

(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2006-150053

(P2006-150053A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B	8/12		A 6 1 B	8/12
A 6 1 B	5/07		A 6 1 B	5/07
				4 C 0 3 8
				4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2005-228559 (P2005-228559)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成17年8月5日 (2005.8.5)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2004-324247 (P2004-324247)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成16年11月8日 (2004.11.8)	(71) 出願人	304050923
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	谷口 優子
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	木内 英明
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

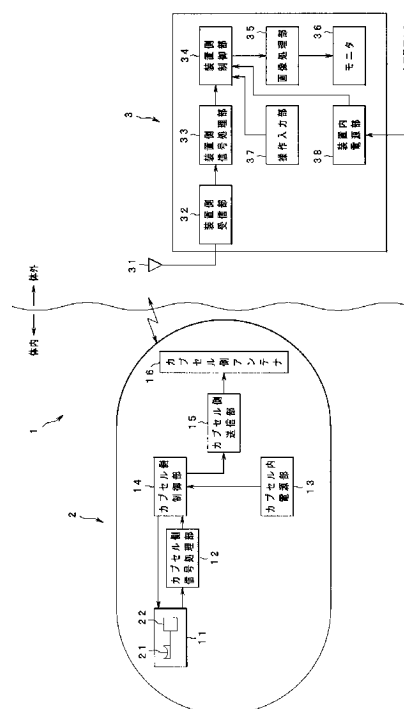
(54) 【発明の名称】 カプセル型超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 エコー信号及びモータの回転位置信号を良好に送信可能で、簡易で且つ組み込み性が向上可能で小型なカプセル本体を備えたカプセル型超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 カプセル型超音波診断装置 1 は、超音波パルスを生体組織に対して送波し、この生体組織から反射される超音波パルスを受波してエコー信号を得る超音波振動子 2 1 と、この超音波振動子 2 1 を回転させるモータ部 4 4 と、このモータ部 4 4 の回転位置を検知する回転位置検知部としてカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 と磁気センサ 4 5 とで構成されているエンコーダ 4 6 とを有し、超音波振動子 2 1 が得たエコー信号にエンコーダ 4 6 からのエンコーダ信号を重畳して送信する、体内に導入可能なカプセル本体 2 と、このカプセル本体 2 から送信された重畳信号を受信し、この受信した重畳信号を信号処理して超音波断層画像を生成する超音波観測装置 3 と、を具備して構成される。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波パルスを生体組織に対して送波し、この生体組織から反射される超音波パルスを受波してエコー信号を得る超音波振動子と、この超音波振動子を回転させるモータと、このモータの回転位置を検知する回転位置検知部とを有し、前記超音波振動子が得たエコー信号に前記回転位置検知部からの回転位置信号を重畳して送信する、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記カプセル本体から送信された重畳信号を受信し、この受信した重畳信号を信号処理して超音波断層画像を生成する超音波観測装置と、

を具備したことを特徴とするカプセル型超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記カプセル本体は、前記超音波振動子が得たエコー信号に前記回転位置検知部からの回転位置信号を重畳するための重畳手段を有し、

前記超音波観測装置は、前記カプセル本体から送信された重畳信号を受信し、この受信した重畳信号からエコー信号と回転位置検知信号とを分離する分離手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波観測装置は、無線通信又は、有線通信により前記カプセル本体から送信された重畳信号を受信することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のカプセル型超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内において、超音波振動子から超音波パルスを生体組織に対して送波し、生体組織から反射される超音波パルスを受波して得たエコー信号を信号処理して超音波断層画像を生成するカプセル型超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、超音波診断装置は、広く用いられている。超音波診断装置は、例えば、超音波内視鏡と超音波観測装置とを有して構成されている。前記超音波内視鏡は、体腔内に挿入可能な挿入部の先端に超音波振動子を有している。前記超音波観測装置は、前記超音波内視鏡の超音波振動子から超音波パルスを生体組織に対して送波し、生体組織から反射される超音波パルスを受波して得たエコー信号を信号処理して超音波断層画像を構築し、モニタに画像表示させている。

30

【0003】

このような従来の超音波診断装置では、得られた超音波断層画像に対応する被検体の位置を把握できるようにする必要があるため、前記超音波振動子の位置と受信したエコー信号との関係を正確に取得することが重要となる。このとき、前記超音波振動子の位置がずれると画像にずれが生じてしまうため、前記超音波振動子の位置を正確に検出してずれを補正する必要がある。

40

【0004】

このため、前記従来の超音波診断装置は、例えば、特開平 5 - 168635 号公報や特開平 8 - 19538 号公報に記載されているように前記超音波振動子の位置を検出するために、超音波振動子を回転させるモータにエンコーダ等の回転位置検知部を設け、この回転位置検知部により検出された前記モータの回転位置信号と、実際の超音波振動子の位置（走査している位置）とが一致するように補正して正確な位置情報を有する超音波断層画像を得るものが提案されている。

【0005】

前記特開平 5 - 168635 号公報や特開平 8 - 19538 号公報に記載の超音波診断装置は、前記超音波振動子により得られたエコー信号及び前記回転位置検知部により検出

50

された前記モータの回転位置信号を信号線により前記超音波観測装置に伝達している。

【0006】

ところで、最近、カプセル型医療装置は、使用される状況になって来ている。カプセル型医療装置は、カプセル本体を備えている。カプセル本体は、被験者が飲み込み易いように形成されている。カプセル本体は、患者の口腔から飲み込まれることにより体腔内に送り込まれる。カプセル本体は、小腸近傍等、細長な挿入部を有する内視鏡でも到達が困難であった体腔内深部へ容易に到達して観察・診断もしくは処置等の医療行為が可能である。

【0007】

このような従来のカプセル型医療装置の中には、カプセル型超音波診断装置がある。このカプセル型超音波診断装置は、前記カプセル本体内に前記超音波振動子を設けている。 10

従って、前記従来のカプセル型超音波診断装置は、前記カプセル本体が患者の口腔から飲み込まれることにより体腔内に送り込まれ、通常の超音波内視鏡の挿入部が挿入困難な部位において、超音波断層画像を取得可能である。

【特許文献1】特開平5 - 168635号公報

【特許文献2】特開平8 - 19538号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

前記従来のカプセル型超音波診断装置は、前記超音波振動子で得られたエコー信号を前記超音波観測装置へ無線送信するように構成すると、前記回転位置検知部からの回転位置信号を前記超音波観測装置へ無線通信する必要がある。 20

この場合、カプセル型超音波診断装置は、前記エコー信号と前記回転位置信号との2種類の信号を無線通信するために、無線通信手段を2つ設けて前記エコー信号と前記回転位置信号とを別々のラインで無線送信するか、又は前記無線通信手段を1つ設けて前記エコー信号と前記回転位置信号とを1つのラインで随時切り換えて無線送信するという方法が考えられる。

【0009】

しかしながら、前者の方法では、無線通信手段が複雑化する上に組み込み難く、更にこのような無線通信手段を組み込むと大型化し、結果としてカプセル本体が大型化して飲み込み難くなる。また、後者の方法では、無線通信手段が干渉して前記エコー信号と前記回転位置信号とが混信してしまい、無線通信が困難となってしまう虞れも生じる。 30

【0010】

また、前記従来のカプセル型超音波診断装置は、カプセル本体と超音波観測装置とをケーブルにより接続して構成すると、このケーブル内に挿通配設される信号線が前記エコー信号と前記回転位置信号との2種類の信号を送信するために別々に必要となり、例えばエコー信号線1本、エンコーダ信号線8本合計9本必要となる。

【0011】

このため、前記従来のカプセル型超音波診断装置は、前記カプセル本体と前記超音波観測装置とを前記ケーブルにより接続して構成するとこのケーブルが太くなってしまふ。 40

【0012】

さらに、前記従来のカプセル型超音波診断装置は、ケーブルを細くすると、このケーブル内に多数の信号線が挿通配設されるので、これら挿通配設される信号線を可能な限り細くする必要がある。

【0013】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたもので、エコー信号及びモータの回転位置信号を良好に送信可能で、簡易で且つ組み込み性が向上可能で小型なカプセル本体を備えたカプセル型超音波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】

【 0 0 1 4 】

前記課題を解決するために本発明の一態様によるカプセル型超音波診断装置は、超音波パルスを生体組織に対して送波し、この生体組織から反射される超音波パルスを受波してエコー信号を得る超音波振動子と、この超音波振動子を回転させるモータと、このモータの回転位置を検知する回転位置検知部とを有し、前記超音波振動子が得たエコー信号に前記回転位置検知部からの回転位置信号を重畳して送信する、体内に導入可能なカプセル本体と、前記カプセル本体から送信された重畳信号を受信し、この受信した重畳信号を信号処理して超音波断層画像を生成する超音波観測装置と、を具備している。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

10

本発明のカプセル型超音波診断装置は、エコー信号及びモータの回転位置信号を良好に送信可能で、簡易で且つ組込み性が向上可能で小型なカプセル本体を備えることができるという効果を有する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 1 】

【 0 0 1 7 】

図 1 ないし図 1 2 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 は実施例 1 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図、図 2 は図 1 の超音波部の構成を示す概略説明図、図 3 は図 1 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図、図 4 は図 1 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 5 は図 1 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 6 は図 4 のカプセル側信号処理部により信号処理して得られたエコー信号の波形を示すグラフ、図 7 は図 3 のエンコーダ信号発生部から出力されるエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフ、図 8 は図 7 のエンコーダ信号（Z 相信号）に対して幅整形されたエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフ、図 9 は図 6 のエコー信号に図 8 のエンコーダ信号（Z 相信号）を加算して重畳した重畳エコー信号の波形を示すグラフ、図 1 0 は図 5 の装置側信号処理部が復調信号（重畳エコー信号）に対してレベル分割処理を施す際のグラフ、図 1 1 は図 1 0 の復調信号（重畳エコー信号）から取り出されたエコー信号の波形を示すグラフ、図 1 2 は図 1 0 の復調（重畳エコー信号）から取り出されたエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフである。

20

30

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように本発明の実施例 1 のカプセル型超音波診断装置 1 は、カプセル本体 2 と、体外に設けた超音波観測装置 3 とを有して構成されている。

前記カプセル本体 2 は、患者の口腔から飲み込まれることにより体腔内に送り込まれ、前記超音波観測装置 3 と通信して体腔内の目的部位において超音波を送受波して超音波画像を得るように構成している。

【 0 0 1 9 】

前記カプセル本体 2 は、超音波部 1 1 と、カプセル側信号処理部 1 2 と、カプセル内電源部 1 3 と、カプセル側制御部 1 4 と、カプセル側送信部 1 5 と、カプセル側アンテナ 1 6 とを有して構成されている。

40

前記超音波部 1 1 は、超音波を送波し、反射してきた超音波エコーを受波する超音波振動子 2 1 を有している。この超音波部 1 1 は、前記超音波振動子 2 1 を回転駆動するモータ等の回転駆動部 2 2 が設けられている。尚、前記回転駆動部 2 2 には、後述するようにエンコーダ等の回転位置検知部を備え、この回転位置検知部により検出した回転位置信号を超音波観測装置 3 に送信するようになっている。また、前記超音波部 1 1 は、図示しないが超音波振動子 2 1 の周囲が流動パラフィン等の超音波伝達媒体で満たされるようになっている。

【 0 0 2 0 】

前記カプセル側信号処理部 1 2 は、前記超音波部 1 1 の超音波振動子 2 1 からのエコー

50

信号を信号処理して前記カプセル側制御部 14 へ出力するようになっている。尚、このカプセル側信号処理部 12 は、後述するようにエコー信号に対してアナログ圧縮処理を行うようになっている。

前記カプセル側制御部 14 は、前記超音波部 11 の超音波振動子 21 を駆動するための超音波駆動信号を出力してこの超音波振動子 21 を駆動し、前記カプセル側信号処理部 12 を介して超音波振動子 21 からエコー信号を読み出すようになっている。

【0021】

そして、前記カプセル本体 2 は、前記回転駆動部 22 が超音波振動子 21 を前記カプセル本体 2 の長手中心軸に対して垂直な方向であるラジアル方向に回転駆動するようになっている。即ち、カプセル本体 2 は、長手中心軸に対して垂直な向きの超音波断層画像を得るラジアル走査が行われるようになっている。 10

前記カプセル内電源部 13 は、前記カプセル側制御部 14 を介して前記カプセル本体 2 内の各部へ電源電力を供給するバッテリーを有して構成されている。

前記カプセル側送信部 15 は、前記カプセル側制御部 14 を介して、例えば前記カプセル側信号処理部 12 から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、前記カプセル側アンテナ 16 から電波として発信するようになっている。

【0022】

一方、前記超音波観測装置 3 は、装置側アンテナ 31 と、装置側受信部 32 と、装置側信号処理部 33 と、装置側制御部 34 と、画像処理部 35 と、モニタ 36 と、操作入力部 37 と、装置内電源部 38 とを有して構成されている。 20

前記装置側アンテナ 31 は、前記カプセル本体 2 と無線通信を行うようになっている。前記装置側受信部 32 は、前記装置側アンテナ 31 により受信した前記カプセル本体 2 からの電波の搬送波（キャリア信号）を選択的に抽出し、検波等してエコー信号を復調して前記装置側信号処理部 33 へ出力するようになっている。

【0023】

前記装置側信号処理部 33 は、前記装置側受信部 32 からエコー信号を信号処理して前記装置側制御部 34 へ出力するようになっている。

前記画像処理部 35 は、前記装置側制御部 34 を介して入力されるエコー信号を画像処理して標準的な映像信号を生成するようになっている。この画像処理部 35 は、生成した映像信号を前記モニタ 36 に出力してこのモニタ 36 の表示画面に前記カプセル本体 2 からの超音波画像を表示するようになっている。 30

【0024】

前記装置側制御部 34 は、キーボードやマウス等の操作入力部 37 が接続されており、この操作入力部 37 から入力される操作情報に基づき、前記画像処理部 35 を制御して操作者の所望するような画像処理を施すようになっている。また、前記装置側制御部 34 は、前記カプセル本体 2 により圧縮処理されて伝送されたエコー信号を伸張処理するようになっている。

前記装置内電源部 38 は、前記装置側制御部 34 を介して商用電源からの電源電力を各構成部等へ供給するように構成されている。尚、装置内電源部 38 は、図示しないバッテリーを有して構成されていてもよい。 40

【0025】

次に、図 2 を参照して前記超音波部 11 の詳細構成を説明する。

図 2 に示すように前記超音波部 11 は、前記超音波振動子 21 が例えば、フレキシブルシャフト等の振動子シャフト 41 により回転可能に前記回転駆動部 22 に接続されている。

前記回転駆動部 22 は、スリップリング 42 と、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 43 と、モータ部 44 とを有して構成されている。尚、前記モータ部 44 は、後述するようにモータ 48 とモータ駆動部 49 とにより構成されている。

【0026】

前記振動子シャフト 41 は、前記スリップリング 42 に設けられた例えば、図示しない 50

ボールベアリングによって回転可能に支持されており、前記モータ部 4 4 の回転軸 4 4 a と前記振動子シャフト 4 1 とは前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 により機械的に連結固定されている。

従って、前記モータ部 4 4 の回転軸 4 4 a 及び前記振動子シャフト 4 1 が一体固定されているので、前記回転軸 4 4 a が回転することによって、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 が回転するとともに振動子シャフト 4 1 も回転するようになっている。

【 0 0 2 7 】

前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 は、前記モータ部 4 4 の回転軸 4 4 a の回転駆動を振動子シャフト 4 1 に伝達する外周面所定位置に回転量を検出するための磁気相を設けている。このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の周囲には、前記磁気相の磁界の変化を検出して電気信号に変換する磁気センサ 4 5 が配置されている。

10

これらカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 と磁気センサ 4 5 とで、回転位置検知部であるエンコーダ 4 6 を構成している。

【 0 0 2 8 】

前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 は、図示しないが例えば、中心に貫通孔を形成した円柱状で、着磁可能な磁性体で形成されており、回転することによって磁気変化するように外周面に着磁が施されている。

前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 には、Z 相用の着磁を施した Z 相着磁部（不図示）及び、A 相用の着磁を施した A 相着磁部（不図示）が設けられている。

【 0 0 2 9 】

20

ここで、Z 相用の着磁とは、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の一回転に対して磁気センサ 4 5 が 1 パルスを生ずる着磁である。一方、A 相用の着磁とは、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 が一回転する間に磁気センサ 4 5 が数十から数百パルスを生ずる着磁である。

【 0 0 3 0 】

前記磁気センサ 4 5 には、前記 Z 相着磁部の検出を行う Z 相検出部（不図示）及び、前記 A 相着磁部の検出を行う A 相検出部（不図示）が設けられている。前記 Z 相検出部では、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の回転の際に、前記 Z 相着磁部の磁気を検出して、Z 相の検出結果である電気信号を出力するようになっている。一方、前記 A 相検出部では、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の回転の際に、前記 A 相着磁部の磁気を検出して、A 相の検出結果である電気信号を出力するようになっている。

30

【 0 0 3 1 】

これら電気信号は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 に伝達され、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 でエンコーダ信号に変換される。

変換されたエンコーダ信号は、同軸ケーブル 4 7 a を挿通する信号線（不図示）を介して前記カプセル側信号処理部 1 2 へ伝達されるようになっている。

【 0 0 3 2 】

また、前記超音波振動子 2 1 は、入出力用の信号線 2 1 a , 2 1 b がスリップリング 4 2 の金属ブラシ 4 2 a , 4 2 b を経てスリップリング 4 2 の信号線 4 2 c , 4 2 d と電気的に導通しており、これら信号線 4 2 c , 4 2 d が同軸ケーブル 4 7 b を挿通して前記カプセル側制御部 1 4 及び前記カプセル側信号処理部 1 2 に電気的に接続されている。

40

これにより、前記超音波振動子 2 1 は、前記カプセル側制御部 1 4 からの超音波駆動信号を伝達されて駆動し、超音波を送受波して得たエコー信号を前記カプセル側信号処理部 1 2 へ伝達するようになっている。

【 0 0 3 3 】

次に、図 3 を参照して前記回転駆動部 2 2 の回路構成を説明する。

図 3 に示すように前記回転駆動部 2 2 は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 内にエンコーダ信号発生部 4 3 a を備えている。また、モータ部 4 4 は、モータ 4 8 と、このモータ 4 8 を制御駆動するモータ駆動部 4 9 とを備えている。

【 0 0 3 4 】

50

前記エンコーダ信号発生部 43a は、前記磁気センサ 45 からの電気信号をエンコーダ信号に変換し、この変換したエンコーダ信号をモータ部 44 のモータ駆動部 49 に出力するようになっている。

尚、本実施例では、エンコーダ信号として Z 相信号のみを出力するようになっている。

【0035】

前記モータ駆動部 49 は、前記エンコーダ信号発生部 43a からのエンコーダ信号として Z 相信号に基づき、前記モータ 48 を制御駆動するようになっている。

また、前記エンコーダ信号発生部 43a は、エンコーダ信号 (Z 相信号) を前記カプセル側信号処理部 12 へ出力するようになっている。

本実施例では、前記カプセル側信号処理部 12 において、前記超音波振動子 21 からのエコー信号に前記エンコーダ信号発生部 43a からのエンコーダ信号 (Z 相信号) を加算して重畳するようになっている。

【0036】

次に、図 4 を参照して前記カプセル側信号処理部 12 の回路構成を説明する。

図 4 に示すようにカプセル側信号処理部 12 は、アンプ 51 と、フィルタ 52 と、圧縮処理部 53 と、幅整形部 54 と、加算回路 55 とを有して構成されている。

【0037】

前記アンプ 51 は、前記超音波部 11 の前記超音波振動子 21 からのエコー信号を増幅するようになっている。

前記フィルタ 52 は、高周波域及び低周波域の周波数信号を除去する BPF (Band-Pass Filter) により形成されている。前記フィルタ 52 は、前記アンプ 51 により増幅された前記エコー信号に対して高周波域及び低周波域の周波数信号を除去してそれ以外の周波数成分を取り出すようになっている。

【0038】

前記圧縮処理部 53 は、前記フィルタ 52 により取り出された信号をアナログ圧縮処理するようになっている。本実施例では、アナログ圧縮処理として対数圧縮処理を行うようになっている。

これにより、前記圧縮処理部 53 は、非常に微弱な信号が含まれるエコー信号を対数圧縮することにより、取りこぼすことなくアナログ処理することが可能となる。

【0039】

尚、超音波観測装置 3 は、前記装置側信号処理部 33 により信号処理した信号を前記装置側制御部 34 によりアナログ伸張処理して前記画像処理部 35 へ出力するようになっている。

前記幅整形部 54 は、前記エンコーダ信号発生部 43a からのエンコーダ信号 (Z 相信号) に対して幅整形処理を行うようになっている。これにより、エンコーダ信号は、前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算し易くなる。

【0040】

前記加算回路 55 は、前記幅整形部 54 により幅整形処理されたエンコーダ信号 (Z 相信号) を前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算処理するようになっている。

これにより、超音波振動子 21 からのエコー信号は、エンコーダ 46 からのエンコーダ信号を重畳されて前記カプセル側制御部 14 を介して前記カプセル側送信部 15 により変調等送信処理されて前記カプセル側アンテナ 16 から前記超音波観測装置 3 へ送信される。

【0041】

前記超音波観測装置 3 は、前記装置側受信部 32 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 33 によりエコー信号とエンコーダ信号とを分離処理するようになっている。

本実施例では、クランプ回路を用いて復調信号 (重畳エコー信号) からエコー信号及びエンコーダ信号を分離するレベル分割方式を用いるようになっている。

【0042】

10

20

30

40

50

次に、図 5 を参照して前記装置側信号処理部 3 3 の回路構成を説明する。

図 5 に示すように装置側信号処理部 3 3 は、第 1 クランプ回路 6 1 a と、エコー用 A / D 変換器 6 2 と、S / P 変換器 6 3 と、第 2 クランプ回路 6 1 b と、波形整形部 6 4 と、パルス発生部 6 6 とを有して構成されている。

【 0 0 4 3 】

前記第 1 クランプ回路 6 1 a は、前記装置側受信部 3 2 からの復調信号（重畳エコー信号）に対してエコー信号をクランプ（スライス）して取り出すようになっている。

前記エコー用 A / D 変換器 6 2 は、前記第 1 クランプ回路 6 1 a により取り出されたエコー信号をデジタル信号に変換するようになっている。

【 0 0 4 4 】

前記 S / P 変換器 6 3 は、前記エコー用 A / D 変換器 6 2 によりデジタル変換されたシリアル信号をパラレル信号に変換する、シリアル - パラレル変換処理を行うようになっている。

これにより、前記装置側信号処理部 3 3 は、前記装置側受信部 3 2 からの復調信号（重畳エコー信号）から取り出したエコー信号を前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力できる。

【 0 0 4 5 】

前記第 2 クランプ回路 6 1 b は、前記装置側受信部 3 2 からの復調信号（重畳エコー信号）に対してエンコーダ信号をクランプ（スライス）して取り出すようになっている。

前記波形整形部 6 4 は、入力された信号の波形を元の矩形波に整形する波形整形処理を行うようになっている。これにより、エンコーダ信号は、元の Z 相信号に戻るようになっている。

【 0 0 4 6 】

また、波形整形部 6 4 以降は 2 つに分岐され、一方は装置側制御部 3 4 へ、他方は前記パルス発生部 6 6 へエンコーダ信号が出力される。

前記パルス発生部 6 6 は、一般的な F G（ファンクション・ジェネレータ）であり、本実施例では、波形整形された Z 相信号に基づき、パルスを発生して矩形波の A 相信号を生成するようになっている。

【 0 0 4 7 】

これにより、前記装置側信号処理部 3 3 は、前記装置側受信部 3 2 からの復調信号（重畳エコー信号）から取り出したエンコーダ信号から Z 相信号及び A 相信号を得て、前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力できる。

そして、前記画像処理部 3 5 は、前記装置側信号処理部 3 3 からのエンコーダ信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

このように構成されている実施例 1 のカプセル型超音波診断装置 1 の作用を図 6 ~ 図 1 2 を参照して説明する。尚、図 6 ~ 図 1 2 に示すグラフは、時間に対する信号強度を示す波形である。

前記カプセル型超音波診断装置 1 は、被験者によりカプセル本体 2 が飲み込まれて超音波観測が行われる。前記カプセル型超音波診断装置 1 は、体腔内において前記カプセル本体 2 がカプセル内電源部 1 3 を電力供給状態にすると、超音波観測を開始する。

【 0 0 4 9 】

前記カプセル本体 2 は、前記カプセル側制御部 1 4 から超音波駆動信号を出力されて超音波振動子 2 1 を駆動し、目的部位に対して超音波パルスを送受波する。と同時に、カプセル本体 2 は、超音波部 1 1 の回転駆動部 2 2 が駆動して超音波振動子 2 1 を回転駆動する。

ここで、前記回転駆動部 2 2 は、モータ部 4 4 のモータ駆動部 4 9 の制御によりモータ 4 8 が駆動され、このモータ 4 8 の回転がカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 を介して振動子シャフト 4 1 に伝達されて前記超音波部 1 1 を回転させる。

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

同時に、前記回転駆動部 22 は、磁気センサ 45 によりカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 43 の磁気相の磁界の変化を検出し電気信号を出力する。

この電気信号は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 43 の前記エンコーダ信号発生部 43a によりエンコーダ信号に変換される。

【0051】

本実施例では、上述したようにエンコーダ信号として前記エンコーダ信号発生部 43a から図 7 に示す Z 相信号が出力される。

エンコーダ信号発生部 43a は、Z 相信号を前記モータ駆動部 49 へフィードバックする。同時にエンコーダ信号発生部 43a は、Z 相信号を前記カプセル側信号処理部 12 へ出力する。

【0052】

一方、前記超音波部 11 は、入力用の信号線 42c, 金属ブラシ 42a, 信号線 21a を介して前記カプセル側制御部 14 からの超音波駆動信号を伝達されて駆動し、超音波を送受波して目的部位からのエコー信号を得る。このエコー信号は、出力用の信号線 21b, 金属ブラシ 42b, 信号線 42d を介して前記カプセル側信号処理部 12 へ出力される。

これにより、カプセル本体 2 は、超音波振動子 21 が超音波パルスを送受波してラジアル走査を行い、生体組織からのエコー信号を得る。

【0053】

このエコー信号は、カプセル側信号処理部 12 により信号処理されてカプセル側制御部 14 を介してカプセル側送信部 15 により所定の周波数の搬送波（キャリア信号）により変調され、前記カプセル側アンテナ 16 から電波として発信される。

ここで、カプセル側信号処理部 12 は、エコー信号に対して前記アンプ 51 により増幅し、前記フィルタ 52 により高周波域及び低周波域の周波数信号を除去し、前記圧縮処理部 53 にて対数圧縮処理を行い、図 6 に示すような波形を得る。

【0054】

これにより、カプセル本体 2 は、非常に微弱な信号が含まれるエコー信号を対数圧縮することにより、取りこぼすことなくアナログ処理が行え、超音波観測装置 3 へリアルタイムに伝送することが可能となる。

また、カプセル側信号処理部 12 は、前記幅整形部 54 によりエンコーダ信号（Z 相信号）に対して幅整形処理を行い、図 8 に示すような波形を得る。

【0055】

そして、カプセル側信号処理部 12 は、前記加算回路 55 によりエンコーダ信号（Z 相信号）を前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算処理し、図 9 に示すような重畳エコー信号を得る。

そして、エンコーダ信号（Z 相信号）を重畳された重畳エコー信号は、前記カプセル側制御部 14 を介して前記カプセル側送信部 15 により変調等送信処理されて前記カプセル側アンテナ 16 から前記超音波観測装置 3 へ送信される。

【0056】

前記超音波観測装置 3 は、前記カプセル本体 2 からの電波を前記装置側アンテナ 31 から受信して前記装置側受信部 32 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 33 へ復調信号（重畳エコー信号）を出力する。

前記装置側信号処理部 33 は、図 10 に示すように復調信号（重畳エコー信号）に対して前記第 1 クランプ回路 61a によりエコー信号をクランプ（スライス）して取り出し図 11 に示すようなエコー信号の波形を得る。

【0057】

そして、前記装置側信号処理部 33 は、取り出したエコー信号を前記エコー用 A/D 変換器 62 によりデジタル信号に変換し、前記 S/P 変換器 63 によりデジタル変換されたシリアル信号をパラレル信号に変換して前記装置側制御部 34 へ出力する。

同時に、前記装置側信号処理部 33 は、図 10 に示すように復調信号（重畳エコー信号

10

20

30

40

50

）に対して前記第２クランプ回路６１ｂによりエンコーダ信号をクランプ（スライス）して取り出し図１２に示すようなエンコーダ信号（Ｚ相信号）の波形を得る。

【００５８】

そして、前記装置側信号処理部３３は、取り出したエンコーダ信号に対して前記波形整形部６４により入力された信号の波形を元の矩形波に整形する波形整形処理する。

【００５９】

更に、前記装置側信号処理部３３は、波形整形したエンコーダ信号を一方はＺ相信号として装置側制御部３４へ、他方は前記パルス発生部６６へ出力する。

前記パルス発生部６６は、波形整形されたＺ相信号に基づき、パルスを発生して矩形波のＡ相信号を生成し、このＡ相信号を前記装置側制御部３４に出力する。

10

【００６０】

これにより、前記装置側信号処理部３３は、前記装置側受信部３２からの復調信号（重畳エコー信号）から取り出したエンコーダ信号からＺ相信号及びＡ相信号を得て、前記装置側制御部３４を介して前記画像処理部３５へ出力できる。

そして、前記画像処理部３５は、前記装置側信号処理部３３からのエンコーダ信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像を得る。

【００６１】

前記装置側制御部３４は、前記装置側信号処理部３３により信号処理したエコー信号をアナログ伸張処理して前記画像処理部３５へ出力すると共に、前記装置側信号処理部３３からのエンコーダ信号としてＺ相信号及びＡ相信号を前記画像処理部３５へ出力する。

20

更に、前記装置側制御部３４は、前記操作入力部３７から入力される操作情報に基づき、前記画像処理部３５を制御して操作者の所望するような画像処理を施す。

【００６２】

前記画像処理部３５は、前記装置側制御部３４を介して入力される前記Ｚ相信号及びＡ相信号に基づき、これらＺ相信号及びＡ相信号に同期するようにエコー信号を画像処理して標準的な映像信号を生成し、この生成した映像信号を前記モニタ３６に出力してこの表示画面に前記カプセル本体２からの超音波画像を表示させる。

【００６３】

この結果、実施例１のカプセル型超音波診断装置１は、前記カプセル本体２からエコー信号と共に、エンコーダ信号を１本の送信ラインにより前記超音波観測装置３へ送信できるので、無線機能を簡略化でき、その分カプセル本体２を小型化できる。

30

【００６４】

また、実施例１のカプセル型超音波診断装置１は、前記カプセル本体２においてエコー信号にエンコーダ信号を重畳した重畳エコー信号を送信し、前記超音波観測装置３において復調信号（重畳エコー信号）からエコー信号及びエンコーダ信号を分離するのでこれらエコー信号及びエンコーダ信号が混線することがない。

【００６５】

従って、実施例１のカプセル型超音波診断装置１は、エコー信号及びモータ４８の回転位置信号を良好に送信可能で、簡易で且つ組込み性が向上可能で小型なカプセル本体２を得ることができる。

40

【実施例２】

【００６６】

図１３ないし図１８は本発明の実施例２に係わり、図１３は実施例２のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図、図１４は図１３の回転駆動部の回路構成を示すブロック図、図１５は図１３のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図１６は図１３の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図１７は図１５のカプセル側信号処理部から出力される重畳エコー信号の波形を示すグラフ、図１８は図１６の装置側信号処理部が復調信号（重畳エコー信号）に対して周波数分割処理を施す際のグラフである。

【００６７】

上記実施例１は超音波観測装置３にてクランプ回路を用いてエコー信号及びエンコーダ

50

信号を分離するレベル分割方式を用いるように構成しているが、実施例 2 は超音波観測装置 3 にてフィルタ用いてエコー信号及びエンコーダ信号を分離する周波数分割方式を用いるように構成する。それ以外の構成は上記実施例 1 とほぼ同様なので、同じ構成には同じ符号を付して説明を省略する。

【0068】

図 13 に示すように実施例 2 のカプセル型超音波診断装置 1 B は、回転駆動部 22 B を有する超音波部 11 B 及びカプセル側信号処理部 12 B を設けたカプセル本体 2 B と、装置側信号処理部 33 B を設けた超音波観測装置 3 B とを備えて構成されている。

【0069】

先ず、前記超音波部 11 B の前記回転駆動部 22 B を説明する。

10

図 14 に示すように前記超音波部 11 B の前記回転駆動部 22 B は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 43 内にエンコーダ信号発生部 43 b を備えている。

【0070】

前記エンコーダ信号発生部 43 b は、前記磁気センサ 45 からの電気信号を変換し、エンコーダ信号として Z 相信号及び A 相信号を前記モータ駆動部 49 及び前記カプセル側信号処理部 12 B へ出力するようになっている。

本実施例では、前記カプセル側信号処理部 12 B において、前記超音波振動子 21 からのエコー信号に前記エンコーダ信号発生部 43 a からのエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を加算して重畳するようにしている。

【0071】

20

次に、図 15 を参照して前記カプセル側信号処理部 12 B の回路構成を説明する。

図 15 に示すように前記カプセル側信号処理部 12 B は、幅整形部 54 B 及び加算回路 55 B を有している。

【0072】

前記幅整形部 54 B は、前記エンコーダ信号発生部 43 b からのエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）に対して幅整形処理を行うようになっている。これにより、エンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）は、前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算し易くなる。

前記加算回路 55 B は、前記幅整形部 54 B により幅整形処理されたエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算処理するようになっている。

30

【0073】

これにより、超音波振動子 21 からのエコー信号は、エンコーダ 46 からのエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を重畳されて前記カプセル側制御部 14 を介して前記カプセル側送信部 15 により変調等送信処理されて前記カプセル側アンテナ 16 から前記超音波観測装置 3 B へ送信される。

【0074】

前記超音波観測装置 3 B は、前記装置側受信部 32 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 33 B によりエコー信号とエンコーダ信号とを分離処理するようになっている。

40

本実施例では、フィルタを用いてエコー信号及びエンコーダ信号を分離する周波数分割方式を用いるようにしている。

【0075】

次に、図 16 を参照して前記装置側信号処理部 33 B の回路構成を説明する。

図 16 に示すように装置側信号処理部 33 B は、第 1 フィルタ 67 a と、第 2 フィルタ 67 b と、第 3 フィルタ 67 c とを有している。

【0076】

前記第 1 フィルタ 67 a は、前記装置側受信部 32 からの復調信号に対してフィルタ処理を施してエコー信号を取り出し、前記エコー用 A/D 変換器 62 に出力するようになっている。

50

前記第２フィルタ６７ｂは、前記装置側受信部３２からの復調信号（重畳エコー信号）に対してフィルタ処理を施してエンコーダ信号としてＺ相信号を取り出し、波形整形部６４に出力するようになっている。

【００７７】

前記第３フィルタ６７ｃは、前記装置側受信部３２からの復調信号（重畳エコー信号）に対してフィルタ処理を施してエンコーダ信号としてＡ相信号を取り出し、波形整形部６４に出力するようになっている。

これにより、前記装置側信号処理部３３Ｂは、前記装置側受信部３２からの復調信号（重畳エコー信号）からエコー信号と、エンコーダ信号としてＺ相信号及びＡ相信号を得て、前記装置側制御部３４を介して前記画像処理部３５へ出力できる。

10

【００７８】

そして、前記画像処理部３５は、前記装置側信号処理部３３からのエンコーダ信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像を得ることができる。

このように構成されている実施例２のカプセル型超音波診断装置１Ｂの作用を図１７及び図１８を参照して説明する。尚、図１７及び図１８に示すグラフは、周波数に対する信号レベルを示す波形である。

【００７９】

前記カプセル型超音波診断装置１Ｂは、上記実施例１と同様に被験者によりカプセル本体２Ｂが飲み込まれて超音波観測が行われる。前記カプセル型超音波診断装置１Ｂは、体腔内において前記カプセル本体２Ｂがカプセル内電源部１３を電力供給状態にすると、超音波観測を開始する。

20

前記カプセル本体２Ｂは、前記カプセル側制御部１４から超音波駆動信号を出力されて超音波振動子２１を駆動し、目的部位に対して超音波パルスを送受波する。と同時に、カプセル本体２Ｂは、超音波部１１Ｂの回転駆動部２２Ｂが駆動して超音波振動子２１を回転駆動する。

【００８０】

ここで、前記回転駆動部２２Ｂは、モータ部４４のモータ駆動部４９の制御によりモータ４８が駆動され、このモータ４８の回転がカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム４３を介して振動子シャフト４１に伝達されて前記超音波部１１Ｂを回転させる。

同時に、前記回転駆動部２２Ｂは、磁気センサ４５によりカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム４３の磁気相の磁界の変化を検出し電気信号を出力する。

30

【００８１】

この電気信号は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム４３の前記エンコーダ信号発生部４３ｂによりエンコーダ信号に変換される。

本実施例では、上述したようにエンコーダ信号として前記エンコーダ信号発生部４３ｂからＺ相信号及びＡ相信号が出力される。

【００８２】

エンコーダ信号発生部４３ｂは、Ｚ相信号及びＡ相信号を前記モータ駆動部４９へフィードバックする。同時にエンコーダ信号発生部４３ｂは、Ｚ相信号及びＡ相信号を前記カプセル側信号処理部１２Ｂへ出力する。

40

一方、前記超音波部１１Ｂは、上記実施例１で説明したのと同様に、前記カプセル側制御部１４からの超音波駆動信号を伝達されて駆動し、超音波を送受波して目的部位からのエコー信号を得て前記カプセル側信号処理部１２Ｂへ出力する。

【００８３】

これにより、カプセル本体２Ｂは、超音波振動子２１が超音波パルスを送受波してラジアル走査を行い、生体組織からのエコー信号を得る。

このエコー信号は、カプセル側信号処理部１２Ｂにより信号処理されてカプセル側制御部１４を介してカプセル側送信部１５により所定の周波数の搬送波（キャリア信号）により変調され、前記カプセル側アンテナ１６から電波として発信される。

【００８４】

50

ここで、カプセル側信号処理部 1 2 B は、エコー信号に対して前記アンプ 5 1 により増幅し、前記フィルタ 5 2 により高周波域の周波数信号を除去し、前記圧縮処理部 5 3 にて対数圧縮処理を行う。

これにより、カプセル本体 2 B は、非常に微弱な信号が含まれるエコー信号を対数圧縮することにより、取りこぼすことなくアナログ処理が行え、超音波観測装置 3 B へリアルタイムに伝送することが可能となる。

【 0 0 8 5 】

また、カプセル側信号処理部 1 2 B は、前記幅整形部 5 4 によりエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）に対して幅整形処理を行う。

そして、カプセル側信号処理部 1 2 B は、前記加算回路 5 5 によりエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を前記超音波振動子 2 1 からのエコー信号に加算処理し、図 1 7 に示すような重畳エコー信号を得る。

10

【 0 0 8 6 】

そして、エンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を重畳された重畳エコー信号は、前記カプセル側制御部 1 4 を介して前記カプセル側送信部 1 5 により変調等送信処理されて前記カプセル側アンテナ 1 6 から前記超音波観測装置 3 B へ送信される。

前記超音波観測装置 3 B は、前記カプセル本体 2 B からの電波を前記装置側アンテナ 3 1 から受信して前記装置側受信部 3 2 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 3 3 B へ出力する。

【 0 0 8 7 】

20

前記装置側信号処理部 3 3 B は、復調信号（重畳エコー信号）に対して周波数分割処理として図 1 8 に示すように前記第 1 フィルタ 6 7 a によりフィルタ処理を施してエコー信号を、前記第 2 フィルタ 6 7 b によりエンコーダ信号の Z 相信号を、前記第 3 フィルタ 6 7 c によりエンコーダ信号の A 相信号を取り出す。

そして、前記装置側信号処理部 3 3 B は、取り出したエコー信号を前記エコー用 A / D 変換器 6 2 によりデジタル信号に変換し、前記 S / P 変換器 6 3 によりデジタル変換されたシリアル信号をパラレル信号に変換して前記装置側制御部 3 4 に出力する。

【 0 0 8 8 】

同時に、前記装置側信号処理部 3 3 B は、波形整形部 6 4 により Z 相信号を波形整形処理して前記装置側制御部 3 4 に出力すると共に、波形整形部 6 4 により A 相信号を波形整形処理して前記装置側制御部 3 4 に出力する。

30

これにより、前記装置側信号処理部 3 3 B は、前記装置側受信部 3 2 からの復調信号から Z 相信号及び A 相信号を得て、前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力できる。

【 0 0 8 9 】

そして、前記画像処理部 3 5 は、上記実施例 1 で説明したのと同様に前記装置側信号処理部 3 3 からの Z 相信号及び A 相信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像信号を得て、前記カプセル本体 2 B からの超音波画像をモニタ 3 6 に表示させる。

この結果、カプセル本体 2 B は、エンコーダ信号（A 相，Z 相）が複数であっても 1 つの信号ラインにより超音波観測装置 3 B に伝送することができる。

40

従って、実施例 2 のカプセル型超音波診断装置 1 B は、上記実施例 1 と同様な効果を得ることに加え、無線機能を複雑にすることなく、複数のエンコーダ信号（A 相，Z 相）を伝送することができる。

【実施例 3】

【 0 0 9 0 】

図 1 9 ないし図 2 3 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 9 は実施例 3 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図、図 2 0 は図 1 9 の超音波部の構成を示す概略説明図、図 2 1 は図 1 9 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図、図 2 2 は図 1 9 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 2 3 は図 2 2 のカプセル側信号処理部から出力さ

50

れる重畳エコー信号の波形を示すグラフである。

【0091】

上記実施例1, 2はカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム43と磁気センサ45とで、エンコーダ46を構成し、エンコーダ信号発生部によりエンコーダ信号を発生させてこのエンコーダ信号を加算回路によりエコー信号に加算することでエコー信号に重畳するように構成しているが、実施例3は超音波振動子21にコイルを設けると共に、超音波振動子の周囲に磁石を配置することによりエンコーダを構成し、エンコーダ信号をエコー信号に重畳するように構成する。それ以外の構成は上記実施例1とほぼ同様なので、同じ構成には同じ符号を付して説明を省略する。

【0092】

図19に示すように実施例3のカプセル型超音波診断装置1Cは、回転駆動部22Cを有する超音波部11C及びカプセル側信号処理部12Cを設けたカプセル本体2Cと、装置側信号処理部33Cを設けた超音波観測装置3Cとを備えて構成されている。

先ず、図20を参照して前記超音波部11Cの詳細構成を説明する。

図20に示すように前記超音波部11Cは、前記超音波振動子21が前記振動子シャフト41により回転可能に前記回転駆動部22Cに接続されている。

【0093】

前記回転駆動部22Cは、スリップリング42と、カップリング43Cと、モータ部44とを有して構成されている。

前記振動子シャフト41は、前記スリップリング42に設けられた例えば、図示しないボールベアリングによって回転可能に支持されており、前記モータ部44の回転軸44aと前記振動子シャフト41とは前記カップリング43Cにより機械的に連結固定されている。

【0094】

従って、前記モータ部44の回転軸44a及び前記振動子シャフト41が一体固定されているので、前記回転軸44aが回転することによって、このカップリング43Cが回転するとともに振動子シャフト41も回転するようになっている。

前記超音波振動子21に接続されている前記信号線21a, 21bには、並列にコイル71が接続されている。このコイル71の周囲には、磁石72が固定配置されている。これらコイル71と磁石72と、エンコーダ46Cを構成している。

【0095】

前記コイル71は、前記超音波振動子21が回転することで前記磁石72に対して回転してこの磁石72により誘導起電力を受け、電流を発生しエンコーダ信号を生成するようになっている。

これにより、前記超音波部11Cは、エンコーダ信号を得ることができ、このエンコーダ信号を前記エコー信号に重畳することができる。

【0096】

このエンコーダ信号は、前記超音波振動子21からのエコー信号に重畳され、前記信号線21b、前記金属ブラシ42bを経て前記信号線42dを介してカプセル側信号処理部12Cに伝達されるようになっている。

また、このエンコーダ信号を重畳された重畳エコー信号は、前記回転駆動部22Cに伝達されてエンコーダ信号をフィードバックされるようになっている。

【0097】

次に、前記超音波部11Cの前記回転駆動部22Cを説明する。

図21に示すように前記超音波部11Cの前記回転駆動部22Cは、前記カップリング43C内にフィルタ73を備えている。

【0098】

前記フィルタ73は、前記エンコーダ信号が重畳された重畳エコー信号から前記エンコーダ信号を取り出し、モータ部44のモータ駆動部49Cへ出力するようになっている。

10

20

30

40

50

前記モータ駆動部 49C は、前記フィルタ 73 からのエンコーダ信号に基づき、前記モータ 48 を制御駆動するようになっている。

尚、前記モータ駆動部 49C は、前記エンコーダ信号を速度に比例したアナログ電圧に変換する F / V (Frequency to Voltage) モータドライブである。

【0099】

次に、図 22 を参照して前記カプセル側信号処理部 12C の回路構成を説明する。

図 22 に示すようにカプセル側信号処理部 12C は、アンプ 51C と、フィルタ 52C と、圧縮処理部 53C とを有して構成されている。

前記アンプ 51C は、前記超音波部 11C の前記超音波振動子 21 からの重畳エコー信号を増幅するようになっている。

10

【0100】

前記フィルタ 52C は、高周波域の周波数信号を除去する BPF により形成されている。前記フィルタ 52C は、前記アンプ 51C により増幅された前記重畳エコー信号に対して高周波域の周波数信号を除去してそれ以外の周波数成分を取り出すようになっている。

前記圧縮処理部 53C は、前記フィルタ 52C により取り出された信号をアナログ圧縮処理として対数圧縮処理するようになっている。

【0101】

これにより、前記圧縮処理部 53 は、非常に微弱な信号が含まれる重畳エコー信号を対数圧縮することにより、取りこぼすことなくアナログ処理することが可能となる。

20

尚、超音波観測装置 3C は、前記装置側信号処理部 33C により信号処理した信号を前記装置側制御部 34 によりアナログ伸張処理して前記画像処理部 35 へ出力するようになっている。

【0102】

前記超音波観測装置 3C は、前記装置側受信部 32 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 33C によりエコー信号とエンコーダ信号とを分離処理するようになっている。本実施例では、上記実施例 1 で説明したレベル分割方式又は実施例 2 で説明した周波数分割方式のどちらを用いてもよい。尚、前記装置側信号処理部 33C の構成は、説明を省略する。

このように構成されている実施例 3 のカプセル型超音波診断装置 1C の作用を図 23 を参照して説明する。尚、図 23 に示すグラフは、時間に対する信号強度を示す波形である。

30

【0103】

前記カプセル型超音波診断装置 1C は、上記実施例 1 と同様に被験者によりカプセル本体 2C が飲み込まれて超音波観測が行われる。前記カプセル型超音波診断装置 1C は、体腔内において前記カプセル本体 2C がカプセル内電源部 13 を電力供給状態にすると、超音波観測を開始する。

前記カプセル本体 2C は、前記カプセル側制御部 14 から超音波駆動信号を出力されて超音波振動子 21 を駆動し、目的部位に対して超音波パルスを送受波する。と同時に、カプセル本体 2C は、超音波部 11C の回転駆動部 22C が駆動して超音波振動子 21 を回転駆動する。

40

【0104】

ここで、前記回転駆動部 22C は、モータ部 44 のモータ駆動部 49 の制御によりモータ 48 が駆動され、このモータ 48 の回転がカップリング 43C を介して振動子シャフト 41 に伝達されて前記超音波部 11C を回転させる。

前記超音波部 11C は、上記実施例 1 で説明したのと同様に、前記カプセル側制御部 14 からの超音波駆動信号を伝達されて駆動し、超音波を送受波して目的部位からのエコー信号を得る。

【0105】

ここで、前記超音波部 11C は、前記超音波振動子 21 が回転することで前記コイル 7

50

1 が前記磁石 7 2 に対して回転してこの磁石 7 2 により誘導起電力を受け、電流を発生しエンコーダ信号を生成する。

このエンコーダ信号は、図 2 3 に示すように前記超音波振動子 2 1 からのエコー信号に重畳され、前記信号線 2 1 b、前記金属ブラシ 4 2 b を経て前記信号線 4 2 d を介してカプセル側信号処理部 1 2 C に伝達される。

【0106】

これにより、前記超音波部 1 1 C は、エンコーダ信号を得ることができ、このエンコーダ信号を前記エコー信号に重畳することができる。

また、この重畳エコー信号は、前記回転駆動部 2 2 C に出力される。

前記回転駆動部 2 2 C は、前記フィルタ 7 3 により重畳エコー信号から前記エンコーダ信号を取り出し、モータ部 4 4 のモータ駆動部 4 9 C へ出力してフィードバックされ前記モータ駆動部 4 9 C は、前記フィルタ 7 3 からのエンコーダ信号に基づき、前記モータ 4 8 を制御駆動する。

10

【0107】

また、この重畳エコー信号は、カプセル側信号処理部 1 2 C により信号処理されてカプセル側制御部 1 4 を介してカプセル側送信部 1 5 により所定の周波数の搬送波（キャリア信号）により変調され、前記カプセル側アンテナ 1 6 から電波として発信される。

ここで、カプセル側信号処理部 1 2 C は、重畳エコー信号に対して前記アンプ 5 1 により増幅し、前記フィルタ 5 2 により高周波域の周波数信号を除去し、前記圧縮処理部 5 3 にて対数圧縮処理を行う。

20

【0108】

これにより、カプセル本体 2 C は、非常に微弱な信号が含まれる重畳エコー信号を対数圧縮することにより、取りこぼすことなくアナログ処理が行え、超音波観測装置 3 C へリアルタイムに伝送することが可能となる。

そして、重畳エコー信号は、前記カプセル側制御部 1 4 を介して前記カプセル側送信部 1 5 により変調等送信処理されて前記カプセル側アンテナ 1 6 から前記超音波観測装置 3 C へ送信される。

【0109】

前記超音波観測装置 3 C は、前記カプセル本体 2 C からの電波を前記装置側アンテナ 3 1 から受信して前記装置側受信部 3 2 により復調等受信処理して前記装置側信号処理部 3 3 C へ出力する。

30

前記装置側信号処理部 3 3 C は、復調信号（重畳エコー信号）に対して上記実施例 1 で説明したのと同様なレベル分割方式又は上記実施例 2 で説明した周波数分割方式のどちらかにより復調信号（重畳エコー信号）からエコー信号とエンコーダ信号とを分離処理して前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力する。

【0110】

そして、前記画像処理部 3 5 は、上記実施例 1 で説明したのと同様に前記装置側信号処理部 3 3 からの Z 相信号及び A 相信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像信号を得て、前記カプセル本体 2 C からの超音波画像をモニタ 3 6 に表示させる。

40

この結果、カプセル本体 2 C は、エンコーダ信号発生用の磁気センサ 4 5 を設けることなく、コイル 7 1 及び磁石 7 2 のみでエンコーダ 4 6 C を構成してエンコーダ信号を発生することができる。

従って、実施例 3 のカプセル型超音波診断装置 1 C は、上記実施例 1, 2 と同様な効果を得ることに加え、電源を必要としないので消費電力を低減でき、更に組込み性を向上することができる。

【実施例 4】

【0111】

図 2 4 ないし図 3 4 は本発明の実施例 4 に係わり、図 2 4 は実施例 4 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図、図 2 5 は図 2 4 のカプセル型超音波診断装置の回路構成を

50

示すブロック図、図 2 6 は図 2 5 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図、図 2 7 は図 2 5 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 2 8 は図 2 5 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 2 9 は図 2 4 のカプセル本体を内視鏡挿入部の先端部に取り付けた際の様子を示す説明図、図 3 0 は図 2 9 の内視鏡挿入部を体腔内に挿入してカプセル本体による超音波観測を行っている際の様子を示す説明図、図 3 1 は変形例のカプセル型超音波診断装置の回路構成を示すブロック図、図 3 2 は図 3 1 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図、図 3 3 は図 3 1 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図、図 3 4 は図 3 1 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【0112】

上記実施例 1 ~ 3 は、エコー信号にエンコーダ信号を重畳させた重畳エコー信号をカプセル本体から超音波観測装置へ無線送信するように構成しているが、実施例 4 は、カプセル本体と超音波観測装置とが紐部材により接続されて有線により重畳エコー信号を送信するように構成する。それ以外の構成は上記実施例 1 とほぼ同様なので、同じ構成には同じ符号を付して説明を省略する。

10

【0113】

図 2 4 に示すように実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D は、カプセル本体 2 D と超音波観測装置 3 D とを紐部材としてケーブル 8 0 により接続して構成している。前記ケーブル 8 0 は、硬質な材料で形成されており、後述するように押し引きすることにより、前記カプセル本体 2 を進退させることが可能となっている（図 2 9 及び図 3 0 参照）。

【0114】

20

前記カプセル本体 2 D は、略管状のカプセル本体部 8 1 と、端部を半球状に形成した本体カバー 8 2 及び振動子カバー 8 3 とが一体的に構成されている。前記カプセル本体部 8 1 の一端部側には、前記本体カバー 8 2 が水密に固定配置され、他端部側には前記振動子カバー 8 3 が水密に固定配置されている。前記カプセル本体部 8 1 の中央部には、中央部太径孔 8 1 a 及び中央部細径孔 8 1 b を備えた中央貫通孔が形成されている。前記中央部細径孔 8 1 b には、リング 8 4 が配置されている。このリング 8 4 は、振動子シャフト 4 1 の外周面及びこの中央部細径孔 8 1 b の内周面に密着して液密を確保するとともに、前記振動子シャフト 4 1 を軸支している。

【0115】

前記振動子カバー 8 3 と前記カプセル本体部 8 1 と、前記リング 8 4 とで形成される内部空間には、例えば流動パラフィン、水、カルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体 8 5 が封止されている。一方、前記中央部太径孔 8 1 a には、スリップリング 4 2、エンコーダ 4 6 及びモータ部 4 4 が配置固定されている。

30

【0116】

前記カプセル本体部 8 1 から前記振動子カバー 8 3 側に突出する前記振動子シャフト 4 1 の先端部には、振動子保持部材 8 6 により保持されて超音波振動子 2 1 が配置されている。前記振動子シャフト 4 1 は、前記スリップリング 4 2 に設けられた例えば、ボールベアリングによってカプセル本体 2 D の長手中心軸と略同心で回転可能に支持されている。このことによって、前記超音波振動子 2 1 は、カプセル本体 2 D 内の長手中心軸上に配設されて回転することにより、前記長手中心軸に対して垂直な方向であるラジアル方向に超音波パルスを出射し、体腔内をラジアル走査する。

40

【0117】

前記カプセル本体部 8 1 と前記本体カバー 8 2 とで形成される内部空間には、前記モータ部 4 4 の他端部、出力回転軸 8 7 a を備えた回転方向反転機構部 8 7 及び回転錘 8 8 が配置されている。前記モータ部 4 4 の他端側端面には、前記回転方向反転機構部 8 7 が設けられている。この回転方向反転機構部 8 7 には、前記モータ部 4 4 の回転軸 4 4 a の回転力を反転させて前記出力回転軸 8 7 a に所望のトルクを伝達する図示しない例えば歯車列が設けられている。なお、前記回転軸 4 4 a と前記振動子シャフト 4 1 とは機械的に一体に構成されている。

【0118】

50

前記回転錘 88 は、前記出力回転軸 87a に配置されるステンレス鋼など剛性の高い材質で筒状に形成した回転部 89 と、この回転部 89 の外周面に接着等の手段によって固設される例えば鉛やタングステンなど比重の大きな部材で管状に形成した錘 90 とで構成されている。

【0119】

前記回転方向反転機構部 87 の出力回転軸 87a には、前記回転部 89 が取り付けられている。具体的には、前記回転部 89 は、中央部に形成されている貫通孔 89a に前記出力回転軸 87a が配置された状態で、例えば図示しないねじによってねじ止めされ、前記出力回転軸 87a に一体固定されている。このことによって、前記回転錘 88 は、回転可能に配置されている。

10

【0120】

また、前記本体カバー 82 の後端部には、前記ケーブル 80 が延出されており、このケーブル 80 を挿通する後述の電源線、重畳信号線が前記カプセル本体部 81 に設けられた回路基板 91 に接続されている。この回路基板 91 には、後述のカプセル側信号処理部 12D、カプセル側制御部 14 等が設けられている。尚、前記モータ駆動部 49 と前記モータ部 44 と前記エンコーダ 46 とは、回転駆動部 22D を構成している。

【0121】

次に、図 25 を参照してカプセル型超音波診断装置 1D の回路構成を説明する。

前記カプセル本体 2D は、前記超音波振動子 21 及び前記回転駆動部 22D を有する超音波部 11D と、カプセル側信号処理部 12D と、カプセル側制御部 14 とを有して構成されている。また、前記超音波観測装置 3D は、装置側信号処理部 33D と、装置側制御部 34 と、画像処理部 35 と、モニタ 36 と、操作入力部 37 と、装置内電源部 38 とを有して構成されている。

20

【0122】

前記ケーブル 80 には、前記超音波観測装置 3D の装置内電源部 38 から前記カプセル本体 2D に電源電力を伝達する電源線 80a と、前記カプセル本体 2D から前記超音波観測装置 3D の装置側信号処理部 33D に重畳エコー信号を送信するための重畳信号線 80b とが挿通配設されている。

【0123】

尚、前記カプセル本体 2D の前記カプセル側信号処理部 12D、前記回転駆動部 22D 及び前記超音波観測装置 3D の装置側信号処理部 33D は、上記実施例 1 で説明したのと同様な構成である。

30

【0124】

すなわち、前記回転駆動部 22D は、図 26 に示すように前記モータ駆動部 49 が前記エンコーダ信号発生部 43a からのエンコーダ信号として Z 相信号に基づき、前記モータ部 44 を制御駆動するとともに、前記エンコーダ信号発生部 43a がエンコーダ信号 (Z 相信号) を前記カプセル側信号処理部 12D へ出力する。

【0125】

また、前記カプセル側信号処理部 12D は、図 27 に示すように前記幅整形部 54 が前記エンコーダ信号発生部 43a からのエンコーダ信号 (Z 相信号) に対して幅整形処理を行うとともに、前記加算回路 55 が幅整形処理されたエンコーダ信号 (Z 相信号) を前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算処理する。

40

【0126】

これにより、超音波振動子 21 からのエコー信号は、エンコーダ 46 からのエンコーダ信号を重畳された重畳エコー信号が前記カプセル側制御部 14 を介して前記ケーブル 80 の前記重畳信号線 80b により前記超音波観測装置 3D へ送信される。

【0127】

前記超音波観測装置 3D の装置側信号処理部 33D は、図 28 に示すように第 1、第 2 クランプ回路 61a、61b によるレベル分割方式により、前記ケーブル 80 の前記重畳信号線 80b を介して受信したカプセル本体 2D からの重畳エコー信号からエコー信号及

50

びエンコーダ信号を分離するとともに、分離したエンコーダ信号から Z 相信号及び A 相信号を得る。

【0128】

このように構成されている実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D の作用を説明する。前記カプセル型超音波診断装置 1 D は、被験者によりカプセル本体 2 D が飲み込まれることにより、このカプセル本体 2 D が体腔内に送り込まれる。前記カプセル本体 2 D は、前記ケーブル 8 0 を押し引きすることにより、体腔内で進退されると同時に、超音波観測が行われる。

【0129】

或いは、カプセル型超音波診断装置 1 D は、図 29 及び図 30 に示すように前記カプセル本体 2 D が内視鏡挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 1 a に設けた円柱状バルーン 1 0 2 内に収納されて体腔内へ挿入される。前記カプセル本体 2 D は、前記ケーブル 8 0 が前記内視鏡挿入部 1 0 1 の処置具挿通チャンネル 1 0 3 内に挿通配設される。尚、前記内視鏡挿入部 1 0 1 は、側視型であるが、直視型或いは斜視型でもよい。

10

【0130】

前記円柱状バルーン 1 0 2 は、前記内視鏡挿入部 1 0 1 の処置具挿通チャンネル 1 0 3 を介して体外から供給された超音波伝達媒体 8 5 により満たされると、この円柱状バルーン 1 0 2 が長手軸方向に細長く膨張され、前記超音波伝達媒体 8 5 中を前記カプセル本体 2 D が進退可能になっている。

前記カプセル本体 2 D は、前記ケーブル 8 0 を押し引きすることにより、円柱状バルーン 1 0 2 内において進退されることで、体腔内で進退されると同時に、超音波観測が行われる。

20

先ず、カプセル本体 2 D は、ケーブル 8 0 が押し出されることにより、体腔内管路の深部側へ進むとともに、超音波観測装置 3 D から電源電力が供給され体腔内をラジアル走査する。カプセル本体 2 D は、超音波部 1 1 D の回転駆動部 2 2 D が駆動して超音波振動子 2 1 を回転駆動する。

【0131】

前記回転駆動部 2 2 D は、前記モータ駆動部 4 9 が前記エンコーダ信号発生部 4 3 a からのエンコーダ信号として Z 相信号に基づき、前記モータ部 4 4 を制御駆動する。前記回転駆動部 2 2 D は、前記モータ 4 8 が駆動され、このモータ 4 8 の回転がカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 を介して振動子シャフト 4 1 に伝達されて前記超音波振動子 2 1 を回転させる。

30

【0132】

同時に、前記回転駆動部 2 2 D は、磁気センサ 4 5 によりカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の磁気相の磁界の変化を検出し電気信号を出力する。この電気信号は、前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 4 3 の前記エンコーダ信号発生部 4 3 a によりエンコーダ信号に変換される。エンコーダ信号発生部 4 3 a は、Z 相信号を前記モータ駆動部 4 9 へフィードバックする。同時にエンコーダ信号発生部 4 3 a は、Z 相信号を前記カプセル側信号処理部 1 2 へ出力する。

【0133】

カプセル本体 2 D は、振動子シャフト 4 1 が回転して超音波振動子 2 1 が回転状態になるとともに、回転方向反転機構部 8 7 の出力回転軸 8 7 a が回転軸 4 4 a と逆方向に回転されて、この出力回転軸 8 7 a に一体な回転錘 8 8 が超音波振動子 2 1 の回転方向と逆方向に回転状態になる。

40

【0134】

このとき、カプセル本体 2 D では、超音波振動子 2 1 が回転されることによって、長手中心軸に対して回転させようとする慣性力が発生する一方で、回転方向反転機構部 8 7 の出力回転軸 8 7 a の回転によって回転錘 8 8 が回転されることによって、長手中心軸に対して超音波振動子 2 1 の回転方向とは逆方向に回転して、慣性力と逆方向で同等の大きさの慣性力を発生する。このことによって、カプセル本体 2 D は、回転状態になることが防

50

止される。

【 0 1 3 5 】

また、前記カプセル本体 2 D は、前記カプセル側制御部 1 4 からスリップリング 4 2 等を介して超音波駆動信号を出力されて超音波振動子 2 1 を駆動する。超音波振動子 2 1 は、回転しながら超音波パルスを生体組織に対して送波し、生体組織から反射される超音波パルスを受波してエコー信号を得る。これにより、カプセル本体 2 D は、体腔内をラジアル走査する。

【 0 1 3 6 】

超音波振動子 2 1 から得られたエコー信号は、スリップリング 4 2 等を介して前記カプセル側信号処理部 1 2 D に伝達され、信号処理される。前記カプセル側信号処理部 1 2 D は、前記幅整形部 5 4 によりエンコード信号（Z 相信号）に対して幅整形処理を行い、前記加算回路 5 5 によりエンコード信号（Z 相信号）を前記超音波振動子 2 1 からのエコー信号に加算処理し、重畳エコー信号を得る。エンコード信号（Z 相信号）を重畳された重畳エコー信号は、前記ケーブル 8 0 の重畳信号線 8 0 b を介して前記超音波観測装置 3 へ送信される。

10

【 0 1 3 7 】

前記超音波観測装置 3 D は、前記装置側信号処理部 3 3 D が前記カプセル本体 2 D からの重畳エコー信号を受信し、この重畳エコー信号から前記第 1 クランプ回路 6 1 a がエコー信号を、前記第 2 クランプ回路 6 1 b がエンコード信号（Z 相信号）を得る。

以降、実施例 1 で説明したのと同様に、前記装置側信号処理部 3 3 D は、得られた Z 相信号を波形整形した後、パルス発生部 6 6 により A 相信号を生成して Z 相信号及び A 相信号を得て、前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力する。

20

【 0 1 3 8 】

また、前記装置側信号処理部 3 3 D は、得られたエコー信号を信号処理して前記装置側制御部 3 4 を介して前記画像処理部 3 5 へ出力する。前記画像処理部 3 5 は、前記装置側信号処理部 3 3 D からのエンコード信号に同期してエコー信号を画像処理することにより超音波画像信号を得て、超音波断層画像をモニタ 3 6 に表示させる。

【 0 1 3 9 】

カプセル型超音波診断装置 1 D は、カプセル本体 2 D が円柱状バルーン 1 0 2 の先端に到達した後、ケーブル 8 0 が引かれてカプセル本体 2 D が内視鏡挿入部 1 0 1 の先端部に引き戻される。尚、カプセル型超音波診断装置 1 D は、カプセル本体 2 D の戻りのときも、ラジアル走査を行って超音波断層画像を得るようにしてもよい。また、カプセル型超音波診断装置 1 D は、十分に超音波断層画像を得られるまで、カプセル本体 2 D を何回でも進退させて、ラジアル走査を行い、超音波断層画像を得るようにしてもよい。

30

【 0 1 4 0 】

超音波断層画像を得た後、カプセル型超音波診断装置 1 D は、図示しない吸引装置により処置具挿通用チャンネル 1 0 3 を介してチャンネル開口 1 0 3 a から円柱状バルーン 1 0 2 内の超音波伝達媒体 8 5 を吸引して体外へ排出され、円柱状バルーン 1 0 2 が縮められる。カプセル型超音波診断装置 1 D は、内視鏡挿入部 1 0 1 が体腔内から抜き去られ、超音波観測が終了する。

40

【 0 1 4 1 】

この結果、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 は、エコー信号にエンコード信号を重畳させることにより、前記カプセル本体 2 D からエコー信号と共にエンコード信号を 1 本の送信ラインとして重畳信号線 8 0 b を用いて前記超音波観測装置 3 D へ送信できる。このため、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 は、従来超音波信号用とエンコード信号用とで別々に必要であった信号線（エコー信号線 1 本、エンコード信号線 8 本合計 9 本）を 1 本に減らすことができる。

【 0 1 4 2 】

したがって、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D は、信号線の本数が減るので、カプセル本体 2 D と超音波観測装置 3 D とを接続している前記ケーブル 8 0 を細く形成で

50

き、ケーブル 80 の原価を低減できる。また、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D は、信号線の本数が減るので、信号線端を基板やコネクタ等に接続する作業工数が短縮できる。

【0143】

さらに、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D は、信号線の本数が減るので、ケーブル 80 の太さを変えない場合は、それぞれの信号線を従来よりも太くすることができ、信号線の電気抵抗を下げることもできる。また、実施例 4 のカプセル型超音波診断装置 1 D は、内視鏡挿入部 101 を用いることなく単独で使用する場合、前記ケーブル 80 が細くなることで、患者の口や鼻からケーブル 80 が出ていることにより感じる違和感を軽減することができる。

10

【0144】

尚、前記カプセル型超音波診断装置 1 D は、超音波観測装置 3 D にてクランプ回路を用いてエコー信号及びエンコーダ信号を分離するレベル分割方式を用いるように構成しているが、上記実施例 2 と同様に超音波観測装置 3 D にてフィルタを用いてエコー信号及びエンコーダ信号を分離する周波数分割方式を用いて構成してもよい。

【0145】

図 31 に示すようにカプセル型超音波診断装置 1 E は、回転駆動部 22 E を有する超音波部 11 E 及びカプセル側信号処理部 12 E を設けたカプセル本体 2 E と、装置側信号処理部 33 E を設けた超音波観測装置 3 E とを備えて構成されている。また、カプセル本体 2 E と超音波観測装置 3 E とを接続しているケーブル 80 には、前記電源線 80 a 及び前記重畳信号線 80 b とが挿通配設されている。

20

【0146】

尚、前記カプセル本体 2 E の前記カプセル側信号処理部 12 E、前記回転駆動部 22 E 及び前記超音波観測装置 3 E の装置側信号処理部 33 E は、上記実施例 2 で説明したのと同様な構成である。

すなわち、前記回転駆動部 22 E は、図 32 に示すように前記エンコーダ信号発生部 43 b がエンコーダ信号として Z 相信号及び A 相信号を生成し、前記モータ駆動部 49 及び前記カプセル側信号処理部 12 E へ出力する。

また、前記カプセル側信号処理部 12 E は、図 33 に示すように幅整形部 54 B が前記エンコーダ信号発生部 43 b からのエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）に対して幅整形処理し、加算回路 55 B が前記幅整形部 54 B により幅整形処理されたエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を前記超音波振動子 21 からのエコー信号に加算処理する。これにより、超音波振動子 21 からのエコー信号は、エンコーダ 46 からのエンコーダ信号（Z 相信号及び A 相信号）を重畳されて前記カプセル側制御部 14 を介して前記ケーブル 80 の前記重畳信号線 80 b により前記超音波観測装置 3 E へ送信される。

30

【0147】

前記超音波観測装置 3 E は、前記装置側信号処理部 33 E が前記カプセル本体 2 E からの重畳エコー信号を受信し、この重畳エコー信号から前記第 1 フィルタ 67 a がエコー信号を、前記第 2 フィルタ 67 b が Z 相信号を、前記第 3 フィルタ 67 c が A 相信号を得る。これにより、前記装置側信号処理部 33 E は、実施例 2 で説明したのと同様に、重畳エコー信号からエコー信号と、エンコーダ信号として Z 相信号及び A 相信号を得て、前記装置側制御部 34 を介して前記画像処理部 35 へ出力できる。前記画像処理部 35 は、前記装置側信号処理部 33 からのエンコーダ信号に同期してエコー信号を画像処理することで、超音波画像を得ることができる。

40

この結果、本変形例のカプセル型超音波診断装置 1 E は、エンコーダ信号（A 相，Z 相）が複数であっても 1 つの信号ラインとして重畳信号線 80 b によりカプセル本体 2 E から超音波観測装置 3 E に伝送することができる。従って、本変形例のカプセル型超音波診断装置 1 E は、前記カプセル型超音波診断装置 1 D と同様な効果を得ることに加え、回転に同期した A 相信号が得られるので、得られたエコー信号を正確に分割することができ、安定した超音波断層画像を構築することが可能である。

50

【 0 1 4 8 】

尚、カプセル本体と超音波観測装置とをケーブル 80 により接続して構成したカプセル型超音波診断装置は、図示しないが実施例 3 で説明したように超音波振動子 21 の周囲に磁石を配置することによりエンコーダを構成し、エンコーダ信号をエコー信号に重畳するように構成しても構わない。また、カプセル本体と超音波観測装置とをケーブル 80 により接続して構成したカプセル型超音波診断装置は、図示しないが前記重畳信号線 80 b を光ケーブルとして構成してもよい。

【 0 1 4 9 】

また、本発明は、以上述べた実施例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 1 5 0 】

本発明のカプセル型超音波診断装置は、エコー信号及びモータの回転位置信号を良好に送信可能で、簡易で且つ組込み性が向上可能で小型なカプセル本体を可能としたことにより、体腔内の超音波観測を行う場合に適している。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 5 1 】

【図 1】実施例 1 のカプセル型超音波診断装置を示す説明図である。

【図 2】図 1 の超音波部の構成を示す概略説明図である。

【図 3】図 1 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図である。

20

【図 4】図 1 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 5】図 1 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 6】図 4 のカプセル側信号処理部により信号処理して得られたエコー信号の波形を示すグラフである。

【図 7】図 3 のエンコーダ信号発生部から出力されるエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフである。

【図 8】図 7 のエンコーダ信号（Z 相信号）に対して幅整形されたエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフである。

【図 9】図 6 のエコー信号に図 8 のエンコーダ信号（Z 相信号）を加算して重畳した重畳エコー信号の波形を示すグラフである。

30

【図 10】図 5 の装置側信号処理部が復調信号（重畳エコー信号）に対してレベル分割処理を施す際のグラフである。

【図 11】図 10 の復調信号（重畳エコー信号）から取り出されたエコー信号の波形を示すグラフである。

【図 12】図 10 の復調（重畳エコー信号）から取り出されたエンコーダ信号（Z 相信号）の波形を示すグラフである。

【図 13】実施例 2 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図である。

【図 14】図 13 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図である。

【図 15】図 13 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

40

【図 16】図 13 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 17】図 15 のカプセル側信号処理部から出力される重畳エコー信号の波形を示すグラフである。

【図 18】図 16 の装置側信号処理部が復調信号（重畳エコー信号）に対して周波数分割処理を施す際のグラフである。

【図 19】実施例 3 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図である。

【図 20】図 19 の超音波部の構成を示す概略説明図である。

【図 21】図 19 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図である。

【図 22】図 19 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 23】図 22 のカプセル側信号処理部から出力される重畳エコー信号の波形を示す

【図 24】実施例 4 のカプセル型超音波診断装置を示す全体構成図である。

50

【図 2 5】図 2 4 のカプセル型超音波診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【図 2 6】図 2 5 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図である。

【図 2 7】図 2 5 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 2 8】図 2 5 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 2 9】図 2 4 のカプセル本体を内視鏡挿入部の先端部に取り付けた際の様子を示す説明図である。

【図 3 0】図 2 9 の内視鏡挿入部を体腔内に挿入してカプセル本体による超音波観測を行っている様子を示す説明図である。

【図 3 1】変形例のカプセル型超音波診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【図 3 2】図 3 1 の回転駆動部の回路構成を示すブロック図である。

10

【図 3 3】図 3 1 のカプセル側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【図 3 4】図 3 1 の装置側信号処理部の回路構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 1 5 2 】

1 カプセル型超音波診断装置

2 カプセル本体

3 超音波観測装置

1 1 超音波部

1 2 カプセル側信号処理部

2 1 超音波振動子

2 2 回転駆動部

3 3 装置側信号処理部

4 3 a エンコーダ信号発生部

4 4 モータ部

4 6 エンコーダ

4 8 モータ

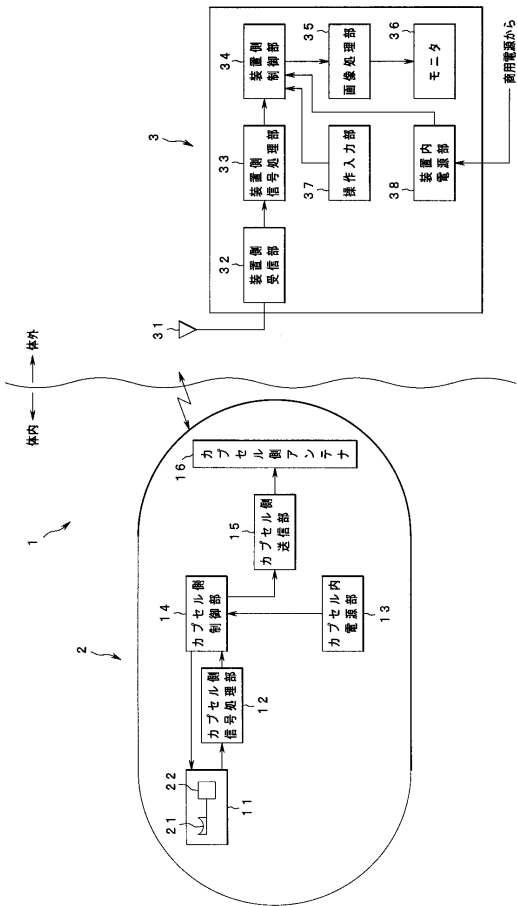
5 5 加算回路

6 1 a 第 1 クランプ回路

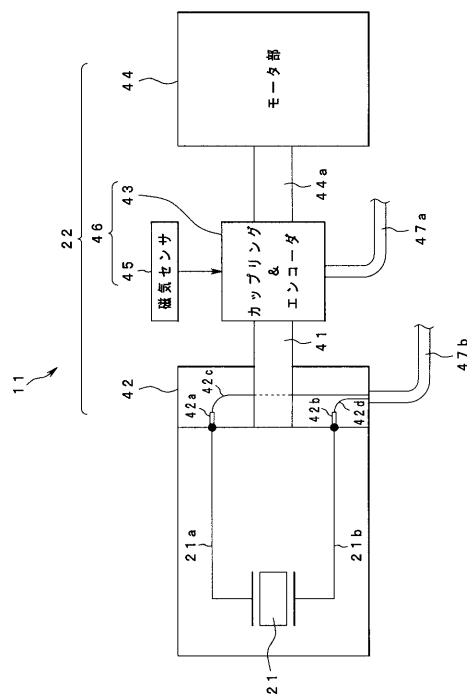
6 1 b 第 2 クランプ回路

20

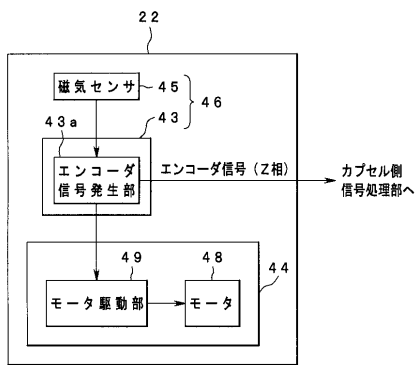
【図 1】



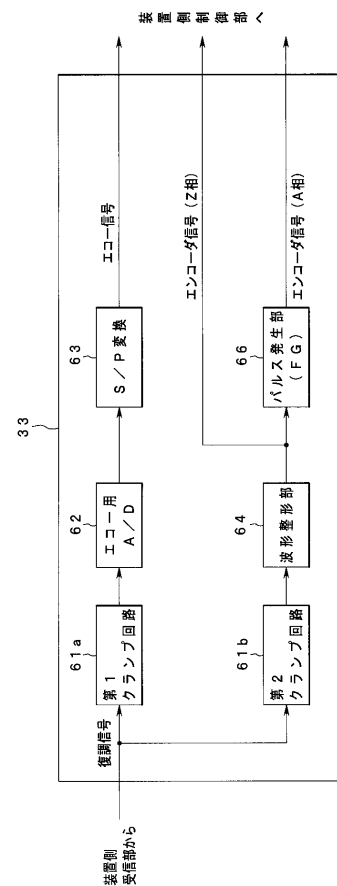
【図 2】



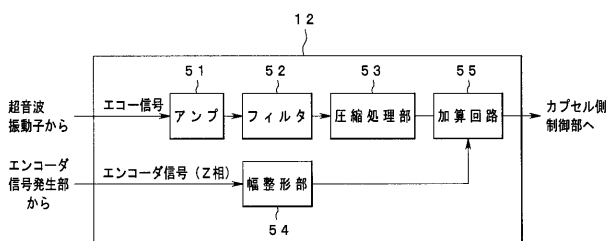
【図 3】



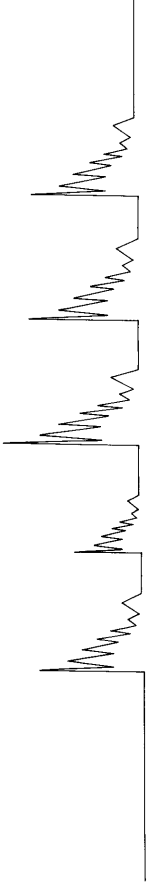
【図 5】



【図 4】



【図 6】



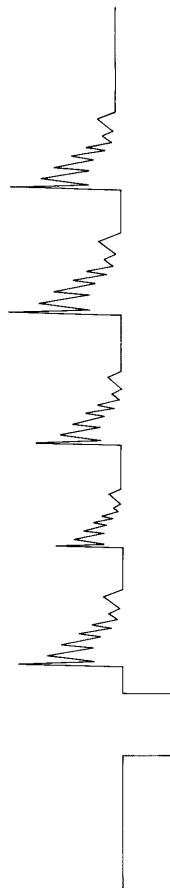
【図 7】



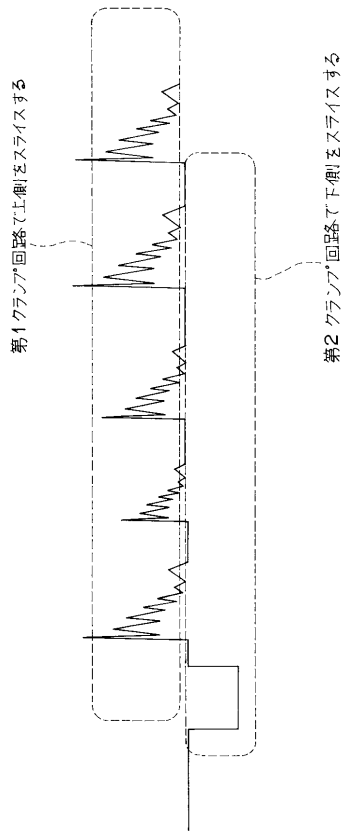
【図 8】



【図 9】



【図 10】



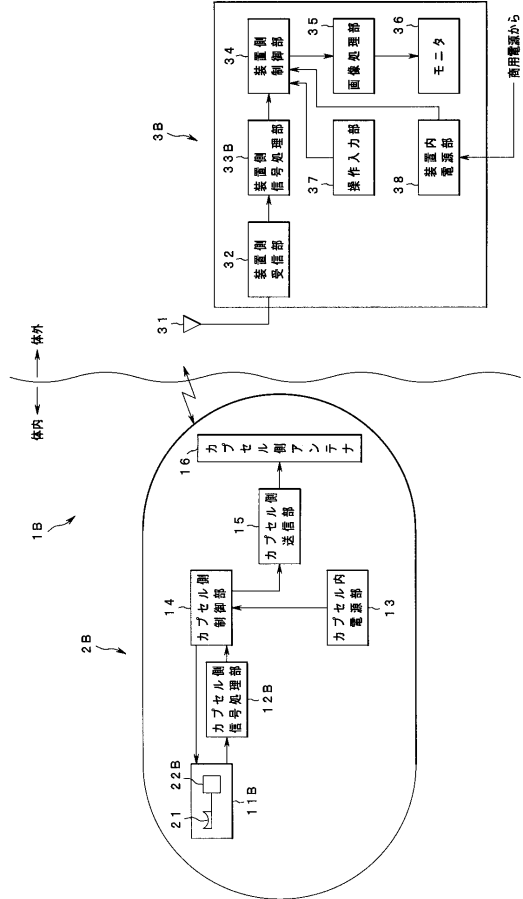
【図 11】



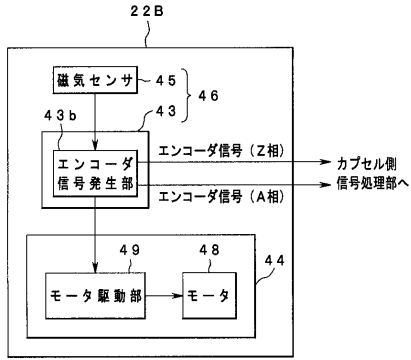
【図 12】



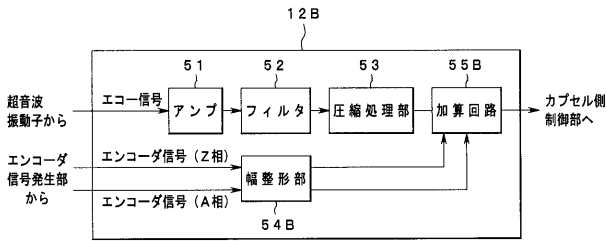
【図 13】



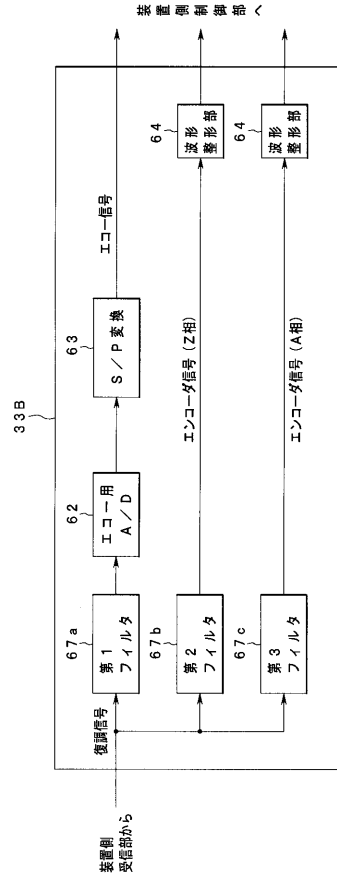
【図 14】



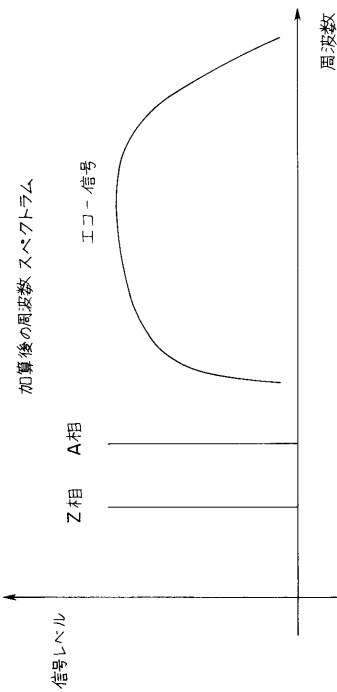
【図 15】



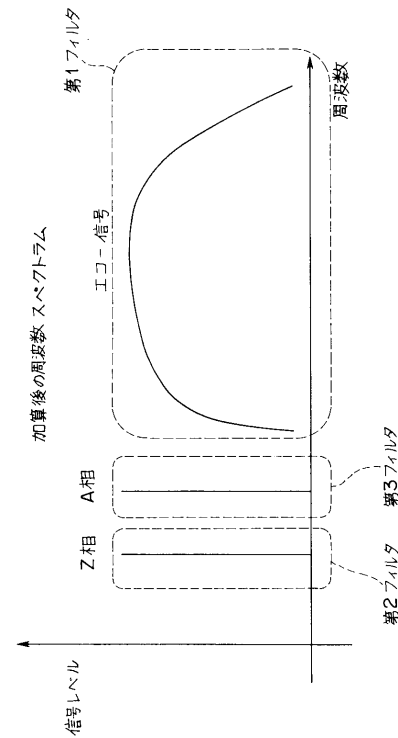
【図 16】



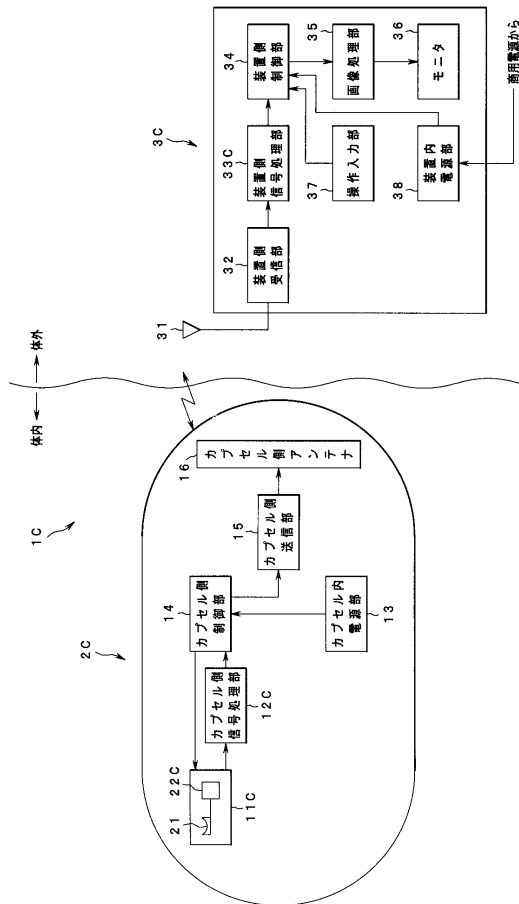
【図 17】



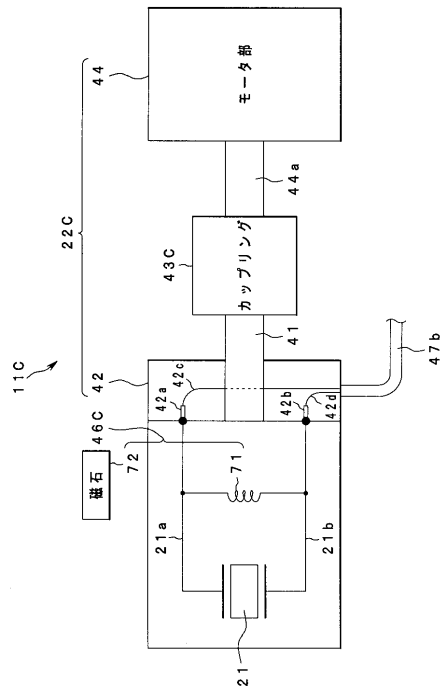
【図 18】



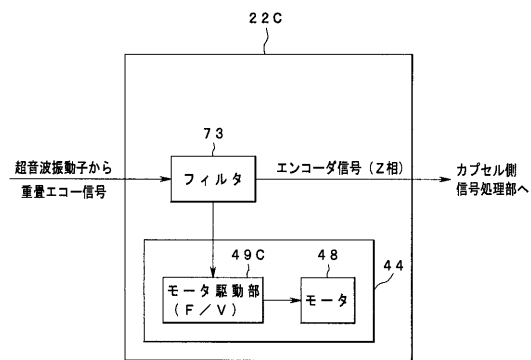
【図 19】



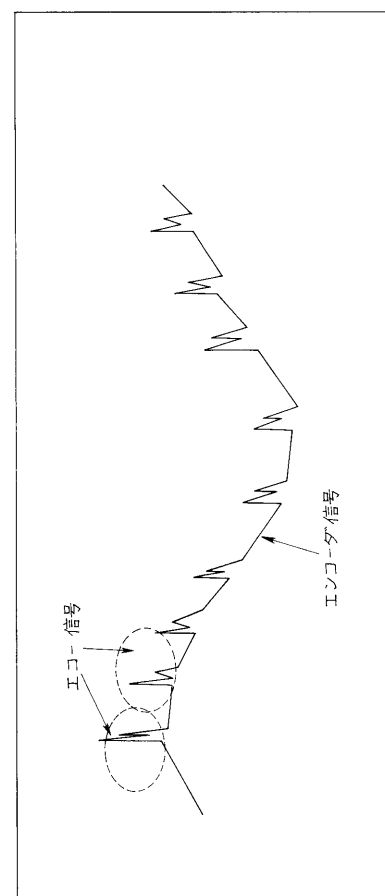
【図 20】



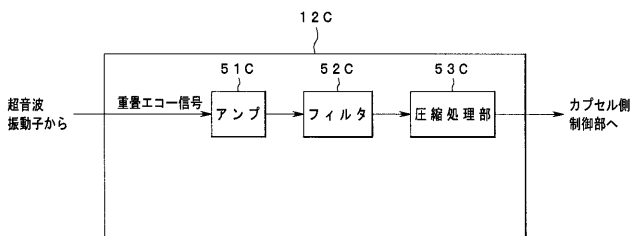
【図 21】



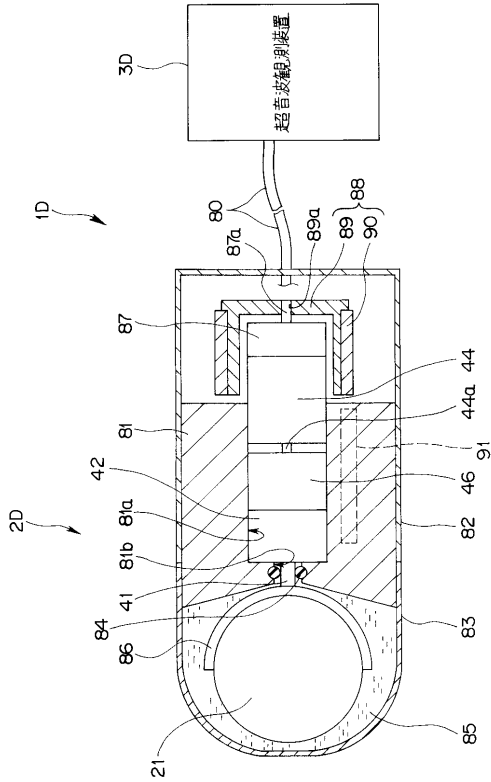
【図 23】



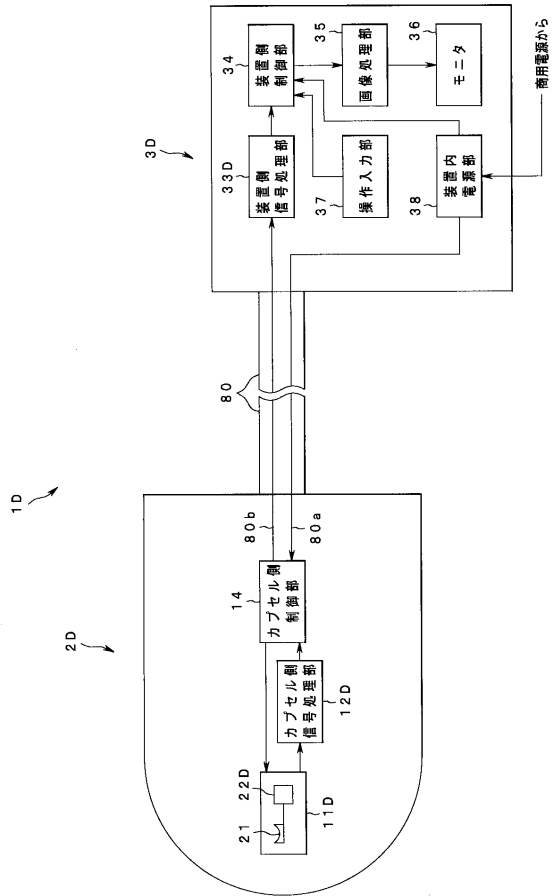
【図 22】



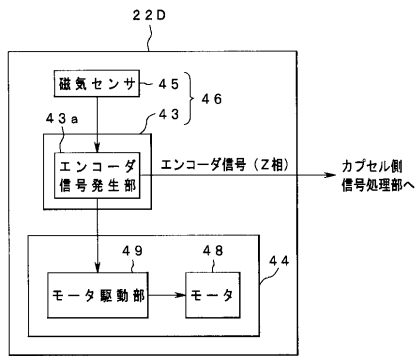
【図 24】



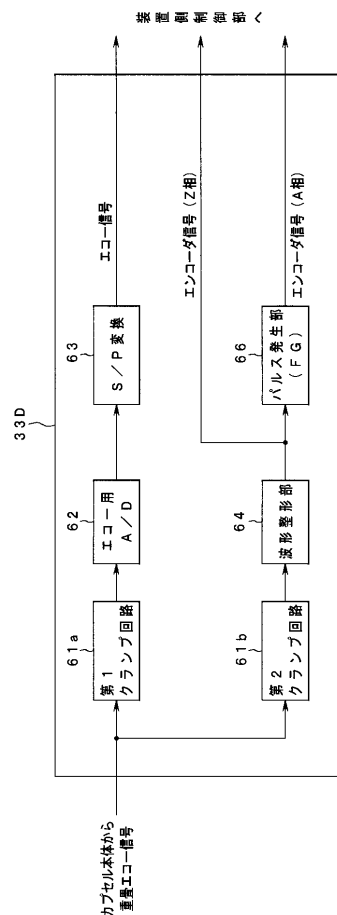
【図 25】



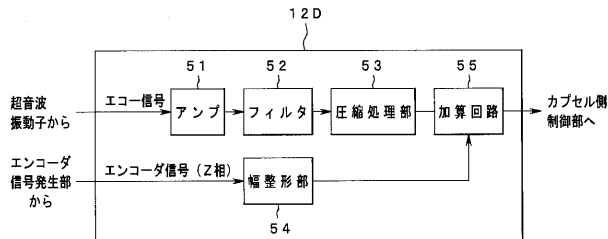
【図 26】



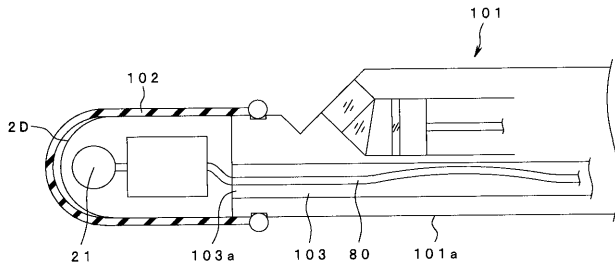
【図 28】



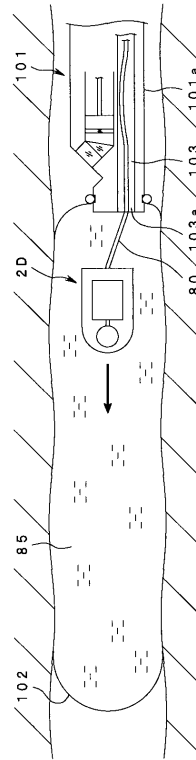
【図 27】



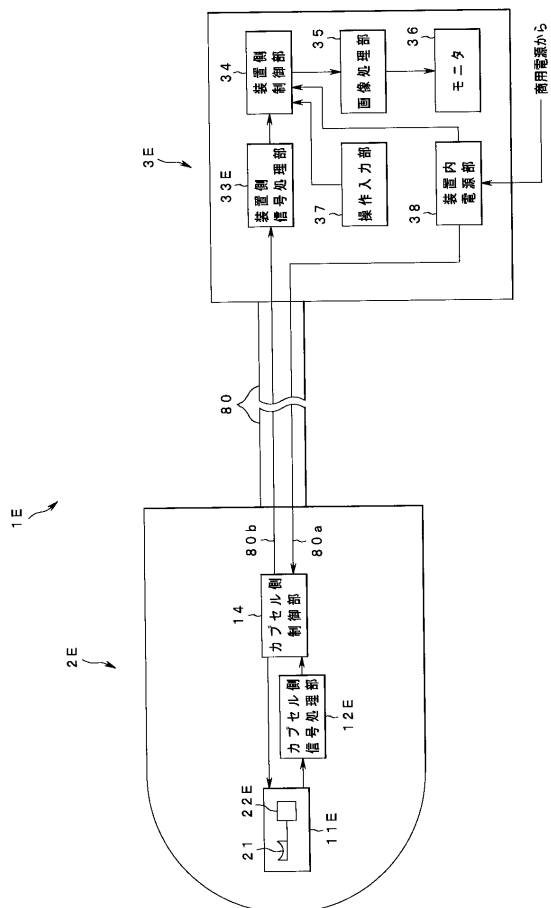
【図 29】



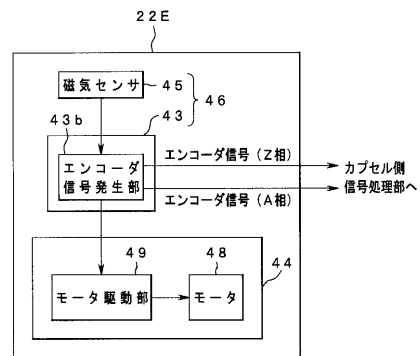
【図 30】



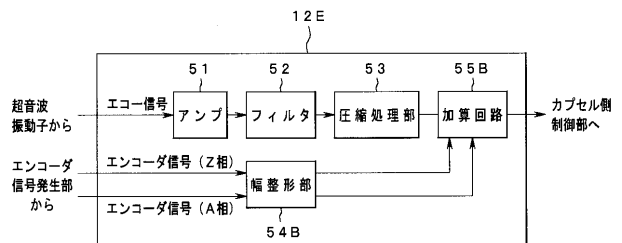
【図 31】



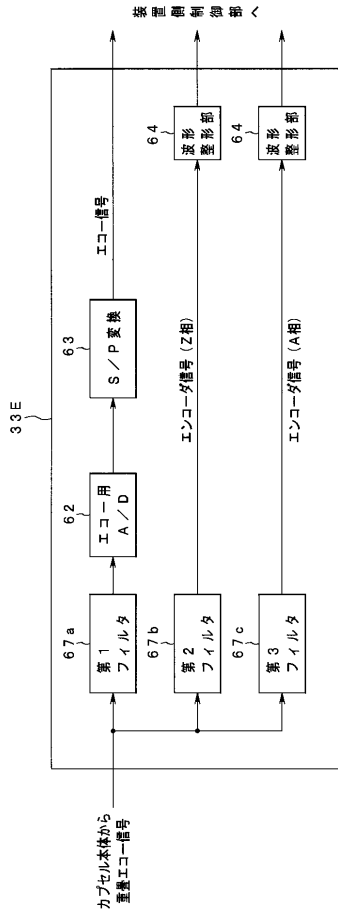
【図 32】



【図 33】



【図 3 4】



フロントページの続き

(72)発明者 宮本 眞一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 中村 剛明

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C038 CC03 CC09

4C601 BB02 BB14 BB24 EE09 EE12 FE01 GA02 GA03 GA12 GA30

GB16 GD04 JB31 JB36 JB45

专利名称(译)	胶囊型超声诊断仪		
公开(公告)号	JP2006150053A	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2005228559	申请日	2005-08-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	谷口優子 木内英明 宮本眞一 中村剛明		
发明人	谷口 優子 木内 英明 宮本 眞一 中村 剛明		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/07		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/07 A61B5/07.100 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/FE01 4C601/GA02 4C601/GA03 4C601/GA12 4C601/GA30 4C601/GB16 4C601/GD04 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB45		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004324247 2004-11-08 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

的回波信号和能更好地传递电机的旋转位置信号，实现胶囊型具有紧凑的胶囊主体能改善和综合在简单的超声波诊断装置。的胶囊型超声波诊断装置1中，超声波脉冲，并发送所述活组织，这从生物体组织和超声波脉冲的反射的接收获得的回波信号超声换能器21的情况下，马达单元44，用于旋转超声换能器21，由旋转位置检测部耦合和磁鼓43和编码器磁传感器45被配置为检测所述马达单元44的旋转位置的编码器和46，超声波换能器21由从编码器46所获得的回波信号上叠加编码器信号传输时，胶囊主体2可以被引入到身体中，从胶囊主体2发送叠加信号并且超声波观察装置3用于处理所接收的叠加信号以产生超声波断层图像。点域1

