部 6 2 に出力する。

30

**【 0 0 8 0 】**

受信データ処理部 6 2 は、送受信部 6 1 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 6 2 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 6 1 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 6 2 は C F M（C o l o r F l o w M a p p i n g）処理部を有していてもよい。C F M 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 6 2 はドブラ処理部を有していてもよい。ドブラ処理部はエコー信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、F F T 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。受信データ処理部 6 2 は、信号処理が施されたエコー信号を画像

40

**【 0 0 8 1 】**

画像作成部 6 3 は、超音波振動子 3 0 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 6 2 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。

**【 0 0 8 2 】**

制御部 6 5 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 6 5 は、超音波画像診断装置 1 の各部の動作、および、カプセル型本体 1 0 を制御する。たとえば、制御部 6 5 は、カプセル制御部 3 3 を介してカプセル送受信部 3 2 に対し超音波振動子 3 0 を駆動させる駆動信号を送信するための送信タイミング信号を生成する。或いは

50

、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。なお、制御部 65 が送受信部 61 を介して送信タイミング信号をカプセル送受信部 32 に送信するように構成してもよい。このときは、信号線 SL が不要となる。

【0083】

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。

【0084】

[第2実施形態]

次に、超音波医療装置の第2実施形態について図14及び図15を参照して説明する。図14は膨縮体70を膨らませたときのカプセル型本体部の縦断面図、図15は膨縮体70を縮めたときのカプセル型本体部の縦断面図である。

【0085】

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。

【0086】

図14及び図15に示すように、支持体15、超音波振動子30、集積回路IC、超音波モータ42、及び、音響レンズ90の構成は、第1実施形態と同じである。

【0087】

第1実施形態では、単に、袋状容器71を膨らませたり、縮ませたりする膨縮体70を示した。それには、伸縮性に優れた袋状容器71が用いられる。これに限らず、第2実施形態では、伸縮性の優劣を問わない袋状容器71が用いられる。

【0088】

縮められた袋状容器71を図14に示し、食道E内で膨らませた袋状容器71を図15に実線で示し、体外で膨らませた袋状容器71を図15に想像線（一点鎖線）で示す。

【0089】

第2実施形態では、膨縮体70に、膨らませたときと縮めたときとでほぼ同一の表面積を有する袋状容器71が用いられる。このような袋状容器71は、膨らませたときの形状が特定し易いという利点がある。なお、袋状容器71を膨らませるときに充填される液体または気体は、第1実施形態と同様である。

【0090】

袋状容器71の入口（図15において上端側の口）には、案内面部72が設けられている。案内面部72は、傾斜面部154から食道Eの壁に続く長い斜面である。また、案内面部72は、傾斜面部154に滑らかに連続している。したがって、食道Eを通る流動食等のほぼ全部がこの案内面部72から傾斜面部154に導かれる。それにより、流動食等を通過穴153に直接的または間接的に通し易くなる。

【0091】

次に、膨縮体70の動作について図14及び図15を参照して説明する。

【0092】

食道E内にカプセル型本体部10を挿入するとき、袋状容器71は、図14に示すように縮めておく。袋状容器71が縮められるとき、袋状容器71の表面にはシワが生じ、さらに、シワにより吸収されない表面には折り目が生じる。この実施形態のカプセル型本体部10は、円筒軸の方向に貫通する通過穴153を有しているので、折り目を通過穴153に入れることが可能となる。図14に、折り目を“B”で示す。

【0093】

次に、食道E内の所定の位置に挿入されたとき、体外から中空管23を通して液体を袋状容器71に充填する。それにより、袋状容器71を膨らませて、食道Eの壁に密着させる。このとき、案内面部72が傾斜面部154から食道Eの壁まで展開する。

【0094】

10

20

30

40

50

次に、被検体 P の体内の画像を見ながら、導中管 20 によるカプセル型本体部 10 の「引き戻し」の操作をして、位置決めをする。

【0095】

次に、カプセル型本体部 10 を食道 E 内で留置し、観察を行う。この間、通過穴 153 に流動食等を直接的または間接的に通すことが可能となる。また、案内面部 72 により、流動食等を通し易くなる。

【0096】

[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16を参照して説明する。図16は膨縮体を縮めたときのカプセル型本体部の横断面図である。

10

【0097】

なお、第3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。

【0098】

第1実施形態では、単に、袋状容器 71 を膨らませたり、縮ませたりする膨縮体 70 を示した。これに限らず、第2実施形態では、縮めさせたとき折り畳まれ、膨らませたとき展開される袋状容器 71 が用いられる。

【0099】

図16に示すように、袋状容器 71 の周面（全周）には蛇腹状の折り目が付けられている。縮ませた袋状容器 71 に液体等を充填することにより、折り目を延ばされ、袋状容器 71 を膨らませることができる。図16に、折り目を“B”で示す。

20

【0100】

第3実施形態の袋状容器 71 においては、第2実施形態と同様、伸縮性の優劣を問わない袋状容器 71 を用いることが可能となる。

【0101】

[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17及び図18を参照して説明する。図17超音波振動子及び音響レンズの縦断面図、図18超音波振動子と音響レンズとの間にオフセット部材が入れられたときの縦断面図である。

【0102】

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。

30

【0103】

第1実施形態では、その表面（超音波が出射される面）が円筒軸に対して直交する方向である、すなわち仰角がついていない超音波振動子 30 を示したが、第2実施形態では、仰角がつけられた超音波振動子 30 を示す。なお、仰角を「煽り角」という場合がある。

【0104】

図17及び図18に示すように、楔状のオフセット部材 110 を超音波振動子 30 と音響レンズ 90 との間に出し入れすることで、超音波振動子 30 に角度（仰角）を付けるように構成されている。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18に仰角を“1”で示す。この仰角は、楔の角度で調整可能である。したがって、観察対象が心臓であるときは、両者間にオフセット部材 110 を予め入れたカプセル型本体部 10 が用いられる。観察対象が心臓以外のときは、両者間からオフセット部材 110 を予め出したカプセル型本体部 10 が用いられる。

40

【0105】

なお、超音波振動子 30 に仰角をつける手段としては、オフセット部材 110 に限らない。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

50

、所定の仰角が得られたときコックを閉じて保持する。

【0106】

さらに、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。

【0107】

それにより、カプセル型本体部10が食道E内に留置されているとき、超音波振動子30が超音波を出射するときのビーム角を変化させることが可能となる。

【0108】

[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19及び図20を参照して説明する。図19は1次元配列された超音波振動子30の平面図、図20は1次元配列された超音波振動子30の正面図である。

【0109】

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。

【0110】

第1実施形態では、仰角がついていない超音波振動子30を示したが、第5実施形態では、仰角がつけられた超音波振動子30を示す。

【0111】

図19及び図20に示すように、支持体15は切頭円錐形状を有している。支持体15の外周方向に複数の超音波振動子30が配列されることにより、超音波振動子30に仰角がつけられる。

【0112】

次に、このような支持体15及び超音波振動子30が内蔵されるカプセル型本体部10の製造方法について説明する。

【0113】

まず、予め定められた温度未満（例えば、50度）で円筒形状を備え、その温度以上に加熱することにより、一端側が小径で他端側が大径となる切頭円錐形状を備えるような形状記憶合金板を用意する。

【0114】

次に、室温（例えば、20度）において、円筒形状を備えた形状記憶合金板の円周方向に超音波振動子30を配列する。このとき、超音波振動子30には仰角がつけられていない。この状態で、カプセル型本体部10内に内蔵する。他の部品、例えば、集積回路IC、膨縮体70及び音響レンズ90も同様に、カプセル型本体部10内に内蔵する。

【0115】

以上の方法により、カプセル型本体部10が製造される。

【0116】

次に、このように製造されたカプセル型本体部10の使用方法について説明する。

食道E内にカプセル型本体部10を挿入する。被検体Pの体温（例えば、36度）であるから、超音波振動子30には仰角がつけられていない。

【0117】

カプセル型本体部10が食道E内に留置され、被検体Pの体内の観察が可能となったとき、支持体15を温度（例えば50度）以上に加熱する（例えば、50度のお湯を注ぐ）ことにより、支持体15が円筒形状から切頭円錐形状に変形する。それにより、超音波振動子30に仰角がつけられる。それにより、心臓の観察がよりしやすくなる。支持体15を加熱するには、お湯を中空管23に通して体外から膨縮体70に充填させればよい。それにより、膨縮体70に充填されたお湯の熱により、支持体50が加熱される。なお、心臓以外の臓器を観察するときは、支持体15を加熱しなければよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 8 】

[ 第 6 実施形態 ]

次に、超音波医療装置の第 6 実施形態について図 2 1 及び図 2 2 を参照して説明する。図 2 1 は外周に沿って 2 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図、図 2 2 は F P C 板上に 2 次元配列された複数の超音波振動子の斜視図である。

【 0 1 1 9 】

なお、第 6 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 2 0 】

第 1 実施形態では、超音波振動子 3 0 は、ラジアルアレイ型のものではあったが（図 4、図 5 及び図 6 参照）、第 6 実施形態の超音波振動子 3 0 は、円筒状において円周方向かつ筒軸に沿った方向に配列されたものである（二次元アレイ型）。

【 0 1 2 1 】

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 3 0 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 3 0 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、超音波振動子 3 0 の向きを物理的に変更する手段、例えば、第 1 実施形態で用いられる変更手段 4 0 などが不要となる。また、超音波ビームを絞るための音響レンズ 9 0 も不要となる。

【 0 1 2 2 】

なお、図 2 1 に示すように超音波振動子 3 0 が円筒状において全周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。

【 0 1 2 3 】

次に、この超音波振動子 3 0 の製造方法について図 2 2 を参照して説明する。

【 0 1 2 4 】

図 2 2 に示すように、F P C 板上に微小超音波振動子 3 0 群を配置し、二次元アレイを構成する（サブアッセムブリ）。

【 0 1 2 5 】

次に、これを形状記憶合金板 1 0 0 上に接合して円筒状プローブを構成する。なお、この形状記憶合金板 1 0 0 が支持体 1 5 となる。形状記憶合金板 1 0 0 は、予め定められた温度（体温、例えば、2 0 度未満）で、平板状を備え、その温度以上に加熱することにより、円筒状を備えるような性質を有することは、第 1 実施形態と同様である。また、このような超音波振動子 3 0 を、カプセル型本体部 1 0 に内蔵することも、第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 2 6 】

[ 第 7 実施形態 ]

次に、超音波医療装置の第 7 実施形態について図 2 3 及び図 2 4 を参照して説明する。図 2 3 は支持体の外部に平板状に配列された超音波振動子の斜視図、図 2 4 は膨縮体を膨らませたときのカプセル型本体部の横断面図である。

【 0 1 2 7 】

なお、第 7 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 2 8 】

第 1 実施形態では、円筒状に配列されたラジアルアレイ型の超音波振動子 3 0 を示したが（図 4、図 5 及び図 6 参照）、第 7 実施形態の超音波振動子 3 0 は、平板状に配列された超音波振動子 3 0 が用いられる（一次元アレイ型）。

【 0 1 2 9 】

図 2 3 に示すように、円筒状の支持体 1 5 の外部には平板状の超音波振動子 3 0 が配置される。超音波振動子 3 0 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。回転中心を図 2 3 に “ O y ” で示し、回転方向を図 2 3 に矢印で示す。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 0 】

図 2 4 に示すように、平板状の超音波振動子 3 0 の表面には音響レンズ 9 0 が装着されている。

## 【 0 1 3 1 】

この次元アレイの超音波振動子 3 0 は、例えば、超音波モータ 4 2 ( 図 4 参照 ) により円筒軸回りに回転するように構成されている。音響レンズ 9 0 は、膨縮体 7 0 の内面に近接または接するように、かつ、超音波モータ 4 2 ( 図 4 参照 ) で超音波振動子 3 0 を回転させたとき、音響レンズ 9 0 が膨縮体 7 0 の内面に沿って移動するように配置されている。

## 【 0 1 3 2 】

## [ 第 8 実施形態 ]

次に、超音波医療装置の第 8 実施形態について図 2 5 を参照して説明する。図 2 5 はコンタクトレンズ状に配列された超音波振動子の図である。

## 【 0 1 3 3 】

なお、第 8 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 3 4 】

第 1 実施形態では、円筒状に配列されたラジアルアレイ型の超音波振動子 3 0 を示したが、第 8 実施形態では、コンタクトレンズ状に配列された超音波振動子が用いられる。

## 【 0 1 3 5 】

図 2 5 に示すように、円筒状の支持体 1 5 の外部には超音波振動子 3 0 がコンタクトレンズ状に配列される。なお、超音波振動子 3 0 は、コンタクトレンズの中心軸を回りに回転可能に構成されている。中心軸を図 2 5 に “ O y ” で示す。

## 【 0 1 3 6 】

超音波振動子 3 0 がコンタクトレンズ状に配列されることにより、超音波振動子 3 0 の取付スペース ( 支持体 1 5 と膨縮体 7 0 との間の隙間 ) が、図 2 4 に示す第 7 実施形態と比較して狭くてよいため、その分、通過穴 1 5 3 の径を大きくすることが可能となり、流動食を通すときに有利となる。

## 【 0 1 3 7 】

## [ 第 9 実施形態 ]

次に、超音波医療装置の第 9 実施形態について図 2 6 を参照して説明する。図 2 6 は F P C 板上に実装された超音波振動子等の斜視図である。

## 【 0 1 3 8 】

なお、第 9 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 3 9 】

カプセル型本体部 1 0 の製造において、第 1 実施形態では、F P C 上に短冊状の超音波振動子 3 0 を固定するものを示したが、第 9 実施形態では、超音波振動子 3 0 の他に、集積回路 I C を固定する ( サブアッセンブリ ) 。

## 【 0 1 4 0 】

次に、これを形状記憶合金板 1 0 0 の上で接合して円筒状のプロープを構成することは、第 1 実施形態と同様である。それにより、超音波振動子 3 0 及び集積回路 I C を一度に製造することが可能となる。

## 【 0 1 4 1 】

## ( 電子回路の実装 )

次に、電子回路を実装することについて図 1 3 及び図 2 7 を参照して説明する。

## 【 0 1 4 2 】

図 2 7 は、カプセル型本体部 1 0 内に実装された超音波振動子 3 0 等の電子回路の構成図である。

## 【 0 1 4 3 】

10

20

30

40

50

図 27 に示すように、切替部 321 により、所望の素子群を選択する。システムインターフェース 322 を介して制御データを受け取り、そのデータに基づき送信波形信号を必要な遅延をかけて発生し（送信波形発生部 323）、送信アンプ 324 で増幅して超音波振動子 30 を駆動する。パルスであってもかまわない。生体内に向けて照射した超音波が生体内で反射、散乱され振動子で受信される。この信号を受信アンプ 325 で増幅し、近接した素子信号を遅延加算して部分ビーム信号を作る（遅延加算回路 326）。この時例えばサブアレイサイズを 4 素子とすると、信号数は 1/4 に減少する。さらにこれらサブアレイ出力信号を A/D 変換し、超音波信号の帯域幅に合わせて、フィルターしたデータを間引くことでさらに減ずることができる（ADC 327）。例えば 40 Msps で A/D 変換しても、超音波信号の帯域幅が 5 MHz 程度であれば、サンプリング周波数をその 2 倍の 10 MHz としたとき、概ね 1/4 に減ずることができる。データ幅が 1 バイト、素子数 64 素子の場合、1 CH 当たり 320 Mbps で 20 Gbps となるが、上記データ減により、1.28 (= 20 / 16) Gbps になる。近年の高速シリアル転送系であれば十分な転送速度である。むしろ、汎用のデータ圧縮技法を用いたり、フレームレートを低下させデータ量を削減すれば、現在の無線通信系でも実現可能な速度となる。電源は紐内のケーブルにて供給する手段やバッテリーにて供給する手段などがある。

10

## 【0144】

また、アナログ信号のまま転送することも可能で、その場合直径 0.2 - 0.3 mm の同軸ケーブルが使用可能で、16 (= 64 / 4) 本の場合でも、直径 1 - 1.5 mm のケーブルとなる。

20

## 【0145】

なお、前記実施形態では、バック材として、圧電材料よりも音響インピーダンスの低いものを用いたが、これに限らない。

## 【0146】

以下に、バック材として、圧電材料よりも音響インピーダンスの高いものを用いたプローブの製造方法について説明する。

## 【0147】

まず、FPC 上に超音波振動子 30 を固定し、FPC を形状記憶合金に接合する。次に、ポリフッ化ビニリデン (PVDF) 等のフレキシブルな圧電材を用いて超音波振動子 30 を構成し、それを形状記憶合金板に接合する。

30

## 【0148】

次に、PVDF 等の音響インピーダンスが低い圧電材料の場合には、バック材として形状記憶合金板 100 そのものを用いる。なお、必要に応じて、圧電材料と形状記憶合金板 100 との間にバック材を挟むことができる。ただし、厚さが必要となり小型化のためには形状記憶合金板を用いるのが好ましい。

## 【0149】

なお、圧電材料がセラミックスであるとき、バック材として、セラミックスよりも音響インピーダンスが高いタングステンなどの形状記憶合金板 100 を用いてもよい。

## 【0150】

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。

40

## 【符号の説明】

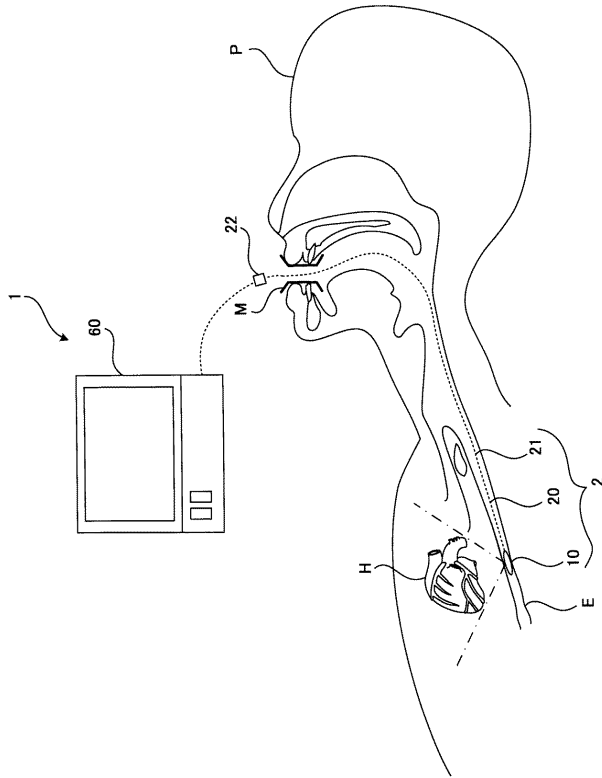
## 【0151】

- 1 超音波画像診断装置
- 2 超音波医療装置
- 10 カプセル型本体部

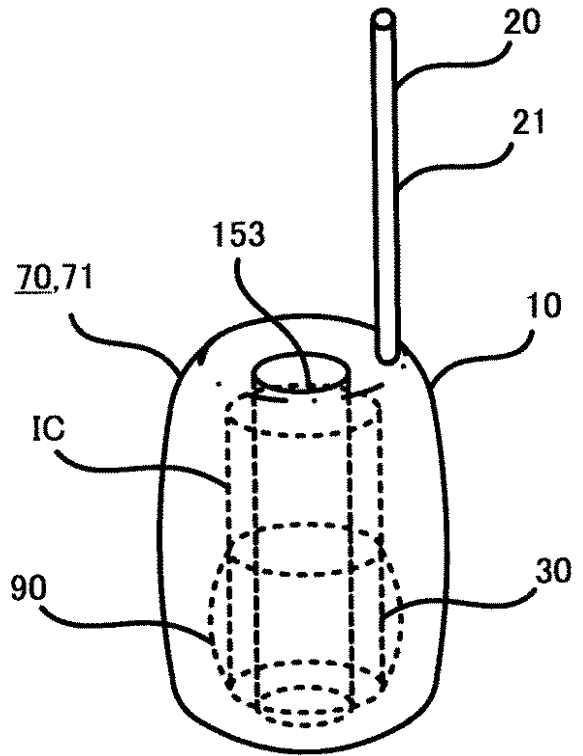
50

1 5	支持体	
1 5 1	中空部	
1 5 3	通過穴	
1 5 4	傾斜面部	
2 0	導中管	
2 1	紐状体	
2 2	マーカ	
2 3	中空管	
3 0	超音波振動子	
3 1	回転軸（筒軸）	10
3 2	カプセル送受信部	
3 3	カプセル制御部	
3 4	カプセル電源部	
4 0	変更手段	
4 2	超音波モータ	
4 2 1	圧電セラミックス	
4 2 2	ステータ	
4 2 3	ロータ	
6 0	外部装置	
6 1	送受信部	20
6 2	受信データ処理部	
6 3	画像作成部	
6 4	表示部（モニタ）	
6 5	制御部	
6 6	操作部	
6 7	電源部	
7 0	膨縮体	
7 1	袋状容器	
7 2	案内面部	
8 0	信号処理回路	30
9 0	音響レンズ	
1 0 0	形状記憶合金板	
1 1 0	オフセット部材	

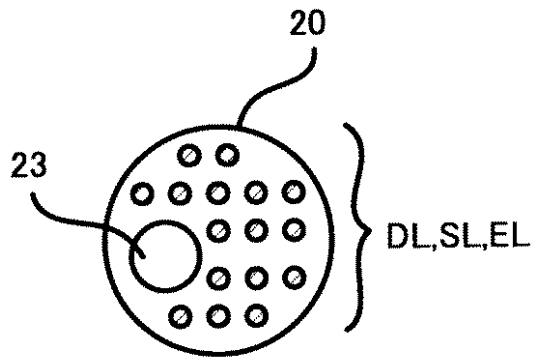
【 図 1 】



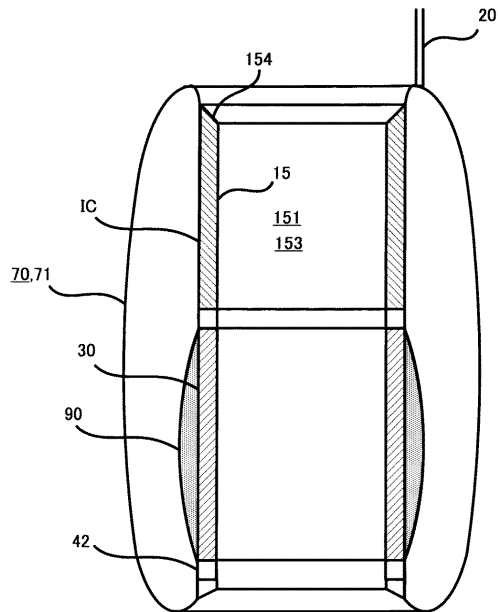
【 図 2 】



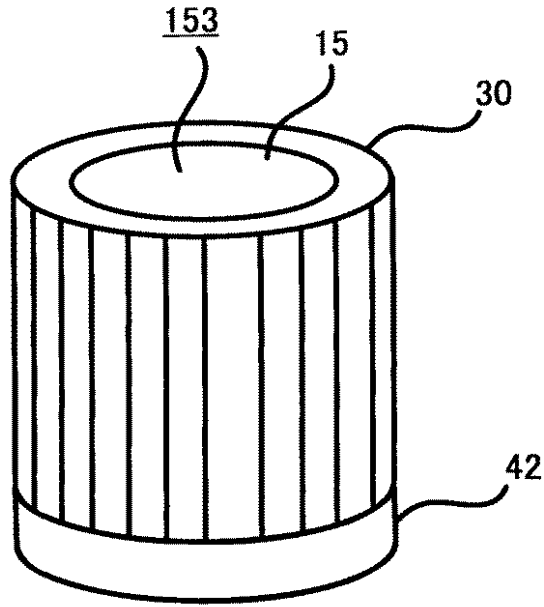
【 図 3 】



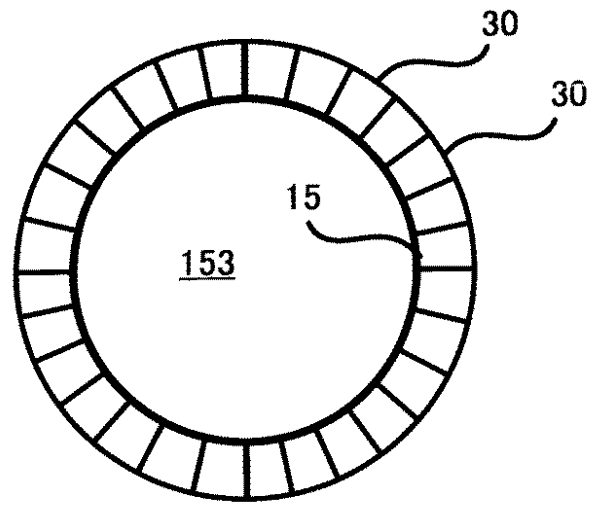
【 図 4 】



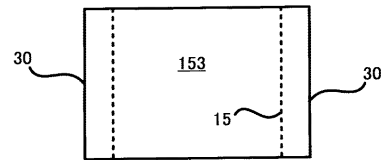
【 図 5 】



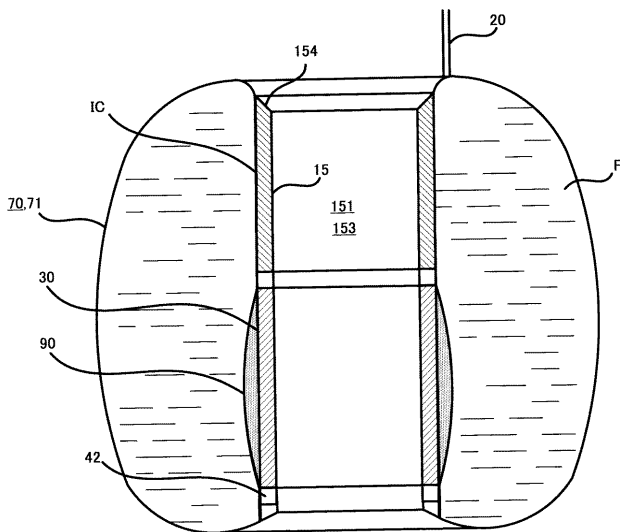
【 図 6 】



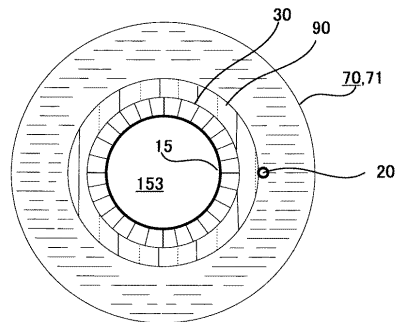
【 図 7 】



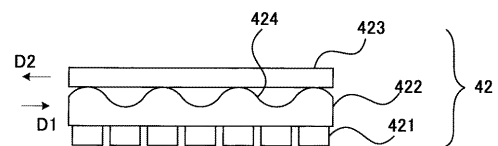
【 図 8 】



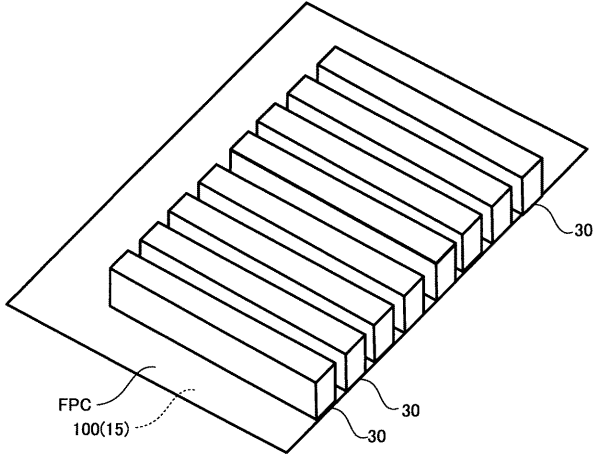
【 図 9 】



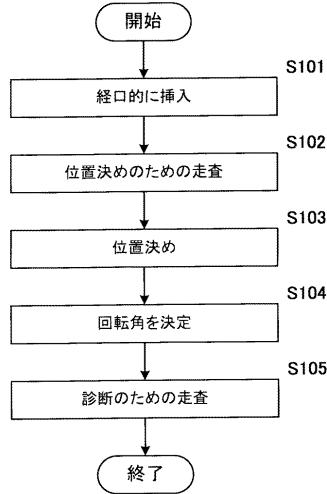
【 図 10 】



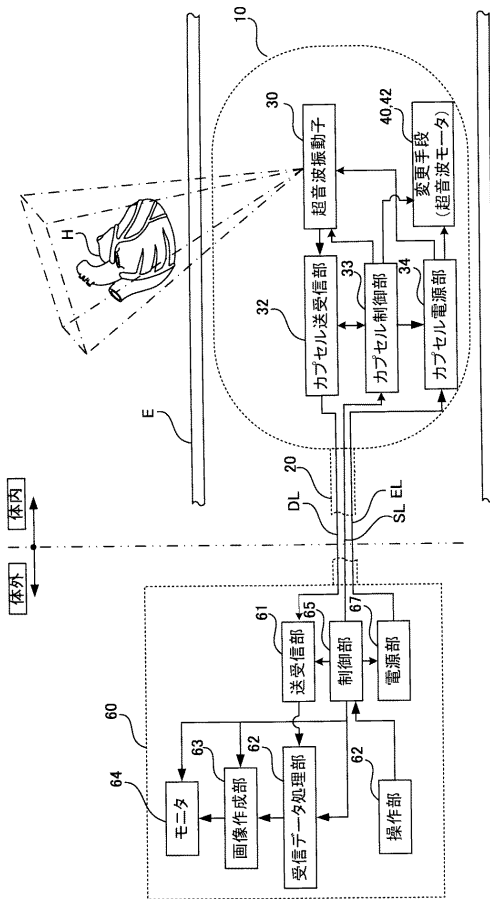
【図 1 1】



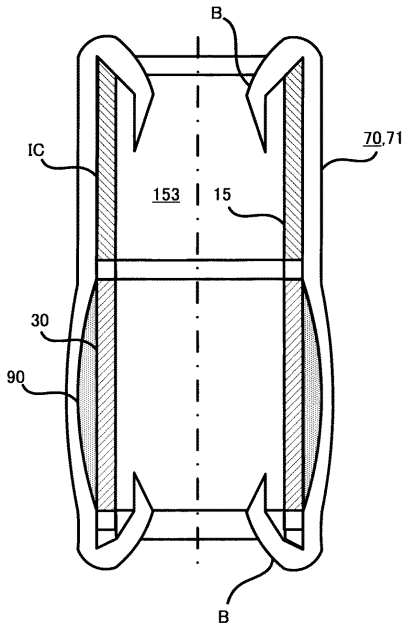
【図 1 2】



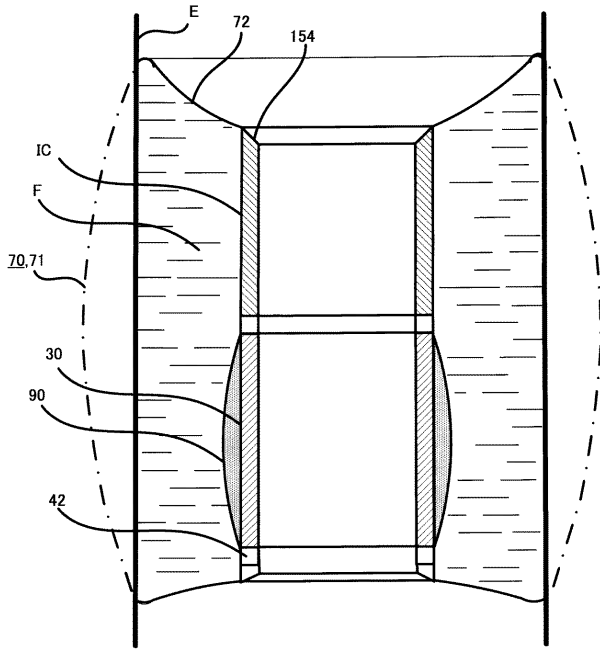
【図 1 3】



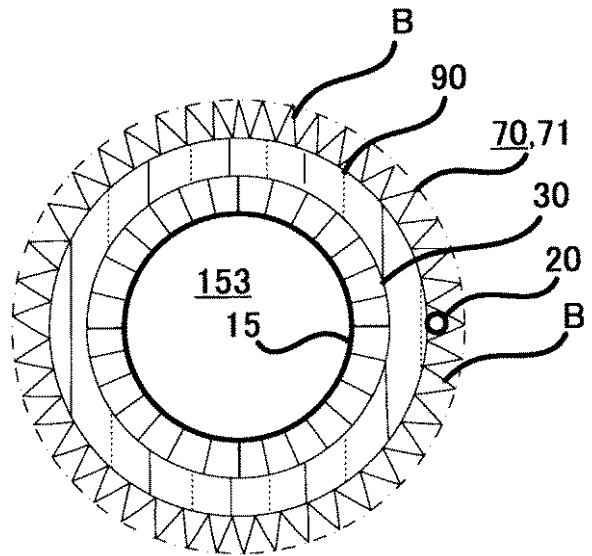
【図 1 4】



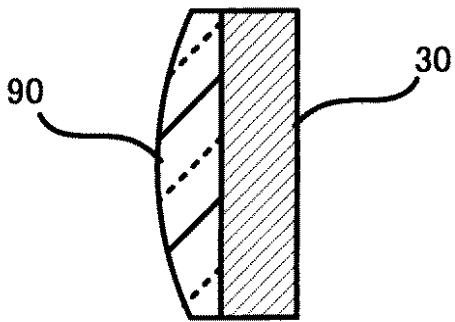
【 図 1 5 】



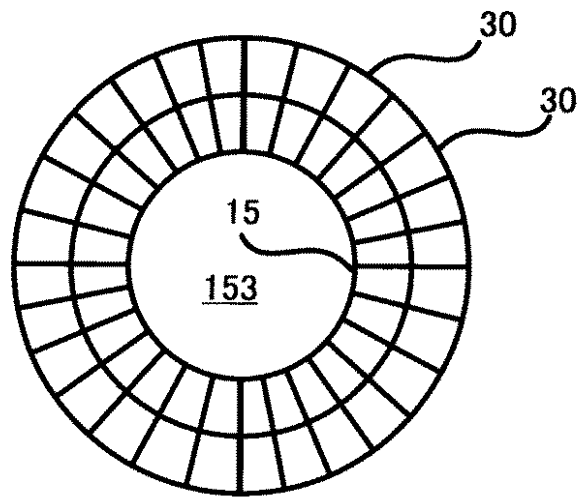
【 図 1 6 】



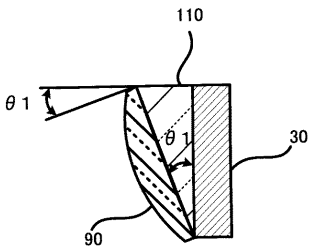
【 図 1 7 】



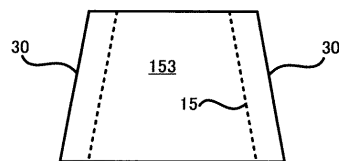
【 図 1 9 】



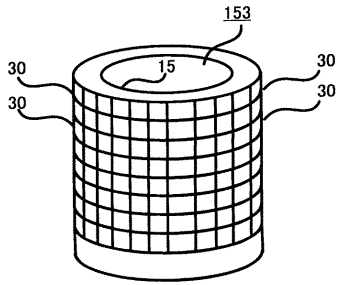
【 図 1 8 】



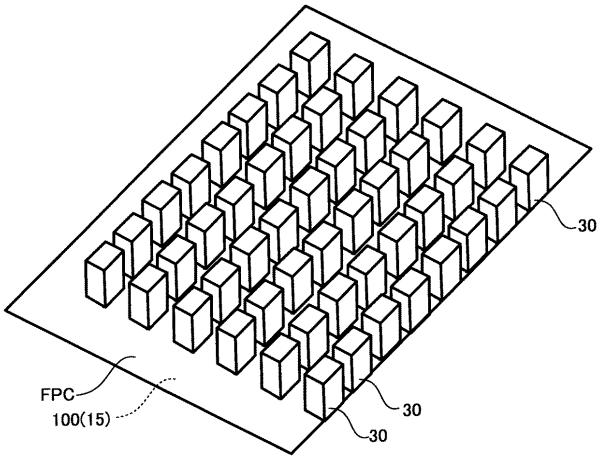
【 図 2 0 】



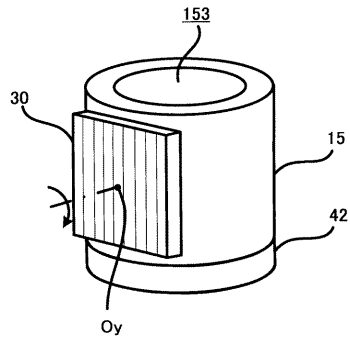
【図 2 1】



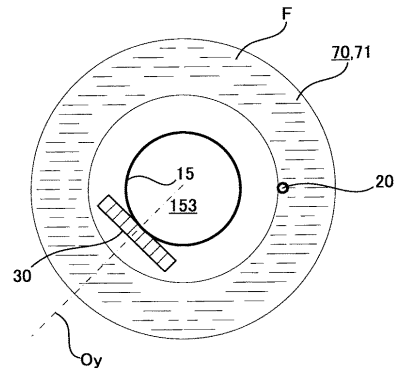
【図 2 2】



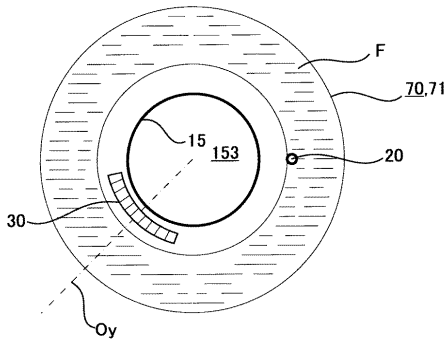
【図 2 3】



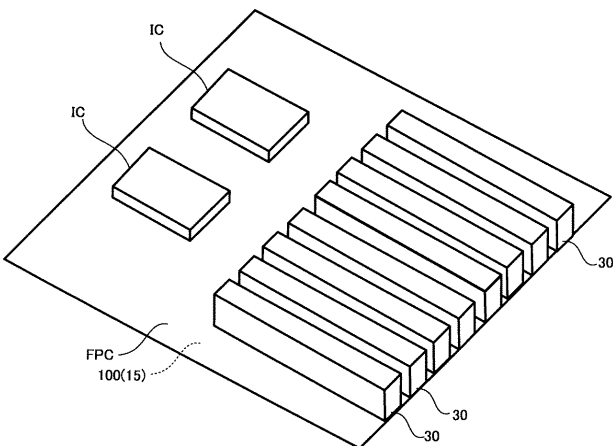
【図 2 4】



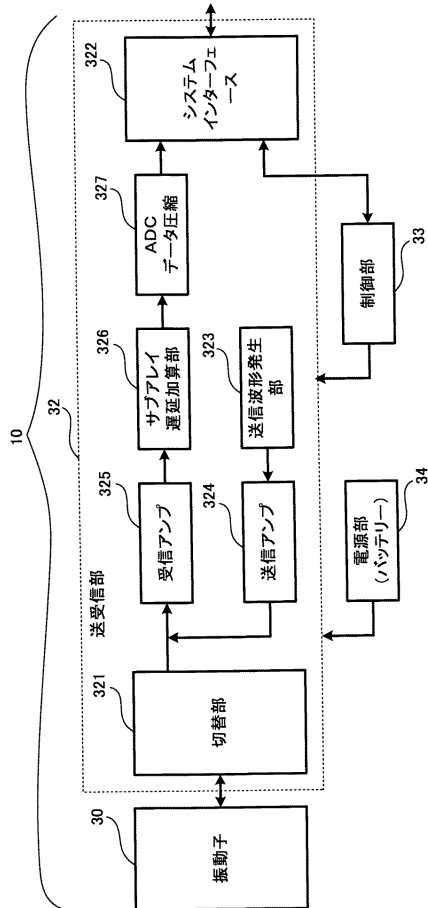
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014073270A5</a>	公开(公告)日	2015-11-19
申请号	JP2012222588	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		
[标]发明人	山形仁 平間信		
发明人	山形 仁 平間 信		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/GA20		
其他公开文献	JP6129509B2 JP2014073270A		

#### 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，其能够将液体食物等通过食道口服移动到受试者体内。 解决方案：本实施例的超声波医疗装置具有包含超声波振动器的胶囊型主体部分，并且从插入到受试者体内的受试者的管状部分的胶囊型主体部分中的超声波振动器接收超声波。 ，并接收反射波。它有一个支持。支撑体内置于胶囊形主体中，具有圆柱形状，多个超声波换能器布置在管外，并且设置有沿管的轴向贯穿的通孔。 点域1