

(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2011-110385

(P2011-110385A)

(43) 公開日 平成23年6月9日(2011.6.9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	4 C 0 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-272536 (P2009-272536)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成21年11月30日 (2009.11.30)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電力伝送システム及び、そのシステムを搭載するカプセル内視鏡システム

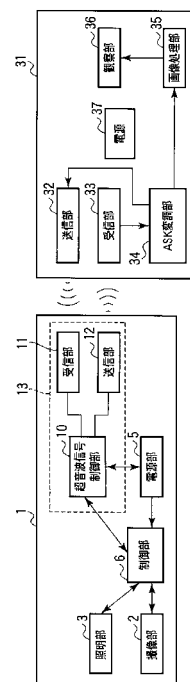
(57) 【要約】

【課題】超音波信号による電力を伝送する従来の伝送手段は、振動子の構成部位に鉛化合物 (P b) を含み、生体対応の機器としては不適當である。

【解決手段】電力伝送システムは、超音波発信部が電源部からの電力を超音波信号に変換して発信して伝送し、受信部がその超音波信号を受信する。受信部は、帯電し対向配置される第1と第2の電極とで構成される静電容量素子により、超音波発信部から発信された超音波信号の入射により、第1の電極の振動に伴う静電容量の変化に応じた出力信号を生成して電力を発生させる。この電力伝送システムは、カプセル内視鏡の電力伝送に用いられる。

【選択図】 図7

図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電力を発生させる電源と、
前記電源部からの電力を超音波信号に変換して発信する超音波発信部と、
帯電し対向配置される第 1 と第 2 の電極を有し、前記超音波発信部から発信された超音波信号の入射により、前記第 1 の電極の振動に伴う静電容量の変化に応じた出力信号を生成する静電容量素子を備える受信部と、
を具備することを特徴とする電力伝送システム。

【請求項 2】

前記静電容量素子は、
前記第 1 の電極上に配置される前記超音波信号を入射させるための超音波伝達媒体と、
前記第 1 の電極と前記第 2 の電極と間の距離を規定した空隙を形成し、前記第 1 の電極の振動を制動する複数の支持部材と、
前記第 2 の電極と電気的に接続して出力された前記出力信号が前記電力を生成する電力回路と、
を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の電力伝送システム。

10

【請求項 3】

前記静電容量素子における前記第 1 の電極、前記第 2 の電極及び前記支持部材は、シリコン半導体基板を用いて、シリコンマイクロマシーニング技術により加工して作製されることを特徴とする請求項 2 に記載の電力伝送システム。

20

【請求項 4】

カプセル容器に内包される、
観察対象を撮像する撮像部と、
前記撮像部に駆動源となる電力を供給し、且つ充電可能な蓄電機能を有する電源部と、
外部から受信した超音波信号を電気信号に変換する受信部と、
前記撮像部により撮像された画像を含む通信データを超音波信号に変換して送信する送信部と、
で構成され、
外部から受信した前記超音波信号を電気信号に変換して、前記電源部に入力して充電させることを特徴とする電力伝送システムを搭載するカプセル内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記電源部は、充電による蓄電機能を有し、有機物により形成されたスーパーキャパシタの容量性素子であることを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 6】

さらに、前記カプセル内視鏡装置は、超音波観測装置を備え、
前記超音波観測装置は、
前記カプセル内視鏡装置の前記電源部に供給するための電力を出力する電源と、
前記電源から出力された電力を超音波信号に変換して、前記カプセル内視鏡装置に前記受信部に送出する第 2 の送信部と、
前記送信部から超音波信号により送信された前記通信データを受信して、画像データを再構築する第 2 の受信部と
前記画像データから画像信号を生成し、撮像画像をモニタに表示させる画像信号処理部と、
を具備することを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡装置。

40

【請求項 7】

前記カプセル内視鏡装置の前記受信部及び前記送信部と、前記超音波観測装置の第 2 の送信部及び第 2 の受信部とは、互いに、A S K (Amplitude Shift Keying) 変調方式により通信されることを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 8】

カプセル容器に内包される、

50

観察対象を撮像する撮像部と、
少なくとも撮像する画角内の観察対象範囲を照明する照明部と、
駆動源となる電力を供給し、且つ充電可能な蓄電機能を有する電源部と、
画像処理及び通信を含む装置全体を制御する制御部と、
通信制御を行う超音波信号制御部と、
外部から超音波信号を受信して電気信号に変換する受信部と、
前記撮像部により撮像された画像を含む通信データを超音波信号で送信する送信部と、
で構成され、
外部から受信した前記超音波信号を電気信号に変換して、前記電源部に入力して充電させることを特徴とする電力伝送システムを搭載するカプセル内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて生体内へエネルギーを伝送する電力伝送システム及びそのシステムを搭載するカプセル内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、電気エネルギー等を伝達するエネルギー伝送は、有線を用いる他に無線や光などの手段が用いられている。その新たな試みとして、例えば、非特許文献1には、生体内の電子回路へのエネルギー伝送に超音波を用いて行うエネルギー伝送システムが提案されている。このエネルギー伝送システムは、超音波の振動子として、超音波の生体内減衰（10 dB / cm · MHz）を考慮して、PZT（PZT：Pb（Zr，Ti）O₃系の振動子を用いている。図9に示すように、このシステムは、電力送信系と電力受信系とで構成される。電力送信系は、ファンクションジェネレータ301から入力した信号をパワーアンプ302にて増幅し、増幅された電気信号は、圧力信号へ変換する超音波振動子303へ入力する構成となっている。一方、電力受信系は、電力送信系より発信された圧力信号を電気エネルギーへ変換する超音波振動子303と、電源回路（平滑器304とレギュレータ305）とで構成される。

20

【0003】

また、媒体306として、例えば、音響インピーダンスが水に近い寒天を用いている。この構成において、電力送信 - 受信効率の最大値は、図10に示すように、負荷抵抗1.2 [kΩ]時には、14.5 [%]となっている。但し、送信電力 = 33 mW、受信電力 = 4.8 mWとしている。この技術の注目すべき点は、太陽電池においては、光から電気へ変換する効率が10 %程度であることに比較すると、高い伝送効率を得られていることである。

30

【0004】

また、非特許文献2として、超音波による体内医療機器への電力供給と双方向情報伝送を行う技術が提案されている。ここでは、4種類の共振周波数を有する振動子を用いて、電力伝送の他に、体内医療機器からのデータ通信も超音波を用いて行っている。この電力受送信システムは、非特許文献1とは構成が異なり、電源回路の他に、二次電池（NiCd二次電池）からなる電源を備えている。非特許文献2における伝送効率は、図11に示すように、水を媒体として用いて、通信周波数1 [MHz]時に最大値20 %の伝送効率を得ることができる。

40

【0005】

さらに、カプセル型内視鏡装置へのエネルギー伝送を行うものとして、例えば、特許文献1には、図12に示すように、生体外に配置した送信デバイス201の超音波トランスデューサ204から超音波エネルギーとして発振し、生体内212の受信デバイス210に電力を供給する技術が開示されている。

【0006】

この構成は、送信デバイス201の超音波トランスデューサ204から、電気エネルギー

50

ーを超音波エネルギーに変換して、強力超音波 205 として発振し、生体 212 内の受信デバイス 210 の超音波センサ 206 が強力超音波 205 を受信する。この超音波エネルギーを整流回路 207、整合回路 208 及び蓄積回路 209 により、電気エネルギーに変換して、アプリケーション機器 211 に電力を供給する。また、超音波で伝送する電力量を増大させる場合には、それぞれに複数の超音波トランスデューサ 204 及び超音波センサ 206 を用いている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2007 - 301160 号公報

10

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献 1】「超音波による生体内電子回路へのエネルギー伝送システムの開発」電気通信学会論文誌 A Vol.J84-A、No.12 pp.1565 - 1571 (2001) 内山他 (早稲田大学)

【非特許文献 2】超音波による体内医療機器への電力供給と双方向情報伝送 超音波 T E C H N O、2003.1-2、pp.85-88(2003) 片根他 (千葉大学, 本多電子)

【非特許文献 3】IEEE International Ultrasonics Symposium Preceedings pp.2111-2114(2008) Wygant et al. (スタンフォード大学)

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

前述した非特許文献 1 及び 2 は、共に、伝送効率が 14.5 [%] 又は 20 [%] 程度と、他の伝送手段に比べて、高い伝送効率である。しかし、振動子の構成部位に鉛化合物 (Pb) を用いているため、周知のように生体対応の機器としては不適當である。

【0010】

また、特許文献 1 においては、内部に電源が設置されていない構成であるため、記載されている開放型や放滴型の超音波センサを用いた構成例が開示されている。しかし、記載内容が概念に留まって定量的に記載されていないため、開示内容からでは容易に実現することは難しい。

30

【0011】

そこで本発明は、生体内に投入された電子機器に対して、超音波を用いて駆動電源等の電気エネルギーを効率良く供給する超音波電力伝送システム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】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明に従う実施形態は、電力を発生させる電源部と、前記電源部からの電力を超音波信号に変換して発信する超音波発信部と、帯電し対向配置される第 1 と第 2 の電極を有し、前記超音波発信部から発信された超音波信号の入射により、前記第 1 の電極の振動に伴う静電容量の変化に応じた出力信号を生成する静電容量素子を備える受信部と、を具備する電力伝送システムを提供する。

40

【0013】

さらに、カプセル容器に内包される、観察対象を撮像する撮像部と、前記撮像部に駆動源となる電力を供給し、且つ充電可能な蓄電機能を有する電源部と、外部から受信した超音波信号を電気信号に変換する受信部と、前記撮像部により撮像された画像を含む通信データを超音波信号に変換して送信する送信部と、で構成され、外部から受信した前記超音波信号を電気信号に変換して、前記電源部に入力して充電させる電力伝送システム及び、そのシステムを搭載するカプセル内視鏡装置を提供する。

【発明の効果】

【0014】

50

本発明によれば、生体内に投入された電子機器に対して、超音波を用いて駆動電源等の電気エネルギーを効率良く供給する超音波電力伝送システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の超音波電力伝送システムに用いる静電型超音波トランスデューサについて説明するための一例を示す図である。

【図2】図2は、静電型超音波トランスデューサの信号処理について説明するためのMATLAB/SIMULINKのブロック図である。

【図3】図3は、信号処理に用いるパラメータの一例を示す図である。

【図4】図4は、負荷抵抗と出力電力の関係を示す図である。

10

【図5】図5(a), (b)は、cMUTを搭載したカプセル型超音波内視鏡装置の断面構成を示す図である。

【図6】図6は、カプセル視鏡に実装された静電型超音波トランスデューサ(cMUT)の断面構成を示す図である。

【図7】図7は、本実施形態のカプセル内視鏡を用いた内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、実施形態のカプセル超音波内視鏡の作用について説明するフローチャートである。

【図9】図9は、従来のエネルギー伝送システムの一構成例を示す図である。

【図10】図10は、図9に示したエネルギー伝送システムにおける負荷抵抗に対する出力電圧と変換効率の関係を示す図である。

20

【図11】図11は、従来のエネルギー伝送システムにおけるピエゾ発振器の共振周波数と最大出力との関係を示す図である。

【図12】図12は、公知なカプセル型内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

まず、本発明の超音波電力伝送システムにおいて、図1に示すようなモデル例を用いて、超音波により電気エネルギーを電子機器に伝送するための静電型超音波トランスデューサ(cMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer)、即ち、静電容量素子の概念的な構成及び作用について説明する。

30

【0017】

図1は、減衰要素と出力インピーダンスを導入したモデル例である。

このモデル例は、超音波(圧力又は振動)による機械エネルギー入力に対し、変位電流が流れる。その変位電流と抵抗により発生する電力を出力電力として得る例である。このモデル例において、上下移動する振動膜(比誘電率 ϵ 、厚さ l)101と、間隔をあけて固定された対向電極104によってキャパシタ(ギャップ d 0、面積 S)100が構成されている。また、キャパシタ100内は真空であるものと仮定し、振動膜101は、ばね定数 K のばねと102、減衰係数 B のダンパ103により、支持されているものとする。また、キャパシタ100の出力インピーダンスを R_i 、負荷抵抗 R_L とする。振動膜(質量 m)について示すと、以下の運動方程式(式1)になる。

40

【数1】

$$\frac{d^2x}{dt^2} + B \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m}x = (F + F_{ele})/m \quad \cdots (式1)$$

【0018】

ここで、 F_{ele} は、キャパシタ100に発生する静電力であり、以下の(式2)(静電エネルギーを変位 x で微分する)により示される。

【数 2】

$$F_{ele} = -\frac{dU}{dx} = -\left(\frac{1}{2}V_o^2 \frac{dC}{dx}\right) = \frac{1}{2}V_o^2 \epsilon_0 S \frac{1}{\left(d_0 + \frac{l_t}{\epsilon} - x\right)^2} = \frac{1}{2C} Q^2(t) \quad \dots (式2)$$

【0019】

ここで、 V_o は、キャパシタ両端に掛かる電圧、 l_t は振動膜の厚さ、 ϵ は振動膜の比誘電率である。この(式2)から、静電力は、変位 $x(t)$ に対して、非線形の応答を示している。そのため、簡易に運動方程式である(式1)を解くことができない。よって、計算ソフトウェア(MATLAB)を用いて、(式1)及び(式2)より得られる運動方程式の解 $x(t)$ を求める。この解 $x(t)$ が定まることにより、以下に示す手法で系の電流値 $i(t)$ 、入力仕事率 $P_{in}(t)$ 、及び出力電力 $P_{out}(t)$ が定まる。

10

【0020】

(1) 解 $x(t)$ が定まることにより、 $cMUT$ の容量 C が決定され、他のループから決定された $cMUT$ 両端の電圧 $V_o(t)$ との積より、 $cMUT$ の電荷量 $Q(t)$ が定まる。その時間微分が系に流れる電流 $i(t)$ である。

(2) 解 $x(t)$ を時間微分することにより、振動膜の変位速度 $V(t)$ が定まる。この変位速度 $V(t)$ と外力 $F(t)$ との積が入力仕事率 $P_{in}(t)$ である。

(3) $i(t)$ と R_L との積が $V_{out}(t)$ である。この $V_{out}(t)$ と $i(t)$ との積が $P_{out}(t)$ である。

20

(4) $P_{out}(t)$ と $P_{in}(t)$ との比が受電効率である。

(5) 電流 $i(t)$ と $(R_i + R_L)$ との積が電圧変化分である。 V_{DC} と電圧変化分との差が、 $V_o(t)$ である。

【0021】

図2には、この手法を展開したMATLAB/SIMULINKのブロック図を示す。

図2においては、パネ力111、外力112、静電気力113及び減衰素子114の入力を加算する加算ブロック115と、積分ブロック116、117と、演算ブロック118と、積算ブロック119と、直流電圧ブロック V_{DC} 120と、抵抗成分 $(1/R_i + R_L)$ ブロック122と、積算ブロック123と、積分ブロック124と、出力演算ブロック125とで構成される。

30

【0022】

尚、 K 及び、 m の導出には、非特許文献3に記載されている式を引用した。生体内減衰の影響を考慮し、共振周波数 $f_0 = 100$ [kHz]と設定すると、この周波数領域では本論文記載の式を適用することが可能である。これらの(式3)、(式4)を下記に示す。

【数 3】

$$k = \frac{192\pi}{a^2} \frac{El_t^3}{12(1-\nu^2)} \quad \dots (式3)$$

40

$$m = 1.84\pi a^2 \rho l_t \quad \dots (式4)$$

【0023】

また、系のクオリティーファクターを Q 、系の共振角周波数を ω_0 とすると、(式1)の B の値は 次のように表現できる。

【数 4】

$$B = \frac{\omega_0}{Q} \quad \dots (式5)$$

50

【0024】

以上を踏まえて、図3に示す表のパラメータにて計算を行った結果を、図4のグラフとして示す。図4に示すように、出力電力の最大値が1つの静電容量素子当たり、 $4.0\mu\text{W}$ 、受電効率38%であった。 1mm^2 のダイサイズでは、最大4つ並べることができる。つまり、 1mm^2 当たり、最大 $16\mu\text{W}$ の発電電力があり、 1cm^2 に至っては、 1.6mW が発電可能である。この発電力における発電量及び受電効率は、前述した非特許文献1で提案されている技術と同等レベルである。

【0025】

従って、cMUTを用いた超音波電力伝送は、モデル化して計算した結果、鉛系の圧電素子を用いたものと同程度の特性を有することと推測できる。また、VDCによる電界印加については、エレクトレット化することで実現することが可能である。尚、cMUTは、送波状態と受波状態とに切り換えることができ、送信又は受信の何れに対しても用いることができる。

【0026】

次に、一実施形態として、前述したcMUTを用いた超音波電力伝送システムをカプセル内視鏡へ適用した列について説明する。

図5(a),(b)は、cMUTを搭載したカプセル型超音波内視鏡装置(以下、カプセル内視鏡と称する)の断面構成を示す図である。図6は、カプセル内視鏡に実装された静電型超音波トランスデューサ(cMUT)の断面構成を示す図である。図7は、本実施形態のカプセル内視鏡を用いた内視鏡システムの構成を示すブロック図である。尚、本実施形態では、伝送手段として、送信を行うcMUTを備える送信部と、受信を行うcMUTを備える受信部とを個々に備えている。勿論、前述したように、cMUTを送波状態と受波状態とに切り換えて1つの送受信部による実施することも可能である。

【0027】

このカプセル内視鏡1は、観察対象となる腔内面を撮像する撮像部2と、少なくとも撮像する画角内の体腔内面を照明する照明部3と、充電可能な電池からなる電源部5と、画像処理及び通信を含む装置全体を制御する制御部6と、通信制御を行う超音波信号制御部10と、外部から超音波信号を受信して電気信号に変換する受信部11と、後述する画像等を含む通信データを超音波信号で送信する送信部12とで構成される。

【0028】

これらの構成部位は、外装として円筒形状のカプセル容器4内に収容されて水密構造で密閉されている。このカプセル容器4は、樹脂等により形成され、少なくとも撮像部2による撮像視野(画角)に対応する部分は、透明部材が用いられている。

【0029】

撮像部2は、CCD撮像素子やCMOS撮像素子等が用いられており、連続的にスチル撮影を行う。また、図示していないフォーカス機能と絞り機能を備える撮像光学系を有している。制御部6は、照明光の輝度に応じて撮像部2における露出調整を行い、撮像部2と照明部3に撮影タイミングを指示している。

【0030】

照明部3は、例えば、複数個の高輝度LED素子等が環状に配置されて構成される。照明するタイミングは、制御部6の制御により、撮影開始時から常時点灯でもよいし、撮像部2のスチル撮影のタイミングで点灯するように点滅してもよい。尚、点滅式の方が、エネルギー消費の点と内視鏡の温度上昇の点からみるとより好ましい。また、LED素子の他にも低温で発光するEL素子を照明に用いてもよい。

【0031】

制御部6は、撮像部2により取得された画像信号をデジタル情報(画像データ)へ変換し、送信部12へ送信する。送信部12は、撮像された画像データ及び撮像に関する情報を超音波信号に変換して送信する。また、受信部11は、超音波観測装置31から駆動用電力を超音波信号により受信して電気信号に変換する。

【0032】

受信部 1 1 及び送信部 1 2 は、図 5 (a) に示すように、前述した静電型超音波トランスデューサ (c M U T) 9 を、それぞれに複数個備えており、外部の超音波観測装置から送信された電力用超音波を受信して変換し、電力を生成する。これらの c M U T 9 は、シリコン半導体基板を、シリコンマイクロマシーニング技術を用いて加工して作製される。従って、完全にクリーンな環境下で、シリコンプロセスによる製造シーケンスに沿って高精度で高品位に製造されている。

【 0 0 3 3 】

本実施形態における受信部 1 1 及び送信部 1 2 の通信方式は、例えば A S K (Amplitude Shift Keying) 変調方式を採用している。

また、超音波信号制御部 1 0 は、通信に関わる全体的な制御を行い、受信部 1 1 により変換された指令信号等は制御部 6 に送出し、駆動用電力は、電源部 5 に転送される。また、超音波信号制御部 1 0 は、制御部 6 から入力されたデジタル画像データ及び撮像に関する情報から通信データを生成して送信部 1 2 に出力する。本実施形態では、超音波信号制御部 1 0 と受信部 1 1 と送信部 1 2 により 1 ユニット化された通信ユニット 1 3 が構成される。

10

【 0 0 3 4 】

電源部 5 は、主として、撮像部 2、照明部素子 3、制御部 6 及び超音波信号制御部 1 0 に駆動するための電力を供給する。その構成としては、超音波信号制御部 1 0 から入力された駆動用電力を平滑化する回路と、受け取った電力を蓄電する素子とを有している。蓄電素子は、二次電池に限定されるものではなく、本実施形態では、瞬時充電による蓄電機能を有するキャパシタ例えば、有機物により形成されたスーパーキャパシタ等の容量性素子が好適する。

20

【 0 0 3 5 】

超音波観測装置 3 1 は、c M U T 9 と同様な超音波素子 (c M U T) を共に備える送信部 3 2 及び受信部 3 3 と、A S K 変調部 3 4 と、画像処理部 3 5 と、観察部 3 6 と、電源 3 7 とで構成される。

【 0 0 3 6 】

送信部 3 2 及び受信部 3 3 に搭載される c M U T は、カプセル内視鏡 1 の受信部 1 1 及び送信部 1 2 の c M U T 9 との間で超音波信号による通信を行う。送信部 3 2 は、電源 3 7 から供給するための電力を超音波信号に変換して送信する。受信部 3 3 は、カプセル内視鏡 1 から発信された通信データによる超音波信号を c M U T 3 2 で受信し、画像データと画像の情報信号として生成する。送信部 3 2 及び受信部 3 3 は、共に A S K 変調部 3 4 による変調を用いている。

30

【 0 0 3 7 】

A S K 変調部 3 4 は、受信部 3 3 からの情報信号を増幅し、A S K 復調する。そして復調された信号は、画像処理部 3 5 へ画像データ及び画像の情報として送出する。画像処理部 3 5 は、画像データを映像信号に変換して、観察部 3 6 へ出力する。観察部 3 6 は、カプセル内視鏡 1 が撮像したスチル画像及びその画像に関する撮像情報をモニタに表示する。

【 0 0 3 8 】

図 5 (a) に示すカプセル内視鏡 1 の構成について説明する。

このカプセル内視鏡 1 において、撮像部 2 は、カプセル容器 4 内で内視鏡本体の先頭側に配置されて腔内面を撮像する。照明部 3 は、撮像部 2 を中心として環形状を成し、撮像範囲を均一な照明度で照明する。

40

【 0 0 3 9 】

内視鏡本体の中央前半部には、制御部 6 と電源部 5 とが配置され、中央から後端部には、超音波信号制御部 1 0、受信部 1 1 及び送信部 1 2 による通信ユニット 1 3 が配置される。

【 0 0 4 0 】

本実施形態では、例えば、図 5 (a) に示す通信ユニット 1 3 の外周面の周囲に亘って

50

、複数の短冊形状のc M U T 9が設けられている。この配置は、指向性の高い超音波入射に対して対応できる。c M U T 9の形状は、一例であって、短冊状に限定されるものではない。例えば、チップ状に形成され、通信ユニット13の外周面を展開した場合に、マトリックス状に配置されてもよい。尚、図5(a)において、c M U T 9は、カプセル4の後端部(半円球部分)には配置していないが、勿論、この部分にc M U T 9を配置させてもよい。この後端部分に配置することにより、カプセル内視鏡1が小腸等の中で、腔内面の襞等に嵌りピッチングにより後端部が上側に向いた場合などに好適する。

【0041】

また、受信部11のc M U T 9が配置されている外周面とカプセル内後端部には、カプセル容器4内面との間に隙間が設けられており、この隙間には、バルーン14が取り付けられている。そのバルーン14には、超音波伝達媒体15が充填される。超音波伝達媒体15は、超音波を伝搬するための例えば、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が用いられている。

10

【0042】

次に、本実施形態に用いられる静電型超音波トランスデューサ(c M U T)9について説明する。図6は、c M U T 9の断面構成を示す図である。

c M U T 9の表面は、耐水性、耐薬品性に優れたバリレン(ポリバラキシリレン)等で形成された保護膜で被覆されている。

【0043】

このc M U T 9において、シリコン基板22上には、集積回路で構成されたアクセス回路を設けたアクセス回路形成部29が形成される。アクセス回路形成部29上に層間絶縁膜24と下部電極25d[第2の電極]が積層形成される。下部電極25dは、層間絶縁膜24のコンタクトホールに形成された配線30を経て、アクセス回路形成部29に電気的に接続される。アクセス回路形成部29は、c-MOS集積回路で構成される。下部電極25dは、信号入出力用電極である。

20

【0044】

下部電極25d上には、電極間距離を規定する絶縁性支柱23を水平方向に一定間隔をあけて形成し、さらに絶縁性支柱23[電極間支持部]を覆うように、シリコン又はシリコン化合物からなるシリコンメンブレン26が形成される。さらに、シリコンメンブレン26上には、接地電位の上部電極25u[第1の電極]が形成される。これらの下部、上部電極により静電容量素子(又は、容量性素子)を形成する。さらに、上部電極25uの上面には保護膜27が被覆されている。

30

【0045】

絶縁性支柱23間の下部電極25dと上部電極25uの一定距離は、真空空隙部28(以下、空隙部と称する)を形成し、シリコンメンブレン26の制動層(制動バネ)として機能する。このシリコンメンブレン26は、送受信時には帯電されている。

【0046】

このような構成により、上部電極25uに超音波信号が入力して、上部電極25uに圧力を掛けた場合には、下部電極25dとの間隔(電極間距離)が変化して、容量が変化する。このため、シリコンメンブレン26が帯電されていた場合には、その容量変化を伴った出力(電気信号)が下部電極25dからアクセス回路形成部29に出力される。つまり、超音波信号による圧力(振動)が電気信号に変換されて出力される。また、絶縁性支柱23により変動幅が制限され、且つ変動が収束されるように制動される。尚、アクセス回路形成部29におけるアクセス回路とは、基本的に、受け取った電気信号若しくは機械信号から、それぞれ所望のエネルギーや信号に変換する回路を示唆する。具体的には、カプセル内視鏡側の場合に、外部からの信号をエネルギーやカメラ制御信号に変換する、例えば「超音波信号制御部10」であり、外部側の場合には、カプセルからの超音波信号を画像信号に変換する例えば、「ASK変調部34」に相当する。勿論、これらは同様な機能をする部材であればよく、構成される部材名に限定されるものではない。

40

【0047】

50

次に、図 8 に示すフローチャートを参照して、本実施形態のカプセル超音波内視鏡 1 の作用について説明する。

まず、例えば食道及び小腸付近の超音波観察を行う場合には、被験者は、バルーン内に超音波伝達媒体が予め所定量注入され、超音波観測状態となっているカプセル内視鏡 1 を嚥下する（ステップ S 1）。

【 0 0 4 8 】

嚥下されたカプセル内視鏡 1 は、蠕動運動によって食道内を移動して行く。このとき、カプセル内の電源には、超音波通信を用いて位置を判明させるだけのエネルギーが予め蓄えられている。その電源を用いて、カプセル内視鏡 1 の現在位置を検出する（ステップ S 2）。食道に到着した後、超音波を用いてカプセル内視鏡 1 にエネルギー伝送を行い、撮影を開始する（ステップ S 3）。撮像部 2 に撮影された画像信号は、制御部 6 より画像処理されてデジタル画像データとして生成され、その画像データに関する情報と共に情報信号として超音波信号制御部 10 に送出される。超音波信号制御部 10 は、制御部 6 から入力されたデジタル画像データ及び撮像に関する情報から通信データを生成して送信部 12 に出力する。

10

【 0 0 4 9 】

送信部 12 では、通信データを超音波変換して A S K 信号を生成し、c M U T 9 から超音波として体外へ伝達される。体外に伝達された A S K 信号は、超音波観測装置 31 の受信部 33 の c M U T 32 で受信されて電気信号に変換され、さらに、A S K 変調部 34 により画像データ及び画像データに関する情報に戻される。さらに画像データは、画像処理部 35 により映像信号に変換されて、観察部 36 に表示される。これらの画像伝送は、予め定めた画像データ量に達した毎に伝送を行ってもよいし、1 画像ずつ随時、画像伝送を行ってもよい。

20

【 0 0 5 0 】

また本実施形態では、共に送信・受信が独立して行われる構成であるため、画像データの通信とは独立して、カプセル内視鏡 1 が食道に到着した後のエネルギー伝送が継続的に超音波信号による行われている。尚、カプセル内視鏡 1 において送信・受信部が一体であれば、画像データの送信とエネルギー伝送の受信は交互に行う。本実施形態では、電源 5 を搭載しているため、エネルギー伝送が断続的に行われたとしても、撮影動作は中断されることなく継続される。また、通信エラーによりエネルギー伝送が一時中断されたとしても、同様に、撮影動作は正常に継続される。

30

【 0 0 5 1 】

カプセル内視鏡 1 が撮像対象範囲を通過すると、撮像を終了して（ステップ S 4）、体外より排泄され、回収又は廃棄される（ステップ S 5）。この時、カプセル内視鏡 1 の電源部 5 が、内部に酸化銀等を含む電池以外の、例えば有機物で形成されたスーパーキャパシタであった場合には、排泄に伴い、電池としての回収は必ずしも必要ではなく、そのまま不燃ごみとして廃棄することができる。

【 0 0 5 2 】

本実施形態のカプセル内視鏡 1 は、静電容量変化式超音波振動子（c M U T）を用いているため、振動子の静電容量を変化させることにより、圧力（振動）即ち、機械エネルギーから電気エネルギーへ変換することができる。これらの振動子は、主としてシリコン等を用いて形成されているため、検査対象物が生体であった場合には、公知な P Z T に比べて、より安全な材料を用いていることとなり、生体用エネルギー伝送用デバイスより好適する。

40

【 0 0 5 3 】

また、カプセル内視鏡 1 は、内部に電源を搭載する構成であるため、伝送された電気エネルギーを一時的に蓄積することにより、エネルギー伝送が不安定で一時的に中断される状態であっても、安定した撮像動作、画像処理動作及び送受信動作を実現することができる。

【 0 0 5 4 】

50

また、電源を搭載することにより、超音波によるエネルギー供給を行う無くとも、撮影開始前に嚙下されたカプセル内視鏡 1 の現在位置が確認できるため、撮影開始のタイミングやエネルギー伝送のタイミングを正確に把握することができる。これによって、撮影開始タイミングの遅延を防止でき、所望する位置から画像データを得ることができる。

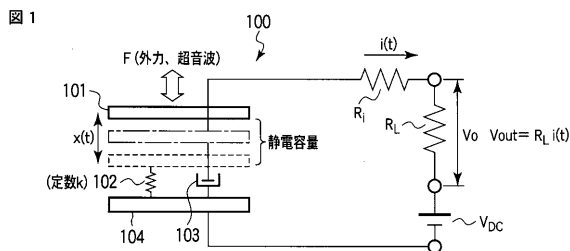
【符号の説明】

【 0 0 5 5 】

1 ... カプセル内視鏡、2 ... 撮像部、3 ... 照明部、4 ... カプセル容器、5 ... 電源部、6 ... 制御部、9 ... 静電型超音波トランスデューサ (c M U T) : 静電容量素子、10 ... 超音波信号制御部、11 ... 受信部、12, 32 ... 送信部、13 ... 通信ユニット、14 ... バルーン、15 ... 超音波伝達媒体、22 ... シリコン基板、23 ... 絶縁性支柱、24 ... 層間絶縁膜、25 d ... 下部電極、25 u ... 上部電極、26 ... シリコンメンブレン、27 ... 保護膜、28 ... 真空空隙部、29 ... アクセス回路形成部、30 ... 配線、31 ... 超音波観測装置、32 ... 送信部、33 ... 受信部、34 ... A S K 変調部、35 ... 画像処理部、36 ... 観察部、37 ... 電源。

10

【 図 1 】

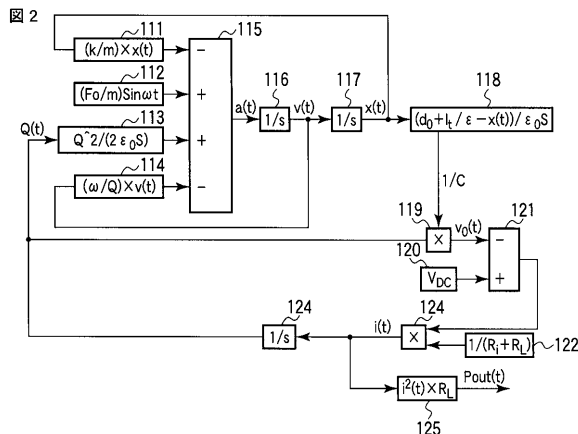


【 図 3 】

図 3

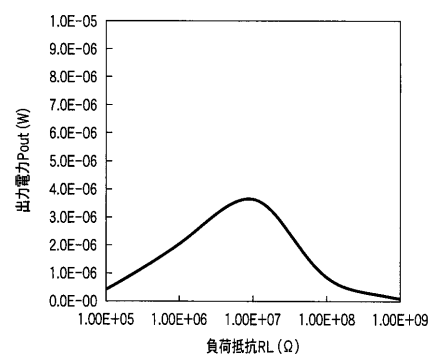
	数値	ユニット	項目
k	196	[N/m]	振動膜のバネ定数
m	4.86E-10	[Kg]	振動膜の質量
lt	1.00E-06	[m]	振動膜の厚さ
f ₀	1.01E+05	[Hz]	トランスデューサの共振周波数
d ₀	1.00E-05	[m]	トランスデューサのギャップ
S	1.13E-07	[m ²]	トランスデューサのエリア

【 図 2 】

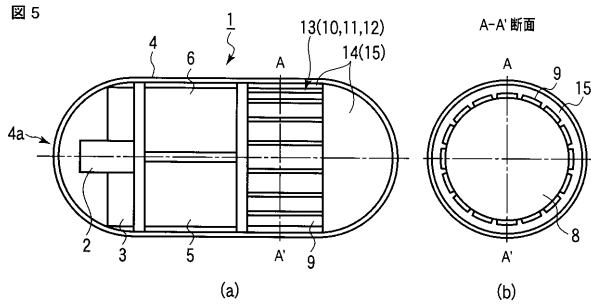


【 図 4 】

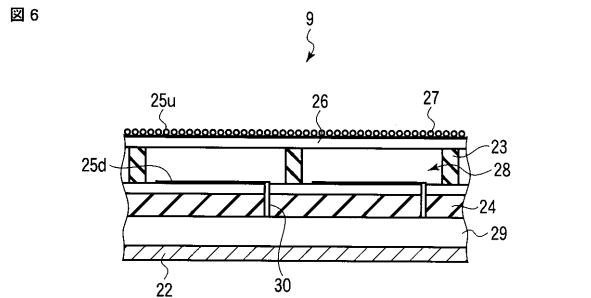
図 4



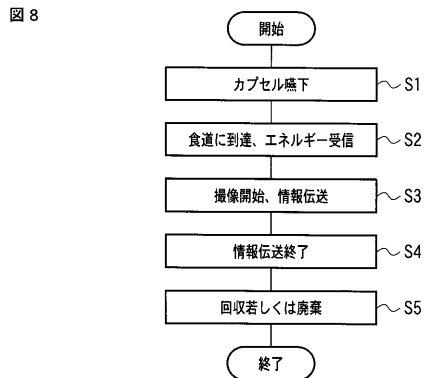
【 図 5 】



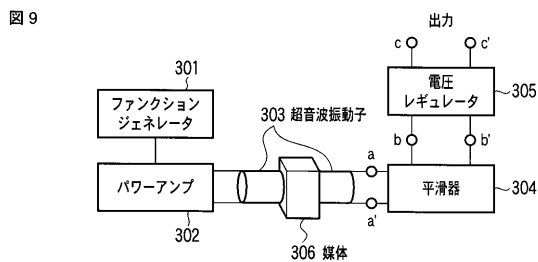
【 図 6 】



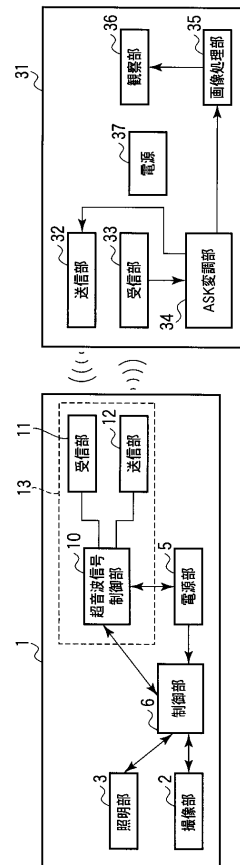
【圖 8】



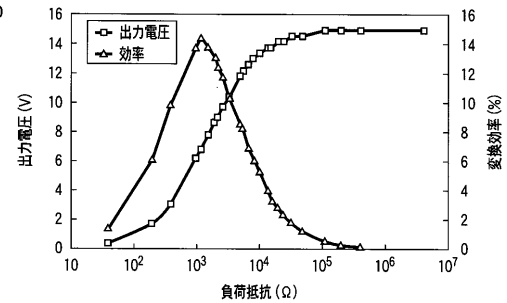
【 図 9 】



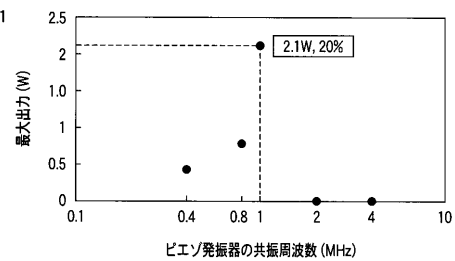
【 図 7 】



【 図 1 0 】

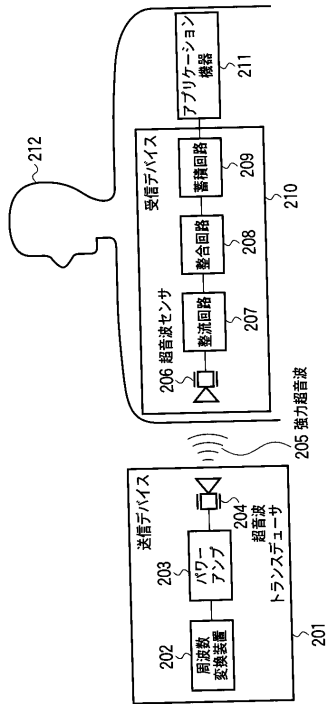


【 ㊦ 1 1 】



【図 12】

図 12



フロントページの続き

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
(72)発明者 安食 嘉晴

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC09

4C061 AA00 BB00 CC06 DD10 JJ19 NN01 NN03 NN05 QQ06 UU10
WW16

4C161 AA00 BB00 CC06 DD10 JJ19 NN01 NN03 NN05 QQ06 UU10
WW16

4C601 EE09 FE02 GD02 GD06

专利名称(译)	安装系统的动力传动系统和胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011110385A	公开(公告)日	2011-06-09
申请号	JP2009272536	申请日	2009-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安食嘉晴		
发明人	安食 嘉晴		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B8/12		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.F A61B5/07 A61B8/12 A61B1/00.C A61B1/00.530 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/00.683 A61B1/00.718		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/QQ06 4C061/UU10 4C061/WW16 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD10 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/QQ06 4C161/UU10 4C161/WW16 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GD02 4C601/GD06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/UU07		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决传统的通过超声波信号传输电力的传输装置在振动器的组成部分中含有铅化合物 (Pb) 并且不适合于与生物体相对应的仪器的问题。解决方案：在电力传输系统中，超声波发送部件将来自电源的电力转换为超声波信号并发送用于发送的信号，并且接收部件接收超声波信号。在接收部分中，电能由静电电容元件产生，该静电电容元件包括充电和相对布置的第一和第二电极，根据与第一电极的振动有关的静电容量的变化产生输出信号。通过超声波发送部分发送的超声波信号的发生率。电力传输系统用于传输胶囊内窥镜的电力。 Ž

