

(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2006-314558

(P2006-314558A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-140381 (P2005-140381)	(71) 出願人	304050923 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
(22) 出願日	平成17年5月12日 (2005.5.12)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(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
		Fターム(参考)	4C601 BB14 BB24 EE12 EE13 EE14 EE15 FE01 GA12 GA30 HH01 HH04 HH05

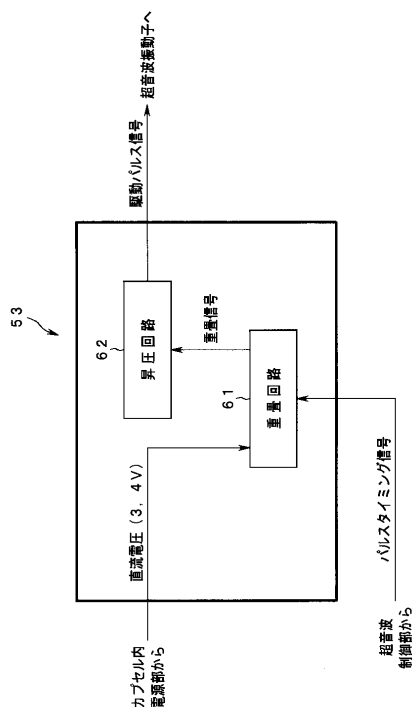
(54) 【発明の名称】 超音波診断用カプセル

(57) 【要約】

【課題】低消費電力化を図るとともに簡単な構成で小型な超音波診断用カプセルを実現する。

【解決手段】超音波診断用カプセルは、超音波断層画像を取得するための超音波パルスを送受波する超音波振動子と、この超音波振動子を駆動するための電圧を供給する電圧供給部としてのカプセル内電源部とを有して体腔内に導入可能に構成されている。超音波診断用カプセルは、カプセル内電源部からの3、4Vの直流電圧に超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を重畳して重畳信号を生成し、この生成した重畳信号を直接略150Vに昇圧して超音波振動子へ駆動パルス信号を出力する駆動パルス生成部としてのパルスダイレクトアンブ回路53を設けて構成されている。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波断層画像を取得するための超音波パルスを送受波する超音波振動子と、この超音波振動子を駆動するための電圧を供給する電圧供給部とを有する、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、

前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を前記電圧供給部から供給される供給電圧に重畳して重畳信号を生成し、この生成した重畳信号を直接昇圧して前記超音波振動子に駆動パルス信号を出力する駆動パルス生成部を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

【請求項 2】

前記駆動パルス生成部は、前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を前記電圧供給部からの供給電圧に重畳する重畳部と、この重畳部により生成された重畳信号を直接昇圧する昇圧部とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断用カプセル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から超音波診断装置は、診断等に広く用いられている。従来の超音波診断装置は、体外又は体内から生体組織へ超音波振動子からの超音波パルスを繰り返し送波し、生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を受波して超音波断層画像を構築している。

また、最近では、カプセル型医療装置が使用される状況になって来ている。このカプセル型医療装置は、患者の口腔から飲み込まれ体腔内に導入されるようになってきている。このようなカプセル型医療装置は、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、診断等の医療行為が可能である。

【0003】

上記カプセル型医療装置としては、例えば、特開平 09 - 135832 号公報に記載されている、超音波断層画像を取得可能な超音波診断用カプセルが提案されている。この超音波診断用カプセルでは、超音波振動子を回転させると同時に、長手軸方向に対して直交する方向であるラジアル方向に超音波パルスを送受波して超音波断層画像を取得するようになっている。

【0004】

このような従来の超音波診断用カプセルにおいて、超音波振動子に印加するための駆動パルス信号を生成する駆動パルス生成部は、例えば図 8 に示すように構成されている。図 8 は従来の超音波診断装置に用いられる駆動パルス生成部を示す回路ブロック図、図 9 は図 8 の駆動パルス生成部における直流電圧を示すグラフ、図 10 は図 8 の駆動パルス生成部におけるパルスタイミング信号及び駆動パルス信号を示すグラフである。

【0005】

図 8 に示すように従来の駆動パルス生成部 100 は、バッテリーから出力される 3, 4 V の低い直流電圧に対してスイッチング部 101 により脈流電圧とし、この脈流電圧を昇圧トランス 102 により昇圧する。駆動パルス生成部 100 は、この昇圧した交流電圧に対して整流・平滑部 103 により整流・平滑化して略 150 V の高い直流電圧を生成し、この生成した直流電圧に対してパルス発生回路 104 により超音波制御部（不図示）からのパルスタイミング信号を重畳して駆動パルス信号を生成している。

【0006】

上記スイッチング部 101 は、発振部 101 a からの発振周波数に基づき、FET（電界降下型トランジスタ）やバイポーラトランジスタ等のスイッチング IC 101 b によ

10

20

30

40

50

り上記バッテリーからの直流電圧を脈動させるようになっている。また、上記パルス発生回路104は、パルスタイミング信号をスイッチングドライバ104aにより切り替え、この切り替えたパルスタイミング信号をスイッチングIC104bにより直流電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するようになっている。

なお、バッテリーから出力される直流電圧は図9の実線で、整流・平滑化された高い直流電圧は図9の破線で、パルスタイミング信号は図10の実線で、このパルスタイミング信号を高い直流電圧に重畳して生成した駆動パルス信号は図10の破線で各々表している。

【特許文献1】特開平09-135832号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

しかしながら、上記従来の超音波診断用カプセルに用いられる駆動パルス生成部は、バッテリーからの低い直流電圧を昇圧した後、パルスタイミング信号を重畳するように構成しているため、高電圧に対応するために高耐電圧部品を用いて上記整流・平滑部、パルス発生回路を構成している上に、脈流電圧を発生させるために発振部、スイッチングICにより構成されるスイッチング部を必要としていた。

【0008】

このため、上記従来の駆動パルス生成部は、高耐電圧部品を用いている分、上記整流・平滑部、パルス発生回路の各部品が大きくなるとともに、上記発振部、スイッチングICにより構成されるスイッチング部を必要としていたためより回路構成が複雑になって大型化してしまう。さらにまた、上記従来の駆動パルス生成部は、回路構成が複雑になって大型化する分電力損失が大きくなり、その結果消費電力が大きくなってしまふ。したがって、上記従来の超音波診断用カプセルは、大型化するとともに消費電力が大きくなってしまふ。

20

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、低消費電力化を図るとともに簡単な構成で小型な超音波診断用カプセル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】

【0010】

上記課題を解決するために本発明による超音波診断用カプセルは、超音波断層画像を取得するための超音波パルスを送受波する超音波振動子と、この超音波振動子を駆動するための電圧を供給する電圧供給部とを有する、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を前記電圧供給部から供給される供給電圧に重畳して重畳信号を生成し、この生成した重畳信号を直接昇圧して前記超音波振動子に駆動パルス信号を出力する駆動パルス生成部を具備したことを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0011】

本発明の超音波診断用カプセルは、低消費電力化を図るとともに簡単な構成で小型に構成することができるという効果を有する。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の一実施例を説明する。

【実施例1】

【0013】

図1ないし図7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は図2のカプセル側信号処理部の構成を示すブロック図、図4は図2のカプセル側制御部の構成を示すブロック図、図5は図4のパルスダイレクトアンプ回路の構成を示すブロック図、図6は図5のパルスダイレクトアンプ回路における直流電圧を示すグラ

50

フ、図7は図5のパルスダイレクトアンプ回路におけるパルスタイミング信号及び駆動パルス信号を示すグラフである。

【0014】

図1及び図2に示すように実施例1のカプセル型超音波診断装置1は、超音波診断用カプセル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。前記超音波診断用カプセル2は、患者の口腔から飲み込まれることにより体腔内に導入され、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断層画像を得るように構成している。

前記超音波診断用カプセル2は、超音波部11と、カプセル側信号処理部12と、カプセル内電源部13と、カプセル側制御部14と、カプセル側送受信部15と、カプセル側アンテナ16とを有して構成されている。

10

【0015】

前記超音波部11は、体内の生体組織へ超音波パルスを送波し、生体組織から反射してきた超音波パルスのエコー信号を受波する超音波振動子21を有している。この超音波部11には、前記超音波振動子21を回転駆動するモータ等の回転駆動部22が設けられている。尚、前記回転駆動部22には、図示しないエンコーダを備え、このエンコーダからのエンコーダ信号を前記カプセル側信号処理部12及び前記カプセル側制御部14に出力するようになっている。なお、前記超音波部11は、図示しないが超音波振動子21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ている。

【0016】

20

前記カプセル側信号処理部12は、前記エンコーダ信号に基づき、前記超音波部11の超音波振動子21からのエコー信号に対して信号処理し、得られた画像信号を前記カプセル側制御部14へ出力するようになっている。

前記カプセル内電源部13は、電圧供給部として前記超音波診断用カプセル2内の各部へ電源電力を供給するバッテリー(不図示)を有して構成されている。なお、前記カプセル内電源部13は、バッテリーの代わりに設けた発電手段により発電するように構成してもよい。この場合、発電手段は、体腔内におけるカプセルの移動動作により発電してもよいし、前記超音波観測装置3からの無線通信信号から発電エネルギーを取り出すように構成してもよいし、また体外の交流磁界により電磁誘導して発電エネルギーを取り出すように構成してもよい。

30

【0017】

このカプセル内電源部13からの供給電圧は前記カプセル側制御部14に供給され、このカプセル側制御部14は、後述するように前記超音波部11の超音波振動子21を駆動するための駆動パルス信号を生成し、この生成した駆動パルス信号を前記超音波振動子21に出力してこの超音波振動子21を駆動するようになっている。

前記カプセル側制御部14は、前記超音波振動子21の送受波タイミングと同期して前記回転駆動部22を駆動するための駆動信号を出力するようになっている。

【0018】

これにより、超音波診断用カプセル2は、前記回転駆動部22が超音波振動子21を前記超音波診断用カプセル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。すなわち、超音波診断用カプセル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。

40

【0019】

また、前記カプセル側制御部14は、前記カプセル側信号処理部12を介して超音波振動子21からのエコー信号を読み出し、前記カプセル側信号処理部12により信号処理させる。前記カプセル側制御部14は、前記カプセル側信号処理部12により信号処理した画像信号を前記カプセル側送受信部15を介して前記超音波観測装置3へ送信するようになっている。

前記カプセル側送受信部15は、前記カプセル側制御部14を介して前記カプセル側信号処理部12からの画像信号を変調して前記カプセル側アンテナ16から電波として発信

50

するようになっている。

【0020】

一方、前記超音波観測装置3は、装置側アンテナ31と、装置側送受信部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。前記装置側アンテナ31は、前記超音波診断用カプセル2と無線通信を行うようになっている。

【0021】

前記装置側送受信部32は、前記装置側アンテナ31により受信した前記超音波診断用カプセル2からの電波の搬送波(キャリア信号)を選択的に抽出し、検波等して画像信号を復調するようになっている。前記装置側信号処理部33は、前記装置側送受信部32からの画像信号にA/D変換処理を行うようになっている。

10

【0022】

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画像信号を画像信号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の表示画面に前記超音波診断用カプセル2からの超音波断層画像を表示する。

【0023】

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信号処理を施すようになっている。

20

前記装置内電源部38は、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してもよい。

【0024】

次に、図3を参照してカプセル側信号処理部12の構成を説明する。

図3に示すようにカプセル側信号処理部12は、アンプ41と、フィルタ42と、カプセル側画像処理部43とを有して構成されている。前記アンプ41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。

【0025】

前記フィルタ42は、必要な信号のみを通過させるBPF(Band-Pass Filter)により形成されている。前記フィルタ42は、前記アンプ41により増幅された前記超音波エコー信号に対して、高周波域及び低周波域の信号を除去して超音波断層画像を生成するのに必要な周波数成分を取り出すようになっている。

30

前記カプセル側画像処理部43は、前記フィルタ42により取り出されたエコー信号に対してA/D変換処理後、前記回転駆動部22からのエンコーダ信号に基づき、画像信号処理を行うようになっている。

【0026】

次に、図4を参照してカプセル側制御部14の構成を説明する。

図4に示すようにカプセル側制御部14は、超音波制御部51と、回転駆動制御部52と、駆動パルス生成部としてのパルスダイレクトアンプ回路53とを有して構成されている。

40

【0027】

前記超音波制御部51は、前記カプセル側送受信部15からの受信信号に基づき、各部を制御するようになっている。また、前記超音波制御部51は、前記回転駆動部22からのエンコーダ信号に応じて前記超音波部11、前記カプセル側信号処理部12を制御する。

【0028】

さらに具体的に説明すると、前記超音波制御部51は、前記回転駆動部22からのエンコーダ信号に応じて前記カプセル側信号処理部12の前記カプセル側画像処理部43へ画像制御信号を出力して前記カプセル側画像処理部43を制御して画像信号処理を実行させる。また、前記超音波制御部51は、前記カプセル側画像処理部で生成された画像信号を

50

前記カプセル側送受信部 1 5 を出力し前記カプセル側アンテナ 1 6 を介して前記超音波観測装置 3 へ送信させる。

【 0 0 2 9 】

また、前記超音波制御部 5 1 は、前記回転駆動部 2 2 からのエンコーダ信号に応じて前記回転駆動制御部 5 2 及び前記パルスダイレクトアンプ回路 5 3 を制御することにより、前記回転駆動部 2 2 及び前記超音波振動子 2 1 を制御するようになっている。

前記超音波制御部 5 1 は、前記回転駆動部 2 2 からのエンコーダ信号から同期信号を生成し、前記回転駆動制御部 5 2 へ出力する。一方、前記超音波制御部 5 1 は、パルスタイミング信号生成部として前記回転駆動部 2 2 からのエンコーダ信号からパルスタイミング信号を生成し、前記パルスダイレクトアンプ回路 5 3 へ出力する。

10

【 0 0 3 0 】

前記回転駆動制御部 5 2 は、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧に前記超音波制御部 5 1 からの同期信号を重畳して前記回転駆動部 2 2 を回転駆動するための駆動信号を生成し、前記回転駆動部 2 2 へ出力するようになっている。

前記パルスダイレクトアンプ回路 5 3 は、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧に前記超音波制御部 5 1 からのパルスタイミング信号を重畳し、この重畳信号を直接昇圧して前記超音波振動子 2 1 へ駆動パルス信号を出力するように構成されている。

【 0 0 3 1 】

図 5 に示すように前記パルスダイレクトアンプ回路 5 3 は、重畳部としての重畳回路 6 1 と、昇圧部としての昇圧回路 6 2 とを有して構成されている。

20

前記重畳回路 6 1 は、FET (電界降下型トランジスタ) やバイポーラトランジスタ等のスイッチング IC により構成されており、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧及び前記超音波制御部 5 1 からのパルスタイミング信号を入力され、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧 (3 , 4 V の直流電圧) に前記超音波制御部 5 1 からのパルスタイミング信号を重畳し、この重畳信号を前記昇圧回路 6 2 へ出力するようになっている。

前記昇圧回路 6 2 は、前記重畳回路 6 1 からの重畳信号を例えば略 1 5 0 V に昇圧して駆動パルス信号を生成し、この生成した駆動パルス信号を前記超音波振動子 2 1 へ出力するようになっている。

【 0 0 3 2 】

このように構成されているカプセル型超音波診断装置 1 は、被験者により超音波診断用カプセル 2 が飲み込まれて体腔内に導入されて超音波観測が行われる。

30

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超音波診断用カプセル 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 3 3 】

前記超音波診断用カプセル 2 は、前記カプセル側制御部 1 4 から駆動パルス信号を出力して超音波振動子 2 1 を駆動する。前記超音波振動子 2 1 は、駆動パルス信号により超音波振動して超音波パルスを繰り返し送波し、生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を受波する。

【 0 0 3 4 】

この超音波パルスの送受波と同時に前記超音波診断用カプセル 2 は、前記カプセル側制御部 1 4 から駆動信号を出力して超音波部 1 1 の回転駆動部 2 2 を駆動し、超音波振動子 2 1 を回転駆動する。

40

これにより、超音波診断用カプセル 2 は、超音波振動子 2 1 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 1 2 に送信される。

【 0 0 3 5 】

カプセル側信号処理部 1 2 は、前記超音波振動子 2 1 からのエコー信号に対して前記アンプ 4 1 により増幅し、前記フィルタ 4 2 により高帯域の周波数信号を除去し、前記カプセル側画像処理部 4 3 により画像処理され画像信号を出力する。前記カプセル側信号処理部 1 2 は、前記カプセル側画像処理部 4 3 により画像処理した画像信号を前記カプセル側

50

制御部 14 を介して前記カプセル側送受信部 15 へ出力する。

【0036】

前記カプセル側送受信部 15 は、画像信号に対して汎用の無線通信規格に基づく通信信号に変換処理してカプセル側アンテナ 16 により電波として発信する。前記超音波観測装置 3 は、前記超音波診断用カプセル 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送受信部 32 により受信処理する。

前記装置側送受信部 32 は、前記装置側アンテナ 31 から受信した信号に対して目的の周波数帯を効率良く増幅して変復調信号を抽出して復調し、画像信号を出力する。装置側送受信部 32 からの画像信号は、前記装置側信号処理部 33 により信号処理される。前記装置側信号処理部 33 は、前記装置側送受信部 32 からの画像信号に対して A/D 変換処理を行い、前記装置側制御部 34 に出力する。

10

【0037】

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画像信号を前記画像処理部 35 へ出力する。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。

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画像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超音波断層画像を表示させる。操作者は、モニタ 36 の表示画面に表示される超音波断層画像を見ながら診断を行う。

20

【0038】

前記超音波振動子 21 を駆動する際、前記カプセル側制御部 14 は、前記回転駆動部 22 からのエコー信号に基づきパルスタイミング信号を前記超音波制御部 51 から前記パルスダイレクトアンプ回路 53 に出力する。

前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、前記重畳回路 61 により前記カプセル内電源部 13 からの供給電圧 (3, 4V の直流電圧) に前記超音波制御部 51 からのパルスタイミング信号を重畳し、この重畳回路 61 からの重畳信号を前記昇圧回路 62 により例えば略 150V に昇圧して駆動パルス信号を生成し、この駆動パルス信号を前記超音波振動子 21 へ出力する。

【0039】

このとき、前記カプセル内電源部 13 から出力される供給電圧は図 6 の実線で、前記超音波制御部 51 から出力されるパルスタイミング信号は図 7 の実線で、前記パルスダイレクトアンプ回路 53 により生成される駆動パルス信号は図 7 の破線で表される波形である。これにより、前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、前記回転駆動部 22 のエンコーダ信号に同期して前記超音波振動子 21 を駆動するための駆動パルス信号を生成することができる。

30

【0040】

前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、前記カプセル内電源部 13 からの供給電圧に前記超音波制御部 51 からのパルスタイミング信号を重畳した後、直接昇圧している。このため、前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、前記重畳回路 61 及び前記昇圧回路 62 に高耐電圧部品を用いる必要がなく低耐電圧部品により構成できるので、その分各部品を小さくできる。また、同様な理由により前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、上述した従来の駆動パルス生成部 100 に比べてスイッチング部 101 及び整流・平滑部 103 を設ける必要がなく、前記重畳回路 61 及び前記昇圧回路 62 のみにより構成されているので、部品点数を少なくできてその分回路構成が簡単になるとともに、低消費電力化できる。さらに前記パルスダイレクトアンプ回路 53 は、低消費電力化できる分低い電力でよいので昇圧回路 62 を小さく構成することができる。

40

【0041】

この結果、本実施例の超音波診断用カプセル 2 は、低消費電力化を図るとともに簡単な構成で小型に構成できる。したがって、本実施例の超音波診断用カプセル 2 は、部品点数

50

が少なくなると原価が安くなるとともに、消費電力を低下することができる。

これにより、本実施例の超音波診断用カプセル 2 は、内蔵バッテリーの小型化、稼働時間の延長ができ、さらなる小型化が可能となる。

【0042】

なお、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。

【0043】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

(付記項 1)

超音波断層画像を取得するための超音波パルスを送受波する超音波振動子と、この超音波振動子を駆動するための電圧を供給する電圧供給部とを有する、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、

前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を前記電圧供給部から供給される供給電圧に重畳して重畳信号を生成し、この生成した重畳信号を直接昇圧して前記超音波振動子に駆動パルス信号を出力する駆動パルス生成部を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

【0044】

(付記項 2)

前記駆動パルス生成部は、前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を前記電圧供給部からの供給電圧に重畳する重畳部と、この重畳部により生成された重畳信号を直接昇圧する昇圧部とを有することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断用カプセル。

【0045】

(付記項 3)

超音波断層画像を取得するための超音波パルスを送受波する超音波振動子と、この超音波振動子を駆動するための電圧を供給する電圧供給部とを有する、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、

前記超音波振動子を駆動するためのパルスタイミング信号を生成するパルスタイミング信号生成部と、

前記パルスタイミング信号生成部により生成されたパルスタイミング信号を前記電圧供給部から供給される供給電圧に重畳して重畳信号を生成し、この生成した重畳信号を直接昇圧して駆動パルス信号を生成する駆動パルス生成部と、

を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

【産業上の利用可能性】

【0046】

本発明の超音波診断用カプセルは、低消費電力化を図るとともに簡単な構成で小型に構成できるので、超音波内視鏡や超音波プローブ等が到達困難な小腸などの部位において超音波断層画像を取得するのに適している。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図 1】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である。

【図 2】図 1 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】図 2 のカプセル側信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図 4】図 2 のカプセル側制御部の構成を示すブロック図である。

【図 5】図 4 のパルスダイレクトアンプ回路の構成を示すブロック図である。

【図 6】図 5 のパルスダイレクトアンプ回路における直流電圧を示すグラフである。

【図 7】図 5 のパルスダイレクトアンプ回路におけるパルスタイミング信号及び駆動パルス信号を示すグラフである。

【図 8】従来の超音波診断装置に用いられる駆動パルス生成部を示す回路ブロック図であ

10

20

30

40

50

る。

【図9】図8の駆動パルス生成部における直流電圧を示すグラフである。

【図10】図8の駆動パルス生成部におけるパルスタイミング信号及び駆動パルス信号を示すグラフである。

【符号の説明】

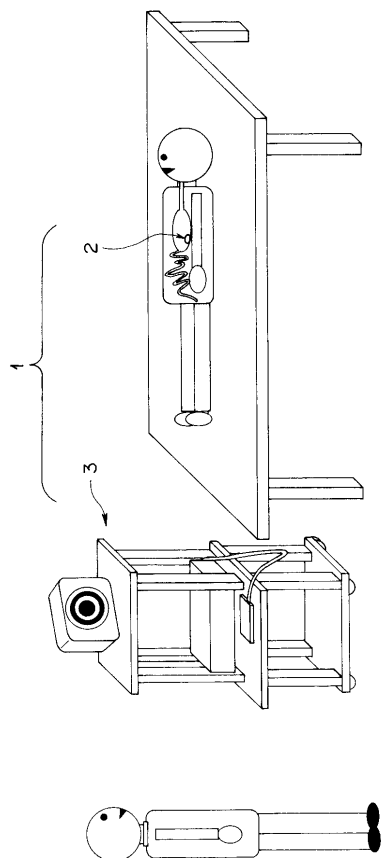
【0048】

- 1 カプセル型超音波診断装置
- 2 超音波診断用カプセル
- 3 超音波観測装置
- 11 超音波部
- 12 カプセル側信号処理部
- 13 カプセル内電源部
- 14 カプセル側制御部
- 15 カプセル側送受信部
- 16 カプセル側アンテナ
- 21 超音波振動子
- 22 回転駆動部
- 51 超音波制御部
- 52 回転駆動制御部
- 53 パルスダイレクトアンプ回路
- 61 重畳回路
- 62 昇圧回路

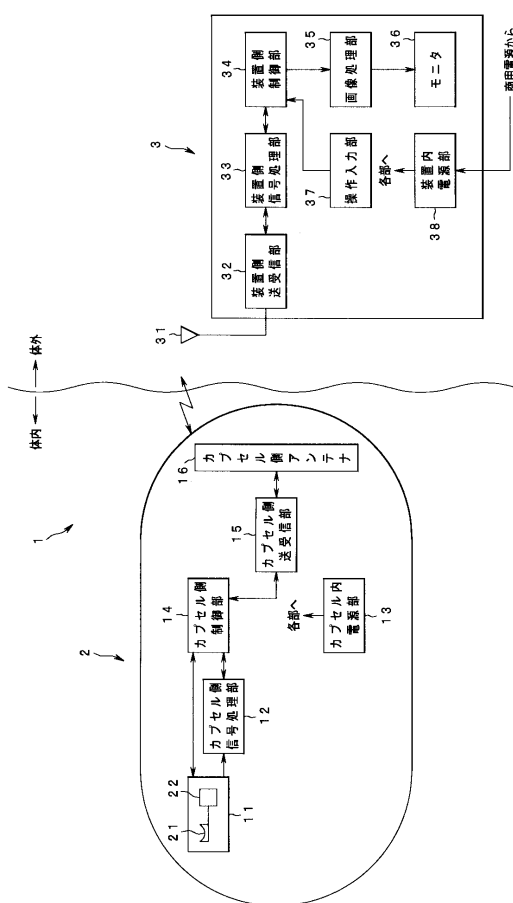
10

20

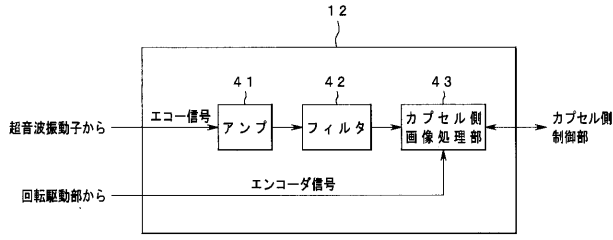
【図1】



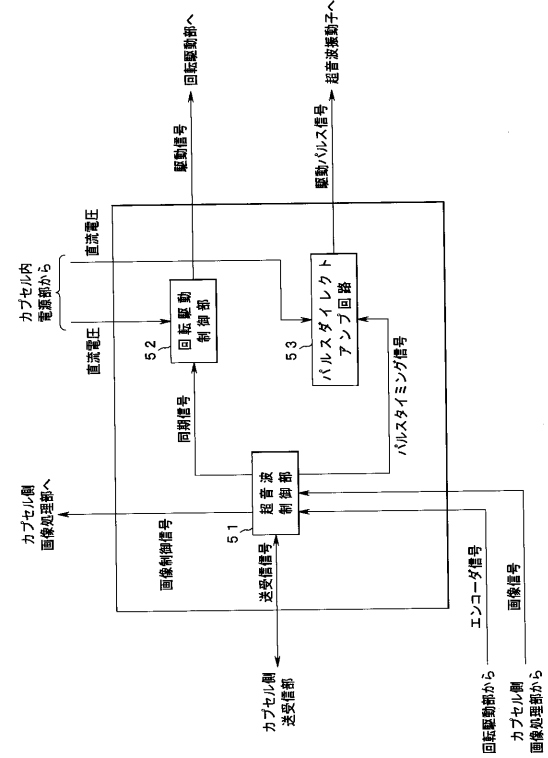
【図2】



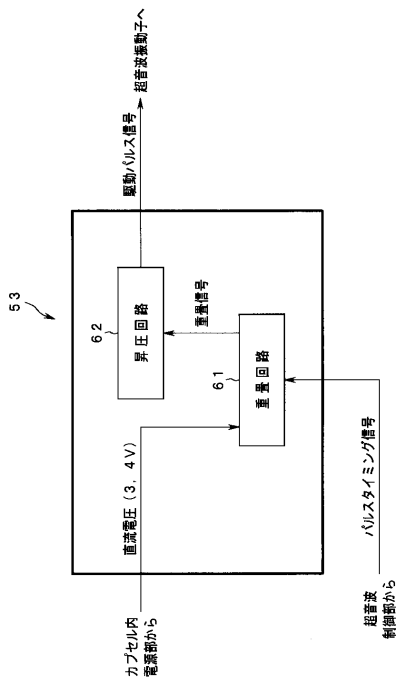
【 図 3 】



【 図 4 】



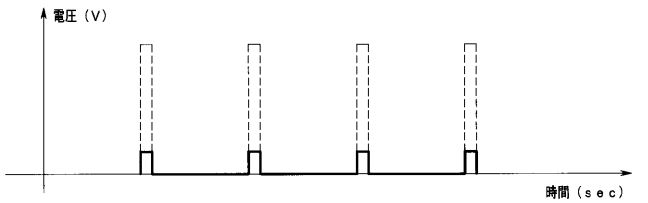
【 図 5 】



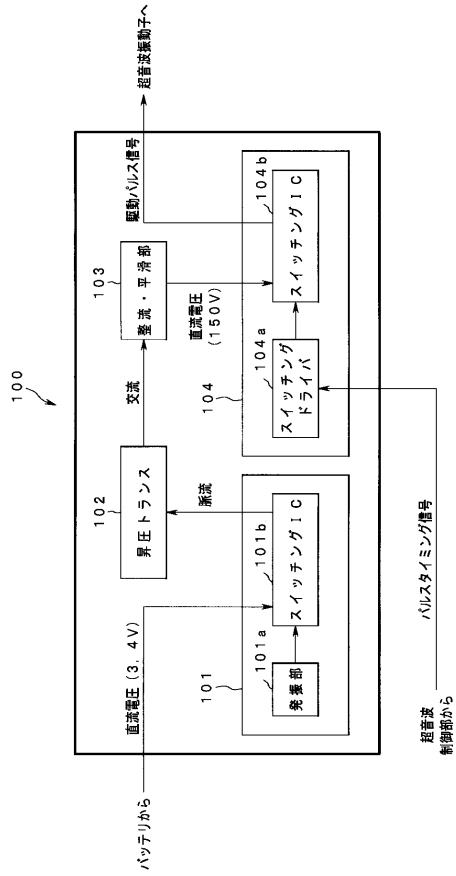
【 図 6 】



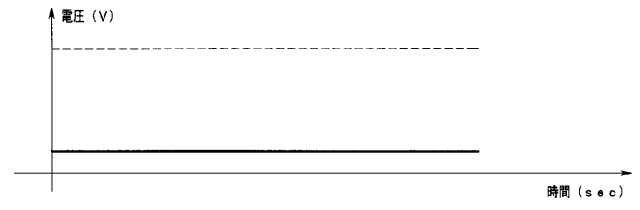
【 図 7 】



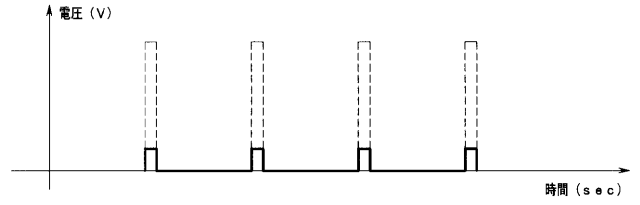
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP2006314558A5	公开(公告)日	2008-06-19
申请号	JP2005140381	申请日	2005-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	木内英明		
发明人	木内 英明		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/FE01 4C601/GA12 4C601/GA30 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH05		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006314558A		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的结构和更低的功耗实现更小的超声波诊断胶囊。ZSOLUTION：用于超声波诊断的胶囊包括超声波振荡器，其发送或接收用于获取超声波断层图像的超声波脉冲，胶囊的内置电源作为用于提供用于驱动超声波振荡器的电压的电压供应部分，并且被制成可引导的进入一个小房间。用于超声波诊断的胶囊通过用于驱动超声波振荡器的脉冲定时信号与来自胶囊的内置电源部分的3或4V的DC电压重叠来产生重叠信号，并且所产生的重叠信号被直接提升为将近150V的输出脉冲信号输出到超声波振荡器。直接脉冲放大电路53被构建为驱动脉冲发生部分。Z