

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4597979号

(P4597979)

(45) 発行日 平成22年12月15日(2010.12.15)

(24) 登録日 平成22年10月1日(2010.10.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 9/007 (2006.01)

A 6 1 F 9/00 5 9 0

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-515821 (P2006-515821)	(73) 特許権者	507130163
(86) (22) 出願日	平成16年6月3日(2004.6.3)		レティーナ インプラント アーゲー
(65) 公表番号	特表2007-506466 (P2007-506466A)		ドイツ国 7 2 7 7 0 ロイトリンゲン
(43) 公表日	平成19年3月22日(2007.3.22)		ゲールハルト・キントラー・シュトラッセ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2004/005975		8
(87) 国際公開番号	W02005/000395	(74) 代理人	100077012
(87) 国際公開日	平成17年1月6日(2005.1.6)		弁理士 岩谷 龍
審査請求日	平成19年4月3日(2007.4.3)	(72) 発明者	グラフ・ハインツ・ゲルハルト
(31) 優先権主張番号	10329615.8		ドイツ国 7 1 1 0 6 マグスタット イ
(32) 優先日	平成15年6月23日(2003.6.23)		ムドベル 1 0
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)	(72) 発明者	ドルベルク・アレキサンダー
			ドイツ国 4 4 2 2 5 ドルトムント ハ
			ルコルトストラッセ 8 3
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 複数のピクセルエレメントを備える能動型の網膜インプラント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入射光(34)を、刺激電極(22)が接する網膜(33)の細胞のための電気刺激信号(U_s)へと変換する複数のピクセルエレメント(18)であって、ピクセルエレメント(18)のそれぞれが、入射光(34)を電気信号(V_{out})へと変換する少なくとも1つの画像セル(19)を有するとともに、入力(52)が前記画像セル(19)に接続され、出力(54)が刺激信号(U_s)の供給先である少なくとも1つの刺激電極(22)に接続されている少なくとも1つの増幅器(51)を有しているピクセルエレメント(18)を備え、

さらに外部からカップリングされる外部からのエネルギー(36)を前記画像セル(19)および前記増幅器(51)のための供給電圧(V_{cc1} 、 V_{cc2})として供給するエネルギー供給源(14)を備えている能動型の網膜インプラントであって、

前記画像セル(19)が対数特性(67)を有しており、該対数特性(67)に従って特定の強度の入射光(34)が特定の振幅の電気信号(V_{out})へと変換され、

各ピクセルエレメント(18)が、局所画像輝度のための対数画像セル(19)を有しており、各ピクセルエレメント(18)が、大域輝度のための少なくとも1つの対数画像セル(23)に割り当てられており、

前記増幅器(51)が差動増幅器として設計されており、この差動増幅器の1つの入力(52)が前記局所画像輝度のための画像セル(19)に接続され、他方の入力(53)が前記大域輝度のための画像セル(23)に接続されている

10

20

ことを特徴とする網膜インプラント。

【請求項 2】

前記刺激信号 (U_s) が、特定のパルス長 (t_1) およびパルス間隔 (t_2) のアナログ電圧パルスの形態で供給され、該パルスの振幅 (aV_p) が、入射光 (34) の強度の関数であることを特徴とする請求項 1 に記載の網膜インプラント。

【請求項 3】

前記増幅器 (51) の出力 (54) が、制御可能な放電回路 (60) に接続されていることを特徴とする請求項 2 に記載の網膜インプラント。

【請求項 4】

パルス長 (t_1) およびパルス間隔 (t_2) が、前記外部からカップリングされる外部からのエネルギー (36) によって決定されることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の網膜インプラント。

10

【請求項 5】

前記放電回路 (60) が、電圧パルスの終わりにおいて、前記増幅器 (51) の出力 (54) が放電電位に接続されるようにして駆動されることを特徴とする請求項 3 に記載の網膜インプラント。

【請求項 6】

前記画像セル (19) に、前記増幅器 (51) に供給される第 2 の電圧 (V_{cc2}) とは異なる第 1 の電圧 (V_{cc1}) が供給されることを特徴とする請求項 2 ~ 5 のいずれか一項に記載の網膜インプラント。

20

【請求項 7】

前記第 2 の電圧 (V_{cc2}) が、前記パルス長 (t_1) および前記パルス間隔 (t_2) と調和してオンにされることを特徴とする請求項 6 に記載の網膜インプラント。

【請求項 8】

前記画像セル (19) に、前記増幅器 (51) に供給される第 2 の電圧 (V_{cc2}) とは異なる第 1 の電圧 (V_{cc1}) が供給されることを特徴とする請求項 1 に記載の網膜インプラント。

【請求項 9】

前記増幅器 (51) の出力 (54) が制御可能な放電回路 (60) に接続されており、前記放電回路 (60) が、前記第 2 の電圧 (V_{cc2}) に由来する第 3 の電圧 (57) に接続されていることを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載の網膜インプラント。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、入射光を、刺激電極が接する網膜細胞への電気刺激信号に変換する複数のピクセルエレメント、およびエネルギー供給源を備えている能動型の網膜インプラントであって、各ピクセルエレメントが、入射光を電気信号に変換する少なくとも 1 つの画像セルを有するとともに、入力が前記画像セルに接続され出力が刺激信号の供給先である少なくとも 1 つの刺激電極に接続されている少なくとも 1 つの増幅器を有しており、前記エネルギー供給源が、外部からカップリングされる外部からのエネルギーを前記画像セルおよび前記増幅器のための供給電圧として供給する、能動型の網膜インプラントに関する。

40

【0002】

そのような網膜インプラントは、例えば独国特許出願公開第 DE 19705988 A 1 号明細書に記載されている。

【0003】

そのような網膜インプラントは、例えば独国特許出願公開第 DE 19705988 A 1 号明細書に記載されている。

【背景技術】

【0004】

公知の網膜インプラントは、網膜の衰えによる視力の喪失に対処する目的で機能する。

50

ここでの基本的な考え方は、患者の衰えた網膜の領域に、例えば衰えた光受容体の代わりに機能するよう意図された超小型電子刺激チップを埋め込むことである。刺激チップは、入射可視光の関数として網膜の領域に電気パルスを生成する複数のピクセルエレメントを有しており、網膜細胞を刺激する。

【0005】

網膜インプラントは、網膜上に網膜上インプラント (epiretinal implant) として取り付けることができ、あるいはいわゆる網膜下インプラント (subretinal implant) として、網膜内または網膜の下方に挿入することができる。

【0006】

網膜下インプラントは、例えば欧州特許出願公開第EP0460320A2号明細書に開示されている。このインプラントにおいては、入射する周辺光が、網膜内細胞のために必要な刺激を発生させるのに充分であると述べられている。網膜下インプラントの詳細な配置については、この文献を参照されたい。

【0007】

冒頭で触れた独国特許出願公開第DE19705988A1号明細書には、不可視の電磁放射に対して有効な光起電層が設けられている網膜下インプラントが記載されており、光起電層によって生成された電圧を利用することによって局所的に刺激信号が入るものである。この公知のインプラントは、刺激チップのための外部からのエネルギーの供給に、具体的には赤外放射であるが、不可視のスペクトル領域の電磁放射を使用するという考えに基づいている。この場合には、光起電層が、入射可視光によって生成された信号について、一種の増幅器のように機能する。この結果、可視スペクトル領域の光が弱い状況であっても、適切な強度の刺激信号を発生させることができる。

【0008】

しかしながら、公知の網膜インプラントにおいては、自然光の状況下では10の数乗にもものぼる広い強度範囲にわたって、入射可視光を対応する電気刺激信号に変換するという問題が生じる。

【0009】

このような状況に対し、独国特許出願公開第DE19921399A1号明細書は、基準エレメントとして機能する少なくとも1つのピクセルエレメントを有する網膜インプラントを記載しており、増幅器によって、基準エレメントの出力信号と局所輝度を検出する画像セルの出力信号との間の差が形成される。この方法の狙いは、このようにして発生させる刺激信号を、周囲の輝度に合わせて調節することにある。

【0010】

Stelzleらによる論文「人工網膜インプラントとして使用するための超小型光ダイオード・アレイの電気的特性 (Electrical Properties of Micro-Photodiode Arrays for Use as Artificial Retina Implant)」、Biomedical Micro Devices 3: 2, 133~142頁、2001年は、刺激信号を刺激電極を介して接触する網膜細胞へと伝達するという問題に関係するものである。この著者らは、刺激電極と組織との間の結合が容量性の性質のものであり、したがって刺激に利用されるのは過渡信号のみであると報告している。この容量性結合は、電極の分極の結果として、眼内で電極と電解質との界面にキャパシタンス (ヘルムホルツ二重層) が形成されるという事実に基づいている。この著者らは、受動型のインプラント、すなわち冒頭で触れた欧州特許出願公開第EP0460320A2号明細書に記載されているようなインプラントについて、可視の有用な光をパルス状にすることが、キャパシタンスへ、およびキャパシタンスからの平衡した電荷の輸送が再びもたらされるリミットサイクルにつながることを示している。受動型のインプラントに関する問題を解決するため、この著者らは、特定のパルス率を有する光パルスを使用することを提案している。さらに、刺激電流を生成するために外部からのエネルギー供給を使用することが望ましいと述べている。また、彼らは、

10

20

30

40

50

平均の電極の分極を低減するため、能動的な電流シンクの使用を提案している。しかしながら、彼らは、パルス状の励起ゆえに電極キャパシタンスの完全な放電を達成できない可能性がきわめて高いと述べている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

上記に照らし、本発明の目的は、冒頭にて述べた能動型の網膜インプラントを、さまざまな周辺光のもとでも網膜内細胞を効果的に刺激することができるよう、単純な回路手段の補助によって、入射光の刺激信号への効果的な変換を実現することで改良することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

冒頭にて述べた網膜インプラントの場合には、本発明によってこの目的が、一方では、画像セルが対数特性を有し、この対数特性に従って特定の強度の入射光が特定の振幅の電気信号に変換されることで達成される。

【0013】

このような方法で、本発明の根本的な目的が完全に達成される。

【0014】

対数画像セルは、それ自体は例えば独国特許出願公開第DE4209536A1号明細書から長年にわたって知られているが、本件出願の発明者らによって眼の光感受性に似ていることが発見された対数的な増幅器応答を有しており、したがって画像セルとして特に効果的に使用することができる。この方法で、たとえ基準エレメントおよび基準増幅器を使用しなくても、幅広い輝度範囲を刺激信号に変換することができ、弱い周辺光および強い周辺光の両者について適切なコントラストを有する視覚が可能となる。

20

【0015】

本発明の目的は、他方では、冒頭にて述べた網膜インプラントの場合において、刺激信号が特定のパルス長およびパルス間隔のアナログ電圧パルスの形態で供給され、このパルスの振幅が、入射光の強度の関数であるという点で、達成される。

【0016】

このような方法で、やはり本発明の根本的な目的が完全に達成される。

30

【0017】

本件出願の発明者らは、さらに、目的が細胞に適当な刺激をもたらすことにあるとき、アナログ電圧パルス刺激電極を介して網膜内細胞へと出力できることを具体的に発見した。したがって、本件出願の発明者らは、電荷補償された電流パルスを使用するという通常の道程を直接進むことはせず、従来技術における偏見に基づけば電極の分極ゆえに問題を引き起こすはずである、電圧の制御を利用する。

【0018】

しかしながら、本件出願の発明者らは、電圧の制御は回路構成の点できわめて簡潔に実施でき、それでもなお正しい設計で電極の分極にまつわる問題を回避できることを発見した。

40

【0019】

2つの手段、すなわち対数特性を有する画像セルと電圧の制御とを、組み合わせて使用することが、特に好ましい。具体的には、回路についての支出が少ないため、ピクセルエレメントの密度の増加、つまりは刺激電極の密度を大幅に高めることが可能であり、全体として、従来技術の複雑な回路で可能な空間解像度よりも良好な空間解像度が実現される。このより高い密度は、刺激電極の数と励起すべき細胞の数との間の局所比が大きくなるため、網膜内細胞のより効果的な刺激につながる。

【0020】

この場合、増幅器の出力が制御可能な放電回路へと接続されると、特に好ましい。

【0021】

50

電極の分極の増大を、この放電回路によって、目標を定めた方法で再び減らすことができ、電荷すなわち界面のキャパシタンスの電圧がますます増加することを防止できる。これは、刺激信号が絶えず悪化する様相で網膜内細胞へと伝えられかねないという事実に反するものである。

【0022】

この場合、パルス長およびパルス間隔が、外部からカップリングされる外部からのエネルギーによって決定されると好ましい。

【0023】

この手段の場合、パルス長およびパルス間隔、すなわちパルス率を、従来技術のような可視の有用な光の機械的な切断によって生成する必要がなく、あるいは網膜インプラントに周波数発生器を設けることによって生成する必要がない点で、好都合である。やはりこの方法で、網膜インプラントの回路についての支出を、かなり低く保つことができる。

10

【0024】

さらなる利点は、網膜インプラントを挿入した後で、パルス長およびパルス間隔を、それぞれの患者の生理的な条件に合わせて個々に調節できる点にある。さらに、パルス長およびパルス間隔を、それぞれの光の状態の関数として変化させることも可能である。換言すれば、この手段によって、外部からのエネルギー供給が、同時にインプラントの動作モードの制御をも達成する。

【0025】

ここで、外部からのエネルギー供給は、例えばカップリングされる赤外光であってよく、あるいは、例えばRF領域において、誘導的にカップリングされるエネルギーであってよい。

20

【0026】

さらに、放電回路が、電圧パルスの終わりにおいて、増幅器の出力が放電電位に接続されるような方法で制御されると好ましい。

【0027】

ここで、刺激電極と周囲の組織との間のキャパシタンスが放電されるため、電極の分極が各刺激電圧パルスの終わりにおいて自動的に回復され好都合である。この結果、新しい電圧パルスのそれぞれが、完全に放電されたキャパシタに接触することになるため、電圧パルスの始まりにおいて、大きな刺激電流がキャパシターを通過して、組織へ、さらに網膜細胞へと流れることが可能である。この電流は、界面のキャパシターにおける電圧上昇ゆえ、時間とともに減少する。電圧パルスがオフにされた後、次に増幅器の出力が、一般的には網膜インプラントの電気的な塊 (electric mass) である放電電位に接続される。これは、再び界面のキャパシタンスを完全に放電する大きな放電電流をもたらす。

30

【0028】

網膜内細胞を適切に刺激するためには、約 $500\ \mu\text{s}$ のパルス長が充分であることが明らかになっている。この場合、発生時の初期の電流強度は、電圧パルスの振幅によって決定される。

【0029】

ここで、パルス間隔は、ちらつきのない視覚のために $20\ \text{Hz}$ の繰り返し周波数が充分であることが明らかにされているため、好ましくは $50\ \text{ms}$ である。このパルス間隔は、電極の分極を完全に回復させるためにも充分である。

40

【0030】

一般的には、画像セルに、増幅器に供給される第2の電圧とは異なる第1の電圧が供給されることが好ましく、第2の電圧が好ましくは前記パルス長およびパルス間隔でオンにされる。

【0031】

ここで、画像セルの電気信号が連続的に利用でき、かついかなる安定化プロセスを待つ必要がないよう、画像セルに例えば第1の電圧が連続的に供給される点で好都合である。

50

他方で、増幅器には、前記パルス長およびパルス間隔でオンにされる第2の電圧が供給される。このように、画像セルの電気信号が、クロック駆動される増幅器によって電圧パルスへと変換される。これは、追加のクロック段階を増幅器の出力へと切り替える必要がなく、増幅器が電圧パルスに歩調を合わせてオンにされ、次いで再度オフにされるため、回路の面できわめて簡潔である。第2の電圧の時限のオンおよびオフの切り替えが、外部からカップリングされる外部からのエネルギーに由来するため、すでに上述した利点をもたらされ、特に網膜インプラントを外部からのエネルギーによって制御できる。

【0032】

また、放電回路が、第2の電圧から由来する第3の電圧に接続されていると好ましい。

【0033】

さらに、放電回路を動作させる第3の電圧が、第2の電圧がオフにされるときに生成されると好都合である。

【0034】

したがって、このようにして、第2の電圧がオンにされるとき、各増幅器がオンにされ、電圧パルスの立ち上がりエッジが生成される。第2の電圧がオフにされるとき放電回路が駆動され、これが電圧パルスの立ち下がりエッジをもたらす。

【0035】

全体として、この種の網膜インプラントの制御は、インプラント内のすべてのスイッチ開閉動作が、外部からカップリングされる外部からのエネルギーを適切に調節することで制御され、インプラントにおいてこれらの目的のタイマーまたは周波数生成器すら必要でないという利点をもたらす。

【0036】

したがって、以上説明したインプラントは、回路の点できわめて簡潔な設計であり、個々のエレメントについて高密度を達成することができ、したがって刺激電極についても高密度を達成できる。この高密度によって、網膜細胞の刺激を良好かつ局所的に生じさせることが可能になり、パルス状の励起および電極の分極の一つ一つの完全な回復ゆえ、細胞の効果的な刺激が可能になる。さらに、対数特性ゆえ、この新規な網膜インプラントは、10の数乗にもよる画像輝度を対象とすることができる。

【0037】

しかしながら、各ピクセルエレメントが、局所画像輝度のための対数画像セルを有し、各ピクセルエレメントが、大域輝度のための少なくとも1つの対数画像セルに割り当てられると好ましく、好ましくは増幅器が、1つの入力局所画像輝度のための画像セルに接続され、他方の入力が大域輝度のための画像セルに接続される差動増幅器として設計される。

【0038】

この手段そのものは、線形特性の画像セルのためのものではあるが、最初に触れた独国特許出願公開第19921399A1号から公知である。

【0039】

この「差動増幅器原理」においては、局所画像輝度と大域輝度との間の差が、1つ以上のリファレンス項目に代わって、増幅されて刺激信号として伝達されるが、この「差動増幅器原理」が対数画像セルとともに使用されるとき、それが画像輝度の対数においては付加的な変数でしかないため、差を形成することによって純粋なコントラストの増幅がここに存在し、平均輝度が除かれるという格別の利点をもたらされる。

【0040】

以上に照らし、本発明はさらに、入射光を刺激電極が接する網膜細胞への電気刺激信号に変換する複数のピクセルエレメントを有する能動型の網膜インプラントにおいて、ピクセルエレメントのための対数特性を有する画像セルを使用することに関係する。

【0041】

さらなる利点は、詳細な説明および添付の図面から明らかになる。

【0042】

10

20

30

40

50

いうまでもないが、以上述べた特徴および以下で説明される特徴は、それぞれ具体的に挙げられた組み合わせにおいてのみ使用できるのではなく、本発明の技術的範囲から離れることなく、他の組み合わせにおいても使用でき、あるいは単独でも使用可能である。

【0043】

本発明の実施形態が、図面に示されており、以下の説明においてさらに詳細に説明される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0044】

図1は、能動型の網膜インプラント10の概略図であり、寸法は実寸比で再現されたものではない。

【0045】

網膜インプラント10は、可撓性のフィルム11上に刺激チップ12およびエネルギー供給源14を配置して構成されている。エネルギー供給源14は、入射赤外光を電圧に変換する光起電エレメント16を1つ以上備える赤外受信機15を有している。このようにして外部から注入されたエネルギーが、電源ユニット17へと送られる。

【0046】

刺激チップ12は、例えばピクセルエレメント18を行および列に配置して有しており、図1においては、わかり易いようそのうちの4つだけが示されている。各ピクセルエレメント18は、局所画像輝度のための対数画像セル19と出力が刺激電極22へと接続されている増幅器21とを有している。さらに、刺激チップ12上には、大域輝度のための画像セル23が設けられており、刺激チップ12上のすべてのピクセルエレメント18の増幅器21に接続されている。いうまでもないが、刺激チップ12は、複数の大域画像セル23を有してもよく、あるいはただ1つだけ有してもよい。

【0047】

電源ユニット17は、赤外受信機15によって受け取った外部からのエネルギーを保存する貯蔵素子24を有している。貯蔵素子24は、後でさらに詳しく説明する方法で異なる2つの電圧供給 V_{cc1} および V_{cc2} を生成する回路部25に接続されている。電源ユニット17、赤外受信機15、および刺激チップ12は、線26および27によって互いに接続されている。

【0048】

図1の網膜インプラント10は、図2に高度に概略化して示されている人間の眼31へと埋め込まれるように意図されている。単純化するため、水晶体32のみが、インプラント10が埋め込まれている網膜33とともに示されている。インプラント10は、この場合には、好ましくは、色素上皮と光受容体層との間に形成されたいわゆる網膜下空間に挿入されている。光受容体層が衰え、あるいは失われた場合には、網膜下空間は、色素上皮と双極細胞および水平細胞の層との間に形成される。この場合、網膜インプラント10は、刺激信号を図1に示した刺激電極22を介して網膜33中の細胞に加えることができるように配置される。

【0049】

矢印34によって示され、ビーム経路を35に見ることができる可視光が、水晶体32を介して刺激チップ12へと案内され、そこで可視光34が電気信号に変換され、図1の増幅器21によって刺激信号に変換される。

【0050】

赤外受信機15が、可視光34の入射の領域の外に位置していることを、図2に見て取ることができる。赤外光37のビームの形態である外部からのエネルギー36が、赤外受信機15へと導かれ、この赤外光が赤外受信機において電圧に変換され、まずは線26を介して電源ユニット17へと渡され、適切な供給電圧を発生させるために使用される。次いで、それら供給電圧が、線26および27を介して刺激チップ12へと渡され、後でさらに詳しく説明する方法で入射可視光34を刺激信号に変換するために使用される。

【0051】

刺激チップ12と赤外受信機15との空間的分離によって、空間的な切り離しがもたらされ、赤外光37による刺激チップ12内の画像セルの望ましくない機能低下を、わずかな程度に抑えることができる。

【0052】

次に、どのようにして赤外光37から必要とされる供給電圧が生み出されるのかについて、図1の電源ユニット17がさらに詳しいが概略図で示されている、図3を用いて説明する。

【0053】

電源ユニット17は、入力42で貯蔵素子24に接続しているDC-DC変換器を有している。この貯蔵素子24は、破線で示されている線26を介して光起電エレメント16に接続されており、光起電エレメント16によって赤外光37から生成された電圧が、電荷として貯蔵素子24に保存される。DC電圧を呈しているこの電荷から、DC-DC変換器41が、DC-DC変換器についてそれ自体公知のとおり、自身の出力43にさらなるDC電圧 V_{cc1} を生成する。

【0054】

さらに、DC-DC変換器41の出力43は、反転器45によって開閉される電子スイッチ44に接続されている。反転器45の入力は、RC素子47に接続されており、さらに破線で示されている線26を介して、光起電エレメント16にも接続されている。電子スイッチ44は、次に図4を用いて説明するとおり、パルス状の電圧 V_{cc2} を自身の出力48に出力する。

【0055】

図4の上側には、周期的に期間 t_1 にわたって振幅A1から振幅A0へと切り替えられる赤外光37の時間推移が示されている。これら期間 t_1 の「負の光パルス」が、時間間隔 t_2 で繰り返される。いうまでもないが、このようにして変調される赤外光37は、期間 t_1 において完全にオフにされてもよく、あるいは低い強度値へと弱められるだけでもよい。

【0056】

この赤外光37の変調は、図4の下側に示されるとおり供給電圧 V_{cc1} が常に特定の値をとるよう、貯蔵素子24によって平滑化される。

【0057】

変調された赤外光37が、RC素子47を介して反転器45へと通過し、赤外光37が強度A1である限りは、反転器45の出力49はL信号である。この期間の間は、電子スイッチ44は開であり、したがって供給電圧 V_{cc2} は0Vである。

【0058】

時間期間 t_1 の間は、反転器45の入力46がL信号になり、これは、反転器45の出力49がH信号になって、電子スイッチ44が閉じられることを意味する。したがって、時間期間 t_1 の間は、供給電圧 V_{cc2} が、例えば供給電圧 V_{cc1} と同じ値になる。このように、電子スイッチ44の出力48が、パルス長 t_1 およびパルス間隔 t_2 の電圧パルス50を供給する。

【0059】

次に、赤外光37の変調に由来するこれらの電圧パルス50が、刺激チップ12を制御するためにどのように使用されるのかについて、図5を用いて説明する。

【0060】

図5には、ピクセルエレメント18が、より詳細に、しかしながら依然として概略図で示されている。

【0061】

ピクセルエレメント18は、差動増幅器51を、反転入力52を局所画像輝度のための画像セル19に接続して有している。差動増幅器51の非反転入力53は、大域輝度のための画像セル23に接続されている。

【0062】

差動増幅器 51 の出力 54 が、刺激電極 22 に接続されている。さらに、出力 54 は、電子スイッチ 55 に接続されており、電子スイッチ 55 は、供給電圧 V_{cc2} の反転信号を第 3 の電圧 57 として自身の出力に供給する反転器 56 によって駆動される。画像セル 19 および 23 ならびに反転器 56 には、供給電圧 V_{cc1} によってエネルギーが供給されている。対照的に、増幅器 51 には、供給電圧 V_{cc2} によってエネルギーが供給されている。

【0063】

このように、画像セル 19 および 23 の出力信号間の相違を表わす差電圧 V_D が、差動増幅器 51 の入力 52、53 に存在する。

【0064】

期間 t_2 において、差動増幅器 51 そのものに、それぞれ期間 t_1 の間のみエネルギーが供給され、したがって差動増幅器 51 は、図 4 の電圧パルス 50 のオン時間の間のみ、自身の出力 54 に刺激信号 U_s を出力する。この関係が、図 6 に示されている。

【0065】

したがって、 $t = t_0$ から $t = t_0 + t_1$ までの期間において、増幅器 51 の出力 24 に、振幅 $a V_D$ が画像セル 19、23 へと降り注ぐ可視光の強度に対応している電圧パルスが存在する。

【0066】

電圧パルス 50 の終わりににおいて、反転器 56 の出力が H 信号になって電子スイッチ 55 を閉じ、このようにして出力 54 が接地へと接続される。

【0067】

冒頭においてすでに述べたとおり、刺激電極 22 においてヘルムホルツ二重層が形成され、刺激電極 22 と網膜内の周囲の組織との容量性結合が確保される。この容量性結合が、図 5 においては結合キャパシター 58 によって示されており、刺激対象の組織／刺激対象の細胞を表わしている抵抗 59 を介して、やはり接地へと接続されている。

【0068】

電圧パルス 50 の始まりにおいて、増幅器 51 の出力 54 が、電圧 $U_s = a V_D$ へと切り替わり、結果として、図 6 の下側に示されているとおり、刺激電流 I_s が結合キャパシター 58 を介して抵抗 59 へと流れる。今や、結合キャパシター 58 が再充電されるため、刺激電流 I_s の強さが指数関数的に減少し、この出来事は電極の分極とも称される。瞬間 $t = t_0 + t_1$ において、電圧パルス 50 が再びオフへと切り替わり、これは、増幅器 51 の供給電圧 V_{cc2} がオフされることを意味する。同時に、電子スイッチ 55 が、出力 54 を接地へと切り替え、したがって電子スイッチ 55 が、放電回路 60 として機能する。結合キャパシター 58 に保存された電荷が、今や電子スイッチ 55 を介して運び去られ、この出来事を、負の刺激電流 I_s に見ることができる（図 6 の一番下の刺激電流の時間推移 61 の急変を参照されたい）。キャパシター 58 は、結合キャパシター 58 内の電荷が完全に尽きるまで、指数関数的に放電される。

【0069】

さらに、スイッチ・オンの瞬間 $t = t_0$ における刺激電流 I_s の強さが、刺激電圧の振幅 $a V_D$ に比例することに、触れておくことができる。

【0070】

このように、注入される赤外光の変調によって達成されるとおり供給電圧 V_{cc2} をオンおよびオフに切り替えることで、まず刺激電流 U_s の立ち上がりエッジがオンにされ、刺激電流 I_s が流れる。供給電圧 V_{cc2} がオフにされたとき、負の刺激電流 I_s が流れ、これがキャパシター 58 の放電につながる。

【0071】

パルスの長さ t_1 は、この場合には $500 \mu s$ であり、パルスの間隔 t_2 は、 $20 ms$ である。

【0072】

画像セル 19 が、図 7 にさらに詳しく示されている。各画像セル 19 は、逆バイアス方

10

20

30

40

50

向で動作する光ダイオード62を有している。さらに、画像セル19は、ゲート電極64が V_{cc1} にあってドレイン電極65と相互接続されているnMOSトランジスタ63を有している。nMOSトランジスタ63のソース電極66が、光ダイオード62のカソードに接続され、光ダイオード62のアノードは、接地にある。

【0073】

図示の相互接続ゆえ、nMOSトランジスタ63はしきい値よりも下方で動作し、したがってnMOSトランジスタ63をまたがる電圧降下は、光電流 I_{photo} に指数関数的に依存し、ここで光電流 I_{photo} の強さは、光ダイオード62に降り注ぐ可視光34の強度によって決定される。

【0074】

この相互接続の結果は、図8に特性曲線67で示されているとおり、図7の画像セル19の出力電圧 V_{out} が、光34の強度の対数関数であるというものである。

【0075】

図7の画像セル19と同様の回路が、大域輝度のための画像セル23として使用される。

【0076】

したがって、図5の差電圧 V_D が、局所画像輝度の対数と大域画像輝度の対数との間の差を表わす。大域画像輝度が、局所輝度における乗法的な変数である平均の輝度によって決定されるため、平均輝度を、加法的な変数としての局所輝度の対数と大域画像輝度の対数との間の差によって、除くことができる。

【0077】

このようにして、各ピクセルエレメント18が、大きなダイナミック・レンジが確保されるようコントラストを増幅し、網膜インプラントを、さまざまな条件の周囲光に適合させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】新規な網膜インプラントの零図を、実寸ではない概略図にて示している。

【図2】網膜インプラントが挿入が人間の眼を、やはり実寸でない概略図で示している。

【図3】図1の網膜インプラントのための電源ユニットをブロック図を示している。

【図4】外部からカップリングされる赤外光からの第2の電圧の誘導を示している。

【図5】図1の網膜インプラントの刺激チップのための画像セルをブロック図で示している。

【図6】図5のピクセルエレメントについて電圧および電流特性を示している。

【図7】図5の画像セルの設計の詳細な例図を示している。

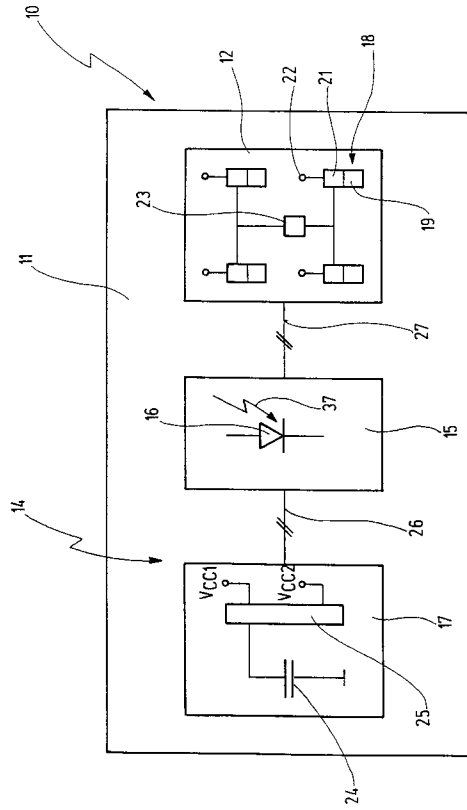
【図8】図7の画像セルの特性曲線を示している。

10

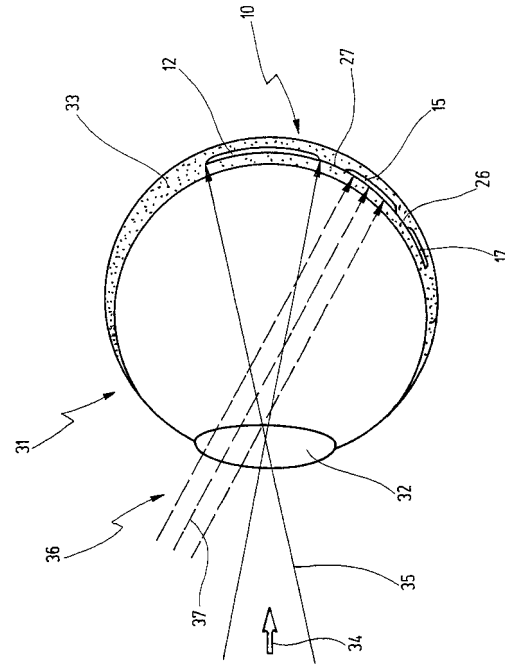
20

30

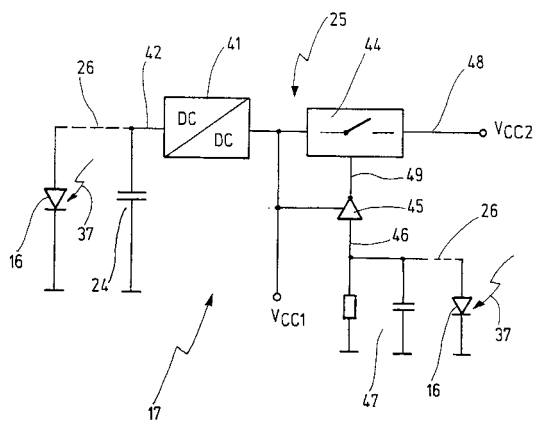
【図 1】



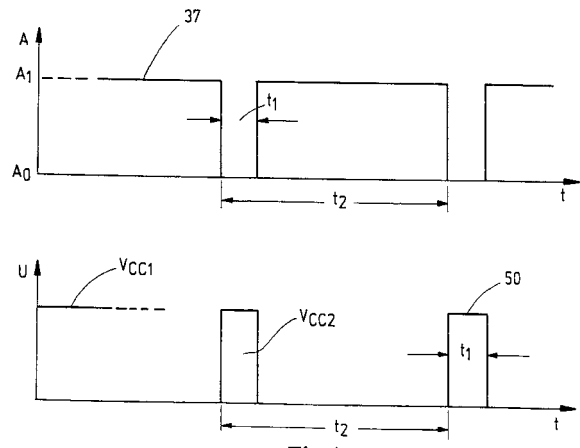
【図 2】



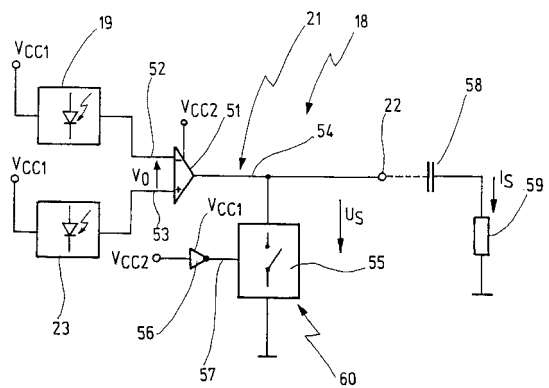
【図 3】



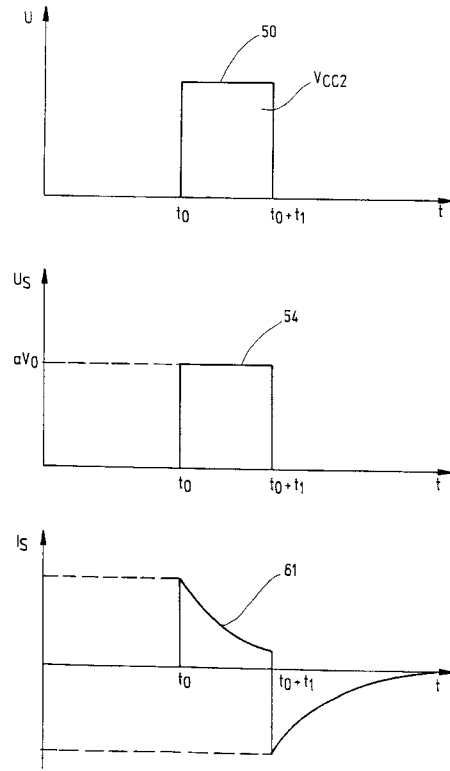
【図 4】



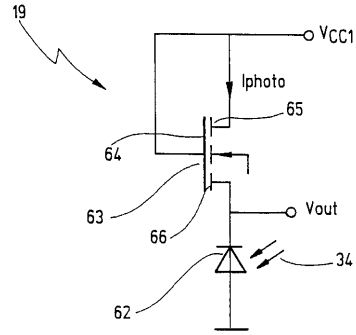
【図 5】



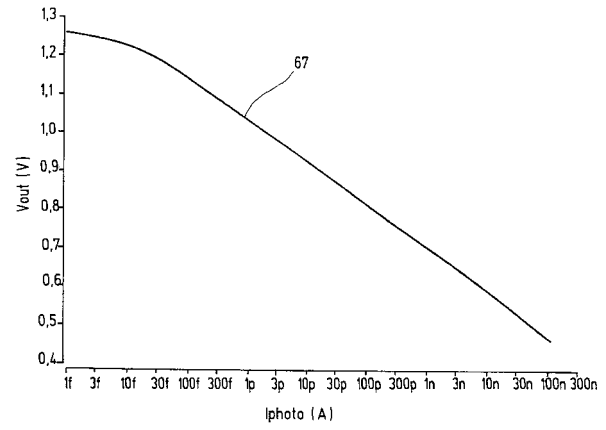
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 ホフリンガー・ベルント
ドイツ国 71063 シンデルフィンゲン レオンベルガーストラッセ 5
- (72)発明者 ニッシュ・ウィルフリート
ドイツ国 72070 テュービンゲン シュレイフミューレンヴェーク 14
- (72)発明者 ハンメルレ・ヒューゴ
ドイツ国 72072 テュービンゲン ブルールホフ 2
- (72)発明者 ステット・アルフレッド
ドイツ国 72770 ロイトリンゲン マセウス・ワグナー・ストラッセ 43/4
- (72)発明者 シュテルツレ・マーティン
ドイツ国 72766 ロイトリンゲン ロスネットストラッセ 20/6
- (72)発明者 ツレンナー・エバーハルト
ドイツ国 72076 テュービンゲン ジャスミンヴェーク 23

審査官 内山 隆史

- (56)参考文献 特表2002-538936 (JP, A)
特表平07-506932 (JP, A)
欧州特許出願公開第00460320 (EP, A1)
特表2003-507087 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61F2/14, 9/00