

(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2006-314559

(P2006-314559A)

(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

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-140382 (P2005-140382)

(22) 出願日 平成17年5月12日 (2005. 5. 12)

(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

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 發明者 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	GB20
------	------	------	------	------

GB22	GD04	HH01	HH04	HH05
------	------	------	------	------

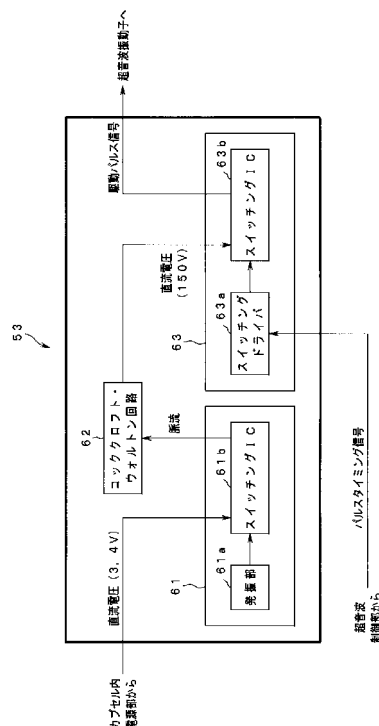
(54) 【発明の名称】 超音波診断用カプセル

(57) 【要約】

【課題】低他のチップ化可能な電子回路と同様に昇圧回路をチップ化可能に構成して小型化し、さらに電力効率を向上して低消費電力化可能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供給される供給電圧を脈動させて脈流電圧を生成するスイッチング部61と、このスイッチング部61により生成された脈流電圧を昇圧するコンデンサ及びバイオード部としてのコッククロフト・ウォルトン回路62と、超音波振動子21を駆動するためのパルスタイミング信号をコッククロフト・ウォルトン回路62からの昇圧電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するパルス発生回路63と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し、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、

前記電圧供給部から供給される供給電圧を脈動させて脈流電圧を生成するスイッチング部と、

前記スイッチング部により生成された脈流電圧を昇圧するコンデンサ及びダイオード部と、

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コンデンサ及びダイオード部からの昇圧電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するパルス発生部と、

を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

【請求項 2】

前記コンデンサ及びダイオード部は、コンデンサ及びダイオードにより構成したコッククロフト・ウォルトン回路であ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。

【請求項 3】

前記コンデンサ及びダイオード部から出力される昇圧電圧を一時的に貯めるコンデンサをさらに有することを特徴とする請求項 1 または 2 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 10 に示すように構成されている。図 10 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 11 は図 10 の駆動パルス生成部における直流電圧を示すグラフ、図 12 は図 10 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 10 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、

10

20

30

40

50

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 101a 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 101b によ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 IC 104b 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 11 の実線で、整流・平滑化された高い直流電圧は図 11 の破線で、パルスタイミング信号は図 12 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 12 の破線で各々表している。

10

【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】

【0007】

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、昇圧トランスを用いている。昇圧トランスは、一次側コイルと二次側コイルとを異なる巻き数比でコアに巻回して構成しているのでチップ化が不可能であり、チップ化可能なその他の電子回路に比べて大型化しその分設置場所を取ってしまう。また、昇圧トランスは電力効率が悪く、バッテリーの消費電力が増大してバッテリーの使用時間が短くなる。

20

このため、上記昇圧トランスを用いる従来の超音波診断用カプセルは、大型化してしまうとともに、電力効率が悪く体腔内における稼動時間が短くなる。

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、他のチップ化可能な電子回路と同様に昇圧回路をチップ化可能に構成して小型化し、さらに電力効率を向上して低消費電力化可能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】

【0009】

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し、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、前記電圧供給部から供給される供給電圧を脈動させて脈流電圧を生成するスイッチング部と、前記スイッチング部により生成された脈流電圧を昇圧するコンデンサ及びダイオード部と、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コンデンサ及びダイオード部からの昇圧電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するパルス発生部と、を具備したことを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明の超音波診断用カプセルは、他のチップ化可能な電子回路と同様に昇圧回路をチップ化可能に構成して小型化でき、さらに電力効率を向上して低消費電力化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】

【0011】

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】

【0012】

図 1 ないし図 8 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

50

ル側制御部の構成を示すブロック図、図 5 は図 4 の駆動パルス生成部の構成を示すブロック図、図 6 は図 5 の駆動パルス生成部における直流電圧を示すグラフ、図 7 は図 5 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、図 8 は図 5 の駆動パルス生成部の変形例を示すブロック図、図 9 は超音波振動子の構成を示す概略説明図である。

【 0 0 1 3 】

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

10

るよう構成している。
前記超音波診断用カプセル 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、カプセル側送受信部 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。

【 0 0 1 4 】

前記超音波部 1 1 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 2 1 を有している。この超音波部 1 1 には、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、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 1 2 及び前記カプセル側制御部 1 4 に出力するようになっている。なお、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ている。

20

【 0 0 1 5 】

前記カプセル側信号処理部 1 2 は、前記エンコーダ信号に基づき、前記超音波部 1 1 の超音波振動子 2 1 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 1 4 へ出力するようになっている。

【 0 0 1 6 】

前記カプセル内電源部 1 3 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 1 3 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構成してもよい。

30

【 0 0 1 7 】

このカプセル内電源部 1 3 からの供給電圧は前記カプセル側制御部 1 4 に供給され、このカプセル側制御部 1 4 は、後述するように前記超音波部 1 1 の超音波振動子 2 1 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 2 1 に出力してこの超音波振動子 2 1 を駆動するようになっている。

前記カプセル側制御部 1 4 は、前記超音波振動子 2 1 の送受波タイミングと同期して前記回転駆動部 2 2 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。

40

【 0 0 1 8 】

これにより、超音波診断用カプセル 2 は、前記回転駆動部 2 2 が超音波振動子 2 1 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。

【 0 0 1 9 】

また、前記カプセル側制御部 1 4 は、前記カプセル側信号処理部 1 2 を介して超音波振動子 2 1 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 1 2 により信号処理させる。前記カプセル側制御部 1 4 は、前記カプセル側信号処理部 1 2 により信号処理した

50

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

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。

30

【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。

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】

40

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 53 とを有して構成されている。

【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

50

コード信号に応じて前記カプセル側信号処理部 1 2 の前記カプセル側画像処理部 4 3 へ画像制御信号を出力して前記カプセル側画像処理部 4 3 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 5 1 は、前記カプセル側画像処理部で生成された画像信号を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 からのエンコード信号に応じて前記回転駆動制御部 5 2 及び前記駆動パルス生成部 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 からのエンコード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 からのエンコード信号からパルスタイミング信号を生成し、前記駆動パルス生成部 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。

前記駆動パルス生成部 5 3 は、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧を昇圧し、この昇圧した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て駆動パルス信号を生成するように構成されている。

20

【 0 0 3 1 】

図 5 に示すように前記駆動パルス生成部 5 3 は、スイッチング部 6 1 と、コンデンサ及びダイオード部としてのコッククロフト・ウォルトン回路 6 2 と、パルス発生回路 6 3 とを有して構成されている。

前記スイッチング部 6 1 は、発振周波数を生成する発振部 6 1 a と、この発振部 6 1 a からの発振周波数に基づき、前記カプセル内電源部 1 3 からの供給電圧を脈動させる F E T (電界降下型トランジスタ) やバイポーラトランジスタ等に構成されているスイッチング I C 6 1 b とから構成されている。

【 0 0 3 2 】

前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 は、コンデンサとダイオードのみで構成された倍電圧整流回路を所定数接続して構成されている。このコッククロフト・ウォルトン回路 6 2 は、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) を前記スイッチング 6 1 b により脈動されて当該供給電圧を例えば略 1 5 0 V の直流電圧に昇圧するようになっている。

30

【 0 0 3 3 】

前記パルス発生回路 6 3 は、パルスタイミング信号を切り替えるスイッチングドライバ 6 3 a と、このスイッチングドライバ 6 3 a により切り替えたパルスタイミング信号を前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 からの直流電圧に重畳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 へ出力するスイッチング I C 6 3 b とから構成されている。

40

【 0 0 3 4 】

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。

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 5 】

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。

50

【0036】

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14から駆動信号を出力して超音波部11の回転駆動部22を駆動し、超音波振動子21を回転駆動する。

これにより、超音波診断用カプセル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。このエコー信号は、カプセル側信号処理部12に送信される。

【0037】

カプセル側信号処理部12は、前記超音波振動子21からのエコー信号に対して前記アンプ41により増幅し、前記フィルタ42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43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12は、前記カプセル側画像処理部43により画像処理した画像信号を前記カプセル側制御部14を介して前記カプセル側送受信部15へ出力する。

10

【0038】

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。

20

【0039】

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。

【0040】

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。

30

【0041】

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から前記駆動パルス生成部53に出力する。

前記駆動パルス生成部53は、スイッチング部61、コッククロフト・ウォルトン回路62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)を昇圧して略150V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63により超音波制御部51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、この駆動パルス信号を前記超音波振動子21へ出力する。

40

【0042】

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、前記コッククロフト・ウォルトン回路62により昇圧された供給電圧は図6の破線で、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、前記駆動パルス生成部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、前記駆動パルス生成部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。

【0043】

50

前記駆動パルス生成部 5 3 は、昇圧トランスの代わりにチップ化し易いコンデンサ及びダイオードにより構成される前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 を用いている。

【 0 0 4 4 】

このため、前記駆動パルス生成部 5 3 は、大型化して設置場所を取る上に電力効率の悪い昇圧トランスに比べて、小型化できる上に電力効率がよい。

【 0 0 4 5 】

また、前記駆動パルス生成部 5 3 は、前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 により高い直流電圧を得ることができるので、昇圧トランスを用いた場合に比べて整流・平滑する必要がないので整流・平滑回路が必要ない分、回路を小型化できる。

【 0 0 4 6 】

この結果、本実施例の超音波診断用カプセル 2 は、他のチップ化可能な電子回路と同様に昇圧回路をチップ化可能に構成して小型化でき、さらに電力効率を向上して低消費電力化できる。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、稼動時間の延長ができ、さらなる小型化が可能となる。

【 0 0 4 7 】

なお、前記駆動パルス生成部は、図 8 に示すように前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 の後段にさらにコンデンサ 6 4 を用いて構成してもよい。

図 8 に示すように駆動パルス生成部 5 3 B は、前記コッククロフト・ウォルトン回路 6 2 の後段にこのコッククロフト・ウォルトン回路 6 2 から出力される電力を一時的に貯めるコンデンサ 6 4 を設けて構成されている。このコンデンサ 6 4 は、アルミ電界コンデンサ、電気二重層キャパシタである。

これにより、駆動パルス生成部 5 3 B は、前記超音波振動子 2 1 へ印加する電圧がより高い場合、パルスタイミング信号のパルス幅が広い場合に使用できる。

【 0 0 4 8 】

なお、上述した超音波診断用カプセル 2 は、印加電圧を低くするために高い機械的品質係数 (Q_m 値 ; mechanical Quality factor) を有する超音波振動子 2 1 を用いて構成している。この Q_m 値は、機械振動において共振系の質を表し、共振特性の鋭さの度合いを表す定数である。一般的に、 Q_m 値は、共振系が蓄積している振動エネルギーと単位時間当りに外界と出入りするエネルギーとの比である。

一般に、超音波の音圧と超音波振動子の振幅と印加電圧とは比例関係にあり、

超音波の音圧 超音波振動子の振幅 印加電圧 $\times Q_m$ 値
である。

【 0 0 4 9 】

したがって、同じ音圧を出す場合には、高い Q_m 値の超音波振動子を用いると印加電圧を低くすることができる。さらに印加電圧の低減は、駆動パルス生成部の小型化 (例えば、コッククロフト・ウォルトン回路) につながる。さらに具体的に説明すると、図 9 に示すように超音波振動子 2 1 は、圧電素子 2 1 a の前面に整合層 2 1 b が配置され、圧電素子 2 1 a の背面にダンピング層 (バッキング材) 2 1 c が配置されて構成されている。

【 0 0 5 0 】

前記超音波振動子 2 1 は、 Q_m 値を大きくするために、例えば前記ダンピング層 2 1 c を薄く形成している。これにより、前記超音波振動子 2 1 は、 Q_m 値を大きくして印加電圧を低くしている。また、このように構成することにより、超音波振動子 2 1 は小型化できる。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

[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)

10

20

30

40

50

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し、体腔内に導入可能な超音波診断用カプセルであって、

前記電圧供給部から供給される供給電圧を脈動させて脈流電圧を生成するスイッチング部と、

前記スイッチング部により生成された脈流電圧を昇圧するコンデンサ及びダイオード部と、

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コンデンサ及びダイオード部からの昇圧電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するパルス発生部と、

を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

10

【0053】

(付記項2)

前記コンデンサ及びダイオード部は、コンデンサ及びダイオードにより構成したコッククロフト・ウォルトン回路であ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。

(付記項3)

前記コンデンサ及びダイオード部から出力される昇圧電圧を一時的に貯めるコンデンサをさらに有することを特徴とする付記項1または2に記載の超音波診断用カプセル。

【0054】

(付記項4)

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し、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、

前記電圧供給部から供給される供給電圧を脈動させて脈流電圧を生成するスイッチング部と、

前記スイッチング部により生成された脈流電圧を昇圧するコンデンサ及びダイオード部と、

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コンデンサ及びダイオード部からの昇圧電圧に重畳して駆動パルス信号を生成するパルス発生部と、

を具備したことを特徴とする超音波診断用カプセル。

20

【産業上の利用可能性】

【0055】

本発明の超音波診断用カプセルは、他のチップ化可能な電子回路と同様に昇圧回路をチップ化可能に構成して小型化でき、さらに電力効率を向上して低消費電力化できるので、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】

40

【0056】

【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の駆動パルス生成部の構成を示すブロック図である。

【図6】図5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7】図5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。

【図8】図5の駆動パルス生成部の変形例を示すブロック図である。

50

【図 9】超音波振動子の構成を示す概略説明図である。

【図 10】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る。

【図 11】図 10 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 12】図 10 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】

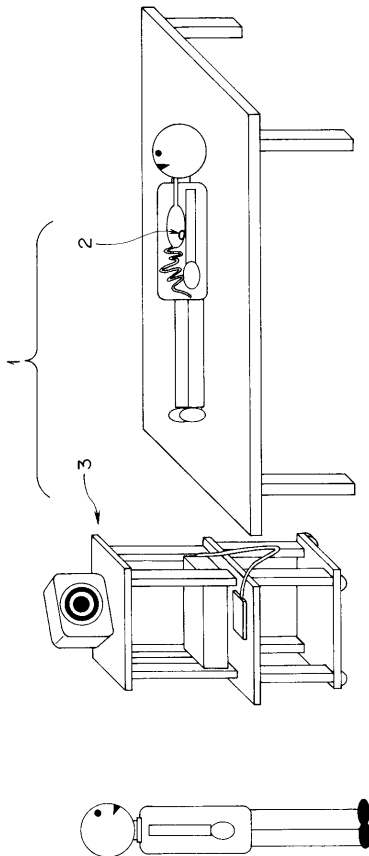
【0057】

- 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 駆動パルス生成部
- 61 スイッチング部
- 62 コッククロフト・ウォルトン回路
- 63 パルス発生回路

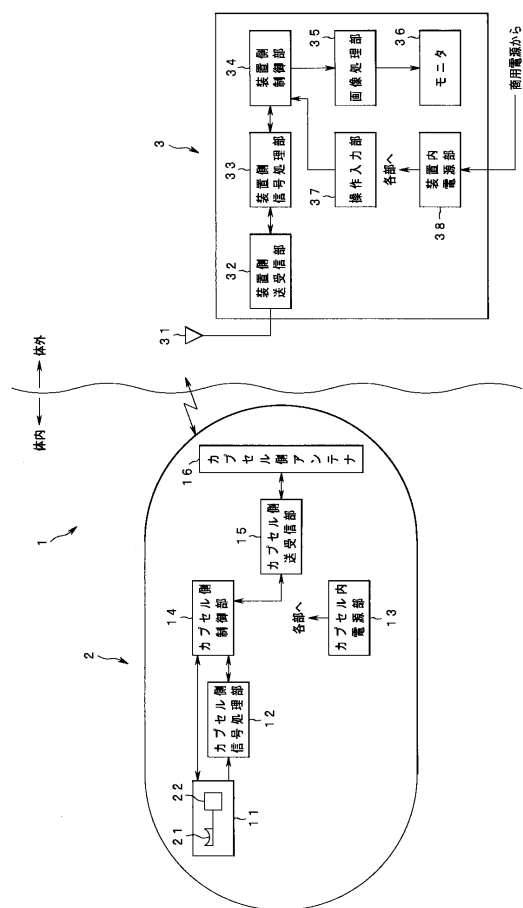
10

20

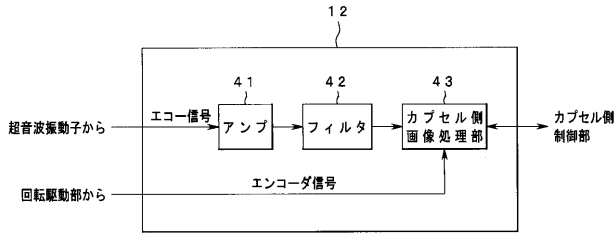
【図 1】



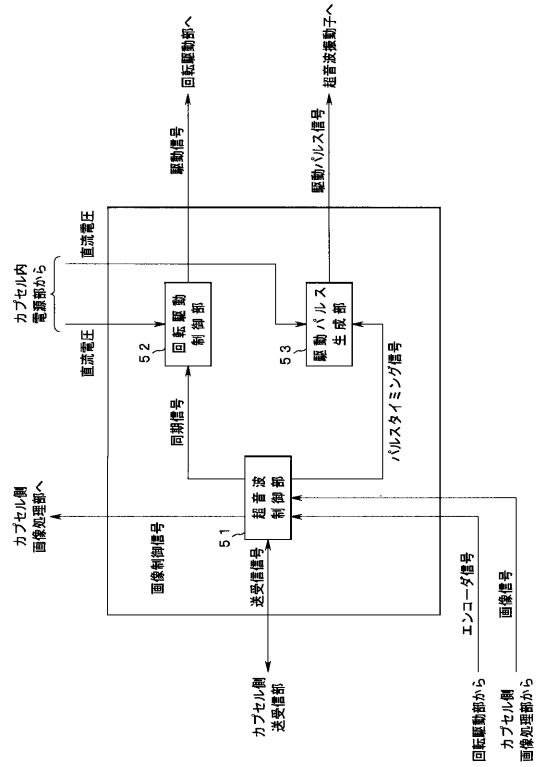
【図 2】



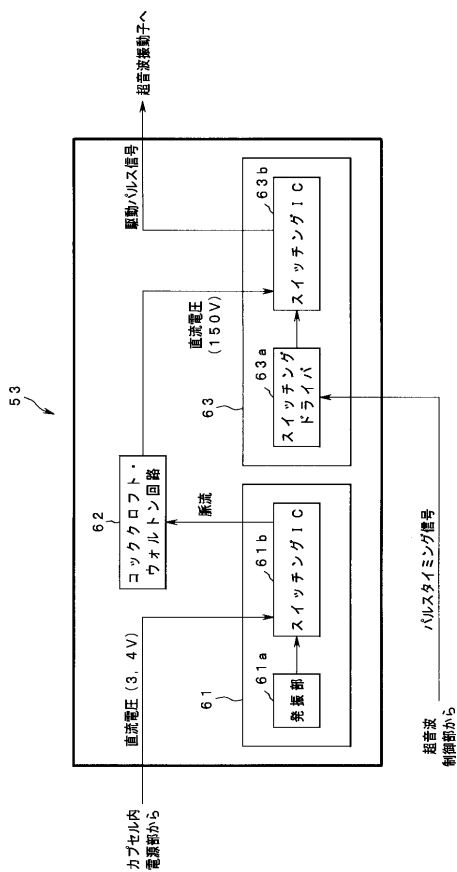
【図 3】



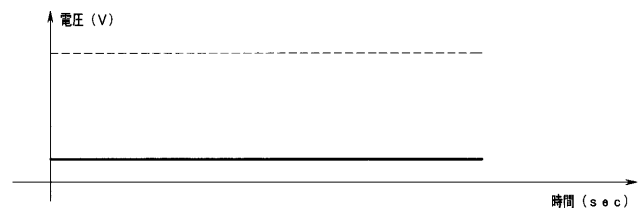
【図 4】



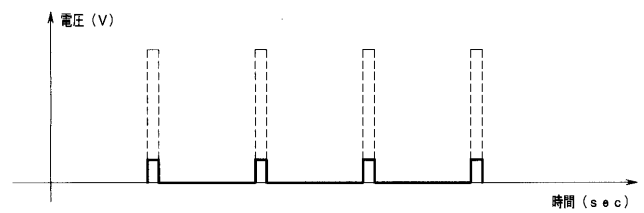
【図 5】



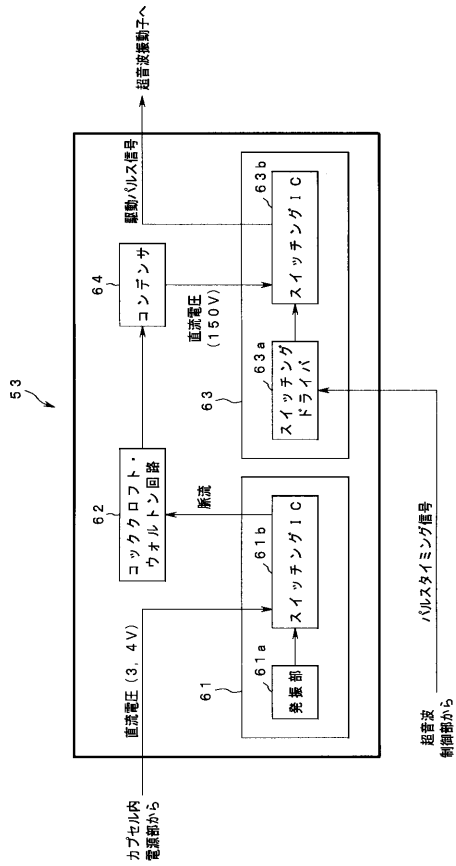
【図 6】



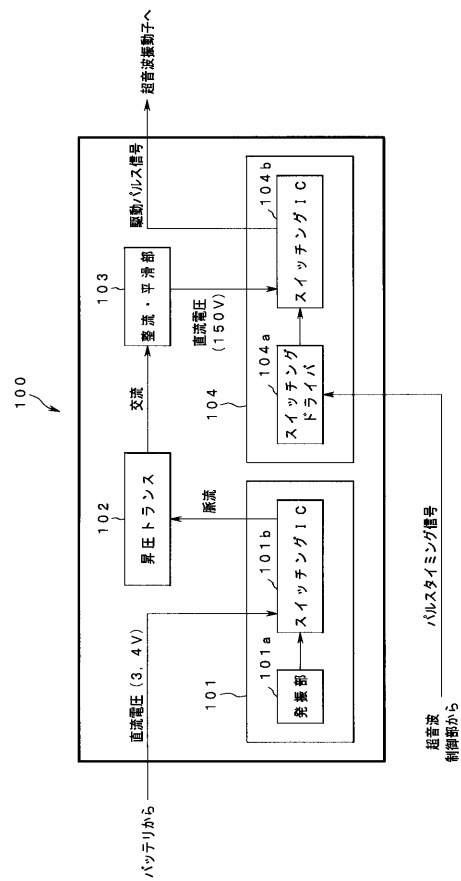
【図 7】



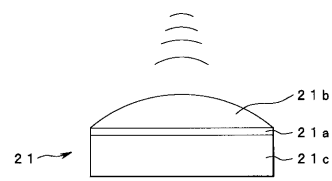
【 図 8 】



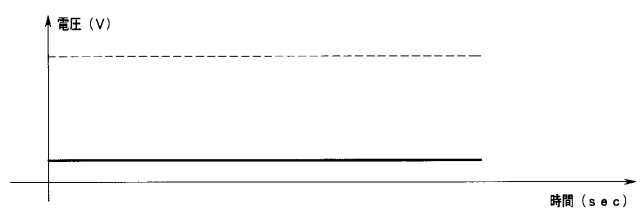
【 図 1 0 】



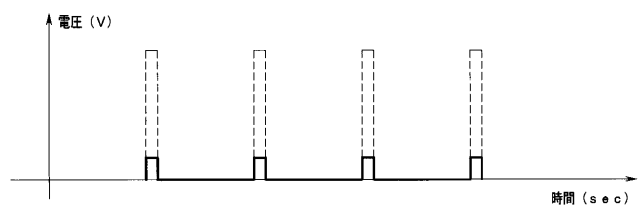
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP2006314559A5	公开(公告)日	2008-06-19
申请号	JP2005140382	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/GB20 4C601/GB22 4C601/GD04 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH05		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006314559A		

摘要(译)

要解决的问题：实现用于超声波诊断的胶囊，使得升压电路变得更小，以使得升压电路的芯片集成与其他芯片可集成电子电路相同。解决方案：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；以及内置的胶囊的电源部分，用于提供用于驱动超声波振荡器的电压，并且可被引导到细胞内。用于超声波诊断的胶囊还设置有切换部分61，其使得从胶囊的内置电源部分供应的供应电压脉动以产生脉冲电压，Cockcroft-Walton电路62作为电容器/二极管部分。用于提升由切换部分61和脉冲发生电路63产生的脉冲电压，脉冲发生电路63使用于驱动超声波振荡器21的脉冲定时信号与来自Cockcroft-Walton电路62的升压电压重叠，以产生驱动脉冲信号。Ž