

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5611241号

(P5611241)

(45) 発行日 平成26年10月22日(2014.10.22)

(24) 登録日 平成26年9月12日(2014.9.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 2/14 (2006.01)

A 6 1 F 2/14

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-548843 (P2011-548843)	(73) 特許権者	511193329
(86) (22) 出願日	平成22年2月3日(2010.2.3)		ナノレチナ, インコーポレーテッド
(65) 公表番号	特表2012-517272 (P2012-517272A)		アメリカ合衆国デラウェア州19808,
(43) 公表日	平成24年8月2日(2012.8.2)		ウィルミントン, カウンティ・オブ・ニュー
(86) 国際出願番号	PCT/IL2010/000097		ー・キャッスル, センタービル・ロード
(87) 国際公開番号	W02010/089739		2711, スウィート 400
(87) 国際公開日	平成22年8月12日(2010.8.12)	(74) 代理人	100140109
審査請求日	平成25年2月1日(2013.2.1)		弁理士 小野 新次郎
(31) 優先権主張番号	12/368, 150	(74) 代理人	100075270
(32) 優先日	平成21年2月9日(2009.2.9)		弁理士 小林 泰
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100080137
			弁理士 千葉 昭男
		(74) 代理人	100096013
			弁理士 富田 博行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 網膜人工器官 (retinal prosthesis)

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外部デバイスであって、

被験者の眼の前に配置されるように構成されたマウントと、

前記マウントに結合されたレーザーであって、380～750nmの外側の輻射線を前記眼へ放出するように構成された前記レーザーと、

前記マウントに結合された部分的に透明な鏡と

を備えた前記外部デバイスと、

前記被験者の眼に全体が埋め込まれるように構成された眼球内デバイスであって、

前記レーザーからの前記輻射線を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成されたエネルギー受信機と、

複数の刺激電極と、

複数の光センサーであって、各光センサーは、光子を検出し、それに応答して信号を生成するように構成された、前記複数の光センサーと、

前記エネルギー受信機に結合され、前記光センサーへの可視光の屈折を容易にする複数のマイクロレンズと、

前記エネルギー受信機および前記光センサーに結合された駆動回路であって、前記光センサーから前記信号を受け、前記光センサーからの前記信号に応答して前記眼の網膜に電流を加えるように前記電圧降下を使用して前記電極を駆動するように構成された前記駆動回路と

10

20

を備えた前記眼球内デバイスと

を備え、前記外部デバイスは、前記マウントに結合されたセンサーであって、前記被験者の瞼が閉じたときを検出するように構成された前記センサーを備え、前記レーザーは、前記瞼が閉じたときに前記被験者の眼への前記輻射線の放出を中止するように構成された、装置。

【請求項 2】

外部デバイスであって、

被験者の眼の前に配置されるように構成されたマウントと、

前記マウントに結合されたレーザーであって、 $380 \sim 750 \text{ nm}$ の外側の輻射線を前記眼へ放出するように構成された前記レーザーと、

前記マウントに結合された部分的に透明な鏡と

を備えた前記外部デバイスと、

前記被験者の眼に全体が埋め込まれるように構成された眼球内デバイスであって、

前記レーザーからの前記輻射線を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成されたエネルギー受信機と、

複数の刺激電極と、

複数の光センサーであって、各光センサーは、光子を検出し、それに応答して信号を生成するように構成された、前記複数の光センサーと、

前記エネルギー受信機および前記光センサーに結合された駆動回路であって、前記光センサーから前記信号を受け、前記光センサーからの前記信号に応答して前記眼の網膜に電流を加えるように前記電圧降下を使用して前記電極を駆動するように構成された前記駆動回路と

を備えた前記眼球内デバイスと

を備え、前記眼球内デバイスは、前記エネルギー受信機に結合され、前記光センサーへの可視光の屈折を容易にする複数のマイクロレンズを備えた、装置。

【請求項 3】

前記光センサーは、前記レーザーからの前記輻射線に概ね無反応である、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記眼球内デバイスは、可視光のみの前記光センサーへの透過を可能とするように構成されたフィルターを備えた、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 5】

前記電極は、露出した先端を有する針電極を備えた、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 6】

前記複数の刺激電極は、少なくとも 100 の電極を備えた、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 7】

前記眼球内デバイスは、網膜上の位置に埋め込まれるように構成された、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 8】

前記マウントは、周辺不可視光の前記光センサーへの透過を妨げるように構成されたフィルターをさらに備えた、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本願は、参照により本明細書に組み込まれる、 2009 年 2 月 9 日に出願した「Retinal Prosthesis (網膜人工器官)」と題する Gross による米国特許出願第 $12/358,150$ 号の優先権を主張するものである。

【0002】

本発明の実施形態は一般に、埋め込み型医療用具に関し、特に網膜人工器官に関する。

【背景技術】

【0003】

変性網膜疾患による、網膜の機能不良は、失明および視力障害の主な原因である。網膜人工器官の埋め込みは、網膜に関連する失明に苦しむ人々に一部の有益な視覚を回復するための技術である。

【0004】

網膜は、眼の後部の内側部分を覆う多層の光感受性構造体である。網膜は、たとえば桿状体および円錐体のような、光を取り込み、光の信号を、視神経を通じて脳に伝送される神経信号に変換する光受容細胞を含む。桿状体は、光感受性の低解像力の黒白視覚に関与し、一方、円錐体は、高解像力の色覚に関与する。ほとんどの円錐体は、網膜の中心を定める中心窩内にある。

10

【0005】

Rizzòらによる米国特許第6,976,998号明細書では、安全で効果的な網膜人工器官として説明される外部電力源の眼球デバイスを説明する。このデバイスは、電子部品を備えた網膜人工器官の必要とされるすべての機能を実行するものとして説明され、これら電子部品は、眼球の壁面の外側に配置され、外部パワー・ソースによりワイヤレスに給電され、眼の自然な動きによって決まり、網膜で収束する自然入射光によりトリガーされる視覚を患者にもたらし、外部パワー・ソースによる光起動式の網膜下人工器官が説明されており、この人工器官においては、眼に入る自然光が視覚の詳細を網膜下人工器官に搬送し、一方、ワイヤレスの無線周波数の伝送が網膜の刺激に必要な電力を提供し、この電力は、入射光の輝度からしか得られない場合には不十分である。

20

【0006】

Michelsonによる米国特許第4,628,933号明細書では、網膜の機能不良による失明に対する視覚人工器官であって、その1つの表面に感光性デバイスの稠密アレイを有する小型デバイスを含む視覚人工器官を説明する。複数の電極が、デバイスの対向側表面から伸び、感光性デバイスの出力に接続される。デバイスは、眼の後眼房に挿入されるように適合され、光学経路の焦点面に概ね配置されて、網膜に作用する。アンカー手段は、デバイスを、感光性アレイの照度パターンに対応するパターンでニューロンを刺激するために網膜の表面にある神経細胞アレイに動作可能に接続された電極で固定する。デバイスは、外部誘導電磁または無線周波数のエネルギーによって給電され、生物学的に不活性な筐体に収められる。増幅器アレイは、視覚信号を増幅、成形、および時間処理するために、感知要素と電極の間に置かれてもよい。

30

【0007】

Nischによる米国特許第6,298,270号明細書では、網膜に基板を適用するための表面を持つ基板を有する網膜インプラントを説明する。基板は、網膜内の細胞を刺激するための電極を備える。電極は、表面に提供され、電極によって刺激が細胞に与えられるように、網膜に作用する可視光線に露出される。さらにインプラントは、不可視光線に反応する光起電力層を備える。刺激は、光起電力層により生成される電圧を使用して、局所的に切り替えられる。

40

【0008】

Greenbergらによる米国特許第6,507,758号明細書では、極度に視力が損なわれているかまたは失明した患者の網膜に、光子のビームを直接調節するためのデバイスを説明する。その目的は、基本的に（眼の外部の）光起動式光受容体または光電材料を有することにより動作する、眼に埋め込まれた網膜人工器官に、十分な画像処理エネルギーを供給することである。デバイスは、十分な光増幅をもたらすものとして説明され、それに対数的に行なう。十分な出力光パワーを有するが、出力光レベルは依然として説明される安全レベルにとどまる。ほとんどの実施形態は、眼への正味荷電注入を伴わない均衡のとれた二相性刺激を含む。たとえば光ズームレンズを使用する、画像の光学および電子的な拡大はいずれも組み込まれる。それ以外の場合、特定の関心対象または必要性

50

のある事項にズームインすることは実行不可能であることが説明される。適正な調整を行わなければ、不適切なしきい値振幅は、不快な最大しきい値も得ることになる。したがって、これらを調整するために、しきい値振幅および最大快適しきい値のための適正な調整をもたらす方法が説明される。さらに、網膜内の個々の刺激部位がさまざまな色覚をもたらす程度まで、刺激を受けた後、表示される場面の色は、特定量の色覚をもたらすための特定の刺激部位と関連付けられる。

【 0 0 0 9 】

S h i r e らによる米国特許第 6 , 3 2 4 , 4 2 9 号明細書では、失明者のための長期にわたり埋め込み可能な網膜人工器官を説明しており、これは患者に一部の有益な視覚を回復するものとして説明される。網膜上デバイスは、薄く強固で柔軟な、既知の生体適応材料で作られるかまたは覆われるものとして説明され、眼の塩分環境において長い可使用時間を有すると説明される。インプラントの機能は、制御された電流源を使用して網膜の表面の神経節細胞層を電氣的に刺激することである。インプラントは、平面形態を有し、柔軟で非常に低質量なので、患者の不快感および体液の排出を最小化するものとして説明される。これらの物理的特性は、眼の最も繊細な構造体である網膜に損傷を与える可能性を大幅に減少させるので、デバイスの長期的な安全性および生体適合性を高めるものであると説明される。デバイスに結合されるためにマイクロケーブルは必要なく、その全体の形状および縁部は丸みを帯びているので、デバイスは、長期的な埋め込み中に網膜にストレスを与えることはないとして説明される。また、栄養素がデバイスの下の網膜細胞に到達して、細胞の長期的な健康状態を確保できるよう備えられる。デバイスは、画像およびデータを処理して、網膜表面の神経節細胞に再伝送するように意図されている。

【 0 0 1 0 】

H u m a y u n らによる米国特許第 5 , 9 3 5 , 1 5 5 号明細書は、視覚画像を認知して視覚信号出力を生成するためのカメラと、ユーザーの網膜に動作可能に結合されるように適合された網膜組織刺激回路と、視覚信号出力を眼内の網膜組織刺激回路に伝送するためのワイヤレス通信回路とを備える視覚人工器官を説明する。視覚信号出力を生成するため、カメラは、所定の時点において画像を選択するためにサンプリングされる視覚画像を電気インパルスに変換する。次いで、サンプリングされた画像信号は、ピクセル化表示できるように符号化される。次いで、この信号は、無線周波数の搬送波信号を変調するために使用される。一次コイルおよび二次コイルを有する同調コイルペアは、K F 変調視覚信号を送信および受信するために使用され、次いでこの信号は眼内で復調される。網膜刺激回路は、視覚信号出力を複数の個々の刺激制御信号に復号化するための復号器を含み、この制御信号は、マトリクスを形成する複数の電極を有する電極アレイによって使用されるように刺激電流信号を生成するために電流生成回路によって使用される。眼内の部品は、送信された視覚信号から抽出されたエネルギーにより給電される。電極アレイは、鋳、磁石、または接着剤を介して網膜に結合される。

【 0 0 1 1 】

P a l a n k e r らによる米国特許第 7 , 0 4 7 , 0 8 0 号明細書では、周辺光によってのみ照明される眼球内光電池により給電される自給の網膜人工器官を説明する。光電池は、網膜の周辺、または眼の前房に配置されてもよい。適応網膜人工器官もまた、人工器官内で通電されるピクセルの数が周辺光からの可変使用可能電力に従って選択されるように提供される。

【 0 0 1 2 】

T a i らによる米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 2 8 2 1 2 8 号明細書では、眼球内網膜人工器官システム、およびそのような人工器官を作成するための方法を説明する。人工器官デバイスは、電極アレイ領域を電力およびデータ管理領域と接続するケーブル領域を含む。電極アレイ領域は、露出された電極の 1 つまたは複数のアレイを含み、電力およびデータ管理領域は、さまざまな電力および制御要素を含む。電力およびデータ管理要素は、1 つの態様において、1 つまたは複数の R F コイル、およびケーブルを介して駆動信号を電極に提供して電力および信号を 1 つまたは複数の R F コイルから受信するように構成

される回路配置および/またはチップを含む。各領域は、同じ制作プロセス中に単一高分子層上または単一高分子層内で作成された要素を含む。

【0013】

Ameriらによる米国特許出願公開第2007/0191909号明細書では、比較的小さい強膜の切開により視界を増大させる広角視野網膜人工器官を説明する。網膜人工器官は、中央部材および少なくとも1つのウィングを備え、網膜の中央および周辺の神経を刺激するように構成される電極のアレイが配置された柔軟な基板を含むものと説明される。人工器官は、適切な柔軟性を得るために望ましい数の開口を含むことができる。

【0014】

Rizzoによる米国特許第5,597,381号明細書では、被験者への対象物の網膜上埋め込みのための方法を説明する。方法は、通常は透明の皮質硝子体を可視にするステップ、および被験者の皮質硝子体の少なくとも一部を粘着性の網膜表面から分離して、網膜と分離された皮質硝子体素材との間に網膜上空間を形成するステップとを含む。埋め込まれる対象物は、網膜上空間に導入されて、対象物は網膜の表面と係合されてもよい。次いで、好ましい実施形態において、対象物は、網膜の表面に接着されてもよい。たとえば電氣的に刺激される神経節細胞がある網膜の神経組織など、神経組織と連絡するための神経連絡構造体を埋め込む方法もまた、説明される。連絡構造体は、網膜の内部表面のような第1の身体位置に結合するための第1の部分と、相互接続を介して第1の部分と相互接続され、神経組織との連絡を保持される第2の部分とを備える。相互接続は、第2の部分のジオメトリと併せて神経組織に対するあらかじめ選択された望ましい接触圧力を提供する弱い復元力を呈する。網膜に適合されるので、相互接続は、網膜の内周部に沿った相互接続の曲率に応じて生じた弱い復元力を呈する。

【0015】

Wyattらによる米国特許第6,368,349号明細書では、眼内への埋め込み用の神経人工器官を説明する。人工器官は、折りたたみ可能な基板、および基板によって支持される少なくとも1つの電子部品を含む。少なくとも1つのマイクロチャネルは、基板内に配置される。膨張すると、折りたたみ可能な基板は、神経組織との電子部品の緊密な接触をもたらすように展開して、狭い切開部を通じて外科的埋め込みを容易にし、しかも展開されたデバイスが有益な視覚をもたらすように患者の網膜の十分に大きな部分をカバーすることができるようにすると説明される。

【0016】

関連する参考文献は、以下のとおりである。

米国特許第2,721,316号明細書

米国特許第2,760,483号明細書

米国特許第4,272,910号明細書

米国特許第4,551,149号明細書

米国特許第4,601,545号明細書

米国特許第4,664,117号明細書

米国特許第4,969,468号明細書

米国特許第5,016,633号明細書

米国特許第5,024,223号明細書

米国特許第5,108,427号明細書

米国特許第5,109,844号明細書

米国特許第5,147,284号明細書

米国特許第5,159,927号明細書

米国特許第5,397,350号明細書

米国特許第5,411,540号明細書

米国特許第5,476,494号明細書

米国特許第5,526,423号明細書

米国特許第5,575,813号明細書

10

20

30

40

50

米国特許第 5, 6 7 4, 2 6 3 号明細書
米国特許第 5, 8 0 0, 5 3 3 号明細書
米国特許第 5, 8 0 0, 5 3 5 号明細書
米国特許第 5, 8 3 6, 9 9 6 号明細書
米国特許第 5, 8 3 7, 9 9 5 号明細書
米国特許第 5, 8 6 5, 8 3 9 号明細書
米国特許第 5, 8 7 3, 9 0 1 号明細書
米国特許第 5, 8 9 5, 4 1 5 号明細書
米国特許第 5, 9 4 4, 7 4 7 号明細書
米国特許第 6, 0 3 2, 0 6 2 号明細書
米国特許第 6, 2 3 0, 0 5 7 号明細書
米国特許第 6, 3 8 9, 3 1 7 号明細書
米国特許第 6, 4 4 2, 4 3 1 号明細書
米国特許第 6, 6 1 1, 7 1 6 号明細書
米国特許第 6, 6 5 8, 2 9 9 号明細書
米国特許第 6, 7 5 5, 5 3 0 号明細書
米国特許第 7, 0 0 3, 3 5 4 号明細書
米国特許第 7, 0 0 6, 8 7 3 号明細書
米国特許第 7, 0 2 7, 8 7 4 号明細書
米国特許第 7, 0 3 1, 7 7 6 号明細書
米国特許第 7, 0 3 7, 9 4 3 号明細書
米国特許第 7, 1 0 3, 4 1 6 号明細書
米国特許第 7, 1 3 9, 6 1 2 号明細書
米国特許第 7, 1 6 2, 3 0 8 号明細書
米国特許第 7, 2 5 1, 5 2 8 号明細書
米国特許第 7, 3 2 1, 7 9 6 号明細書

PCT 国際公開第 2 0 0 7 / 0 9 5 3 9 号パンフレット

Zrenner E., 2002 年「Will retinal implants restore vision? (人工網膜は視覚を復元するか?)」Science 295 (5557), 1022~1025 頁

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明の一部の適用において、装置は、網膜疾患に苦しむ被験者の少なくとも部分的な視覚を回復するために提供される。

【課題を解決するための手段】

【0018】

この装置は、被験者の眼の前に配置されるマウントを備えた外部デバイスを備える。このマウントは、たとえば、1つのメガネであってよい。外部デバイスは、パワー・ソース、たとえばレーザーをさらに備え、このパワー・ソースは、マウントに結合され、被験者の眼に向かい可視域の外にある輻射エネルギーを放出するように構成される。

【0019】

この装置は、加えて、被験者の眼に全体が埋め込まれる眼球内デバイスを備える。この眼球内デバイスは、網膜上または網膜下のいずれかの位置で、被験者の眼に埋め込まれるように構成される。眼球内デバイスは、薄く、通常は柔軟なシリコンアレイを備える。眼球内デバイスは、エネルギー受信機を備え、エネルギー受信機はパワー・ソースからの輻射エネルギーを受け、眼球内デバイスの他の部品に給電するための電力信号を生成する。眼球内デバイスは、アレイをさらに備え、このアレイの各ユニットは光センサーおよび刺激電極を備える。各光センサーは、光子を検出し、光子に応答して光センサー信号を生成する。光センサー信号は、駆動回路に渡され、駆動回路はエネルギー受信機からのエネル

10

20

30

40

50

ギーを使用して、電流を網膜に加えるように電極を駆動する。網膜の刺激は、網膜神経節細胞の活動電位を引き出し、眼の損なわれていない機構を活性化することにより一部の視覚を回復する。

【 0 0 2 0 】

したがって、本発明の一部の適用により、
外部デバイスであって、

被験者の眼の前に配置されるように構成されたマウントと、

このマウントに結合され、380～750nmの外側の輻射線を放出するように構成されたレーザーと、

マウントに結合された部分的に透明な鏡と

を含む上記外部デバイスと、

被験者の眼に全体が埋め込まれるように構成された眼球内デバイスであって、

レーザーからの輻射線を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成されたエネルギー受信機と、

複数の刺激電極と、

複数の光センサーであって、各光センサーは、光子を検出し、それに応答して信号を生成するように構成された、上記複数の光センサーと、

エネルギー受信機および光センサーに結合された駆動回路であって、光センサーから信号を受け、光センサーからの信号に応答して眼の網膜に電流を加えるように電圧降下を使用して電極を駆動するように構成された上記駆動回路と

を含む上記眼球内デバイスと

を含む装置が提供される。

【 0 0 2 1 】

一部の適用において、レーザーは、790～850nmで光を放出するように構成される。

一部の適用において、レーザーは、250～380nmで光を放出するように構成される。

【 0 0 2 2 】

一部の適用において、エネルギー受信機は、790～850nmで光を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成される。

一部の適用において、エネルギー受信機は、250～380nmで光を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成される。

【 0 0 2 3 】

一部の適用において、光センサーは、レーザーからのエネルギーに概ね無反応である。

一部の適用において、光センサーは、可視光に概ね反応する。

一部の適用において、エネルギー受信機は、可視光および不可視光を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成される。

【 0 0 2 4 】

一部の適用において、眼球内デバイスは、可視光のみの光センサーへの透過を可能とするように構成されたフィルターを含む。

一部の適用において、眼球内デバイスは複数のマイクロレンズを含み、これら複数のマイクロレンズは、エネルギー受信機に結合され、光センサーへの可視光の屈折を容易にする。

【 0 0 2 5 】

一部の適用において、眼球内デバイスは、被験者の眼への眼球内デバイスのアンカーを提供するように構成された伸長要素を含む。

一部の適用において、眼球内デバイスは、少なくともエネルギー受信機からの放熱を容易にするための伸長要素を含む。

【 0 0 2 6 】

一部の適用において、電極は、バイポーラナノチューブ電極を含む。

一部の適用において、電極は、モノポーラナノチューブ電極を含む。

一部の適用において、電極は、露出した先端を有する針電極を含む。

【0027】

一部の適用において、複数の刺激電極は、少なくとも100の電極を含む。

一部の適用において、眼球内デバイスは、網膜上の位置に埋め込まれるように構成される。

【0028】

一部の適用において、眼球内デバイスは、網膜下の位置に埋め込まれるように構成される。

一部の適用において、この装置は、被験者から入力を受けるように構成された制御要素を含み、外部デバイスは、この入力に応答してレーザーから放出されるエネルギーを調節するように構成され、駆動回路は、レーザーから放出されるエネルギーの調節に応答して駆動回路の動作パラメーターを調整するように構成される。

10

【0029】

一部の適用において、駆動回路は、駆動回路によるパラメーターの調整によって、電極により加えられる単位時間あたりの刺激の量を制御するように構成される。

一部の適用において、駆動回路は、駆動回路によるパラメーターの調整によって、電極により加えられる電流の振幅を制御するように構成される。

【0030】

一部の適用において、駆動回路は、駆動回路によるパラメーターの調整によって、光センサーの感度を制御するように構成される。

20

一部の適用において、外部デバイスはマウントに結合されたセンサーを含み、このセンサーは、被験者の瞼が閉じたときを検出するように構成され、レーザーは、瞼が閉じたときに輻射線の放出を中止するように構成される。

【0031】

一部の適用において、マウントは、周辺不可視光の光センサーへの透過を妨げるように構成されるフィルターを含む。

一部の適用において、フィルターはショット(Schott)フィルターを含む。

【0032】

一部の適用において、駆動回路は、眼球内デバイスの単一区域に配置され、すべての電極を駆動するように構成される。

30

一部の適用において、この装置は複数の駆動回路を含み、各駆動回路は電極のそれぞれのサブセットを駆動するように構成される。

【0033】

一部の適用において、複数の駆動回路は、10～300の駆動回路を含む。

一部の適用において、複数の駆動回路は、300～3000の駆動回路を含む。

さらに、本発明一部の適用により、

外部デバイスであって、

被験者の眼の前に配置されるように構成されたマウントと、

このマウントに結合され、380～750nmの外側の輻射線を放出するように構成されたレーザーと

40

を含む上記外部デバイスと、

被験者の眼に全体が埋め込まれるように構成された眼球内デバイスであって、

レーザーからの輻射線を受け、それに応答して電圧降下を生成するように構成されたエネルギー受信機と、

複数の刺激電極と、

複数の光センサーであって、各光センサーは、光子を検出し、それに応答して信号を生成するように構成された、上記複数の光センサーと、

エネルギー受信機および光センサーに結合された駆動回路であって、光センサーから信号を受け、光センサーからの信号に応答して眼の網膜に電流を加えるように電圧降下を

50

使用して電極を駆動するように構成された上記駆動回路と
を含む上記眼球内デバイスと
を含む装置であって、

外部デバイスは、レーザーから放出される輻射線を調節するように構成され、駆動回路は、レーザーから放出される輻射線の調節に応答して駆動回路の刺激の動作パラメーターを調整するように構成された、装置が提供される。

【0034】

一部の適用において、駆動回路は、電流パルスで電流を加えるように電極を駆動するように構成され、刺激のパラメーターは、パルスの数、パルスの周波数、各パルスの持続時間、およびパルスのパルス繰り返し間隔を含むグループから選択される。

10

【0035】

加えて、本発明の一部の適用により、
網膜インプラントにパワーを供給するための方法であって、
インプラントに向かわない方向に、レーザーから輻射線を放出するステップと、
インプラントによりレーザーからの輻射線を受けるステップと
を含む方法がさらに提供される。

【0036】

一部の適用において、輻射線を放出するステップは、輻射線が、部分的に透明な鏡によってインプラントへと向きを変えるようにするステップを含む。

さらにまた、本発明の一部の適用により、被験者への埋め込みのために構成されたインプラントの刺激のパラメーターを調節するための方法であって、

20

レーザーからインプラントへの、レーザー輻射線を放出するステップと、
被験者から入力を受けるステップであって、被験者からの入力を受けることに応答して、
レーザーから放出される輻射線を調節するステップと、

レーザーから放出される輻射線の調節に応答してインプラントの駆動回路の刺激のパラメーターを調整するステップと
を含む方法が提供される。

【0037】

一部の適用において、刺激のパラメーターを調整するステップは、
パルスでインプラントの電極への電流を駆動するステップと、

30

輻射線の調節に応答して、パルスの数、パルスの周波数、各パルスの持続時間、およびパルスのパルス繰り返し間隔を含むグループから選択された少なくとも1つのパラメーターを調整するステップと
を含む。

【0038】

本発明は、以下に示すその実施形態の詳細な説明を読めばさらに深く理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の一部の適用による被験者の少なくとも部分的な視覚を回復するための装置を示す概略図である。

40

【図2】本発明の一部の適用による眼球内デバイスを示す概略図である。

【図3】本発明の一部の適用による視覚を回復するための装置のエネルギーの伝送を示すブロック図である。

【図4】本発明の一部の適用による眼球内デバイスを示す概略図である。

【図5】本発明の一部の適用によるエネルギー受信機 - 光センサーユニットを示す概略図である。

【図6A】本発明の一部の適用による眼球内デバイスの多層構造体を示す概略図である。

【図6B】本発明の一部の適用による眼球内デバイスの多層構造体を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 4 0 】

図 1 は、本発明の一部の適用による、網膜機能不良に苦しむ被験者の少なくとも部分的な視覚を回復するための装置 2 1 を示す概略図である。装置 2 1 は、通常は 1 つのメガネであって被験者の眼 2 8 の前に配置されるマウント 2 2 を備える外部デバイス 2 0 を備える。外部デバイス 2 0 はさらに、マウントに結合され、被験者の眼 2 8 に向かい可視域の外にある輻射エネルギー 2 6 を放出するように構成される、たとえばレーザー 2 4 などのパワー・ソースをさらに備える。レーザー 2 4 は、限定的ではなく例示のために、レンズ 2 5 の内側部に結合されることが示されている。レーザー 2 4 は、たとえばメガネのアームのような、マウント 2 2 の他の部材に結合されてもよい。

【 0 0 4 1 】

装置 2 1 は、加えて、眼 2 8 に全体が埋め込まれる眼球内デバイス 3 0 を備える。眼球内デバイス 3 0 は、たとえば直径が 3 ~ 6 mm のように小さく、たとえば厚さ 1 mm のように薄い、通常は柔軟なシリコンアレイを備える。

【 0 0 4 2 】

網膜インプラントは一般に、網膜下または網膜上のいずれかの位置に埋め込まれるように構成される。網膜上アレイは通常、網膜神経層を眼の後眼房の硝子体と分離する網膜表面に埋め込まれる。網膜上インプラントは通常、光に感応する区域を有していないと説明され、そのため被験者の体の外にある遠隔カメラおよび処理ユニットから電気信号を受ける。これらの説明される網膜上インプラントは、神経節細胞およびそれらの軸索に結合され、そのため直接に神経節をシミュレートする (Zrenner、2002 年)。対照的に、網膜下インプラントは通常、色素上皮層と、光受容細胞を含む網膜の外側層との間の網膜の下に埋め込まれる。網膜下インプラントは通常、網膜の残存する神経細胞を刺激する (Zrenner、2002 年)。

【 0 0 4 3 】

本発明の一部の適用による、眼球内デバイス 3 0 は、眼の網膜上または網膜下の空間に埋め込まれるように構成される。両方の位置において、眼球内デバイス 3 0 は、対象物から発せられる可視光を受ける。可視光は、眼球内デバイスの光センサーに達して、光センサーは中間回路を介して信号を生成し、眼球内デバイスの電極に網膜知覚ニューロン (たとえば、双極細胞) を刺激させて、その結果画像の知覚がもたらされる。双極細胞の刺激は、眼の損なわれていない視覚および処理機構を活性化させて役立たせる。

【 0 0 4 4 】

本発明の一部の適用において、眼球内デバイス 3 0 が網膜上位置に埋め込まれる場合、眼球内デバイス 3 0 は、神経節細胞を通して伸びて双極細胞層に直接接触して刺激し、次いで神経節細胞を刺激するように構成される、先端が露出した針電極を備える。その軸索が視神経を形成する神経節細胞はさらに、視覚情報を脳に伝送する。装置 2 1 はカメラを備えてはおらず、眼球内デバイスは画像データを受けないが、眼の損なわれていない視覚および処理機構を活用する。

【 0 0 4 5 】

本発明の一部の適用において、眼球内デバイス 3 0 は、網膜下の位置で被験者の眼に埋め込まれる。上記で説明されるように、眼球内デバイス 3 0 は、対象物から発せられる可視光を受ける。可視光は眼球内デバイスの光センサーに達して、それが眼球内デバイスの電極 3 8 への信号を生成する。眼球内デバイス 3 0 が網膜下空間に埋め込まれる適用において、眼球内デバイス 3 0 の電極は、電極が網膜の双極細胞に直接接触して刺激し、次いで神経節細胞を刺激して、その結果画像解像力をもたらしように適切な向きに配置される。網膜上の位置への眼球内デバイス 3 0 の埋め込みと同様に、網膜上の位置への埋め込みもまた、眼 2 8 の損なわれていない視覚および処理機構を活用する。

【 0 0 4 6 】

図 2 は、本発明の一部の適用による眼球内デバイス 3 0 を示す概略図である。眼球内デバイス 3 0 はアレイを備え、アレイの各ユニットは、外部デバイス 2 0 のレーザー 2 4 (図 1) から輻射エネルギー 2 6 を受けるエネルギー受信機 3 2 を備える。エネルギー受信

10

20

30

40

50

機 3 2 は、眼球内デバイス 3 0 の他の部品に給電するための電力信号を生成する。あるいは、単一のエネルギー受信機 3 2 (または少数の受信機 3 2) は、眼球内デバイス全体の部品に給電するために、レーザー 2 4 から輻射エネルギー 2 6 を受けるように構成される。眼球内デバイス 3 0 の各ユニットは、光センサー 3 4、刺激電極 3 8、および駆動回路 3 6 をさらに備える。光センサー 3 4 によって生成された信号は、駆動回路 3 6 に渡され、駆動回路はエネルギー受信機 3 2 からのエネルギーを使用して、網膜を刺激するために電極 3 8 を駆動する。あるいは、電極 3 8 の一部または全部は、(各電極の横に物理的に位置する別々の駆動回路によってではなく) 眼球内デバイス 3 0 の単一区域内の駆動回路 3 6 を駆動することによって駆動される。したがって、一部の適用の場合、眼球内デバイス 3 0 は、たとえば 1 0 ~ 3 0 0 0 の駆動回路のような複数の駆動回路を備え、各駆動回路は電極のそれぞれのサブセットを駆動するように構成されてもよい。

10

【 0 0 4 7 】

図 2 は、網膜上埋め込みのために構成される眼球内デバイス 3 0 を示すことに留意されたい。もう 1 つの適用において、電極 3 8 は眼球内デバイス 3 0 から瞳孔の方向に伸び、眼球内デバイス 3 0 は網膜下に埋め込まれる(構成は図示せず)。

【 0 0 4 8 】

これ以降、図 1 および図 2 が参照される。外部デバイス 2 0 は、マウント 2 2 のレンズ 2 5 に結合された部分的に透明な(たとえば、半透明の)鏡 2 3 を含む、検眼鏡機能をさらに備える。鏡 2 3 の部分的透明性により、レーザー 2 4 からのエネルギーは、レーザー 2 4 の物理装置が視覚を妨げることなく、エネルギー受信機 3 2 に到達することができる。加えて、光センサー 3 4 のアレイに画像を形成する環境からの光は、部分的に透明な鏡 2 3 を通過することができる。さらに説明されるように、検眼鏡を使用することにより、大きい直径のレーザービーム(たとえば 5 ~ 2 0 mm、5 ~ 1 0 mm など)を使用することができるので、高い総輻射エネルギー 2 6 をもたらし、しかも網膜におけるビームの密度を最小に抑えることができる。そのようなレーザービームがレンズ 2 5 自体に搭載されたレーザーから発せられる場合、それは環境からの入射光をブロックすることによって視覚を妨げることになる。

20

【 0 0 4 9 】

図 3 は、本発明の一部の適用による眼球内デバイス 2 1 を示すブロック図である。外部デバイス 2 0 (図 1) は、レーザー 2 4 を備え、これは輻射エネルギー 2 6 を放出し、眼球内デバイス 3 0 の部品に給電する。眼球内デバイス 3 0 に送られた輻射エネルギー 2 6 は、エネルギー受信機 3 2 によって受ける。エネルギー受信機 3 2 は通常、眼球内デバイス 3 0 の部品に給電するために一定の電圧レベルを保持するように構成される電圧レギュレータ 2 9 を備える。眼球内デバイス 3 0 は、光子 3 3 を検出し、光子 3 3 に応答して光センサー信号を生成するように構成される光センサー 3 4 をさらに備える。光センサー信号は、駆動回路 3 6 に伝送され、駆動回路 3 6 は、電極 3 8 を駆動して電流を網膜細胞 4 0 に加える。

30

【 0 0 5 0 】

図 4 は、本発明の一部の適用による眼球内デバイス 3 0 を示す概略図である。眼球内デバイス 3 0 は、たとえば直径 3 ~ 6 mm で厚さ 1 mm の、概して小型のアレイ 4 2 を備える。アレイは、網膜 4 0 の桿状体細胞に物理的に関連付けられている付加的な環状アレイ 4 6 に囲まれ、ある程度の暗所視およびより広い視野のうち的一方または双方をもたらし。類似した方法で概ね機能するアレイ 4 2 および 4 6 は、マルチワイヤ要素 4 9 によって結合される。

40

【 0 0 5 1 】

図 5 は、本発明の一部の適用によるエネルギー受信機 - 光センサーユニット 5 0 を示す概略図である。各エネルギー受信機 3 2 は、通過することができる穴 5 6 を有し、これを通して光は、穴 5 6 の下に位置する対応する光センサー 3 4 に達する。各エネルギー受信機 3 2 のエネルギーを受ける部分は通常、幅 5 0 ~ 2 5 0 μm (たとえば、幅 7 5 ~ 1 5 0 μm) であり、各穴の直径は通常、1 0 ~ 1 2 0 μm であって、たとえば 2 0 ~ 6 0 μm

50

mである。各エネルギー受信機32のエネルギーを受ける部分は通常、各穴の区域の約5～10倍の大きさである。

【0052】

光センサー34は通常、可視光の透過を可能にし、レーザー24によって放出される光の透過を妨げるフィルター54を備える。必要に応じて、フィルター54は、実質的に可視光のみ、または可視光および一部の不可視光（たとえば、近赤外線）が光センサーに達することができるようにする。エネルギー受信機32は通常、レーザー24の波長の光を電気に変換するように最適化されるが、これはまた可視光および不可視光のような、広範囲の波長に感応してもよい。

【0053】

一部の適用において、エネルギー受信機-光センサーユニット50はマイクロレンズ52を備え、マイクロレンズ52がない場合にエネルギー受信機32に達するであろう光の、光センサー34方向への屈折を容易にする。したがって、マイクロレンズ52はプリズム機能を備え、この機能により、不可視光がエネルギー受信機に到達して眼球内デバイス30に給電し、一方可視光の光子にตอบสนองして信号を生成する光センサー34方向に屈折されるように、可視光と不可視光（電力伝送）の異なる屈折を可能にする。これは、各光センサーに達する光の一部の「平均化」をもたらし、この「平均化」は、各光センサーに達する上記光と、そうではなく光センサー付近のインプラントに達するであろう光を結合して、網膜人工器官でユーザーにより感知されうる光の離れた個々のピクセルの知覚を緩和することによる。この技法を使用することで、わずかにぼやけた画像が意図的に形成され、そこで所定の電極によって網膜に加えられた刺激の範囲は、対応する光センサーの非常に小さい区域に達する光だけではなく、マイクロレンズの下の周囲の区域に達する光も表す（一部の実施形態においては、そのようなマイクロレンズが提供されないことを理解されたい）。

【0054】

これ以降、本発明の一部の適用による眼球内デバイス30を示す概略図である図6Aが参照される。本発明の一部の実施形態において、眼球内デバイス30は、エネルギー受信32最上層、光センサー中間層90、および電極38に結合された駆動回路層96を備えた3層デバイスとして組み立てられる。エネルギー受信32層は、眼球内デバイス30に給電するため、輻射レーザーエネルギーを受けるように構成される。加えて、エネルギー受信32層は、通過することができる複数の穴56を定義するように成形され、これらの穴を通して光は、穴56の下に位置する光センサー層90に達する。眼球内デバイス30の中間層は、個々の光センサーユニット34を備える。各光センサーユニットは通常、可視光の透過を可能にし、レーザーによって放出される光の透過を妨げるフィルター54を備える。光センサーユニット34に達する可視光は、眼球内デバイス30の下部の駆動回路層96で処理される電流を生成する。駆動回路96は、画像を生成して視覚を回復するために網膜細胞を刺激する電極38に結合される。

【0055】

図6Aは、網膜上埋め込みのために構成される眼球内デバイス30を示すことに留意されたい。もう1つの適用において、電極38はエネルギー受信32層から伸び、眼球内デバイス30は網膜下に埋め込まれる（構成は図示せず）。

【0056】

本発明のもう1つの適用による眼球内デバイス30を示す概略図である図6Bが参照される。この適用において、眼球内デバイス30の最上層は、エネルギー受信機32および光センサー34を共に備える。たとえば、眼球内デバイス30の最上層は、サブアレイに分割されたアレイを備えることができる。各サブアレイはさらに、（たとえば）各々9個のユニットに分割される。各サブアレイの中央ユニットは、通常可視光を通過させるフィルター54を備える光センサー34を備える。各サブアレイ内の周囲のユニットは、眼球内デバイス30に給電するために輻射レーザーエネルギーを受けるエネルギー受信ユニット32である。必要に応じて、電極38は、網膜上埋め込みのために最上層に結合される

か、または網膜下埋め込みのために最下層に結合されてもよい。

【0057】

通常、装置21は、眼28の損なわれていない視覚機構、自然な動き、および焦点合わせを活性化させて役立たせる。さらに、眼球内デバイス30は通常、網膜上または網膜下のいずれかの位置で埋め込まれ、たとえばレーザーのような外部パワー・ソースによって給電される、たとえば直径3～6mm、厚さ1mm未満の小型で柔軟なデバイスである。したがって、眼球内デバイス30は、ワイヤレスであり、かさばる部品を備えることはなく、しかも電力を消費する内部マイクロコントローラを必要としない。加えて、たとえばレーザーエネルギーのような輻射エネルギー26を受けるエネルギー受信機32は通常、特定のレーザー波長（たとえば、790～850nmのようなIR波長、または適切なUV波長）に適合するように微調整される。したがって、輻射エネルギー26のかかなりの部分が電極38に給電するために使用されるので、電極38の数を増やすこともでき、その結果画像解像力が増強される。たとえば、合計35mWのレーザーエネルギーが眼球内デバイス30に到達する場合、これは（効率約40%と仮定して）推定で14mWの使用可能電力を提供する。

10

【0058】

一部の適用において、電極38は、カーボンナノチューブでコーティングされたパイポラまたはモノポラのナノチューブ電極である。

アレイあたりの電極の数は通常、100～10,000の電極に及ぶ。一部の適用において、比較的少数の電極（たとえば、100～1,000）は概して連続使用であるが、連続的には活性化されない多数の電極（たとえば、1,000～10,000）は、被験者が、数秒間の眼の加熱を代償に一時的に解像力を高めることができるようにする。加えて、または代替として、眼球内デバイス30は、別個に活性化される電極の介在アレイ38aおよび38bを備え、それにより隣接する網膜部位を刺激して、実際の画像のより高い解像力の錯視を生成する。

20

【0059】

本発明の一部の適用において、眼球内デバイス30は、網膜から離れて伸びる支持要素を備える。支持要素は通常、生体適合性材料（たとえば、PtIr）で構成され、場合によっては付加的な生体適合性材料で絶縁される。支持要素は、埋め込まれた眼球内デバイス30の被験者の眼28への固定を補助する。加えて、または代替として、支持要素は、放熱を高めることに寄与し、眼28の局所的な加熱を防ぐ。支持要素の合計体積は通常、眼球内デバイス30の体積と同様であり（たとえば、25mm³）、効率的な放熱を可能にする。

30

【0060】

本発明の一部の適用において、外部デバイス20は、マウント22に結合されたセンサーを備える。装置21は、まばたきを検出して、被験者の瞼が閉じているときに眼球内デバイス30に電力を伝送しないように構成される。センサーは、被験者の瞼の素早い開閉を検出し、被験者の瞼が閉じているときに眼への輻射線26の放出を中止するようレーザー24に信号伝達するように構成される。一部の適用の場合、センサーは、筋電図（EMG）センサーまたは眼が閉じているときを決定する画像処理機能を持つカメラを備える。一部の適用の場合、センサーは、レーザー24に隣接して配置される発光ダイオード（LED）に結合された光センサーを備える。LEDは、部分的に透明な鏡23を通過して、被験者の眼28に向かう光を放出する。眼から反射されたLED光の量（または別のパラメーター）は、被験者のまばたきの結果変化する。反射光の量のこれらの変化は、光センサーによって検出されて、被験者の瞼が閉じているとき、レーザー24に眼28への輻射線26の放出を中断させる。あるいは、一部の適用の場合、マウント24は、レーザーに近接して位置する光センサーを備える。光センサーは、反射されたレーザー光を検出し、レーザー24は、被験者の瞼が閉じているときに眼への輻射線26の放出を中断する。

40

【0061】

本発明の一部の適用において、装置21は、レーザー24からの輻射線が眼球内デバイ

50

ス 30 に到達するように、被験者に眼 28 を向けるよう助言する音声フィードバックを被験者に提供するように構成される。したがって、一部の適用の場合、外部デバイス 20 は光センサーを備え、この光センサーは、レーザー 24 に結合され、反射されたレーザー光の量を検出し、レーザー光が眼球内デバイス 30 に向かわないことを示す反射光の変化に基づいて被験者への音声信号をトリガーするように構成される。たとえば、レーザー 24 が適正に向けられているときには、レーザービームがそれて眼 28 に向かわないときに比べ、レーザー光の異なる部分が眼球内デバイス 30 によって吸収される。後者の場合、音声フィードバック信号がトリガーされる。

【0062】

一部の適用の場合、レーザー 24 によって放出される輻射線 26 は、デバイス 30 に電力を供給することに加えて、眼球内デバイス 30 の動作を調整するために使用される。本発明の一部の実施形態において、外部デバイス 20 は、マウント 22 に結合された制御要素（たとえば、ダイヤル、スイッチ、またはボタン）を備え、被験者が、網膜に加えられる信号の強度、受けた光に対する光センサー 34 の感度、および別のシステムパラメーターのうちの 1 以上をインタラクティブに制御することができるようにする。たとえば、被験者が、眼球内デバイス 30 によって網膜に加えられている全体的刺激が強すぎると判断する場合、被験者は刺激の強さを減少するように制御要素で設定を調整することができる。同様に、被験者が、光センサー 34 の感度が高すぎる（たとえば、電極のアレイ全体が網膜を活性化することになる）と判断する場合、被験者は刺激の強さを減少するように制御要素で別の設定を調整することができる。被験者の入力に応答して、制御要素 27 は、眼球内デバイス 30 の動作パラメーターを調整するように、レーザー 24 によって放出される輻射線 26 を調節する。適切な調節プロトコルの例は、刺激強度が変更されることを指示する、レーザー 24 からの 6 つの短パルスの第 1 の列を含み、その後に被験者の選択による望ましい刺激強度のレベルを指示する 1 から 10 のより長いパルスの列が続く。感度を変更するために、6 つの長パルスの第 1 の列がレーザー 24 から放出され、その後に被験者の選択による感度の望ましいレベルを指示する 1 から 10 のより長いパルスの列が続く。当業者であれば、その他の符号化プロトコルが使用されてもよいことを理解するであろう。

【0063】

あるいは、一部の適用の場合、網膜に加えられる信号の強度、受けた光に対する光センサー 34 の感度、および別のシステムパラメーターのうちの 1 以上の調整は、眼球内デバイス 30 によって調整される。眼球内デバイス 30 の各ユニットによって加えられる網膜刺激の程度は、そのユニットにより受ける光によって指示される。眼球内デバイス 30 は、光センサー 34 によって受ける周辺光の量を感知し、それに応答して、網膜に加えられる信号を変更するように構成される。たとえば、所定の光センサーに到達する周辺光の量に基づいて、眼球内デバイス 30 は、光センサー出力および駆動回路パラメーターのうちの一方または双方を調整することにより信号を調節するように構成され、装置 21 の感度を増大させることができ、上記駆動回路パラメーターは、ゲインおよび DC オフセットのうちの一方または双方等である。網膜に加えられる信号の調節は通常、たとえばパルスの数、パルス繰り返し間隔、パルス周波数、およびパルス持続時間のような、パルスパラメーターを変更することによって制御される。つまり、電極 38 は、光センサーにより受ける光の量に応答して選択されたパルスパラメーターを使用して、網膜ニューロンへ電流を駆動する。駆動回路への光センサーパルス信号のそのような調節は、たとえば周辺光の変化するレベルに応答して、眼球内デバイス 30 の調整を容易にする。

【0064】

同様に、駆動回路への光センサー信号の伝送のしきい値、すなわち光センサー 34 の感度は、光センサーに到達する周辺光の量により調整される。一部の適用の場合、光センサー 34 のアレイに到達する周辺光の量は、各光センサーの感知期間の存続時間、すなわち駆動回路が電極 38 を駆動して網膜組織への電流を駆動する前に光センサーが光子を受ける時間（たとえば、10 ms ~ 100 ms）に影響を与えるように使用される。したがっ

10

20

30

40

50

て、たとえば、各光センサーの感度は、被験者が暗室に入る場合、数秒間にわたり増大することもある。

【 0 0 6 5 】

通常、眼球内デバイス 30 の、レーザーおよびデバイス 30 自身のうちの一方または双方によるシステムパラメーターの調整は、たとえばパルスの数、パルス繰り返し間隔、パルス周波数、およびパルス持続時間のうちの 1 以上のような、選択されたパルスパラメーターを変更することにより達成される。

【 0 0 6 6 】

上記で説明されるように、一部の適用において、レーザー 24 によって放出される放射線 26 は、眼球内デバイス 30 に給電することに加えて、眼球内デバイス 30 の動作パラメーターを調整するためにさらに使用される。レーザー 24 は通常、可視範囲の外側であり、被験者の眼 28 に向かうエネルギー 26 を放出するように構成される。たとえば、放射線は、赤外線 (I R) の放射線であってもよい。そのような適用において、メガネ 22 のレンズ 25 は、たとえばショット (S c h o t t) フィルターのような光フィルターを備えることができる。フィルターは、 I R 放射線をフィルターリングするように構成され、それにより光センサー 34 に到達する周辺 I R 放射線の量を減少させて、レーザー 24 によって放出される I R 放射線を妨げることができる。レーザー 24 は通常、図 1 に示されるようにレンズ 25 の内側部分に結合されるので、放射されたエネルギー 26 は一般に、レンズ 25 に配置されたフィルターによる影響を受けることはない。

【 0 0 6 7 】

本発明の一部の適用において、装置 21 の活性化は、飽和状態 (すなわち、眼球内デバイス 30 による網膜の刺激過剰) を防ぐためにしきい値によって調整される。

複数の眼球内デバイス 30 が、アレイまたは、たとえば疑似乱数的に配置されて、網膜の組織の離れた位置に埋め込まれてもよいことに留意されたい。通常、眼球内デバイス 30 は、ワイヤレスであり、かさばる部品を備えることはなく、被験者の網膜への複数の眼球内デバイス 30 の埋め込みを容易にする。

【 0 0 6 8 】

一部の適用の場合、本明細書において説明される技法は、参照により本明細書に組み入れられる、以下の参考文献の 1 つまたは複数において説明される技法と組み合わせて実施される。

【 0 0 6 9 】

M i c h e l l s o n による米国特許第 4 , 6 2 8 , 9 3 3 号明細書

R i z z o による米国特許第 5 , 5 9 7 , 3 8 1 号明細書

H u m a y u n らによる米国特許第 5 , 9 3 5 , 1 5 5 号明細書

N i s c h による米国特許第 6 , 2 9 8 , 2 7 0 号明細書

S h i r e らによる米国特許第 6 , 3 2 4 , 4 2 9 号明細書

W y a t t らによる米国特許第 6 , 3 6 8 , 3 4 9 号明細書

G r e e n b e r g らによる米国特許第 6 , 5 0 7 , 7 5 8 号明細書

R i z z o らによる米国特許第 6 , 9 7 6 , 9 9 8 号明細書

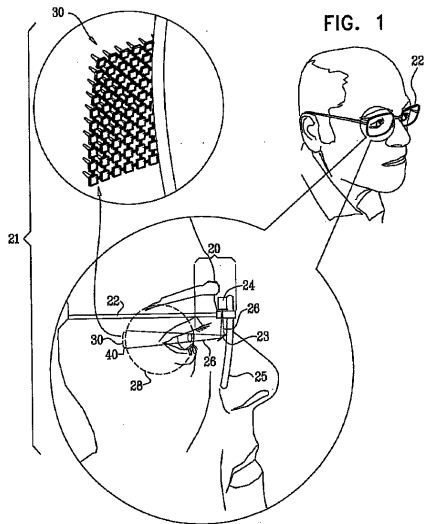
P a l a n k e r らによる米国特許第 7 , 0 4 7 , 0 8 0 号明細書

T a i らによる米国特許出願公開第 2 , 0 0 6 / 0 2 8 2 1 2 8 号明細書

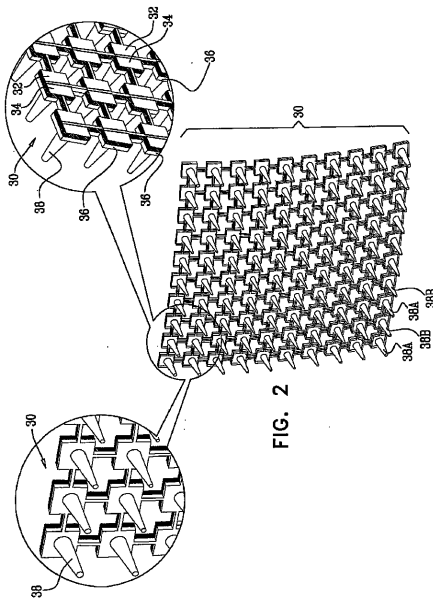
A m e r i らによる米国特許出願公開第 2 , 0 0 7 / 0 1 9 1 9 0 9 号明細書

本発明が、上記において具体的に示され説明された内容に限定されないことは、当業者には理解されよう。むしろ、本発明の範囲は、本明細書において説明されるさまざまな特徴、ならびに前述の説明を読めば当業者が想起するであろう従来技術に属さないその変形および変更の組み合わせおよびサブコンビネーションを含む。

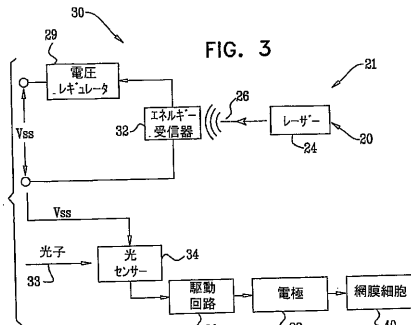
【図 1】



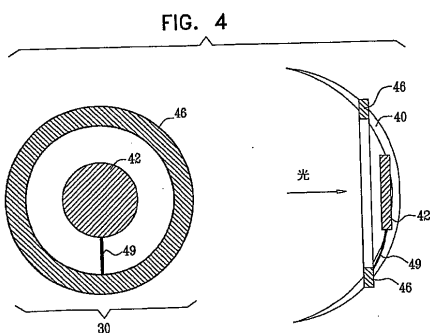
【図 2】



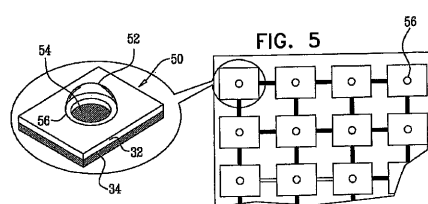
【図 3】



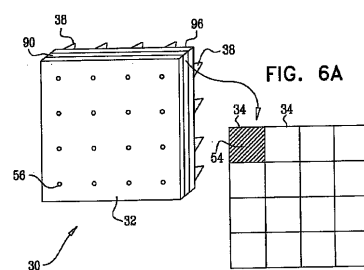
【図 4】



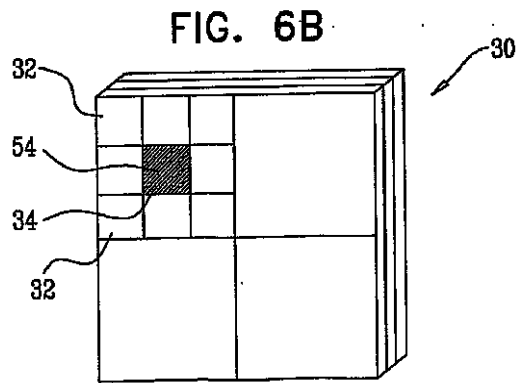
【図 5】



【図 6 A】



【図 6 B】



フロントページの続き

(74)代理人 100120112

弁理士 中西 基晴

(72)発明者 グロス, ヨシ

イスラエル国 7 3 1 6 0 モシャブ・マゾール, ハノテア・ストリート 1 0

(72)発明者 ヴァインガスト, シャイ

イスラエル国 5 5 9 0 0 ガネイ・ティクバ, ハカルメル・ストリート 6 / 3 9

(72)発明者 ゲフェン, ラーナン

イスラエル国 7 1 7 9 9 レウト, ハイロシム・ストリート 1 0 6

審査官 沼田 規好

(56)参考文献 特表2003-528702(JP, A)

国際公開第2007/076347(WO, A1)

特表2009-520578(JP, A)

特開2000-350742(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 F 2 / 1 4