

(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2009-82496

(P2009-82496A)

(43) 公開日 平成21年4月23日(2009.4.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 F 9/08 (2006.01)	A 6 1 F 9/08	4 C 0 9 7
A 6 1 F 2/14 (2006.01)	A 6 1 F 2/14	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-256644 (P2007-256644)	(71) 出願人	000135184
(22) 出願日	平成19年9月28日 (2007. 9. 28)		株式会社ニデック
		(72) 発明者	寺澤 靖雄
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	大澤 孝治
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		Fターム(参考)	4C097 AA24 BB01 CC01

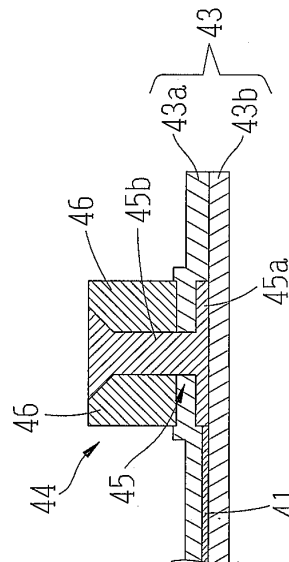
(54) 【発明の名称】 視覚再生補助装置

(57) 【要約】

【課題】 長期埋植の耐久性が向上されると共に、電気刺激を好適に行うことのできる視覚再生補助装置を提供すること。

【解決手段】 所定の基板に形成された複数の導線の先端に各々形成される電極と、患者の視覚を形成する視覚神経系を構成する細胞又は組織を電気刺激するために前記導線を介して前記電極から電気刺激パルス信号を出力させる制御手段と、を備える視覚再生補助装置において、前記電極は、前記導線の先端に接続され前記基板上に凸状に形成される第1電極と、該第1電極の径よりも大きな第2電極であって、前記第1電極の先端部に接合される第2電極とからなること。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の基板に形成された複数の導線の先端に各々形成される電極と、患者の視覚を形成する視覚神経系を構成する細胞又は組織を電気刺激するために前記導線を介して前記電極から電気刺激パルス信号を出力させる制御手段と、を備える視覚再生補助装置において、前記電極は、前記導線の先端に接続され前記基板上に凸状に形成される第 1 電極と、該第 1 電極の径よりも大きな第 2 電極であって、前記第 1 電極の先端部に接合される第 2 電極とからなることを特徴とする視覚再生補助装置。

【請求項 2】

請求項 1 の視覚再生補助装置において、前記第 2 電極は、前記第 1 電極の少なくとも先端と嵌合するための凹部又は貫通孔が形成されており、前記第 1 電極に第 2 電極を嵌合させた状態でかしめることにより一の電極として一体化されていることを特徴とする視覚再生補助装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 の視覚再生補助装置において、前記第 2 電極は、前記第 1 電極の先端部にかしめられることにより、前記第 1 電極と前記第 2 電極とで前記基板を挟持することを特徴とする視覚再生補助装置。

【請求項 4】

請求項 1 の視覚再生補助装置において、前記第 1 電極は前記フレキシブル基板を貫通する柱状部材と、該柱状部材の基部に形成される基台であって、前記基板から前記第 1 電極が脱落することを防ぐ程度の大きさに形成された基台と、からなることを特徴とする視覚再生補助装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 の視覚再生補助装置において、前記導線は、生体適合性を有すると共に絶縁性を有する素材にて被覆されていることを特徴とする視覚再生補助装置。

【請求項 6】

請求項 1 の視覚再生補助装置において、前記基板は、前記第 1 電極の先端部が貫通される貫通孔を有する第 1 基板と、前記第 1 電極を前記第 1 基板とで挟持する第 2 基板とで構成されることを特徴とする視覚再生補助装置。

【請求項 7】

請求項 6 の視覚再生補助装置において、前記導線は、生体適合性を有すると共に絶縁性を有する素材にて被覆されており、該導線は、前記第 1 電極の先端に接続されると共に、第 1 基板と第 2 基板とで挟持されることを特徴とする視覚再生補助装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は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。

【背景技術】

【0002】

近年、失明治療技術の一つとして、複数の電極が形成された基板を有する体内装置を体内に埋植し、網膜を構成する細胞を電気刺激して視覚の再生を試み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、例えば、体外装置を用いて撮像された映像を所定の信号に変換して体内に設置された体内装置に送信し、電極から刺激パルス信号を出力して網膜を構成する細胞を電気刺激することにより、視覚の再生を試みる装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【特許文献 1】特開 2003 - 230590 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

このような装置では、体内への長期埋植に耐える耐久性と、好適に網膜を構成する細胞

50

を電気刺激できる性能を備える電極が必要とされる。特許文献1の装置では、通常、電極が薄膜形成法により作製されるため、電極に厚みを持たせることが難しく、電極の表面積を広げることが困難である。この結果、出力可能な電流量が制限され好適に電気刺激を行い難いという問題があった。

【0004】

上記従来技術の問題点に鑑み、長期埋植の耐久性が向上されると共に、電気刺激を好適に行うことのできる視覚再生補助装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記技術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

10

(1) 所定の基板に形成された複数の導線の先端に各々形成される電極と、患者の視覚を形成する視覚神経系を構成する細胞又は組織を電気刺激するために前記導線を介して前記電極から電気刺激パルス信号を出力させる制御手段と、を備える視覚再生補助装置において、前記電極は、前記導線の先端に接続され前記基板上に凸状に形成される第1電極と、該第1電極の径よりも大きな第2電極であって、前記第1電極の先端部に接合される第2電極とからなることを特徴とする。

(2) (1)の視覚再生補助装置において、前記第2電極は、前記第1電極の少なくとも先端と嵌合するための凹部又は貫通孔が形成されており、前記第1電極に第2電極を嵌合させた状態でかしめることにより一の電極として一体化されていることを特徴とする

20

(3) (1)の視覚再生補助装置において、前記第2電極は、前記第1電極の先端部にかしめられることにより、前記第1電極と前記第2電極とで前記基板を挟持することを特徴とする。

(4) (1)の視覚再生補助装置において、前記第1電極は前記フレキシブル基板を貫通する柱状部材と、該柱状部材の基部に形成される基台であって、前記基板から前記第1電極が脱落することを防ぐ程度の大きさに形成された基台と、からなることを特徴とする

(5) (1)の視覚再生補助装置において、前記導線は、生体適合性を有すると共に絶縁性を有する素材にて被覆されていることを特徴とする。

30

(6) (1)の視覚再生補助装置において、前記基板は、前記第1電極の先端部が貫通される貫通孔を有する第1基板と、前記第1電極を前記第1基板とで挟持する第2基板とで構成されることを特徴とする。

(7) (6)の視覚再生補助装置において、前記導線は、生体適合性を有すると共に絶縁性を有する素材にて被覆されており、該導線は、前記第1電極の先端に接続されると共に、第1基板と第2基板とで挟持されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、長期埋植の耐久性が向上されると共に、電気刺激を好適に行うことができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。図1は視覚再生補助装置の外観を示した概略図、図2は視覚再生補助装置における体内装置を示す図である。

【0008】

視覚再生補助装置1は、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、患者が掛けるパイザ11と、パイザ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、一次コイルからなる送信手段14等にて構成されている。

50

【 0 0 0 9 】

外部デバイス 1 3 には、CPU 等の演算処理回路を有するデータ変調手段 1 3 a、視覚再生補助装置 1 (体外装置 1 0 及び体内装置 2 0) の電力供給を行うためのバッテリー 1 3 b が設けられている。データ変調手段 1 3 a は、撮影装置 1 2 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。送信手段 1 4 は、データ変調手段 1 3 a 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 2 0 を駆動させるための電力を所定の信号、本実施形態では、電磁波として体内装置 2 0 側に伝送(無線送信)する。この電磁波には、電気刺激パルス用データと電力が重畳されている。また、送信手段 1 4 の中心には図示なき磁石が取り付けられている。磁石は後述する受信手段 3 1 との位置固定に使用される。

10

【 0 0 1 0 】

バイザ 1 1 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きている。また、撮影装置 1 2 はバイザ 1 1 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。

【 0 0 1 1 】

次に、体内装置 2 0 の構成を説明する。図 2 (a) は、体内装置 2 0 の外観を示し、図 2 (b) は刺激部 4 0 の断面を示した図である。体内装置 2 0 は、大別して体外装置 1 0 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て受け取る受信部(受信ユニット) 3 0 と、網膜を構成する細胞を電気刺激する刺激部(刺激ユニット) 4 0 により構成される。受信部 3 0 には、体外装置 1 0 からの電磁波を受信する 2 次コイルからなる受信手段 3 1 や、制御部 3 2 が設けられている。制御部 3 2 は、受信手段 3 1 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、電気刺激パルス信号と対応する(電気刺激パルス信号を出力させる)電極を指定する電極指定信号等を含む制御信号とに変換し、刺激部 4 0 へ送信するための役割を有している。

20

【 0 0 1 2 】

これら受信手段 3 1 や制御部 3 2 は、基板 3 3 上に形成されている。なお、受信部 3 0 には送信手段 1 4 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。対向電極(帰還電極) 3 4 はそれぞれの電極 4 4 の対向して配置され、効率的に細胞等を電気刺激するための部材である。

30

【 0 0 1 3 】

また、刺激部 4 0 は、電気刺激パルス信号を出力する複数の電極 4 4、刺激制御部 4 2 (制御手段)、これらを設置する基板 4 3 を含む。各電極 4 4 は、後述する作製方法(接続形態)にて各々が刺激制御部 4 2 に接続される(詳細は後述する)。刺激制御部 4 2 は、制御部 3 2 から送られてきた制御信号(電極指定信号を含む)に基づいて、対応する電気刺激パルス信号を電極 4 4 の各々へ振り分けるマルチプレクサ機能を有する。電極 4 4 には生体適合性が高い金属、例えば金や白金、窒化チタン、酸化イリジウム等が用いられる。各電極 4 4 は、外径が 1 0 0 ~ 5 0 0 μm 、高さが 1 0 0 ~ 5 0 0 μm に形成される。本実施形態で用いられる基板 4 3 は、眼内、特に、層状の眼組織内に設置されるため、眼球の形状に沿うことが好ましく、層間(層内)に長期埋植されても患者の負担が少ないことが好ましい。このため、基板 4 3 は、パリレン、ポリプロピレン、ポリイミド等、生体適合性が高く、所定の厚さにおいて折り曲げ可能(フレキシブル)な材料を長手方向に延びた平板状に加工したものをを用いる。基板 4 3 の厚みは、1 0 ~ 1 0 0 μm とされる。この基板 4 3 には、電極 4 4 と刺激制御部 4 2 が電氣的に接続する導線であるワイヤ 4 1 が配置される。ワイヤ 4 1 は、生体適合性の高い金属、例えば、金、白金等から形成され、その表面を生体適合性を有すると共に絶縁性を有する素材、例えば、パリレン、ポリイミド等の樹脂にて被覆される。ワイヤ 4 1 の厚み(径)は、基板 4 3 のフレキシブル性や長期設置性に好ましい程度の厚み、例えば、1 0 ~ 1 0 0 μm とされる。基板 4 3 上に実装された刺激制御部 4 2 はワイヤ 4 1 を介して基板 4 3 上に複数個形成された電極 4 4 と

40

50

接続される。後述する電極 4 4 の作製方法により、ワイヤ 4 1 が基板 4 3 にて覆われることにより、ワイヤ 4 1 の金属部分は絶縁性を有する被覆に二重に覆われるため、ワイヤ 4 1 部分に体液等の浸潤がしても、漏電等の可能性が低くなる。

【0014】

刺激制御部 4 2 は、各半導体素子の組合せにより機能を果たす半導体の集積回路であり、半導体基板上に集積回路を機能させるパターン配線が形成された面を基板 4 3 側にして接合されている。また、詳細な説明は略すが、刺激制御部 4 2 は、その周囲をメッキなどに覆われており、生体からの浸潤等を低減させる構成とされる。なお、刺激制御部 4 2 は、セラミックスや金属にて形成された気密ケースを用いて密封処理される構成としてもよい。このような場合、刺激制御部 4 2 は、ケースに設けられたビアを介してワイヤ 4 1 と

10

【0015】

また、体内において離れた位置に置かれる受信部 3 0 と刺激部 4 0 とは複数のワイヤ（導線）5 0 によって電気的に接続されている。ワイヤ 5 0 は、体内に設置された際に眼球運動に対応した伸縮性、耐久性を備えることが好ましく、上述のワイヤ 4 1 と同様の素材にて作製される。受信部 3 0 に一端を接続されたワイヤ 5 0 は、刺激部 4 0 に配置されたワイヤ 4 1 の末端部分に接続される。詳細な説明は略すが、ワイヤ 5 0 とワイヤ 4 1 は、熔接や圧着等により接続される。また、ワイヤ 5 0 は、取扱いし易いように、生体適合性の高い素材、例えば、シリコン、パリレン等により作製されたケーブル 5 1 に収められる。

20

【0016】

なお、図示は略すが、受信部 3 0 は、ケーブル 5 1、対向電極 3 4 を外に出して、気密性の高い容器に収められ、その容器の蓋を密閉される。さらに、容器の上から生体適合性がよく絶縁性を有する樹脂等でコーティングされる。これにより、受信部 3 0 はハーメチックシールされる。

【0017】

次に、電極 4 4 について説明する。図 3 は、電極 4 4 付近の模式的断面図であり、電極 4 4 は 2 つの電極部材が接合することにより形成されている。図 4 は、電極 4 4 の作製方法（電極 4 4 とワイヤ 4 1 とを接続する方法）を段階的に示した図である。図は説明の簡便のため、各部材の縮尺は模式的としている。

30

【0018】

基板 4 3 は、第 1 基板となるベース部 4 3 a と、第 2 基板となるカバー部 4 3 b にて構成されており、ベース部 4 3 a とカバー部 4 3 b の間には、第 1 の電極となる台座 4 5 と、台座 4 5 に接続されたワイヤ 4 1 が挟持されている。台座 4 5 は、平板状に形成されるベース部 4 3 a とカバー部 4 3 b に挟まれる基台 4 5 a と、基台 4 5 a を基部として柱状（凸状）に延びた柱部材 4 5 b により構成される。台座 4 5 は、生体適合性を有し、塑性又は展性を有する導体、例えば、白金や金等の金属にて成形される。柱部材 4 5 b の長さ（柱の高さ）は、ベース部 4 3 a の厚みよりも長く、後述するワッシャ（座金、ハトメ）4 6 よりも長く突き出る長さを持つ。柱部材 4 5 b の先端部は、ベース部 4 3 a を貫通し、基板 4 3（ベース部 4 3 a）から突出しており、後述するワッシャ 4 6 をかしめる際の

40

【0019】

ワッシャ 4 6 は、第 2 の電極となり、中央に柱部材 4 5 b を通すための貫通孔 4 6 a を有する柱状の環状部材である。さらにワッシャ 4 6 の貫通孔出口はすり鉢状の形状を有し、柱部材 4 5 b を押しつぶしたときに柱部材 4 5 b の先端がそのすり鉢形状に沿って押し広げられるようにしている。ワッシャ 4 6 は、台座 4 5 と同様に、生体適合性を有し、塑

50

性又は展性を有する導体、例えば、白金や金等の金属にて成形される。ワッシャ46は台座45と同じ材料であることが好ましい。図示されるように、ワッシャ46は、台座45とで、ベース部43aを挟持している。台座45及びワッシャ46は変形されて、一体的に接続されることで、電極44が形成される。電極44の外径は100~500 μm 、基板43から突出した部分の高さは100~300 μm とされることが好ましい。なお、台座45、ワッシャ46は、プレス加工や切り出し加工にて成形される。

【0020】

次に、電極44の作製方法を、図4に基づき説明する。図4(a)に示すステップでは、台座45の基台45aにワイヤ41が接続される。この接続には、レーザ熔接や抵抗熔接等の熔接技術が用いられる。このとき、ワイヤ41の熔接箇所は、熔接時の熱により、樹脂による被覆が取り除かれるため、台座45とワイヤ41は機械的に接続されると共に、電氣的に接続される。なお、柱部材45bの長さは、400~700 μm 程度とされ、外径D1は、30~300 μm 程度とされる。なお、台座45とワイヤ41の接続は、圧着加工(塑性変形加工)等を用いた機械的接続であってもよい。このように台座45とワイヤ41とを接続した状態で、次に平板状に作製した樹脂性のベース部43aの貫通孔43cに台座45の柱部材45bを通す(図4(b)参照)。なお、貫通孔43cは、レーザ加工や機械加工により柱部材45bを貫通させる程度の大きさに形成されている。なお、貫通孔43cはベース部43aにおいて、電極44(台座45)の数だけ所定の位置に形成されている。また、本実施形態ではワイヤ41と台座45とを接続するものとしているが、これに限るものではなく、ベース部43aに予め導線を形成しておき、その先端に貫通孔を開けて台座を取り付けるようにすることもできる。

【0021】

次に、ベース部43aに台座45を取り付けた状態で、基台45a側に、蒸着法等を用いて、ベース部43aと同種の樹脂にて、フレキシブル性を有する平板状のカバー部43bを形成する(図4(c)参照)。このとき、柱部材45bの先端部に樹脂による層が形成されないように、先端部にマスクをするか又はベース部43aの基台45a側にのみ樹脂による層が形成されるようにする。このようにして、基台45a及びワイヤ41は、ベース部43aとカバー部43bにて挟持(包埋)され、柱部材45bが、基板43上に凸状に形成されることとなる。また、基台45aの外径D2は貫通孔43cの径よりも大きく形成されるため、台座45は基板43より脱落することがない。このようにして、基板43上にワイヤ41が接続された台座45が凸状に配置されたものが作製される。

【0022】

次に、柱部材45b(台座45)の先端部に、ワッシャ46が嵌合される(図4(d)参照)。ワッシャ46の外径D3は、柱部材45bの外径D1よりも十分に大きく形成されている。また、貫通孔46aの径D4(ワッシャ46の内径)は、柱部材45bをできるだけ隙間無く通すことができる径(外形D1よりも若干大きい径)とされることが好ましい。ワッシャ46の外径D3は300~700 μm とされ、ワッシャ46の高さ(孔方向の長さ)は、300~500 μm とされる。

【0023】

柱部材45bにワッシャ46を嵌合すると、ワッシャ46の一端(底面)がベース部43aに当接された状態で、柱部材45bの先端はワッシャ46の上面より突き出る。この状態で、ワッシャ46の他端(図では上部)と柱部材45bの先端とをプレス加工することにより、柱部材45bが押しつぶされた状態で柱部材45bを軸(支え)としてワッシャ46がかしめられ(塑性変形され)、台座45とワッシャ46が一体化され、図3に示すような電極44が基板43上に作製される。また、このステップを繰り返すことにより、図2に示されるように複数の電極44が基板43上に形成される。このとき、ワッシャ46は、ベース部43aに押圧されて固定されるため、ベース部43aとワッシャ46の間に体液等が浸潤しにくくなる。このため、貫通孔43cがある程度大きく形成されていても、基板43内に体液等が浸潤しにくくなる。また、このとき、柱部材45bは、基台

10

20

30

40

50

45 a 方向に縮められると共に、側方向（ワッシャ 46 方向）に伸展され、柱部材 45 b とワッシャ 46 は密着される。このため、柱部材 45 b とワッシャ 46 との間に多少の隙間があってもよい。これにより、電極 44 の外径は 100 ~ 500 μm 、基板 43 から突出した部分の高さは 100 ~ 300 μm とされる。このような電極 44 は、同程度の直径を持つ薄膜電極よりも表面積が大きく十分な電流を流すことができる。なお、薄膜形成法により薄膜層の形成を繰り返して、電極 44 のようなサイズの電極を作製することは容易でない。

【0024】

以上のようにして、基台 45 とワッシャ 46 から基板 43 上に表面積の大きい（体積の大きい）一つの電極（バルク電極）44 が作製される。これにより、刺激部 40 を体内に長期埋植し、電極 44 から電気刺激パルス信号が出力され続け、電極 44 の一部が電気化学反応等により溶解したとしても、電極 44 の表面積（体積）はほとんど変化しない。従って、長期埋植に際しても、電極 44 からは十分な電流量の電気刺激パルス信号を出力する（十分な量の電荷を注入する）ことができ、細胞等を好適に電気刺激することができる。さらに、このような構成にすることにより、第 1 電極である台座 45 のサイズ、形状等を変えずに、第 2 電極であるワッシャ 46 のサイズ、形状を任意にできるため、電極 44 を任意のサイズ、形状とできる。

10

【0025】

また、同程度の径を持つ薄膜電極と比較した場合、電極 44 は基板 43 上で立体的に突出して作製されるため、表面積が広いと共に、細胞等への接触面積が広がる。ここで、電極が注入可能な電荷量は、電極の表面積に比例することから、電極 44 の表面積を広くすることにより、電極 44 から注入可能な電荷量を大きくできる。これにより、細胞等を好適に電気刺激できる。

20

【0026】

また、電極 44 と薄膜電極とで同じ電荷量の電気刺激パルス信号を出力させる場合、表面積の大きい電極 44 の方が電荷密度を小さくできる。このため、表面積の大きい電極は、薄膜電極の場合と同じ電荷量の電気刺激であっても、特定の細胞等に電荷が集中しにくい。従って、電極の表面積を大きくすることにより、電気刺激による細胞等への負担が軽減できる。

【0027】

また、患者が知覚する視覚の解像度（分解能）が向上されることが好ましい。従って、一つの電極により電気刺激される細胞、組織の範囲を小さくしつつ、電極を高密度に配置する必要がある。このため、電極の直径をできるだけ小さくしつつ、電極の表面積を大きくする必要がある。これを受けて、前述した電極 44 の作製方法で用いる基台 45 及びワッシャ 46 の外径を小さくすると共に、柱部材 45 b 及びワッシャ 46 の高さを長くする。これにより、直径が小さく、基板 43 上への突出長を長い電極 44 が作製できる。これにより、一つの電極が刺激する範囲を小さくできると共に、基板上 43 に配置される電極 44 の密度を向上でき、患者が知覚する視覚の解像度を向上できる。

30

【0028】

また、電極 44 は、大きな表面積を有するため、薄膜電極を用いた電荷の注入と比較すると、同等の電荷量を同一の電荷密度でより短時間に注入できる。このため、電気刺激パルス信号の時間幅を短くでき、刺激頻度を高くできる。これにより、患者が知覚する視覚の時間分解能（フレームレート）を高くできる。

40

【0029】

なお、以上の説明では、第 2 電極であるワッシャ 46 に貫通孔 46 a が設けられる構成としたがこれに限るものではない。第 1 電極である台座 45（柱部材 45 b）の先端が、第 2 電極となる部材に嵌合する構成であればよく、貫通孔に換えて凹部等であってもよい。図 7 を用いて、本発明の変容例を説明する。図 7 は、電極の製造方法の変容例を説明する模式的断面図である。変容例では、ワッシャ 46 に代えて、凹部を有するキャップ 47 を用いる。キャップ 47 の外径は、ワッシャ 46 の外径 D3 と同様に形成され、凹部の径

50

D 8 は、ワッシャ 4 6 の貫通孔の径 D 4 と同様に形成される。凹部に柱部材を嵌合させた状態でキャップ 4 7 の周囲を中心に向かって押圧してかしめることにより電極を一体的に成形することもできる。

【0030】

なお、以上説明した本実施形態では、台座 4 5 とワッシャ 4 6 を嵌合させた後、ワッシャ 4 6 をかしめる（塑性変形させる）ことで、広い表面積を持つ電極 4 4 を作製する構成としたが、これに限るものではなく、基板に直接形成することができる第 1 の電極の径に対してより大きな径を持つ第 2 の電極を第 1 の電極に接合することにより、基板により大きな径をもつ電極を作製することができればよい。

【0031】

なお、以上の説明では、電極は、基板から突出した部分が柱状であったが、この形状に限るものではない。電極は、電気刺激に好適であればどのような形状であってもよい。台座、ワッシャ又はキャップの形状を変えること、台座及びワッシャ等のかしめ加工において、圧着の仕方を変えることにより、電極の形状を変更できる。例えば、かしめ加工において、凹状の金型等を用い、電極の先端を丸みを持つように押圧する。これにより、電極の先端を半球状とできる。このような構成とすることにより、電気刺激の際に、電極の角等に電荷が偏ることが少なくなる。このため、電荷が電極 4 4 から均等に放出され、電極 4 4 の周辺にある細胞等が均等に電気刺激される。言い換えれば、一つの電極の特定の箇所に電荷が集中しないため、細胞等への負担が軽減される。

【0032】

図 5 は、刺激部 4 0 を眼内に埋植した状態を示す概略図である。対向電極 3 4 は図示するように眼内中央の前眼部寄りの位置に置かれる。これによって、網膜 E 1 は電極 4 4 と対向電極 3 4（対向電極）との間に位置することとなる。電極 4 4 からの電気刺激パルス信号電流が効率的に網膜を貫通することとなる。

【0033】

一方、受信手段 3 1 は、体外装置 1 0 に設けられた送信手段 1 4 からの信号（電気刺激パルス用データ及び電力）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（図では受信手段 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 と対向する位置に送信手段 1 4 を設置しておく。受信部 3 0 には、送信手段 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 上に送信手段 1 4 を位置させることにより、磁力によって送信手段 1 4 と受信部 3 0 とが引き合い、送信手段 1 4 が側頭部に保持されることとなる。

【0034】

なお、ワイヤ 5 0 を束ねたケーブル 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。眼窩に入れられたケーブル 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部 4 2 に接続される。

【0035】

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 E 3 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。電極を配置する基板がフレキシブルであることが好ましい部位で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、層間に電極及び基板を設置すればよい。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。

【0036】

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 6 に示す制御系のブロック図を基に説明する。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のデータパラメータ（電気刺激パルス

10

20

30

40

50

用データ)に変換し、さらに電磁波として伝送するのに適した変調信号を生成し、送信手段14より電磁波として体内装置20側に送信する。

【0037】

また同時に、データ変調手段13aは、バッテリー13bから供給されている電力を前述した変調信号(電気刺激パルス用データ)の帯域と異なる帯域の電磁波として前記変調信号と合わせて体内装置20側に送信する。

【0038】

体内装置20側では、体外装置10より送られてくる変調信号と電力とを受信手段31にて受け取り、制御部32に送る。制御部32では受けとった信号から、変調信号が使用する帯域の信号を抽出するとともに、この変調信号に基づいて電気刺激パルス用パラメータ信号と制御信号とを形成し、電極指定信号である制御信号を刺激制御部42に送信する。

10

【0039】

刺激制御部42は、受け取った信号に基づき電力及び制御信号を抽出する。刺激制御部42は、制御信号に基づき制御部32から供給される電気刺激パルス信号を各電極44に分配し、出力させる。各電極44から出力される電気刺激パルス信号によって網膜E1を構成する細胞が電気刺激され、患者は視覚(擬似光覚)を得る。なお、制御部32は、受信手段31により体内装置20を駆動させるための電力を得る。

【0040】

なお、以上説明した本実施形態では、患者眼の強膜E3に基板43を設置し、強膜E3を介して網膜E1を電気刺激する構成としたが、これに限るものではない。患者の視覚を形成する視覚神経系を構成する細胞又は組織を電氣的に刺激する構成であればよい。例えば、電気刺激パルス信号を出力する電極を有する刺激部を眼内の視神経乳頭部や眼外の視神経部分に配置し、刺激部への電力供給や指令信号を送る送信部を患者の皮下等の離れた場所に配置して、視神経を電気刺激する構成としてもよい。また、電極を有する刺激部を視交叉や外側膝状体、大脳皮質等の視覚神経系の高次視覚処理を行う組織に配置し、それぞれの組織を構成する細胞を刺激する構成としてもよい。例えば、大脳皮質の後頭葉であれば、錐体細胞等を刺激する又は視覚野V1、V2等を刺激する等である。また、以上説明した本実施形態では、撮像装置からの画像データをデータ変調手段にて所定の信号に変換し、送信手段にて信号を体内へと送る体外装置と、体外装置からの信号を受信手段にて受け、その信号に基づいて各電極から電気刺激パルス信号を出力する体内装置と、で構成される体外撮像型の視覚再生捕縄装置を例に挙げたがこれに限るものではない。眼内に撮像装置やデータ変調手段等を埋植する体内撮像型の視覚再生補助装置であってもよい。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0041】

【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】電極44付近の模式的断面図である。

【図4】電極44を作製する手順を模式的に示した図である。

【図5】体内装置を体内に設置した状態を示した図である。s

40

【図6】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7】電極44の作製方法の変容例を説明する図である。

【符号の説明】

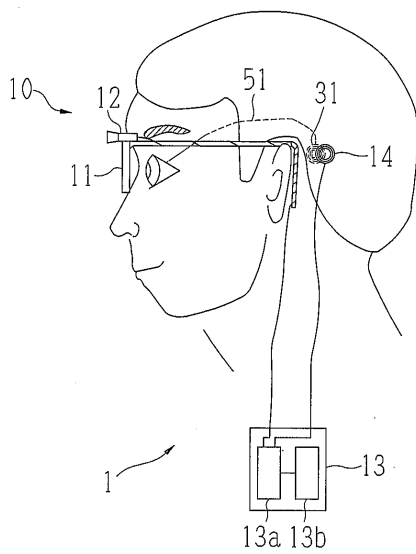
【0042】

- 1 視覚再生補助装置
- 10 体外装置
- 20 体内装置
- 30 受信部
- 31 受信手段
- 32 制御部

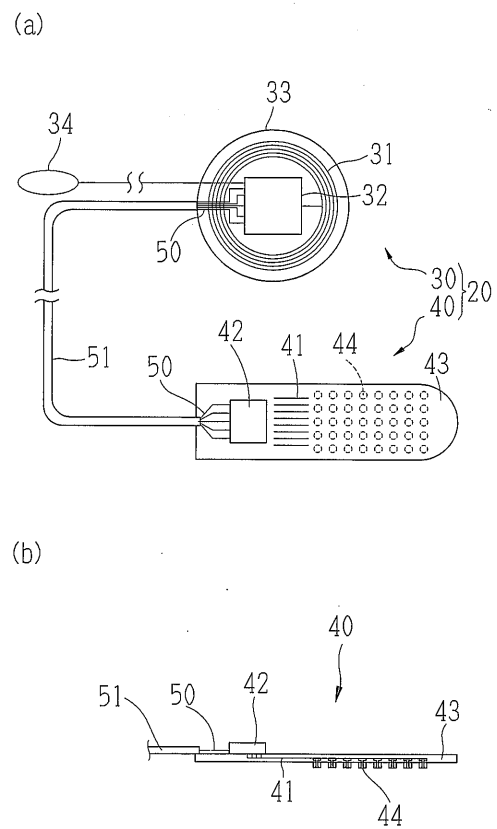
50

- 3 4 対向電極
- 4 0 刺激部
- 4 1 ワイヤ
- 4 2 刺激制御部
- 4 3 基板
- 4 4 電極
- 4 5 台座
- 4 6 ワッシャ
- 5 0 ワイヤ
- 5 1 ケーブル

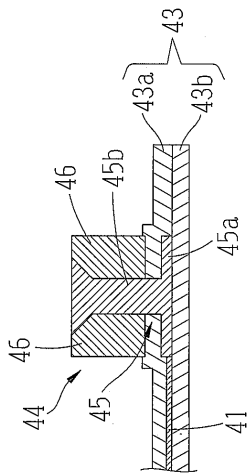
【 図 1 】



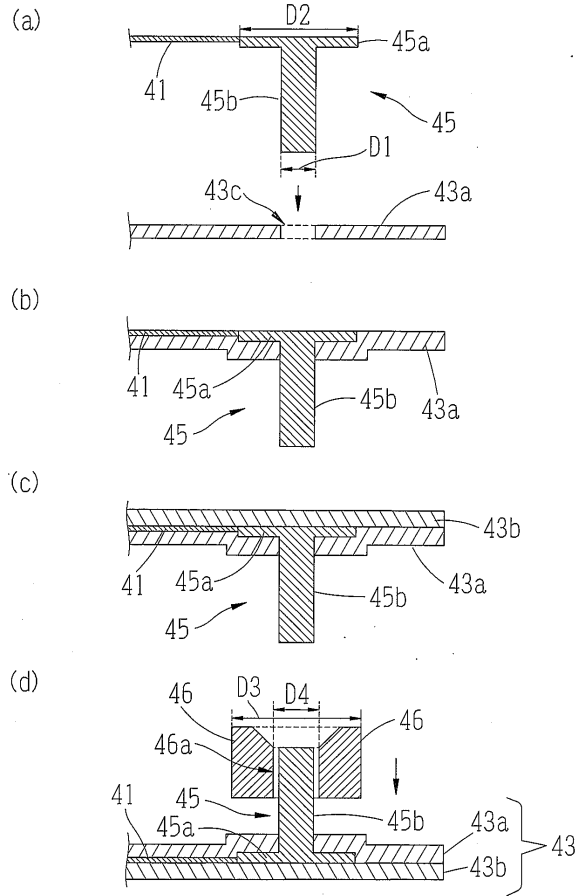
【 図 2 】



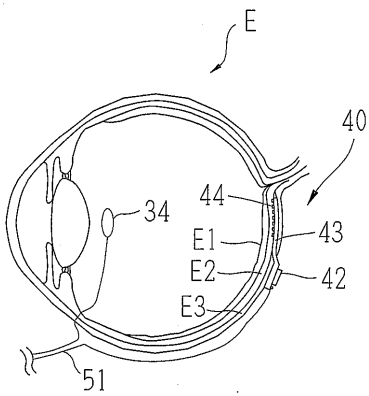
【 図 3 】



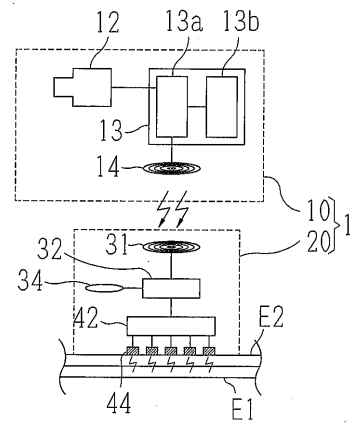
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

