

(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2007-208935

(P2007-208935A)

(43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4B 5/02 (2006.01)	HO4B 5/02	5B035
HO4B 1/59 (2006.01)	HO4B 1/59	5K012
A61F 9/007 (2006.01)	A61F 9/00 590	
G06K 19/07 (2006.01)	G06K 19/00 H	
G06K 19/00 (2006.01)	G06K 19/00 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-28963 (P2006-28963)
 (22) 出願日 平成18年2月6日(2006.2.6)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成17年度独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構「健康安心プログラム 身体機能代替・修復システムの開発 人工視覚システム」委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願)

(71) 出願人 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14

(72) 発明者 米澤 栄二
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内

Fターム(参考) 5B035 BB09 BC00 CA23
 5K012 AB02 AB19 AC06 AC09 AE13
 BA17

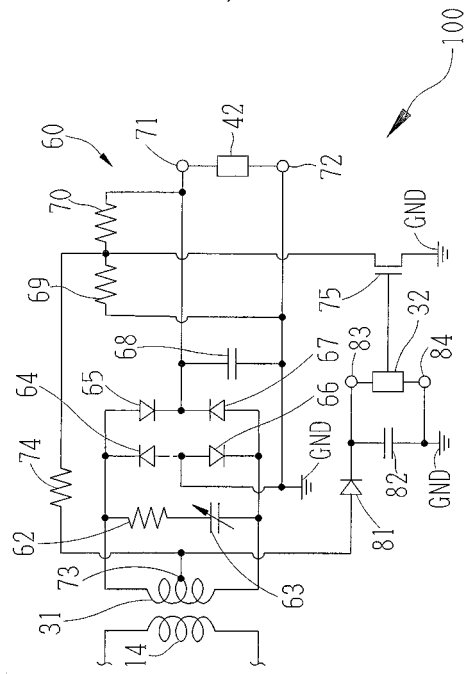
(54) 【発明の名称】 負荷変調通信回路及びこれを備えた視覚再生補助装置

(57) 【要約】

【課題】 簡単な構成で低消費電力駆動の負荷変調通信回路の提供する。

【解決手段】 無線により外部と情報の送受信を行う負荷変調通信回路であって、外部より電力を取得するとともに外部と情報の送受信を行うための2次コイルを備える送受信手段と、送受信手段に設けられた中間タップと、一端を中間タップに負荷抵抗を介して接続され他端を略接地されたスイッチ手段と、送受信手段の両端又は送受信手段の一端と中間タップに接続され情報の通信や制御を行うとともに、スイッチ手段と接続され、スイッチ手段の制御を行う駆動回路とを備え、スイッチ手段がオン状態のときは、駆動回路が中間タップを負荷抵抗を介して略接地に接地し送受信手段の負荷抵抗を変調して、送受信手段から外部へと情報を送信し、スイッチ手段がオフ状態のときは、送受信手段が外部からの情報を受信していることを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

無線により外部と情報の送受信を行う負荷変調通信回路であって、外部より電力を取得するとともに外部と情報の送受信を行うための 2 次コイルを備える送受信手段と、該送受信手段に設けられた中間タップと、一端を前記中間タップに負荷抵抗を介して接続され、他端を略接地されたスイッチ手段と、前記送受信手段の両端又は前記送受信手段の一端と前記中間タップに接続され、情報の通信や制御を行うとともに、前記スイッチ手段と接続され、前記スイッチ手段の制御を行う駆動回路と、を備え、前記スイッチ手段がオン状態のときは、前記駆動回路が前記中間タップを、前記負荷抵抗を介して略接地に接地し前記送受信手段の負荷抵抗を変調して、前記送受信手段から前記外部へと情報を送信し、前記スイッチ手段がオフ状態のときは、前記送受信手段が前記外部からの情報を受信していることを特徴とする負荷変調通信回路。

10

【請求項 2】

請求項 1 の負荷変調通信回路において、前記中間タップは前記送受信手段の中間に接続されることを特徴とする負荷変調通信回路。

【請求項 3】

請求項 1 の負荷変調通信回路において、前記スイッチ手段は電界効果トランジスタ (F E T) であることを特徴とする負荷変調通信回路。

【請求項 4】

外部からの情報を受信するとともに負荷変調通信回路を用いて外部に向けて所定の情報を送信するための送受信手段と、網膜を構成する細胞に対して刺激パルス信号を出力するための複数の電極と、前記送受信手段にて受信された前記情報を電気刺激パルス信号に変換し前記複数の電極から電気刺激パルス信号を出力するための制御手段と、を備える視覚再生補助装置において、前記負荷変調通信回路は、2 次コイルと、該 2 次コイルに設けられた中間タップと、一端を前記中間タップに負荷抵抗を介して接続され、他端を略接地されたスイッチ手段と、前記 2 次コイルの両端又は前記 2 次コイルの一端と前記中間タップに接続され、情報の通信や制御を行うとともに、前記スイッチ手段と接続され、前記スイッチ手段の制御を行う駆動回路と、を備え、前記スイッチ手段がオン状態のときは、前記駆動回路が前記中間タップを、前記負荷抵抗を介して略接地に接地し前記 2 次コイルの負荷抵抗を変調して、前記 2 次コイルから前記外部へと情報を送信し、前記スイッチ手段がオフ状態のときは、前記 2 次コイルが前記外部からの情報を受信していることを特徴とする視覚再生補助装置。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は非接触で電力や情報のやりとりを行う R F I D 技術で用いられる負荷変調通信回路及び患者の視覚を再生するための視覚再生補助装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年、R F I D (Radio Frequency Identification) 技術を用いて、非接触状態で、受信装置、送信装置の間で、情報や電力をやり取りするものが知られている。(例えば、特許文献 1 参照)。このような装置は、無線 I C タグとも呼ばれ、応用範囲が広い。

【0003】

また、近年、失明治療方法の一つとして、電極を有する装置を眼内等に埋植し、視覚を形成する細胞に対して電極から刺激パルスを出力して刺激することにより、失われた視覚機能の一部を代行させる視覚再生補助装置の研究がされている。このような視覚再生補助装置は、体内に設置する体内装置を有し、この体内装置には網膜を構成する細胞を電気刺

50

激するための電極と、それを制御する集積回路からなる制御部が設けられており、2次コイルを用いて必要な電力を得たり、外部と情報を送受信することが可能な装置が知られている(特許文献2参照)。

【特許文献1】特開2000-137779号公報

【特許文献2】特開2004-298298号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このような無線ICタグの装置では、送信側(装置本体)と受信側(ICタグ側)が相互に通信することで、適正に情報がやりとりされているかを確認したり、コイルを介しての電力伝送が行われている。また、このような無線ICタグ技術の応用範囲の拡大にともなって、受信側の低消費電力化、コンパクト化が望まれている。特に、受信側に広く用いられる負荷変調通信回路での低消費電力化、コンパクト化が望まれている。

10

【0005】

また、特許文献2に示すような視覚再生補助装置では、上述した技術を用いて外部から電力を供給することができるものの、供給された電力を体内装置側にて、できるだけ損失を少なくし、効率よく消費することが望まれている。また、このような体内装置は患者の体内という限られたスペースに埋植されるため、できるだけ小さく簡単な構成であることが好ましい。

【0006】

上記従来技術の問題点に鑑み、簡単な構成で低消費電力駆動の負荷変調通信回路の提供、さらにはこのような負荷変調通信回路を有した視覚再生補助装置を提供することを技術課題とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

(1) 無線により外部と情報の送受信を行う負荷変調通信回路であって、外部より電力を取得するとともに外部と情報の送受信を行うための2次コイルを備える送受信手段と、該送受信手段に設けられた中間タップと、一端を前記中間タップに負荷抵抗を介して接続され、他端を略接地されたスイッチ手段と、前記送受信手段の両端又は前記送受信手段の一端と前記中間タップに接続され、情報の通信や制御を行うとともに、前記スイッチ手段と接続され、前記スイッチ手段の制御を行う駆動回路と、を備え、前記スイッチ手段がオン状態のときは、前記駆動回路が前記中間タップを前記負荷抵抗を介して略接地に接地し前記送受信手段の負荷抵抗を変調して、前記送受信手段から前記外部へと情報を送信し、前記スイッチ手段がオフ状態のときは、前記送受信手段が前記外部からの情報を受信していることを特徴とする。

30

(2) (1)の負荷変調通信回路において、前記中間タップは前記送受信手段の中間に接続されることを特徴とする。

(3) (1)の負荷変調通信回路において、前記スイッチ手段は電界効果トランジスタ(FET)であることを特徴とする。

40

(4) 外部からの情報を受信するとともに負荷変調通信回路を用いて外部に向けて所定の情報を送信するための送受信手段と、網膜を構成する細胞に対して刺激パルス信号を出力するための複数の電極と、前記送受信手段にて受信された前記情報を電気刺激パルス信号に変換し前記複数の電極から電気刺激パルス信号を出力するための制御手段と、を備える視覚再生補助装置において、前記負荷変調通信回路は、2次コイルと、該2次コイルに設けられた中間タップと、一端を前記中間タップに負荷抵抗を介して接続され、他端を略接地されたスイッチ手段と、前記2次コイルの両端又は前記2次コイルの一端と前記中間タップに接続され、情報の通信や制御を行うとともに、前記スイッチ手段と接続され、前記スイッチ手段の制御を行う駆動回路と、を備え、前記スイッチ手段がオン状態のときは、前記駆動回路が前記中間タップを前記負荷抵抗を介して略接地に接地し前記2次コイル

50

の負荷抵抗を変調して、前記２次コイルから前記外部へと情報を送信し、前記スイッチ手段がオフ状態のときは、前記２次コイルが前記外部からの情報を受信していることを特徴とする。

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、回路構成を簡素化することができ、電力損失を抑制することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００９】

本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。なお、本発明の負荷変調通信回路を用いる一つの実施形態として、視覚再生補助装置を例に挙げ、以下に説明する。図１は視覚再生補助装置の外観を示した概略図、図２は実施の形態で使用する視覚再生補助装置における体内装置を示す図、図３は本実施形態の負荷変調通信回路の回路構成図、図４は制御系のブロック図である。

10

【００１０】

１は視覚再生補助装置であり、図１及び図２に示すように、外界を撮影するための体外装置１０と網膜を構成する細胞に電気刺激を与え、視覚の再生を促す体内装置２０とからなる。体外装置１０は、患者が掛けるバイザー１１と、バイザー１１に取り付けられるＣＣＤカメラ等からなる撮影装置１２と、外部デバイス１３、送信手段（送受信手段）である１次コイル１４等にて構成されている。

20

【００１１】

外部デバイス１３には、ＣＰＵ等の演算処理回路を有するデータ変調手段１３ａ、視覚再生補助装置１（体外装置１０及び体内装置２０）の電力供給を行うためのバッテリー１３ｂが設けられている。データ変調手段１３ａは、撮影装置１２にて撮影した被写体像を画像処理し、さらに得られた画像処理後のデータを、視覚を再生するための電気刺激パルス用データに変換する処理を行う。１次コイル１４は、データ変調手段１３ａにて変換された電気刺激パルス用データ、及び後述する体内装置２０を駆動させるための電力を電磁波として体内装置２０側に伝送（無線送信）することができる。また、１次コイル１４の中心には図示なき磁石が取り付けられている。磁石は後述する送受信手段（２次コイル）３１との位置固定に使用される。

30

【００１２】

バイザー１１は眼鏡形状を有しており、図１に示すように、患者の眼前に装着して使用することができるようになっている。また、撮影装置１２はバイザー１１の前面に取り付けてあり、患者に視認させる被写体を撮影することができる。

【００１３】

図２に示す体内装置２０は、大別して体外装置１０から送信される電気刺激パルス信号用データや電力を電磁波により受け取るための受信部３０と、網膜を構成する細胞を電気刺激するための刺激部４０により構成される。なお、受信部３０は電力や外部（体外装置１０）からの情報（電気刺激パルス信号用データ等）や電力を受け取る役目を有するとともに、体内装置２０側から体外装置１０側に所定の情報を送信するための送信部としての役目も持つ。受信部３０には、体外装置１０からの電磁波を受信したり、体外装置１０へと体内装置２０の情報を送信したりする送受信手段である２次コイル３１や、制御回路３２や負荷変調通信回路６０を備える制御部１００が設けられている。制御回路３２は、２次コイル３１にて受信された電気刺激パルス用データと電力とを分けるとともに、電気刺激パルス用データを基に、視覚を得るための電気刺激パルス信号と対応する電極を指定する電極指定信号に変換し、刺激部４０へ送信する制御手段としての役割を有している。また、受信部３０には、後述する負荷変調通信回路６０等も作りこまれ、制御回路３２と接続されている。

40

【００１４】

これら２次コイル３１や制御部１００は、基板３３上に形成されている。なお、受信部

50

30には1次コイル14を位置固定させるための図示なき磁石が設けられている。また、34は不関電極である。

【0015】

また、刺激部40には、電気刺激パルス信号を出力する電極41、刺激制御回路42が作りこまれた刺激制御部200が設けられている。各電極41は、刺激制御部200に接続されている。刺激制御部200は、制御部100から送られてきた電極指定信号に基づいて、対応する電気刺激パルス信号を電極41の各々へ振り分ける制御手段としての役目を果たす。電極41には生体適合性が高い貴金属、例えば金や白金が用いられる。電極41は基板43上に形成され、刺激制御回路42は基板43にフリップチップ実装されている。基板43は、折り曲げ可能な材料を長板状に加工したものをベース部としている。この基板43上に電極41が配置され、さらにリード線43aにて刺激制御回路42、と電気的に接続されている。これら、制御回路32、刺激制御回路42で制御手段が構成される。

10

【0016】

また、受信部30と刺激部40とは複数のワイヤー50によって電気的に接続されている。また、複数のワイヤー50は、取り扱いが容易となるように、チューブ51によって一つに束ねられている。なお、各ワイヤー50は接続部分を除いて絶縁被膜が施されている。また、図示は略すが、このような体内装置20は、電極41と不関電極34の先端以外の構成部分の全てに生体適合性の高いコーティング層が形成されている。

【0017】

次に、受信部30の制御部100の構成について説明する。図3は、制御部100の回路構成を模式的に示したもので、負荷変調通信回路60を主に示した図である。2次コイル31に、1次コイル14が対向することで、電磁誘導の原理により電力伝送や情報等の授受を実現する。62は抵抗、63は可変コンデンサである。コンデンサ63と2次コイル31が共振回路を形成することで、受信部30は特定の周期の信号を抽出する。コンデンサ63が可変であるため、共振周波数を調整することができる構成となっている。

20

【0018】

64、65、66、67はダイオードであり、既知の整流回路(ダイオードブリッジ)を構成するように接続されている。これら4つのダイオードで交流電圧を直流電圧に変換する。68はコンデンサであり、整流された直流電圧を蓄放電する。これら、ダイオード64~67、コンデンサ68で整流手段(整流回路)を構成している。ここで示した整流回路は全波整流を行う。なお、図3では、ダイオード4つで、ダイオードブリッジを形成し、コンデンサを組み合わせで整流手段としたが、これに限るものではない。M O S F E T (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)を用いてもよい。

30

【0019】

69、70は抵抗であり、後述する中間タップの電位を、出力ライン(電源出力端子71)の電位と、接地電位(略グランドの電位レベルを指す、以下GNDレベルと略す)との中間程度にする役割を担っている。このため、抵抗69、70は同程度の抵抗値で配置される。ここで述べた接地(GND)は体内装置20の回路のGNDであり患者の体内電位とは異なる。

40

【0020】

71、72は電源出力端子であり、電源出力端子71はプラス、電源出力端子72はGNDレベルとなる。電源出力端子71、72からは、直流電圧が出力される。電源出力端子71、72は刺激制御回路42へと接続される。73は中間タップであり、2次コイル31のほぼ中央位置、つまり、2次コイル31の総巻き数の約半分の巻き数の位置に接続されている。74は負荷抵抗であり、75はFET(電界効果トランジスタ、Field Effect Transistor)である。FET75のソース端子はグランド(GND)に接続され、ドレイン端子は抵抗74に接続され、ゲート端子は制御回路32に接続されている。FET75は制御回路32に駆動制御され、オン、オフのスイッチングをされる。

【0021】

50

8 1 はダイオードであり、アノード端子が中間タップ 7 3 に接続される。8 2 はコンデンサであり、コンデンサ 8 2 の一端がダイオード 8 1 のカソード端子と接続され、他端が G N D に接続される。8 3、8 4 は電源出力端子であり、制御回路 3 2 へと接続される。電源出力端子 8 3 はプラス、電源出力端子 8 4 は G N D レベルとなる。ダイオード 8 1 で整流し、コンデンサ 8 2 に電荷を蓄積することで、制御回路 3 2 で利用する直流電圧（電流）を得ている。ダイオード 8 1 とコンデンサ 8 2 で半波の整流手段（整流回路）を構成している。

【 0 0 2 2 】

図 3 で示す負荷変調通信回路 6 0 において、F E T 7 5 は制御回路 3 2 の制御信号に基づいて駆動するスイッチ手段となる。ここで、スイッチングの説明をする。F E T 7 5 は制御信号により、ゲート電圧を制御され、ゲートが O N 状態になると、抵抗 7 4 の一端の電位が G N D レベルまで落ちる。このようになると、中間タップ 7 3 から負荷抵抗 7 4 へと電流が流れる経路が形成される。また、逆に、ゲートが O F F 状態になると、F E T 7 5 のドレイン・ソース間は導通しない。G N D と中間タップ 7 3 の間の電圧は一定となるため、負荷抵抗 7 4 と F E T 7 5 の出力容量を通る電流はほとんどない。このため、ゲートが O F F 状態では、F E T 7 5、負荷抵抗 7 4 での電力ロスが少ない。

10

【 0 0 2 3 】

なお、F E T 7 5 で用いられるものは n 型、p 型の M O S F E T のどちらであってもよい。n 型であれば、ゲートにプラスの電圧を印加して、スイッチを O N 状態とする。一方、n 型であれば、ゲートにマイナスの電圧を印加して、スイッチを O N 状態とする。

20

【 0 0 2 4 】

次に、負荷変調通信回路 6 0 の動作を説明する。次コイル 3 1 から情報を送信する場合は、制御回路 3 2 からの指令信号により、F E T 7 5 をオン状態とする。F E T 7 5 がオン状態になると、中間タップ 7 3 は負荷抵抗 7 4 を介して、G N D に接続されてこととなる。従って、2 次コイル 3 1 にかかる負荷が負荷抵抗 7 4 の分だけ上昇することとなる。このとき 2 次コイル 3 1 に流れる電流は図 3 中の矢印 A か B の向きとなる。1 次コイル 1 4 と 2 次コイル 3 1 は、電磁結合しているため 2 次側の負荷が増大すると 1 次側に影響が伝わり 1 次コイルの電圧振幅が減少する。1 次コイル 1 4 の振幅の変化を外部デバイス 1 3 が検知することで、体内装置 2 0 の動作信号を検知することができる。この一連の動作を、2 次コイル 3 1（側）から 1 次コイル 1 4（側）へ情報が送信されたと位置付ける。

30

【 0 0 2 5 】

このような動作原理に基づき、体外装置 1 0 は、体内装置 2 0 からの情報を取得することができる。体内装置 2 0 から体外装置 1 0 への通信は定期的（例えば、数十ミリ秒から数百ミリ秒毎）に行われる。

【 0 0 2 6 】

なお、このとき、負荷抵抗 7 4 の抵抗値は通信が可能な範囲において電力伝送に支障がない程度に大きな値とする。

【 0 0 2 7 】

このようにして、負荷変調通信回路 6 0 の負荷変調手段を中間タップ 7 3、負荷抵抗 7 4、F E T 7 5 で構成したことで、簡単な構成で負荷変調通信回路 6 0 を作製することができる。また、F E T が O F F の時、中間タップには中間電位に安定して高周波の電圧は現れないため F E T の出力容量が存在していても R 7 4 には電流が流れることはなく電力の損失は無視できるようになる。

40

【 0 0 2 8 】

次に、2 次コイル 3 1 にて 1 次コイル側からの電磁波を電力として受け取る場合の回路動作について説明する。このとき、F E T 7 5 は制御回路 3 2 の指令信号により、O F F 状態となっている。2 次コイル 3 1 は、外部デバイス 1 3 が生成した情報や電力を 1 次コイル 1 4 から受け取る。2 次コイル 3 1 では、1 次コイル 1 4 の磁場の変化に応じた交流電流（電圧）変化が起こる。2 次コイル 3 1 で取得された電力は交流である。交流電流（電圧）はダイオード 6 4 ~ 6 7 及びコンデンサ 6 8 で構成される整流回路によって、整流

50

平滑化され、電源出力端子 7 1、7 2 より刺激制御回路 4 2 へ電源を供給する。

【0029】

次に、中間タップ 7 3 を利用した電力取得について説明する。中間タップには中間の電位が発生するためこれをダイオード 8 1 とコンデンサ 8 2 で（半波）整流すると 1 / 2 の電圧が電源出力端子 8 3、8 4 から得られ制御回路 3 2 へと送られる。

【0030】

このようにして、制御回路 3 2 と刺激制御回路 4 2 では、供給される電源電圧が異なる。これは、制御回路 3 2 と刺激制御回路 4 2 とでは必要とする電圧が異なるためである。本実施形態では、制御回路 3 2 は 3 . 3 V で駆動する半導体回路を用いている。一方、刺激制御回路 4 2 は網膜を刺激するため高い電圧を必要とする。本実施形態では、刺激制御回路 4 2 は 1 0 V の電圧を利用する構成としている。本実施形態では、刺激制御回路 4 2 には 1 0 V の電圧が、制御回路 3 2 には 5 V の電圧が供給される。制御回路 3 2 では、5 V の電圧を電圧降下させて、3 . 3 V 駆動の制御回路に利用している。

10

【0031】

このようにして、体内装置 2 0 のそれぞれの構成要素に適した電力（電圧）を供給できるため、体内装置 2 0 での電力ロスが低減でき、電力の利用効率が上昇させることができる。

【0032】

このような構成を備える体内装置 2 0 は、患者の体内の所定位置に設置される。図 5 は患者眼 E に刺激部 4 0 を設置した一例を示す図である。図示するように、基板 4 3 上に形成される電極 4 1 を脈絡膜 E 2 に接触させた状態で、基板 4 3 の一部は、強膜 E 3 と脈絡膜 E 2 との間に設置される。また、基板 4 3 の刺激制御部 2 0 0 部分は、強膜 E 3 の外側に置かれる。この基板 4 3 の設置は、強膜 E 3 の一部を切開して強膜ポケットを形成させておき、この強膜ポケット内（脈絡膜 E 2 の外側）に基板 4 3 の電極部分を挿入し設置後、縫合等により基板 4 3 を固定することにより行われる。

20

【0033】

なお、不閉電極 3 4 は図示するように眼内中央の前眼部よりの位置に置かれる。これによって、網膜 E 1 は電極 4 1 と不閉電極 3 4（対向電極）との間に位置することとなる。よって、電極 4 1 からの電気刺激パルス信号が効率的に網膜を通ることとなる。

【0034】

一方、2次コイル 3 1 は、体外装置 1 0 に設けられた1次コイル 1 4 からの信号（電気刺激パルス用データ信号及び電力）を受信可能な生体内の所定位置に設置される。例えば、図 1 に示すように、患者の側頭部の皮膚の下に受信部 3 0（図では2次コイル 3 1 のみ示している）を埋め込むとともに、皮膚を介して受信部 3 0 と対向する位置に1次コイル 1 4 とを設置しておく。受信部 3 0 には、1次コイル 1 4 と同様に磁石が取り付けられているため、埋植された受信部 3 0 上に1次コイル 1 4 を位置させることにより、磁力によって1次コイル 1 4 と受信部 3 0 とがくっつき合い、1次コイル 1 4 が側頭部に保持されることとなる。

30

【0035】

なお、ワイヤー 5 0 を束ねるチューブ 5 1 は、側頭部に埋め込まれた受信部 3 0 から側頭部に沿って皮膚下を患者眼に向かって延び、患者の上まぶたの内側を通して眼窩に入れられる。眼窩に入れられたチューブ 5 1 は、図 5 に示すように強膜 E 3 の外側を通り、基板 4 3 に設置された刺激制御回路 4 2 に接続される。

40

【0036】

なお、本実施形態では、体内装置 2 0（刺激部 4 0）の設置位置を強膜 E 3 側に位置させて、強膜側（脈絡膜側）から網膜 E 1 を構成する細胞を電気刺激する構成としたが、これに限るものではない。患者眼の網膜を構成する細胞を好適に刺激することが可能な位置に電極を設置することができればよい。例えば、体内装置を患者眼の眼内（網膜上や網膜下）に置き、電極が形成されている基板先端部分を網膜下（網膜と脈絡膜との間）や網膜上に設置させるような構成とすることもできる。

50

【 0 0 3 7 】

以上のような構成を備える視覚再生補助装置において、その動作を図 4 に示す制御系のブロック図を基に説明する。図 4 では、簡便のためコーティング層は図示していないが、電極部分を除いた体内装置 2 0 はコーティングされている。図 1 に示す撮影装置 1 2 により撮影された被写体の撮影データ（画像データ）は、データ変調手段 1 3 a に送られる。データ変調手段 1 3 a は、撮影した被写体を患者が認識するために必要となる所定データパラメータ（電気刺激パルス用データ）に変換し、電力伝送用の電磁波を振幅変調することによって体内装置 2 0 側に電力とともに送信する。

【 0 0 3 8 】

体内装置 2 0 側では、体外装置 1 0 より送られてくる変調信号と電力とを 2 次コイル 3 1 にて受け取り、刺激制御回路 4 2 に送る。また、2 次コイル 3 1 の中間タップ 7 3 より変調信号と電力を制御回路 3 2 に送る。制御回路 3 2 では変調信号に基づいて電気刺激パルス信号の強度と電極指定信号とを形成する。刺激制御回路 4 2 では受け取った電極指定信号等に基づいて前述した方法により、各電極 4 1 から双極性の電気刺激パルス信号を同時に或いは個別に出力させる。複数の電極 4 1 から電気刺激パルス信号を同時に出力する場合には、視覚の再生を妨げない程度の同時出力にて行う。各電極 4 1 から出力する電気刺激パルス信号によって網膜を構成する細胞が電気刺激され、患者は視覚（光覚）を得る。

【 0 0 3 9 】

以上のような、網膜を構成する細胞を刺激する一連の動作の途中や合間に、制御部 1 0 0（制御回路 3 2）は体内装置 2 0 が正常に作動している信号を体外装置 1 0 へと送る。制御回路 3 2 は F E T 7 5 のスイッチを O N にすることで 2 次コイル 3 1 にかかる負荷を変調させる。それにより、1 次コイル 1 4 からみた 2 次コイル 3 1 の負荷抵抗が増し、体外装置 1 0（体外デバイス 1 3）では送信信号の振幅低下（2 次コイル 3 1 の負荷上昇）として検知される。これにより、2 次コイル 3 1 側から 1 次コイル 1 4 側、つまり、体内装置 2 0 から体外装置 1 0 へと動作状況が送られたこととなる。体内装置 2 0 から定期的に動作状況を体外装置 1 0 へと送っているため、体外装置 1 0 が規定の時間が経っても、体内装置 2 0 の動作状況を取得できない場合は、体内装置 2 0 若しくは体外装置 1 0 に不具合があるとして、図示なきブザーやライト等で患者や周辺の人に知らせる。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態では、負荷変調通信回路 6 0 に接続する駆動回路として、制御回路 3 2 と刺激制御回路 4 2 が接続される構成としたが、このような構成に限るものではない。制御回路 3 2 と刺激制御回路 4 2 が一体となった駆動回路として、負荷変調通信回路 6 0 に接続される構成であってもよい。

【 0 0 4 1 】

なお、外部装置 1 0 からの情報の受信は、F E T 7 5 がオフのときのみ行われてもよいし、F E T 7 5 がオン、オフいずれの状態、つまり、常時行われてもよい。また、以上説明した負荷変調通信回路において、中間タップは 2 次コイルの中間位置に設けるものとしたが、これに限るものではない。2 次コイルの全長を 4 : 6 や 3 : 7 に分割する位置に中間タップを設けてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 2 】

【 図 1 】 視覚再生補助装置の外観を示した概略図である。

【 図 2 】 本実施形態における視覚再生補助装置の体内装置を示した概略図である。

【 図 3 】 負荷変調通信回路の模式的回路図である。

【 図 4 】 本実施形態における視覚再生補助装置の制御系を示したブロック図である。

【 図 5 】 体内装置を体内に設置した状態を示した図である。。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 3 】

1 視覚再生補助装置

10

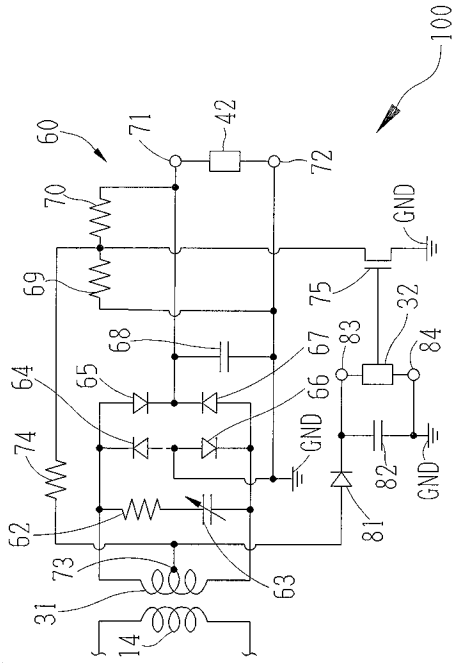
20

30

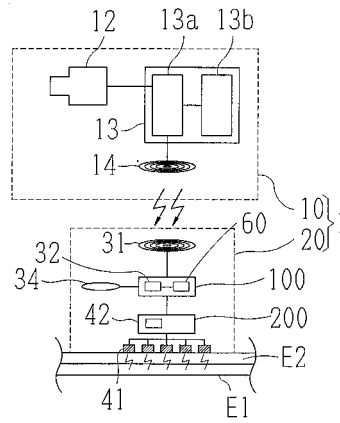
40

50

【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

