

(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2012-110746  
(P2012-110746A)

(43) 公開日 平成24年6月14日(2012.6.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/1455 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/14 3 2 2	2 G 0 5 9
<b>G 0 1 N 21/27 (2006.01)</b>	G 0 1 N 21/27 Z	4 C 0 3 8

審査請求 有 請求項の数 22 O L (全 68 頁)

(21) 出願番号 特願2012-45419 (P2012-45419)  
 (22) 出願日 平成24年3月1日(2012.3.1)  
 (62) 分割の表示 特願2007-558246 (P2007-558246) の分割  
 原出願日 平成18年3月1日(2006.3.1)  
 (31) 優先権主張番号 60/657,596  
 (32) 優先日 平成17年3月1日(2005.3.1)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 60/657,759  
 (32) 優先日 平成17年3月1日(2005.3.1)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 60/657,268  
 (32) 優先日 平成17年3月1日(2005.3.1)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507293664  
 セルカコア・ラボラトリーズ・インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国・カリフォルニア・92618・アーヴィン・スイート・100・フェアバンクス・30  
 (74) 代理人 100108453  
 弁理士 村山 靖彦  
 (74) 代理人 100064908  
 弁理士 志賀 正武  
 (74) 代理人 100089037  
 弁理士 渡邊 隆  
 (74) 代理人 100110364  
 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多波長センサ発光体

(57) 【要約】

【課題】多数の生理学的パラメータを非侵襲的に測定する。

【解決手段】生理学的センサは、電気グリッドの少なくとも1つの行と少なくとも1つの列とにアドレスすることによってそれぞれ作動される発光源を有する。発光源は、多数の波長の光を伝達させることができ、検出器は、身体組織による減衰後の透過光に応答する。生理学的センサの他の態様は、多数の波長を有する光を伝達させることのできる発光源である。各発光源は、第1の接点と第2の接点とを含む。発光源の第1のセットの第1の接点は、第1の導体と通信しており、発光源の第2のセットの第2の接点は、第2の導体と通信している。検出器は、身体組織によって減衰された透過光を検出し、身体組織の少なくとも1つの生理学的パラメータを示す信号を出力することができる。

【選択図】 図7

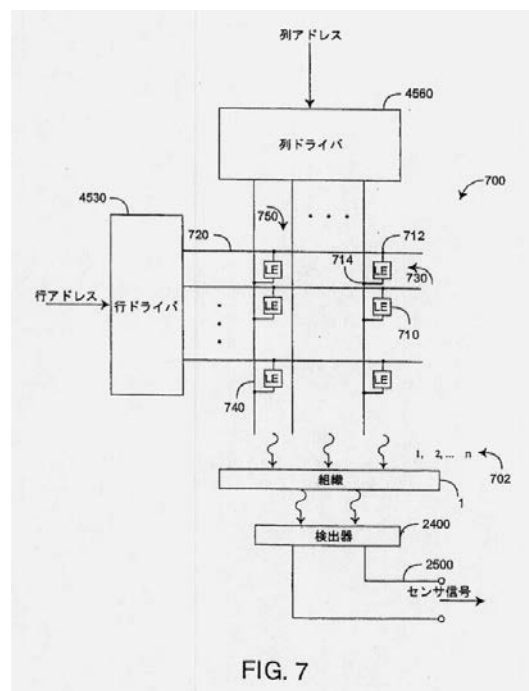


FIG. 7

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

患者の生理学的特徴の兆候を測定するように構成される生理学的センサであって：

患者の身体組織に光を当てるように配置される複数の発光源であって、各発光源は、電気グリッドの複数の行の少なくとも 1 つおよび複数の列の少なくとも 1 つにアドレスすることによって作動され、前記発光源は、複数の波長の光を伝達することができ、前記複数の発光源は、光学的経路長差を最小化するように配置される、複数の発光源と；

前記患者の身体組織による減衰後の透過光に応答する検出器であって、前記身体組織は、脈動血液を含み、前記検出器は、前記患者の生理学的特徴を示す信号を生成するように構成される、検出器と；

前記患者の前記身体組織に対して前記複数の発光源および前記検出器を位置決めするように構成されるセンサハウジングと；

を具備することを特徴とする生理学的センサ。

**【請求項 2】**

前記発光源のうちの多数のものは、同一波長の光を伝達することができ、前記多数のものは、前記行または列の 1 つにアドレスすることによって同時に作動されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 3】**

前記発光源は、LED であり、

前記行の 1 つおよび前記列の 1 つを駆動すると前記 LED の唯一つが作動されるように、各 LED は、前記行の 1 つに共通するアノードと前記列の 1 つに共通するカソードとを有することを特徴とする請求項 2 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 4】**

前記複数の行と通信する複数の行ドライバと、

前記複数の列と通信する複数の列ドライバと、をさらに具備し、

前記 LED のうちアドレスされたものを作動するために、選択された行ドライバは、対応する行に電流をソースし、選択された列ドライバは、対応する列から電流をシンクすることを特徴とする請求項 3 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 5】**

前記 LED のうちアドレスされていないものからの寄生電流を実質的に阻止するために、前記行ドライバのうち選択解除されたものは、選択解除された行を低電圧源に動的に接続するように構成される機能的スイッチを介して対応する行を低電圧にプルダウンし、前記列ドライバのうち選択解除されたものは、選択解除された列を高電圧源に動的に接続するように構成される機能的スイッチを介して対応する列を高電圧にプルアップすることを特徴とする請求項 4 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 6】**

前記電気グリッドは、少なくとも 3 つの行または少なくとも 3 つの列を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 7】**

前記電気グリッドは、少なくとも 8 つの LED と通信することを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 8】**

前記電気グリッドは、最高 16 個までの LED と通信する 4 つの行および 4 つの列を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 9】**

前記複数の発光源および前記検出器は、フレックス回路に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

**【請求項 10】**

前記複数の発光源は、近い波長の発光源が互いに隣接して物理的に配置されるように配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

前記複数の発光源はまた、等化を容易にするように配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 2】

前記電気グリッドは、寄生電流が前記発光源を不要に作動させることを防止するように配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 3】

前記発光源は、多数の異なる波長の光に対応し、前記発光源はまた、前記波長に対応するクラスタに配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 4】

近い波長の前記発光源は、同一行に配置されることを特徴とする請求項 1 3 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 5】

前記発光源は、強度の等化を容易にするために、前記波長に対応するクラスタに配置されることを特徴とする請求項 1 3 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 6】

前記発光源はまた、HbCO、METHbおよびSpOの2つまたはそれ以上を測定するのに使用可能な波長を含むように構成されることを特徴とする請求項 1 3 に記載の生理学的センサ。

## 【請求項 1 7】

患者の生理学的特徴を測定するための方法であって：

患者の身体組織に対してセンサを位置決めする過程であって、前記センサは、前記身体組織に光を当てるように配置される複数の発光源と、検出器とを含み、前記発光源は、複数の行および複数の列を含む電気グリッドに配置され、前記発光源は、経路長の誤差を最小化するように配置される、過程と；

前記複数の発光源を作動する過程であって、各発光源を作動する前記過程は、前記電気グリッドの前記複数の行のうち少なくとも1つおよび前記複数の列のうち少なくとも1つにアドレスする過程を含む、過程と；

前記患者の前記身体組織による減衰後に前記検出器で前記光を検出する過程であって、前記身体組織は、脈動血液を含む、過程と；

前記検出された光に応答する前記患者の生理学的特徴を反映する信号を生成する過程と；

を具備することを特徴とする方法。

## 【請求項 1 8】

前記電気グリッドは、寄生電流が前記発光源を不要に作動させることを防止するように配置されることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

## 【請求項 1 9】

前記発光源のうちアドレスされていないものからの寄生電流を実質的に防止するために、選択解除された列を電圧源に接続する過程をさらに具備することを特徴する請求項 1 7 に記載の方法。

## 【請求項 2 0】

前記発光源は、多数の異なる波長の光に対応し、前記発光源は、前記波長に対応するクラスタに配置されることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

## 【請求項 2 1】

前記発光源は、強度の等化を容易にするために、前記波長に対応する前記クラスタに配置されることを特徴とする請求項 2 0 に記載の方法。

## 【請求項 2 2】

前記発光源はまた、HbCO、METHbおよびSpOの2つまたはそれ以上を測定するように適合された波長を放射するように構成されることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連仮出願に対する優先権の主張

本願は、米国特許法35 U.S.C. § 119(e)に基づき、2005年3月1日に出願された名称「Multiple Wavelength Sensor」の米国仮特許出願第60/657596号、2005年3月1日に出願された名称「Physiological Parameter Confidence Measure」の同第60/657281号、2005年3月1日に出願された名称「Configurable Physiological Measurement System」の同第60/657268号、および2005年3月1日に出願された名称「Noninvasive Multi-Parameter Patient Monitor」の同第60/657759号の優先権の利益を主張する。本願は、以上の開示を参照により本明細書に援用する。

10

【0002】

同時係属中の関連出願の参照による援用

本願は、以下の同時係属中の米国実用特許出願に関連する。

【0003】

【表1】

	出願番号	出願日	名称	代理人明細書
1	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Emitters	MLR.002A
2	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Equalization	MLR.003A
3	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Substrate	MLR.004A
4	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Interconnect	MLR.005A
5	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Attachment	MLR.006A
6	11/###,###	2006年3月1日	Multiple Wavelength Sensor Drivers	MLR.009A
7	11/###,###	2006年3月1日	Physiological Parameter Confidence Measure	MLR.010A
8	11/###,###	2006年3月1日	Configurable Physiological Measurement System	MLR.011A
9	11/###,###	2006年3月1日	Noninvasive Multi-Parameter Patient Monitor	MLR.012A
10	11/###,###	2006年3月1日	Noninvasive Multi-Parameter Patient Monitor	MLR.013A
11	11/###,###	2006年3月1日	Noninvasive Multi-Parameter Patient Monitor	MLR.014A

20

30

40

【0004】

本願は、以上の開示を参照により本明細書に援用する。

【背景技術】

【0005】

分光法は、溶液の有機成分および一部の無機成分の濃度を測定する一般的な技術である。この技術の理論的基礎は、ランベルトベールの法則(Beer-Lambert law)であり、この法則は、特定の波長における光路長 $d$ 、入射光の強度 $I_0$ 、および吸光係数 $\epsilon$ が

50

わかれば、溶液を透過する光の強度によって溶液中の吸収剤の濃度 $c_i$ を決定できるとしている。一般化された形態では、ランベルトベールの法則は、次式で表され、

【 0 0 0 6 】

【数 1】

$$I_{\lambda} = I_{0,\lambda} e^{-d_{\lambda} \cdot \mu_{n,\lambda}}$$

(1)

$$\mu_{n,\lambda} = \sum_{i=1}^n \varepsilon_{i,\lambda} \cdot c_i$$

(2)

10

【 0 0 0 7 】

式中、 $\mu_{a,\lambda}$  は、バルク吸収係数であり、単位長さ当たりの吸収確率を表す。式1~2を解くために必要な別個の波長の最小数は、溶液中に存在する重要な吸収体の数である。

【 0 0 0 8 】

この技術の実際の実用途は、非侵襲センサを使用して酸素飽和度( $SpO_2$ )および脈拍数を測定するパルスオキシメトリである。一般に、センサは、赤色および赤外波長の光学的放射線を組織部位内へと伝達させる発光ダイオード(LED)と、該組織部位内を流れる脈動動脈血による吸収(例えば、透過またはトランスリフレクタンス(transreflectance)による)後の光学的放射線の強度に応答する検出器とを有する。この応答に基づいて、処理装置が、 $SpO_2$ 、脈拍数の測定値を決定し、代表するプレチスモグラフィ的波形を出力することができる。ゆえに、本明細書で使用する「パルスオキシメトリ」は、当業者に知られているその通常の広い意味を包含しており、それには少なくとも、分光法を通じて循環血液のパラメータを測定する非侵襲的手順が含まれる。さらに、本明細書で使用する「プレチスモグラフィ」(一般に「フォトプレチスモグラフィ」と呼ばれる)は、当業者に知られているその通常の広い意味を包含しており、それには少なくとも、脈動する血液に起因する身体組織の変化に応じた光の特定の波長の吸収の変化を表すデータが含まれる。体動によって誘起される雑音を通して読取り可能なパルスオキシメータが、米国カリフォルニア州アーバイン(Irvine)のMasimo Corporation(「Masimo」)から市販されている。さらに、体動によって誘起される雑音を通して読取り可能な携帯型および他のオキシメータは、少なくともMasimo所有の米国特許第6770028号、同第6658276号、同第6157850号、同第6002952号、同第5769785号、および同第5758644号に開示されており、それらを参照により本明細書に援用する。モーションオキシメータを通じたそのような読取りは、外科病棟、集中治療室および新生児治療室、一般病棟、在宅治療、身体の訓練、ならびにほぼすべてのタイプの監視シナリオを含め、幅広い医療用途で急速に受け入れられてきた。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【 0 0 0 9 】

米国仮特許出願第60/657596号  
 米国仮特許出願第60/657281号  
 米国仮特許出願第60/657268号  
 米国仮特許出願第60/657759号  
 米国特許第6770028号  
 米国特許第6658276号  
 米国特許第6157850号  
 米国特許第6002952号  
 米国特許第5769785号

50

米国特許第5758644号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

酸素飽和度および脈拍数以外に、またはそれらに加えて、多数の生理学的パラメータを非侵襲的に測定する必要がある。例えば、特定の状況下でやはり重要となるヘモグロビン種は、一酸化炭素ヘモグロビンおよびメトヘモグロビンである。重要な臨床情報を提供するために測定できる他の血液パラメータは、いくつか例を挙げれば、酸素飽和分率(fractional oxygen saturation)、総ヘモグロビン(Hbt)、ビリルビン、および血糖である。

【課題を解決するための手段】

【0011】

生理学的センサの一態様は、電気グリッドの少なくとも1つの行と少なくとも1つの列とにアドレスすることによってそれぞれ作動される発光源である。発光源は、多数の波長を有する光を伝達させ、検出器は、身体組織による減衰後の透過光に応答する。

【0012】

生理学的センサの他の態様は、多数の波長を有する光を伝達させることのできる発光源である。各発光源は、第1の接点と第2の接点とを含む。発光源の第1のセットの第1の接点は、第1の導体と通信しており、発光源の第2のセットの第2の接点は、第2の導体と通信している。検出器は、身体組織によって減衰された透過光を検出し、身体組織の少なくとも1つの生理学的パラメータを示す信号を出力することができる。第1のセットの少なくとも1つの発光源と、第2のセットの少なくとも1つの発光源とは、第1のセットと第2のセットとに共通していない。さらに、第1のセットおよび第2のセットは、それぞれ少なくとも2つの発光源を含む。

【0013】

生理学的センサの他の態様は、身体組織によって減衰されたときに少なくとも1つの生理学的特徴を示す多数の波長を有する光を発するために、電気グリッドの導体を使用して発光源に順次アドレスする。発せられた光は、身体組織による減衰後に検出される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】多波長センサを使用する生理学的測定システムの斜視図である。

【図2A】多波長センサの一実施形態の斜視図である。

【図2B】多波長センサの一実施形態の斜視図である。

【図2C】多波長センサの一実施形態の斜視図である。

【図3】多波長センサおよびセンサコントローラの全体的なブロック図である。

【図4】多波長センサの一実施形態の分解斜視図である。

【図5】発光体アセンブリの全体的なブロック図である。

【図6】発光体アセンブリの一実施形態の斜視図である。

【図7】発光体アレイの全体的なブロック図である。

【図8】発光体アレイの一実施形態の略図である。

【図9】等化の全体的なブロック図である。

【図10A】様々な等化の一実施形態のブロック図である。

【図10B】様々な等化の一実施形態のブロック図である。

【図10C】様々な等化の一実施形態のブロック図である。

【図10D】様々な等化の一実施形態のブロック図である。

【図11A】様々な等化の一実施形態を組み込んだ発光体アセンブリの斜視図である。

【図11B】様々な等化の一実施形態を組み込んだ発光体アセンブリの斜視図である。

【図11C】様々な等化の一実施形態を組み込んだ発光体アセンブリの斜視図である。

【図12】発光体基板の全体的なブロック図である。

【図13】発光体基板の一実施形態の上面図である。

【図14】発光体基板の一実施形態の詳細側面図である。

10

20

30

40

50

- 【図 1 5】発光体基板の一実施形態の上面のコンポーネント配置図である。
- 【図 1 6】発光体基板の一実施形態の底面のコンポーネント配置図である。
- 【図 1 7】発光体基板の一実施形態の略図である。
- 【図 1 8】発光体基板の一実施形態の内層の平面図である。
- 【図 1 9】他のセンサアセンブリと関係している相互接続アセンブリの全体的なブロック図である。
- 【図 2 0】相互接続アセンブリの一実施形態のブロック図である。
- 【図 2 1】相互接続アセンブリのフレックス回路アセンブリの一実施形態の部分分解斜視図である。
- 【図 2 2】フレックス回路の上面図である。 10
- 【図 2 3】フレックス回路アセンブリの発光体部分の分解斜視図である。
- 【図 2 4】検出器アセンブリの一実施形態の分解斜視図である。
- 【図 2 5】隣接検出器の一実施形態のブロック図である。
- 【図 2 6】積層検出器の一実施形態のブロック図である。
- 【図 2 7】取付けアセンブリのフィンガークリップの一実施形態のブロック図である。
- 【図 2 8】検出器パッドの全体的なブロック図である。
- 【図 2 9 A】検出器パッドの一実施形態の斜視図である。
- 【図 2 9 B】検出器パッドの一実施形態の斜視図である。
- 【図 3 0 A】発光体パッドの一実施形態の底面斜視図である。
- 【図 3 0 B】発光体パッドの一実施形態の上面斜視図である。 20
- 【図 3 0 C】発光体パッドの一実施形態の底面図である。
- 【図 3 0 D】発光体パッドの一実施形態の背面図である。
- 【図 3 0 E】発光体パッドの一実施形態の上面図である。
- 【図 3 0 F】発光体パッドの一実施形態の側断面図である。
- 【図 3 0 G】発光体パッドの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 0 H】発光体パッドの一実施形態の正面断面図である。
- 【図 3 1 A】検出器パッドの一実施形態の底面斜視図である。
- 【図 3 1 B】検出器パッドの一実施形態の上面斜視図である。
- 【図 3 1 C】検出器パッドの一実施形態の上面図である。
- 【図 3 1 D】検出器パッドの一実施形態の背面図である。 30
- 【図 3 1 E】検出器パッドの一実施形態の底面図である。
- 【図 3 1 F】検出器パッドの一実施形態の側断面図である。
- 【図 3 1 G】検出器パッドの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 1 H】検出器パッドの一実施形態の正面断面図である。
- 【図 3 2 A】シューボックスの底面斜視図である。
- 【図 3 2 B】シューボックスの上面斜視図である。
- 【図 3 2 C】シューボックスの上面図である。
- 【図 3 2 D】シューボックスの背面図である。
- 【図 3 2 E】シューボックスの底面図である。
- 【図 3 2 F】シューボックスの側断面図である。 40
- 【図 3 2 G】シューボックスの側面図である。
- 【図 3 2 H】シューボックスの正面断面図である。
- 【図 3 3 A】細い指用の発光体パッドの一実施形態の底面斜視図である。
- 【図 3 3 B】細い指用の発光体パッドの一実施形態の上面斜視図である。
- 【図 3 3 C】細い指用の発光体パッドの一実施形態の上面図である。
- 【図 3 3 D】細い指用の発光体パッドの一実施形態の背面図である。
- 【図 3 3 E】細い指用の発光体パッドの一実施形態の底面図である。
- 【図 3 3 F】細い指用の発光体パッドの一実施形態の側断面図である。
- 【図 3 3 G】細い指用の発光体パッドの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 3 H】細い指用の発光体パッドの一実施形態の正面断面図である。 50

- 【図 3 4 A】細い指用の検出器パッドの一実施形態の底面斜視図である。
- 【図 3 4 B】細い指用の検出器パッドの一実施形態の上面斜視図である。
- 【図 3 4 C】細い指用の検出器パッドの一実施形態の上面図である。
- 【図 3 4 D】細い指用の検出器パッドの一実施形態の背面図である。
- 【図 3 4 E】細い指用の検出器パッドの一実施形態の底面図である。
- 【図 3 4 F】細い指用の検出器パッドの一実施形態の側断面図である。
- 【図 3 4 G】細い指用の検出器パッドの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 4 H】細い指用の検出器パッドの一実施形態の正面断面図である。
- 【図 3 5 A】ばねアセンブリの一実施形態の平面図である。
- 【図 3 5 B】ばねアセンブリの一実施形態の断面図である。 10
- 【図 3 6 A】フィンガークリップばねの上面図である。
- 【図 3 6 B】フィンガークリップばねの斜視図である。
- 【図 3 6 C】フィンガークリップばねの側面図である。
- 【図 3 7 A】ばねプレートの上面図である。
- 【図 3 7 B】ばねプレートの背面図である。
- 【図 3 7 C】ばねプレートの底面図である。
- 【図 3 7 D】ばねプレートの側面図である。
- 【図 3 8 A】発光体パッドセルの正面断面図である。
- 【図 3 8 B】発光体パッドセルの底面図である。
- 【図 3 8 C】発光体パッドセルの正面図である。 20
- 【図 3 8 D】発光体パッドセルの側断面図である。
- 【図 3 9 A】検出器パッドセルの背面図である。
- 【図 3 9 B】検出器パッドセルの上面図である。
- 【図 3 9 C】検出器パッドセルの正面図である。
- 【図 3 9 D】検出器パッドセルの側断面図である。
- 【図 4 0】モニタおよびセンサの全体的なブロック図である。
- 【図 4 1 A】逆接続(back-to-back)ダイオードと情報要素とを有するセンサのためのグリッド駆動部の一実施形態の略図である。
- 【図 4 1 B】逆接続ダイオードと情報要素とを有するセンサのためのグリッド駆動部の一実施形態の略図である。 30
- 【図 4 1 C】逆接続ダイオードと情報要素とを有するセンサのためのグリッド駆動部の一実施形態の略図である。
- 【図 4 2】情報要素のためのグリッド駆動部の一実施形態の略図である。
- 【図 4 3 A】グリッド駆動部可読の情報要素についての略図である。
- 【図 4 3 B】グリッド駆動部可読の情報要素についての略図である。
- 【図 4 3 C】グリッド駆動部可読の情報要素についての略図である。
- 【図 4 4 A】センサケーブルの断面図である。
- 【図 4 4 B】センサケーブルの切欠側面図である。
- 【図 4 5】センサコントローラの一実施形態のブロック図である。
- 【図 4 6】多波長センサの一実施形態の詳細な分解斜視図である。 40
- 【発明を実施するための形態】
- 【0015】

## 概要

本願では、多くの血液パラメータに言及する。一般的な略称を有する一部の言及対象には、そのような略称を通じて言及する。例えば、本明細書では、HbCOは、一酸化炭素ヘモグロビンを示し、HbMetは、メトヘモグロビンを示し、Hbtは、総ヘモグロビンを示す。また、これらと同じ成分について、当該技術分野では、COHb、MetHb、tHbなど、他の略称も一般的である。これらの成分は、一般にパーセンテージに関して報告され、しばしば、飽和度、相対濃度、または飽和分率(fractional saturation)と呼ばれる。総ヘモグロビンは、一般に濃度g/dLとして報告される。本願で提示される特定の略称の使用は、用語を、



指定された成分が記録されるいずれか特定の方式に限定するものではない。

【0016】

図1は、従来のパルスオキシメトリと比べて測定能力の向上した、モニタ100と多波長センサアセンブリ200とを有する生理学的測定システム10を示す。生理学的測定システム10は、患者を含めた人間のモニタリングを可能にする。具体的には、多波長センサアセンブリ200は、酸素飽和度および脈拍数に加えて、血液成分および関連パラメータの測定を可能にする。あるいは、多波長センサアセンブリ200は、従来のパルスオキシメトリと比べて向上した確度またはロバスト性での酸素飽和度および脈拍数の測定を可能にする。

【0017】

一実施形態では、センサアセンブリ200は、モニタセンサポート110にプラグ接続するように構成される。モニタキー160は、いくつか例を挙げれば、動作モードおよびアラームの制御をもたらす。ディスプレイ170は、いくつか例を挙げれば、酸素飽和度、脈拍数、HbCO、HbMetなど、測定されたパラメータの読出しをもたらす。

【0018】

図2Aは、組織部位に取り付けられるように適合されたセンサ400と、センサケーブル4400と、モニタコネクタ210とを有する多波長センサアセンブリ200を示す。一実施形態では、センサ400は、指先に着脱自在に取り付けられて該指先内に光を伝達させるように適合された、再使用可能なフィンガークリップに組み込まれる。図示の通り、センサケーブル4400とモニタコネクタ210とは、センサ400に一体化されている。代替的な諸実施形態では、センサ400をケーブル4400およびコネクタ210とは別個に構成することができる。

【0019】

図2B~Cは、一部が使い捨てで一部が再使用可能(リスポーザブル(resposable))である、接着性の取付け機構を使用するセンサ401(図2B)を含めた、センサの代替的な実施形態を示す。また、使い捨てであり、接着性の取付け機構を使用するセンサ402(図2C)も示されている。他の諸実施形態では、センサを、足や耳など、指以外の様々な組織部位に取り付けられるように構成することができる。また、センサを、前額部もしくは他の組織表面に取り付けられる反射型またはトランスフレクタンス(transflectance)デバイスとして構成することもできる。

【0020】

図3は、発光体アセンブリ500と、検出器アセンブリ2400と、相互接続アセンブリ1900と、取付けアセンブリ2700とを有するセンサアセンブリ400を示す。発光体アセンブリ500は、モニタ100内のセンサコントローラ4500からケーブル4400を介して受け取った駆動信号に応答して、複数の波長を有する光学的放射線を組織部位内へと伝達させる。検出器アセンブリ2400は、組織部位による減衰後に受け取った光学的放射線に応答して、ケーブル4400を介してモニタ100にセンサ信号を供給する。相互接続アセンブリ1900は、ケーブル4400と、発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400両方との間に電気通信をもたらす。取付けアセンブリ2700は、前述のように、発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400を組織部位に取り付ける。発光体アセンブリ500については、以下で図5に関してさらに詳細に説明する。相互接続アセンブリ1900については、以下で図19に関してさらに詳細に説明する。検出器アセンブリ2400については、以下で図24に関してさらに詳細に説明する。取付けアセンブリ2700については、以下で図27に関してさらに詳細に説明する。

【0021】

図4は、指先に着脱自在に取り付けられるセンサ400の一実施形態を示す。センサ400は、多波長発光体アセンブリ500と対応する検出器アセンブリ2400とを内蔵する。フレックス回路アセンブリ1900は、発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400を実装し、それらのアセンブリをマルチワイヤセンサケーブル4400に相互接続する。有利には、センサ400は、いくつかの点で着用者快適性およびパラメータ測定性能の両方のために構成される。フレックス回路アセンブリ1900は、パッド剛性および着用者不快感を低減するために、発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400からケーブル4400ワイヤを機械的に切り離すように構成される。パッド3000、3100は、可撓性および着用者快適性を高める

ためにシェル3800、3900から機械的に切り離される。フィンガークリップの旋回点が指先よりも十分に後方にきて、指への取付けを改善し、クリップ圧を指に沿ってより均等に分布させるように、ばね3600が、ヒンジ式シェル3800、3900内に構成される。

#### 【0022】

図4に示されるように、検出器パッド3100は、指先を検出器アセンブリ2400と適正な関係に位置決めするような構造をしている。パッドは、周囲光を遮るフラップを有する。検出器アセンブリ2400は、指先組織を通過せずに発光体アセンブリから検出器アセンブリへと送られる光を低減するために密閉容器内に収められる。以上および他の特徴については、以下で詳細に説明する。具体的には、発光体アセンブリの諸実施形態については、図5~18に関して説明する。フレキシブル回路アセンブリ1900を含めた相互接続アセンブリの諸実施形態については、図19~23に関して説明する。検出器アセンブリの諸実施形態については、図24~26に関して説明する。取付けアセンブリの諸実施形態については、図27~39に関して説明する。

10

#### 【0023】

##### 発光体アセンブリ

図5は、発光体アレイ700と、基板1200と、等化(equalization)900とを有する発光体アセンブリ500を示す。発光体アレイ700は、電気グリッドの少なくとも1つの行と少なくとも1つの列とにアドレスすることによってそれぞれ作動される、多数の発光源を有する。発光源は、多数の波長を有する光学的放射線を伝達させることができる。等化900は、検出された強度の波長依存性変動を少なくとも低減するために、多数の波長にわたる光学的放射線の組織減衰差を考慮する。基板1200は、発光体アレイおよび発光体に関係した等化のための物理的実装、ならびに発光体アレイと相互接続アセンブリとの間の接続をもたらす。有利には、基板1200は、また、発光源についての動作波長を計算するためにバルク温度測定ももたらす。発光体アレイ700については、以下で図7に関してさらに詳細に説明する。等化については、以下で図9に関してさらに詳細に説明する。基板1200については、以下で図12に関してさらに詳細に説明する。

20

#### 【0024】

図6は、発光体アレイ700と、密封材(encapsulant)600と、光学フィルタ1100と、基板1200とを有する発光体アセンブリ500の一実施形態を示す。発光体アセンブリ500の様々な態様については、以下で図7~18に関して説明する。発光体アレイ700は、所定の公称値の多数の波長を有する光学的放射線を発して、有利には多数のパラメータの測定を可能にする。具体的には、発光体アレイ700は、駆動制御、等化、および特定の波長での光学的経路長差の最小化を容易にするために、電気グリッド内に物理的に配置されて電気的に接続された多数の発光ダイオード(LED)710を有する。光学フィルタ1100は、有利には、特定のLEDサブセットにわたって強度等化をもたらすように構成される。基板1200は、LED動作波長をよりよく決定するために、発光体アレイ700のバルク温度を提供するように構成される。

30

#### 【0025】

##### 発光体アレイ

図7は、多数の波長を有する光702を組織部位1内へと発することができる多数の発光素子(LE)710を有する発光体アレイ700を示す。行ドライバ4530および列ドライバ4560は、発光素子710へと電気的に接続され、電気グリッドの少なくとも1つの行720と少なくとも1つの列740とにアドレスすることによって1つ以上の発光素子710を作動させる。一実施形態では、各発光素子710は、第1の接点712と第2の接点714とを含む。発光素子の第1のサブセット730の第1の接点712は、電気グリッドの第1の導体720と通信している。発光素子の第2のサブセット750の第2の接点714は、第2の導体740と通信している。各サブセットは、少なくとも2つの発光素子を含んでおり、第1のサブセット730および第2のサブセット750の発光素子のうちの少なくとも1つは、共通していない。検出器2400は、発せられた光702を検出し、組織部位1による減衰後の発せられた光702に 응답してセンサ信号2500を出力することができる。したがって、センサ信号2500は、前述のように、組織部位1に対応する少

40

50

なくとも1つの生理学的パラメータを示す。

【 0 0 2 6 】

図8は、 $n$ 行 $m$ 列、合計 $n+m$ 本の駆動ライン4501、4502の電気グリッド内に接続されたLED 801を有する発光体アレイ700を示しており、 $n$ および $m$ は、1よりも大きな整数である。電気グリッドは、有利には、個々のLED 801を任意の順序で、また多数のLED 801を同時に、選択的に作動させるための柔軟性を維持しながら、LED 801を作動させるのに必要な駆動ラインの数を最小限に抑える。電気グリッドは、また、各波長における強度を制御するためのLED電流の設定、動作波長の決定、および電力損失を制限するための総グリッド電流の監視を容易にする。発光体アレイ700は、また、物理的に行810を成して構成される。この物理的編成は、経路長の変動を最小限に抑えるための波長に応じたLED 801のクラスタリングを容易にし、またLED強度の等化を容易にする。

10

【 0 0 2 7 】

図8に示されるように、発光体アレイ700の一実施形態は、4つの行810および4つの列820の電気グリッドに構成された最高16個までのLED 801を含む。4本の行駆動ライン4501それぞれが、4つのLED 801にコモンアノード接続をもたらし、4本の列駆動ライン4502それぞれが、4つのLED 801にコモンカソード接続をもたらす。ゆえに、16個のLED 801は、有利には、4本のアノード駆動ライン812と4本のカソード駆動ライン822とを含めた、たった8本のワイヤで駆動される。これは、より多くの駆動ラインを必要とする従来のコモンアノードまたはカソードLED構成に優るとも劣らない。特定の一実施形態では、発光体アレイ700には、表1に示される公称波長を有する8つのLEDが部分的に装着される。さらに、610~630nmの範囲の波長を有するLEDは、同一の行にグループ化される。発光体アレイ700は、 $SpO_2$ および脈拍数に加えてHbCOおよび/またはMETHbを測定する生理学的測定システム10(図1)に適合される。

20

【 0 0 2 8 】

【表 2】

LED	$\lambda$	行	列
D1	630	1	1
D2	620	1	2
D3	610	1	3
D4		1	4
D5	700	2	1
D6	730	2	2
D7	660	2	3
D8	805	2	4
D9		3	1
D10		3	2
D11		3	3
D12	905	3	4
D13		4	1
D14		4	2
D15		4	3
D16		4	4

30

表 1: 公称 LED 波長

40

【 0 0 2 9 】

やはり図8に示されるように、モニタ100内に配置された行ドライバ4530および列ドライバ4560は、LED 801を選択的に作動させる。具体的には、行ドライバ4530および列ドライバ4560は、相まって、LEDを作動させるためにそれぞれVccおよび電流シンクへのスイッチ

50

の役割を果たし、またLEDを動作停止させるためにそれぞれグラウンドおよびVccへのスイッチの役割を果たす。このプッシュプル駆動構成は、有利には、動作停止されたLED内の寄生電流を防ぐ。特定の一実施形態では、一度に1本の行駆動ライン4501だけがVccに切り替えられる。ただし、特定の行内の多数のLEDを同時に作動させるために、1~4本の列駆動ライン4502を同時に電流シンクに切り替えることができる。同一波長の2つ以上のLEDの作動は、強度等化を容易にし、これについては以下で図9~11に関して説明する。LEDドライバについては、以下で図45に関してさらに詳細に説明する。

#### 【0030】

以上で、発光体アセンブリについて、公称波長をほぼ中心とする光学的放射線を伝達させるようにそれぞれ構成された発光素子のアレイに関して説明したが、他の実施形態では、発光体アセンブリは、有利には、発光体から検出器までの波長依存性の経路長差を最小限に抑えるために、波長を選択するためのフィルタの使用を含め、調節可能な1つ以上の広帯域光源を使用する。他の発光体アセンブリの実施形態では、公称波長をほぼ中心とする光学的放射線を伝達させるようにそれぞれ構成された多数の発光体からの光学的放射線が、波長依存性の経路長差を最小限に抑えるために組織部位の一点に集中供給(funneled)される。この集中供給(funneling)は、例えば、光ファイバまたは鏡によって達成することができる。他の実施形態では、LED 801を、他の様々な構成のLED、ドライバ、および相互接続導体のうち対応した異なるドライバを用いて、代替的な向きを成すように構成することができる。

10

#### 【0031】

等化

図9は、コントローラ4500と、発光体アセンブリ500と、検出器アセンブリ2400と、フロントエンド4030とを有する生理学的パラメータ測定システム10を示す。発光体アセンブリ500は、多数の波長を有する光学的放射線を組織部位1内へと伝達させるように構成される。検出器アセンブリ2400は、組織減衰後の光学的放射線に反応してセンサ信号2500を生成するように構成される。フロントエンド4030は、アナログデジタル変換(ADC)の前にセンサ信号2500に条件付けする。

20

#### 【0032】

図9は、また、組織部位1上で動作する生理学的測定システム10内の等化900を全体的に示す。等化は、発光体波長のスペクトル全体にわたってADCのダイナミックレンジ内に十分に入るセンサ信号2500を提供するために、システム10に組み込まれた機能を含む。具体的には、等化は、HbおよびHbO<sub>2</sub>による組織の光吸収910の不均衡を補償する。具体的には、これらの血液成分は、IR波長よりも大きな赤色波長を減衰させる。理想的には、等化900は、この不均一な減衰の均衡を保つ。等化900は、コントローラ4500からフロントエンド4030までのシステム10内のどこにでも組み込むことができ、ここに示したように波長に対する補償減衰、もしくは波長に対する補償増幅、またはその両方を含むことができる。

30

#### 【0033】

等化は、組織吸収特徴を補償するように波長に応じてコントローラ4500からの駆動電流およびフロントエンド4030増幅を調節することによって、限られた程度まで達成することができる。ただし、信号復調制約が、これらの調節の大きさを制限する。有利には、等化900は、また、発光体500から検出器2400までの光学的経路に沿って設けられる。等化の諸実施形態については、以下で図10~11に関してさらに詳細に説明する。

40

#### 【0034】

図10A~Dは、光学的放射線を組織部位1内へと伝達させるように適合された発光体アレイ700と、組織減衰後の光学的放射線に反応してセンサ信号2500を生成するように適合された検出器アセンブリ2400とを有する、様々な等化の実施形態を示す。図10Aは、光学的放射線が組織部位1内へと伝達される前に該光学的放射線の少なくとも一部分を減衰させる光学フィルタ1100を示す。具体的には、光学フィルタ1100は、等化曲線900(図9)に近くように光学的放射線のIR波長スペクトルの少なくとも一部分を減衰させる。図10Bは、光学的放射線が組織部位1によって減衰された後で該光学的放射線の少なくとも一部分を

50

減衰させる光学フィルタ1100を示しており、光学フィルタ1100が等化曲線900(図9)に近づく。

【0035】

図10Cは、発光体アレイの少なくとも一部分が同一波長の多数の発光素子710から1つ以上の波長を発生させる、発光体アレイ700を示す。具体的には、同一波長の発光素子710が、減衰曲線910(図9)をほぼ等化するように赤色波長スペクトルの少なくとも一部分を押し上げる。図10Dは、減衰曲線910(図9)を等化するように選択された多数の検出器2610、2620を有する検出器アセンブリ2400を示す。光学的等化は、また、特定の発光体アレイ700および検出器2400コンポーネント、例えば、出力強度がより高いLEDまたは赤色波長での感度がより高い検出器を選択することによって、限られた程度まで達成することができる。等化の諸実施形態について、赤色およびIR波長に関して上述したが、これらの等化の諸実施形態を、光学スペクトルの任意の部分にわたって組織特徴を等化するために適用することもできる。

10

【0036】

図11A~Cは、有利には前述のような光学的等化をもたらす、発光体アセンブリ500のための光学フィルタ1100を示す。発光体アレイ700内のLEDは、出力強度もしくは波長またはその両方に従ってグループ化することができる。このようなグループ化は、アレイ全体にわたるLED強度の等化を容易にする。具体的には、比較的低い組織吸収および/または比較的高い出力強度のLEDは、比較的高い減衰の光学フィルタ下で1つにグループ化することができる。同様に、比較的低い組織吸収および/または比較的低い出力強度のLEDは、光学フィルタなしに、または比較的低いもしくは無視できる減衰の光学フィルタ下で、1つにグループ化することができる。さらに、高い組織吸収および/または低い強度のLEDは、図10Cに関して上述したように、同一波長の1つ以上のLEDが同時に作動される同一行内にグループ化することができる。一般に、任意の数のLEDグループが存在することができ、またグループ内には任意の数のLEDが存在することができる。また、光学フィルタなし、および/または減衰を無視できる「透明」フィルタを含めて、ある範囲の減衰を有するグループに対応する任意の数の光学フィルタが存在することもできる。

20

【0037】

図11A~Cに示されるように、有利にはLEDおよびボンディングワイヤを保護するためのカバーとしても光学フィルタ1100としても機能する密封材にフィルタリング媒体を追加することができる。一実施形態では、フィルタリング媒体1100は、LEDの選ばれたグループを封入し、透明媒体600(図6)は、アレイ700全体とフィルタリング媒体1000(図6)とを封入する。前述の表1に対応する特定のー実施形態では、公称660~905nmで発光する5つのLEDが、フィルタリング媒体1100とその上を覆う透明媒体600(図6)とで封入される、すなわち、減衰される。特定のー実施形態では、フィルタリング媒体1100は、ともに米国マサチューセッツ州ビルリカ(Billerica)のEpoxy Technology, Inc.から市販される透明密封材(EPO-TEK OG147-7)と不透明密封材(EPO-TEK OG147)との40:1混合物である。公称610~630nmで発光する3つのLEDは、透明媒体600(図6)だけによって封入される、すなわち、減衰されない。代替的な諸実施形態では、組織吸収および/もしくは出力強度に応じて、個々のLEDを1つずつまたは複合的に封入することができる。他の代替的な諸実施形態では、フィルタリング媒体は、別々に取付け可能な光学フィルタ、または密封材と別々に取付け可能な光学フィルタとの組合せとすることができる。特定のー実施形態では、発光体アセンブリ500は、1つ以上のクリップオン式光学フィルタを保持するために、コンポーネント端部1305(図13)に近い両側部に沿って1つ以上のノッチを有する。

30

40

【0038】

基板

図12は、対応する駆動電流1210に応答して多数の波長を有する光学的放射線1201を伝達させるように構成された発光素子710を示す。発光体についてのバルク温度1202を安定させるために、熱質量1220が発光体710の近くに配置される。温度センサ1230が熱質量1220に熱的に結合されており、その際、駆動電流1210およびバルク温度1202に応じて波長が決

50

定可能となるように、温度センサ1230は、バルク温度1202に応答して温度センサ出力1232を供給する。

【0039】

一実施形態では、各発光素子710の動作波長  $\lambda_a$  は、式3に従って決定され、

$$\lambda_a = f(T_b, I_{\text{駆動}}, \Sigma I_{\text{駆動}}) \quad (3)$$

式中、 $T_b$  は、バルク温度であり、 $I_{\text{駆動}}$  は、後述する、センサコントローラ4500(図45)によって決定される、特定の発光素子についての駆動電流であり、 $\Sigma I_{\text{駆動}}$  は、すべての発光素子についての総駆動電流である。他の実施形態では、温度センサは、各発光素子710の温度を測定するように構成されており、各発光素子710の動作波長  $\lambda_a$  は、式4に従って決定され、

$$\lambda_a = f(T_a, I_{\text{駆動}}, \Sigma I_{\text{駆動}}) \quad (4)$$

式中、 $T_a$  は、特定の発光素子の温度であり、 $I_{\text{駆動}}$  は、その発光素子についての駆動電流であり、 $\Sigma I_{\text{駆動}}$  は、すべての発光素子についての総駆動電流である。

【0040】

他の実施形態では、各発光素子710についての接合電圧を測定することによって、各発光素子についての動作波長が決定される。他の実施形態では、各発光素子710の温度は、各発光素子710に結合された1つ以上のペルチェセルなどによって制御され、各発光素子710についての動作波長は、得られる1つ以上の制御された温度に応じて決定される。他の諸実施形態では、各発光素子710についての動作波長は、例えば、いくつか例を挙げれば、各発光素子に電荷結合素子(CCD: charge coupled device)を取り付けることによって、または各発光素子に光ファイバを取り付けて、それら光ファイバを波長測定デバイスに結合させることによって、直接的に決定される。

【0041】

図13~18は、発光体アレイ700(図8)とサーミスタ1540(図16)との間に熱伝導性を与えるように構成された基板1200の一実施形態を示す。この方法では、サーミスタ1540(図16)の抵抗を測定して、基板1200上に実装されたLED 801(図8)のバルク温度を決定することができる。基板1200は、また、バルク温度のサーミスタ測定が意味のあるものとなるようにバルク温度を安定化かつ標準化させる、比較的大きな熱質量を備えて構成される。

【0042】

図13~14は、コンポーネント側部1301と、はんだ側部1302と、コンポーネント端部1305と、コネクタ端部1306とを有する基板1200を示す。位置合わせノッチ1310が、端部1305と1306との間に配置される。基板1200は、さらに、コンポーネント層1401と、内層1402~1405と、はんだ層1406とを有する。内層1402~1405、例えば、内層1402(図18)は、発光体アレイ700(図12)についてのバルク温度を安定させるために、熱質量1220(図12)を提供するかなり大きな金属化領域1411を有する。金属化領域1411は、また、コンポーネントパッド1510およびワイヤボンダパッド1520(図15)をコネクタ1530に相互接続する働きもする。

【0043】

図15~16は、コンポーネント端部1305にコンポーネントパッド1510とワイヤボンダパッド1520とを有する基板1200を示す。コンポーネントパッド1510は、LED 801(図8)の第1の側部(アノードまたはカソード)を実装して基板1200へと電氣的に接続する。ワイヤボンダパッド1520は、LED 801(図8)の第2の側部(カソードまたはアノード)を基板1200へと電氣的に接続する。コネクタ端部1306は、基板1200を含めた発光体アセンブリ500(図23)を実装してフレックス回路2200(図22)へと電氣的に接続するコネクタパッド1532、1534を備えたコネクタ1530を有する。基板層1401~1406(図14)は、コンポーネントパッド1510およびワイヤボンダパッド1520をコネクタ1532~1534へと電氣的に接続する配線(traces)を有する。サーミスタ1540が、コンポーネント端部1305のところでサーミスタパッド1550に実装されており、それらサーミスタパッドは、やはり配線によってコネクタ1530へと電氣的に接続される。めっきされた貫通穴が、それぞれコンポーネント側部1301およびはんだ側部1302上のコネクタパッド1532、1534を電氣的に接続する。

【0044】

10

20

30

40

50

図17は、基板1200の電氣的配置を示す。D1～D4およびD13～D16を含めたLED 801の一部は、コンポーネントパッド1510(図15)に物理的かつ電氣的に接続されたカソードと、それに対応する、ワイヤボンダパッド1520にワイヤボンディングされたアノードとを有する。D5～D8およびD9～D12を含めたLED 801の他の部分は、コンポーネントパッド1510(図15)に物理的かつ電氣的に接続されたアノードと、それに対応する、ワイヤボンダパッド1520にワイヤボンディングされたカソードとを有する。コネクタ1530は、LED 801およびサーミスタ1540のための、行ピンアウトJ21～J24と、列ピンアウトJ31～J34と、サーミスタピンアウトJ40～J41とを有する。

【0045】

相互接続アセンブリ

図19は、発光体アセンブリ500と検出器アセンブリ2400とを実装し、センサケーブル4400に接続し、ケーブルと、発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400それぞれとの間に電気通信をもたらす、相互接続アセンブリ1900を示す。一実施形態では、相互接続アセンブリ1900は、発光体アセンブリおよび検出器アセンブリを組織部位に対して保持する取付けアセンブリ2700と一体化される。フレキシブル(フレックス)回路を使用する相互接続アセンブリの一実施形態については、以下で図20～24に関して説明する。

【0046】

図20は、回路基板2200と、発光体実装部2210と、検出器実装部2220と、ケーブルコネクタ2230とを有する相互接続アセンブリ1900の一実施形態を示す。発光体実装部2210と、検出器実装部2220と、ケーブルコネクタ2230とは、回路基板2200上に配置される。発光体実装部2210は、多数の発光体を有する発光体アセンブリ500を実装するように適合される。検出器実装部2220は、検出器を有する検出器アセンブリ2400を実装するように適合される。ケーブルコネクタ2230は、センサケーブル4400を取り付けるように適合される。回路基板2200上に配置された第1の複数の導体2040は、発光体実装部2210とケーブルコネクタ2230とを電氣的に相互接続する。回路基板2200上に配置された第2の複数の導体2050は、検出器実装部2220とケーブルコネクタ2230とを電氣的に相互接続する。ケーブルコネクタ2230の近くに配置されたデカップリング2060は、センサケーブルの剛性が発光体アセンブリ500または検出器アセンブリ2400に伝達されないように、ケーブルコネクタ2230を発光体実装部2210および検出器実装部2220の両方から実質的に機械的に分離する。シールド2070は、センサケーブル4400の1つもしくは複数のワイヤまたはワイヤ対を包み込んでシールドするように適合される。

【0047】

図21は、センサケーブル4400のセンサ端部を終端させるように構成された、フレックス回路2200と、発光体アセンブリ500と、検出器アセンブリ2400とを有するフレックス回路アセンブリ1900を示す。フレックス回路アセンブリ1900は、有利には、センサケーブル4400と、発光体アセンブリ500と、検出器アセンブリ2400とを電氣的に接続するが機械的に分離する構造を提供する。その結果、センサケーブル4400の機械的剛性は、センサパッド3000、3100(図30～31)に伝達されず、センサ200(図1)について快適な指の取付けが可能になる。具体的には、発光体アセンブリ500と検出器アセンブリ2400とは、細長いフレックス回路2200の両端2201、2202(図22)に実装される。センサケーブル4400は、フレックス回路2200の中央部分から延びるケーブルコネクタ2230に実装される。検出器ワイヤ4470は、ケーブル内側シールド4450に接続された折り返し伝導性インクフラップ(fold-over conductive ink flap)2240によって、フレックス回路接合部のところでシールドされる。フレックス回路2200については、図22に関してさらに詳細に説明する。フレックス回路アセンブリ1900の発光体部分については、図23に関してさらに詳細に説明する。検出器アセンブリ2400については、図24に関して説明する。センサケーブル4400については、以下で図44A～Bに関して説明する。

【0048】

図22は、発光体端部2201と、検出器端部2202と、端部2201と2202との間の細長い相互接続部2204、2206と、相互接続部2204、2206から延びるケーブルコネクタ2230とを有するセ

10

20

30

40

50

ンサフレックス回路2200を示す。発光体端部2201は、発光体アセンブリ500(図6)を取り付けるための発光体はんだパッド2210と、後述する、発光体パッド3000(図30B)に取り付けるための据付耳部2214とを有する、「頭部(head)」を形成する。検出器端部2202は、検出器2410(図24)を取り付けるための検出器はんだパッドを有する。発光体端部2201とケーブルコネクタ2230との間の相互接続部2204は、「首部(neck)」を形成しており、検出器端部2202とケーブルコネクタ2230との間の相互接続部2206は、「尾部(tail)」を形成する。ケーブルコネクタ2230は、首部2204と尾部2206との間の相互接続部2204、2206から延びる「翼部(wings)」を形成する。伝導性インクフラップ2240は、ケーブル内側シールド4450(図44A~B)に接続し、検出器ワイヤパッド2236にはんだ付けされた検出器ワイヤ4470(図44A~B)を包み込んでシールドする。外側ワイヤパッド2238は、残りのケーブルワイヤ4430(図44A~B)に接続する。フレックス回路2200は、最上部カバーレイ、最上部インク、内側カバーレイ、配線、配線基部、底部インク、および底部カバーレイ層を有する。

【0049】

フレックス回路2200は、有利には、発光体アセンブリおよび検出器アセンブリを扱いにくい剛性のものにする事なく、多線センサケーブル4400(図44A~B)と、多波長発光体アセンブリ500(図6)と、検出器アセンブリ2400(図24)との間に接続をもたらす。具体的には、翼部2230は、ケーブル4400(図44A~B)をフレックス回路2200の残りの部分から機械的に分離するために首部2204および尾部2206のところで細くなった比較的大きいはんだパッド領域2232を提供する。さらに、首部2204は、発光体パッド3000(図30A~H)内に設置するために折り曲げられ(図4参照)、ケーブル4400(図44A~B)を発光体アセンブリ500(図4)からさらに機械的に分離するために可撓性ばねの役割をする。尾部2206は、検出器パッド3100(図31A~H)内に実装された検出器アセンブリ2400(図24)と、反対側の発光体パッド3000(図30A~H)内に実装されたケーブルコネクタ2230との間に一体型の接続経路を提供する。

【0050】

図23は、発光体アセンブリ500を有するフレックス回路アセンブリ1900(図21)の発光体部分を示す。発光体アセンブリコネクタ1530は、フレックス回路2200(図22)の発光体端部2201に取り付けられる。具体的には、リフローはんだ2330が、発光体アセンブリ500の貫通穴パッド1532、1534をフレックス回路2200(図22)の対応する発光体パッド2210に接続する。

【0051】

図24は、検出器2410と、はんだパッド2420と、銅メッシュテープ2430と、EMIシールド2440と、フォイル2450とを含む検出器アセンブリ2400を示す。検出器2410は、フレックス回路2200の検出器はんだパッド2420に、2460素子側を下にしてはんだ付けされる。検出器はんだ接合部および検出器接地パッド2420は、Kaptonテープ2470で包まれる。EMIシールドタブ2442は、検出器パッド2420上に折り曲げられ、はんだ付けされる。EMIシールド壁は、検出器2410の周りに折り曲げられ、残りのタブ2442は、EMIシールド2440の裏面にはんだ付けされる。銅メッシュテープ2430は、適切なサイズに切られ、シールドされた検出器およびフレックス回路はんだ接合部は、銅メッシュテープ2430で包まれる。フォイル2450は、所定の孔部2452を備えた適切なサイズに切られる。フォイル2450は、フォイル側を中にして、シールドされた検出器の周りに巻き付けられ、孔部2452は、EMIシールドグリッド2444と位置合わせされる。

【0052】

検出器アセンブリ

図25は、隣接検出器を有する代替的な検出器アセンブリ2400の一実施形態を示す。発光体700によって発生された多数の波長を有する光学的放射線が、組織部位1内へと伝達される。波長の第1のセットにおける光学的放射線は、例えば、Si検出器など、第1の検出器2510によって検出される。波長の第2のセットにおける光学的放射線は、例えば、GaAs検出器など、第2の検出器2520によって検出される。

【0053】

図26は、光路に沿って同軸にある積層検出器を有する他の代替的な検出器アセンブリ24

10

20

30

40

50



00の実施形態を示す。発光体700によって発生された多数の波長を有する光学的放射線が、組織部位1内へと伝達される。波長の第1のセットにおける光学的放射線は、第1の検出器2610によって検出される。波長の第2のセットにおける光学的放射線は、第1の検出器2610を通過し、第2の検出器2620によって検出される。特定の一実施形態では、シリコン(Si)検出器およびガリウムヒ素(GaAs)検出器が使用される。光が必ずSi検出器を通過してからGaAs検出器に到達することになるように、Si検出器は、GaAs検出器の上に置かれる。Si検出器をGaAs検出器の上に直接置くこともでき、またはSi検出器とGaAs検出器とを、透明な媒体や空気など、他の何らかの媒体によって隔てることもできる。他の特定の実施形態では、GaAs検出器の代わりにゲルマニウム検出器が使用される。有利には、積層検出器の配置は、隣接検出器の実施形態と比べて経路長差によって引き起こされる誤差を最小限に抑える。

10

#### 【0054】

##### フィンガークリップ

図27は、生理学的センサ取付けアセンブリのフィンガークリップの一実施形態2700を示す。フィンガークリップ2700は、フレックス回路アセンブリ1900によって相互接続された発光体アセンブリ500(図6)と検出器アセンブリ2400(図24)とを指先に着脱自在に取り付けるように構成される。フィンガークリップ2700は、発光体シェル3800と、発光体パッド3000と、検出器パッド2800と、検出器シェル3900とを有する。発光体シェル3800と検出器シェル3900とは、ばねアセンブリ3500によって回転自在に連結され、併せて付勢される。発光体パッド3000は、発光体シェルによって固定保持される。発光体アセンブリ500(図6)は、発光体パッド3000の近くに実装され、複数の波長を有する光学的放射線を指先組織内へと伝達させるように適合される。検出器パッド2800は、検出器シェル3900によって固定保持される。検出器アセンブリ2400は、検出器パッド2800の近くに実装され、指先組織による減衰後の光学的放射線を受け取るように適合される。

20

#### 【0055】

図28は、精確なセンサ測定のために、指先を検出器アセンブリに対して位置決めして楽に維持するように有利に構成された、検出器パッド2800を示す。具体的には、検出器パッドは、ガイド2810と、輪郭部2820と、止め部2830とを含む指先位置決め配置機構を有する。ガイド2810は、パッド表面2803から隆起し、指先が第1の端部2801からパッド表面2803に沿って挿入されるにつれて次第に指先に共形となるように、ガイド2810が第1の端部2801から第2の端部2802に延びるにつれて狭くなる。輪郭部2820は、該輪郭部2820内に配置された検出器孔部2840を覆って位置決めされた指先に概ね共形となるような形状をした、パッド表面2803に沿って画定されるへこみ(indentation)を有する。止め部2830は、指の端が第2の端部2802を越えたところまで挿入されるのを阻止するために、パッド表面2803から隆起している。図29A~Bは、ガイド2810と、輪郭部2820と、止め部2830とをそれぞれ有する検出器パッドの実施形態3100、3400を示しており、それぞれ図31および34に関してさらに詳細に説明する。

30

#### 【0056】

図30A~Hは、発光体パッドフラップ3010と、発光体窓3020と、据付ピン3030と、発光体アセンブリキャビティ3040と、分離ノッチ3050と、フレックス回路ノッチ3070と、ケーブルノッチ3080とを有する発光体パッド3000を示す。発光体パッドフラップ3010は、周囲光を遮るために検出器パッドフラップ3110(図31A~H)と重なり合う。発光体窓3020は、発光体アレイ700(図8)から組織部位までの光学的経路を提供する。据付ピン3030は、フレックス回路据付耳部2214(図22)内の孔部に受け入れ、キャビティ3040は、発光体アセンブリ500(図21)を収容する。分離ノッチ3050は、シェル取付部3060を発光体パッド3000の残りの部分から機械的に切り離す。フレックス回路ノッチ3070は、検出器パッド3100(図31A~H)へと通されたフレックス回路尾部2206(図22)を収容する。ケーブルノッチ3080は、センサケーブル4400(図44A~B)を収容する。図33A~Hは、代替的な細い指用の発光体パッド3300の一実施形態を示す。

40

#### 【0057】

50

図31A~Hは、検出器パッドフラップ3110と、シューボックスキャビティ3120と、分離ノッチ3150とを有する検出器パッド3100を示す。検出器パッドフラップ3110は、周囲光を遮るために発光体パッドフラップ3010(図30A~H)と交互に重なり合う。シューボックスキャビティ3120は、後述するシューボックス3200(図32A~H)を収容する。分離ノッチ3150は、検出器パッド3100の残りの部分から取付点3160を機械的に切り離す。図34A~Hは、代替的な細い指用の検出器パッド3400の一実施形態を示す。

【0058】

図32A~Hは、検出器アセンブリ2400(図24)を収容するシューボックス3200を示す。検出器窓3210は、組織部位から検出器2410(図24)までの光学的経路を提供する。フレックス回路ノッチ3220は、発光体パッド3000(図30A~H)から通されたフレックス回路尾部2206(図22)を収容する。一実施形態では、シューボックス3200は、黒色または実質的に光を吸収する他の色をしており、発光体パッド3000および検出器パッド3100は、それぞれ白色または実質的に光を反射する他の色をしている。

10

【0059】

図35~37は、発光体シェル3800(図46)と検出器シェル3900とを併せて付勢するように構成されたばね3600を有するばねアセンブリ3500を示す。検出器シェルは、発光体シェルに回転自在に連結される。ばねは、シェル3800と3900との間に配置され、シェル間で把持された指に沿って、実質的に指先よりも後方にある旋回点を作り出すように適合される。これによって、有利には、シェルヒンジ3810、3910(図38~39)が拡張して、フィンガークリップの力を挿入された指に沿って分散させ、その結果、過剰な力なしに検出器を覆う適所で指先を楽に保つことができるようになる。

20

【0060】

図36A~Cに示されるように、ばね3600は、コイル部3610と、発光体シェル用脚部3620と、検出器シェル用脚部3630とを有する。発光体シェル用脚部3620は、把持部3820(図38A~D)の近くで発光体シェル3800(図38A~D)に押し付けられる。検出器シェル用脚部3630は、検出器シェル3900(図39A~D)に沿ってばねプレート3700(図37A~D)取付点まで延びる。コイル部3610は、ヒンジピン410(図46)によってしっかり固定され、フィンガークリップが開かれるにつれて巻回し、それに従ってその直径および応力を低減するように構成される。

【0061】

図37A~Dに示されるように、ばねプレート3700は、取付孔3710と、ばね脚部スロット3720と、シェルフ3730とを有する。取付孔3710は、対応するシェルポスト3930(図39A~D)を受け取って、ばねプレート3700を検出器シェル3900(図39A~D)にしっかり固定する。ばね脚部3630(図36A~C)は、シェルフ3730によって検出器シェル3900(図39A~D)に摺動可能にアンカー固定され、その結果、有利には、ばね3600と、シェル3800、3900と、ヒンジ3810、3910との組合せを様々な指のサイズおよび形状に調整できるようになる。

30

【0062】

図38~39は、ヒンジ3810、3910および把持部3820、3920をそれぞれ有する、発光体シェル3800および検出器シェル3900を示す。ヒンジ孔部3812、3912は、フィンガークリップを作り出すようにヒンジピン410(図46)を受け取る。検出器シェルヒンジ孔部3912は、細長いので、指を収容するためにヒンジを拡張させることができる。

40

【0063】

モニタおよびセンサ

図40は、以上で図1~3に関して概説した、モニタ100と対応するセンサアセンブリ200とを示す。センサアセンブリ200は、センサ400とセンサケーブル4400とを有する。センサ400は、センサコントローラ4500内のドライバに应答して光学的放射線を組織部位内へと伝達させる発光体を有する発光体アセンブリ500を内蔵する。センサ400は、また、組織減衰後の光学的放射線に应答してセンサ信号2500を供給する検出器アセンブリ2400も内蔵する。センサ信号2500は、フロントエンド4030によってフィルタリングされ、増幅され、サンプリングされ、デジタル化され、やはりセンサコントローラ4500にコマンドを出すDSP(デ

50

デジタルシグナルプロセッサ: digital signal processor)4040に入力される。センサケーブル4400は、駆動信号をセンサコントローラ4500から発光体アセンブリ500へと電氣的に通信し、またセンサ信号2500を検出器アセンブリ2400からフロントエンド4030へと電氣的に通信する。センサケーブル4400は、モニタセンサポート110にプラグ接続するモニタコネクタ210を有する。

#### 【0064】

一実施形態では、モニタ100は、また、センサアセンブリ200内の情報要素(IE: information element)から情報を得て、その情報をDSP 4040に、モニタ100内の別のプロセッサもしくはコンポーネントに、またはモニタ100と少なくとも一時的に通信する外部コンポーネントもしくはデバイスに転送することのできる、読取装置4020を有する。代替的な一実施形態では、読取装置の機能は、一例として、DSP I/O、ADC、DAC機能、および対応する処理ルーチンのうちの1つ以上を使用して、DSP 4040内に組み込まれる。

10

#### 【0065】

一実施形態では、モニタコネクタ210は、情報要素4000を内蔵しており、該情報要素は、メモリデバイスまたは他の能動もしくは受動電気コンポーネントとすることができる。特定の一実施形態では、情報要素4000は、EPROMもしくは他のプログラマブルメモリ、またはEEPROMもしくは他の再プログラマブルメモリ、あるいはその両方である。代替的な一実施形態では、情報要素4000は、センサ400に内蔵され、または情報要素4000は、モニタコネクタ210およびセンサ400の両方に内蔵される。他の実施形態では、発光体アセンブリ500は、センサコントローラ4500からの1つ以上の駆動信号に応答して読み取られる情報要素4000を有しており、これについては以下で図41~43に関して説明する。他の実施形態では、メモリ情報要素は、発光体アレイ700(図8)に組み込まれ、LED 801(図8)に関する特許化情報を有する。有利な一実施形態では、いくつか例を挙げれば、灌流指標(perfusion index)、HbCO、METHbなど、ゆっくり変化するパラメータに関する傾向データが、EEPROMなどのIEメモリデバイスに格納される。

20

#### 【0066】

逆接続(Back-to-Back)LED

図41~43は、代替的なセンサの諸実施形態を示す。電気グリッド内に配置された発光体アレイ700(図7)を作動させるように構成されたセンサコントローラ4500については、上述した図7に関して記載されている。有利には、そのように構成されたセンサコントローラ4500は、また、逆接続LED 4110、4120もしくは情報要素4300またはその両方を有する、従来の2波長(赤色およびIR)センサ4100を駆動することができる。

30

#### 【0067】

図41Aは、少なくとも1つの行導体と少なくとも1つの列導体とにアドレスすることによって発光源を作動させるように構成された電気グリッド4130を有するセンサ4100を示す。第1のLED 4110および第2のLED 4120は、第1の接点4152が第1のLED 4110カソードと第2のLED 4120アノードとに接続され、第2の接点4154が第1のLED 4110アノードと第2のLED 4120カソードとに接続されるように、逆接続配置に構成される。第1の接点4152は、第1の行導体4132および第1の列導体4134と通信する。第2の接点は、第2の行導体4136および第2の列導体4138と通信する。第1のLED 4110は、第1の行導体4132と第2の列導体4138とにアドレスすることによって作動される。第2のLED 4120は、第2の行導体4136と第1の列導体4134とにアドレスすることによって作動される。

40

#### 【0068】

図41Bは、モニタ100とセンサ4100との間に信号を通信できるセンサケーブル4400の一実施形態を示す。ケーブル4400は、第1の行入力4132と、第1の列入力4134と、第2の行入力4136と、第2の列入力4138とを有する。第1の出力4152は、第1の行入力4132と第1の列入力4134とを組み合わせる。第2の出力4154は、第2の行入力4136と、第2の列入力4138とを組み合わせる。

#### 【0069】

図41Cは、センサ4100に駆動信号を通信できるモニタ100を示す。モニタ100は、第1の行

50

信号4132と、第1の列信号4134と、第2の行信号4136と、第2の列信号4138とを有する。第1の出力信号4152は、第1の行信号4132と、第1の列信号4134とを組み合わせる。第2の出力信号4154は、第2の行信号4136と、第2の列信号4138とを組み合わせる。

【0070】

#### 情報要素

図42～43は、電気グリッド内に接続された発光素子を作動させるように構成された発光体アレイドライバと通信する、情報要素4200～4300の諸実施形態を示す。情報要素は、対応するDC、AC、またはDCとACとの組合せの電気グリッド駆動信号に応答して、DC値、AC値、またはDC値とAC値との組合せとして情報を提供するように構成される。図42は、行710と列720とを有する電気グリッドによって有利には直接的に駆動される情報要素の実施形態4200を示す。具体的には、情報要素4200は、電気グリッドの行ライン710と列ライン720との間に接続された、直列接続された抵抗 $R_2$  4210とダイオード4220とを有する。この方法では、抵抗 $R_2$ 値を、LED 810(図8)が作動されるのと類似の方法で読み取ることができる。ダイオード4220は、寄生電流がLED 810(図8)を不要に作動させるのを防ぐために、例えば、LEDとしてアノードが行にカソードが列にくる向きに配置される。

10

【0071】

図43A～Cは、 $R_1$ の値がDCグリッド駆動電流と対応するグリッド出力電圧レベルとによって読み取られる、他の諸実施形態を示す。他の特定の諸実施形態では、 $R_1$ と $R_2$ とCとを組み合わせた値、あるいは $R_1$ と $R_2$ とLとを組み合わせた値が、変動する(AC)グリッド駆動電流と対応するグリッド出力電圧波形とによって読み取られる。一例として、グリッド駆動電流のステップを使用して、グリッド電圧の対応する上昇の時定数からコンポーネント値を決定する。他の例として、正弦波グリッド駆動電流を使用して、対応する正弦波グリッド電圧の大きさもしくは位相またはその両方からコンポーネント値を決定する。DCまたはAC電気グリッド駆動電流によって決定されるコンポーネント値は、特に、センサのタイプ、認可された供給業者もしくは製造業者、発光体の波長を表すことがある。さらに、ダイオードD(図43C)を使用して、ある駆動レベルもしくは極性における1つの情報要素読取値である $R_1$ と、第2の駆動レベルもしくは極性における、すなわち、ダイオードが順方向バイアスされているときの、別の情報要素読取値である $R_1$ と $R_2$ との組合せとを提供することができる。

20

【0072】

受動情報要素4300の諸実施形態には、例えば、直列および並列に接続された、抵抗器、コンデンサ、またはインダクタの様々な組合せのいずれかを含めることができる。電気グリッドに接続された、発光体アレイドライバを使用して読み取られる他の情報要素4300の諸実施形態は、いくつか例を挙げれば、トランジスタネットワーク、PROM、ROM、EPROM、EEPROM、ゲートアレイ、およびPLAを含め、他の受動コンポーネント、能動コンポーネント、もしくはメモリコンポーネントを、単独でまたは組合せで組み込む。

30

【0073】

#### センサケーブル

図44A～Bは、外側ジャケット4410と、外側シールド4420と、多数の外側ワイヤ4430と、内側ジャケット4440と、内側シールド4450と、導電性ポリマー4460と、内側撚線対4470とを有するセンサケーブル4400を示す。外側ワイヤ4430は、有利には、多数の駆動信号を発光体アレイ700(図7)へとコンパクトに運ぶように構成される。一実施形態では、4つのアノード駆動信号4501(図45)と、4つのカソード駆動信号4502(図45)と、2つのサーミスタピンアウト1450(図15)と、2つのスペアとに対応する、12本の外側ワイヤ4430が存在する。内側撚線対4470は、センサ信号2500(図25)に対応し、摩擦電気ノイズを低減するために導電性ポリマー4460内に押し出される。シールド4420、4450および撚線対4470は、センサ信号2500(図25)のEMIおよびクロストーク耐性を高める。

40

【0074】

#### コントローラ

図45は、モニタ100(図1)内に配置され、アノード駆動信号4501およびカソード駆動信号

50

4502を発光体アレイ700(図7)に供給するように構成されたセンサコントローラ4500を示す。モニタのための信号処理機能を実行するDSP(デジタルシグナルプロセッサ)4040は、また、センサコントローラ4500にコマンド4042を与える。これらのコマンドは、駆動信号4501、4502のレベルおよびタイミングを決定する。センサコントローラ4500は、コマンドレジスタ4510と、アノードセクタ4520と、アノードドライバ4530と、電流DAC(デジタルアナログ変換器)4540と、電流マルチプレクサ4550と、カソードドライバ4560と、電流計4570と、電流制限器4580とを有する。コマンドレジスタ4510は、DSPコマンド4042に回答して制御信号を供給する。一実施形態では、コマンドレジスタ4510は、DSP 4040からシリアルコマンドデータ4042をロードして、センサコントローラ4500内の様々な機能を選択もしくはイネーブルにする出力ビットを同期的にセットするシフトレジスタであり、これについては後述する。

10

**【0075】**

図45に示されるように、アノードセクタ4520は、どの発光体アレイ行810(図8)がアクティブであるかを判定するコマンドレジスタ4510からのアノードセレクト4516入力に回答する。したがって、アノードセクタ4520は、アノードドライバ4530へのアノードオン4522出力のうちの1つをセットし、それが発光体アレイ700(図8)へのアノード出力4501の1つをVccにプルアップする。

**【0076】**

やはり図45に示されるように、電流DAC 4540は、各発光体アレイ列820(図8)を流れる電流を決定するコマンドレジスタデータ4519に回答する。一実施形態では、各発光体アレイ列820(図8)に結び付けられた4つの12ビットDAC、すなわち、合計16個のDACが存在する。すなわち、各発光体アレイ列820(図8)に沿った各行810(図8)に関連した電流に対応する、各発光体アレイ列820(図8)に関連した4つのDAC出力4542が存在する。特定の一実施形態では、16個のDAC 4540すべてがシングルシフトレジスタとして編成され、コマンドレジスタ4510は、DAC 4540へのDACデータ4519を逐次計時する。電流マルチプレクサ4550は、コマンドレジスタ4510からのカソードオン4518入力と、アノードセクタ4520からのアノードオン4522入力とに回答して、適切なDAC出力4542をカソードドライバ4560への電流セット4552入力に変換する。カソードドライバ4560は、電流セット4552入力に回答して、発光体アレイ700(図8)へのカソード出力4502の1~4つを接地にプルダウンする。

20

**【0077】**

電流計4570は、発光体アレイ700(図8)を駆動する総LED電流を示す電流測定値4572を出力する。電流制限器4580は、電流測定値4572と、コマンドレジスタ4510によって指定された制限値とに回答して、発光体アレイ700(図8)による過度の電力損失を防ぐ。電流制限器4580は、アノードセクタ4520にイネーブル4582出力を供給する。上限値4512入力は、事前設定された2つの電流制限値のうちの高い方を指定する。電流制限器4580は、電流制限値を超えるとときにイネーブル4582出力をオフ状態でラッチして、アノードセクタ4520をディセーブルにする。トリップリセット4514入力は、イネーブル4582出力をリセットして、アノードセクタ4520を再イネーブルにする。

30

**【0078】****センサアセンブリ**

図46に示されるように、センサ400は、発光体シェル3800と、発光体パッド3000と、フレックス回路アセンブリ2200と、検出器パッド3100と、検出器シェル3900とを有する。センサケーブル4400は、フレックス回路2100と、発光体アセンブリ500と、検出器アセンブリ2400とを含むフレックス回路アセンブリ2200に取り付けられる。センサケーブル4400取付部と発光体アセンブリ500とを有するフレックス回路アセンブリ2200の部分は、発光体シェル3800および発光体パッド3000によって収容される。検出器アセンブリ2400を有するフレックス回路アセンブリ2200の部分は、検出器シェル3900および検出器パッド3100によって収容される。具体的には、検出器アセンブリ2400は、シュー3200に挿入され、シュー3200は、検出器パッド3100に挿入される。発光体シェル3800と検出器シェル3900とは、ばね3600のコイル部に挿通されるヒンジピン410によって締着され、該ヒンジピン410の周り

40

50

で回転する。ばね3600は、ばねプレート3700によって検出器シェル3900に対して保持される。指止め450が検出器シェルに取り付けられる。一実施形態では、シリコン接着剤420を使用してパッド3000、3100をシェル3800、3900に取り付け、シリコンポッティング化合物430を使用して発光体アセンブリ500および検出器アセンブリ2400をパッド3000、3100内にしっかり固定し、シアノアクリル接着剤440がセンサケーブル4400を発光体シェル3800へとしっかり固定する。

【0079】

多波長センサを、様々な実施形態と併せて詳細に開示した。これらの実施形態は、単に一例として開示されており、冒頭の特許請求の範囲を制限しようとするものではない。当業者には、多くの変形形態および修正形態が理解されよう。

10

【符号の説明】

【0080】

1	組織部位	
10	生理学的測定システム、生理学的パラメータ測定システム	
100	モニタ	
110	モニタセンサポート	
160	モニタキー	
170	ディスプレイ	
200	多波長センサアセンブリ	
210	モニタコネクタ	20
400	センサ、センサアセンブリ	
401	センサ	
402	センサ	
410	ヒンジピン	
420	シリコン接着剤	
430	シリコンポッティング化合物	
440	シアノアクリル接着剤	
450	指止め	
500	発光体アセンブリ	
600	密封材、透明媒体	30
700	発光体アレイ	
702	光	
710	発光ダイオード、発光素子、LE、行、行ライン	
712	第1の接点	
714	第2の接点	
720	行、第1の導体、列、列ライン	
730	第1のサブセット	
740	列、第2の導体	
750	第2のサブセット	
801	LED	40
810	行	
812	アノード駆動ライン	
820	列	
822	カソード駆動ライン	
900	等化	
910	HbおよびHbO <sub>2</sub> による組織の光吸収、減衰曲線	
1100	光学フィルタ、フィルタリング媒体	
1200	基板	
1201	光学的放射線	
1202	バルク温度	50

1210	駆動電流	
1220	熱質量	
1230	温度センサ	
1232	温度センサ出力	
1301	コンポーネント側部	
1302	はんだ側部	
1305	コンポーネント端部	
1306	コネクタ端部	
1310	位置合わせノッチ	
1401	コンポーネント層	10
1402、1403、1404、1405	内層	
1406	はんだ層	
1411	金属化領域	
1510	コンポーネントパッド	
1520	ワイヤボンダパッド	
1530	コネクタ	
1532、1534	コネクタパッド	
1540	サーミスタ	
1550	サーミスタパッド	
1900	相互接続アセンブリ、フレックス回路アセンブリ、フレキシブル回路アセンブリ	20
2040、2050	導体	
2060	デカップリング	
2070	シールド	
2100	フレックス回路	
2200	フレックス回路、回路基板、センサフレックス回路	
2201	発光体端部	
2202	検出器端部	
2204	相互接続部、首部	
2206	相互接続部、尾部	30
2210	発光体実装部、発光体はんだパッド	
2214	据付耳部	
2220	検出器実装部	
2230	ケーブルコネクタ、翼部	
2232	はんだパッド領域	
2236	検出器ワイヤパッド	
2238	外側ワイヤパッド	
2240	折り返し伝導性インクフラップ(fold-over conductive ink flap)	
2330	リフローはんだ	
2400	検出器アセンブリ、検出器	40
2410	検出器	
2420	はんだパッド	
2430	銅メッシュテープ	
2440	EMIシールド	
2442	EMIシールドタブ	
2444	EMIシールドグリッド	
2450	フォイル	
2452	孔部	
2460	素子	
2500	センサ信号	50

2510、2520、2610、2620	検出器	
2700	取付けアセンブリ、フィンガークリップ	
2800	検出器パッド	
2801	第1の端部	
2802	第2の端部	
2803	パッド表面	
2810	ガイド	
2820	輪郭部	
2830	止め部	
2840	検出器孔部	10
3000	発光体パッド、センサパッド	
3010	発光体パッドフラップ	
3020	発光体窓	
3030	据付ピン	
3040	発光体アセンブリキャビティ	
3050	分離ノッチ	
3060	シェル取付部	
3070	フレックス回路ノッチ	
3080	ケーブルノッチ	
3100	検出器パッド、センサパッド	20
3110	検出器パッドフラップ	
3120	シューボックスキャビティ	
3150	分離ノッチ	
3160	取付点	
3200	シューボックス、シュー	
3210	検出器窓	
3220	フレックス回路ノッチ	
3300	細い指用の発光体パッド	
3400	細い指用の検出器パッド	
3500	ばねアセンブリ	30
3600	ばね	
3610	コイル部	
3620	発光体シェル用脚部	
3630	検出器シェル用脚部	
3700	ばねプレート	
3710	取付孔	
3720	ばね脚部スロット	
3730	シェルフ	
3800	発光体シェル	
3810	ヒンジ	40
3812	ヒンジ孔部	
3820	把持部	
3900	検出器シェル	
3910	ヒンジ	
3912	ヒンジ孔部	
3920	把持部	
3930	シェルポスト	
4000	情報要素	
4020	読取装置	
4030	フロントエンド	50



4040	DSP、デジタルシグナルプロセッサ	
4042	コマンド	
4100	センサ	
4110	LED	
4120	LED	
4130	電気グリッド	
4132	第1の行導体、第1の行入力、第1の行信号	
4134	第1の列導体、第1の列入力、第1の列信号	
4136	第2の行導体、第2の行入力、第2の行信号	
4138	第2の列導体、第2の列入力、第2の列信号	10
4152	第1の接点、第1の出力、第1の出力信号	
4154	第2の接点、第2の出力、第2の出力信号	
4200	情報要素	
4210	抵抗	
4220	ダイオード	
4300	情報要素	
4400	センサケーブル	
4410	外側ジャケット	
4420	外側シールド	
4430	外側ワイヤ	20
4440	内側ジャケット	
4450	ケーブル内側シールド	
4460	導電性ポリマー	
4470	検出器ワイヤ、内側撚線対	
4500	センサコントローラ	
4501	行駆動ライン、アノード駆動信号	
4502	列駆動ライン、カソード駆動信号	
4510	コマンドレジスタ	
4512	上限値	
4514	トリップリセット	30
4516	アノードセレクト	
4518	カソードオン	
4519	コマンドレジスタデータ	
4520	アノードセクタ	
4522	アノードオン	
4530	行ドライバ、アノードドライバ	
4540	電流DAC	
4542	DAC出力	
4550	電流マルチプレクサ	
4552	電流セット	40
4560	列ドライバ、カソードドライバ	
4570	電流計	
4572	電流測定値	
4580	電流制限器	
4582	イネーブル	

【 図 1 】

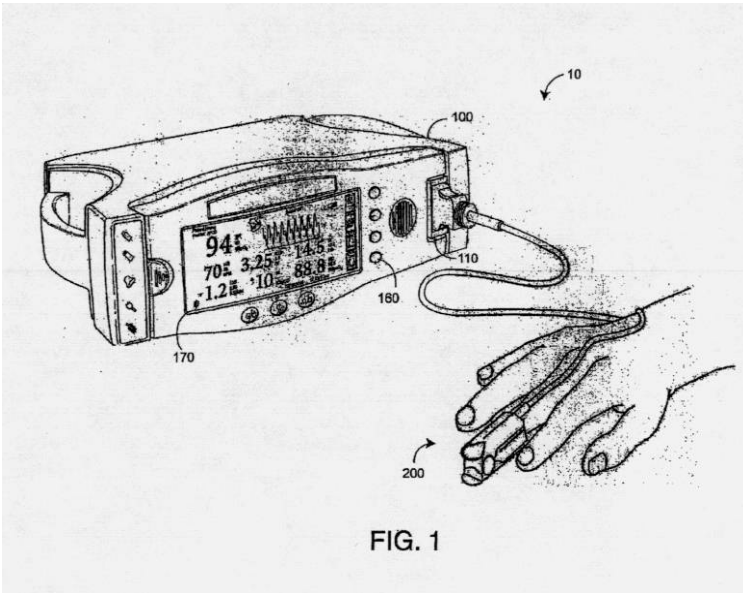


FIG. 1

【 図 2 A 】

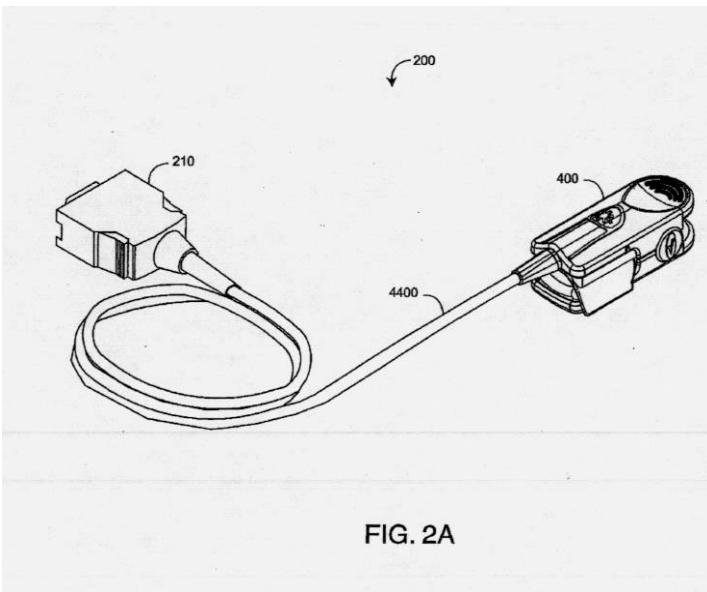
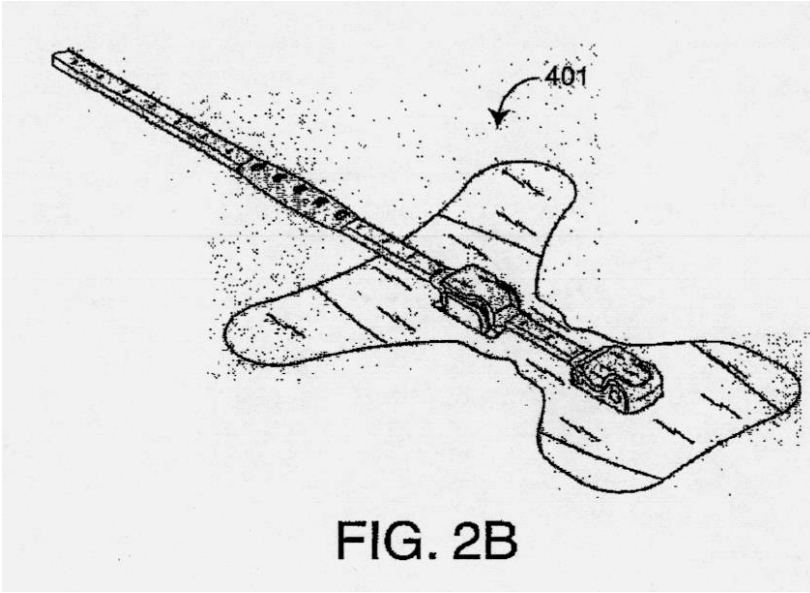
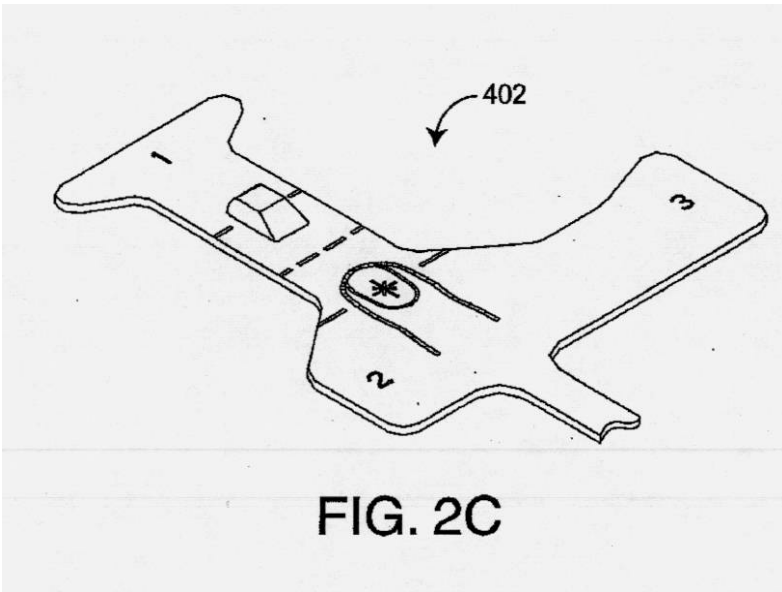


FIG. 2A

【 図 2 B 】



【 図 2 C 】



【 図 3 】

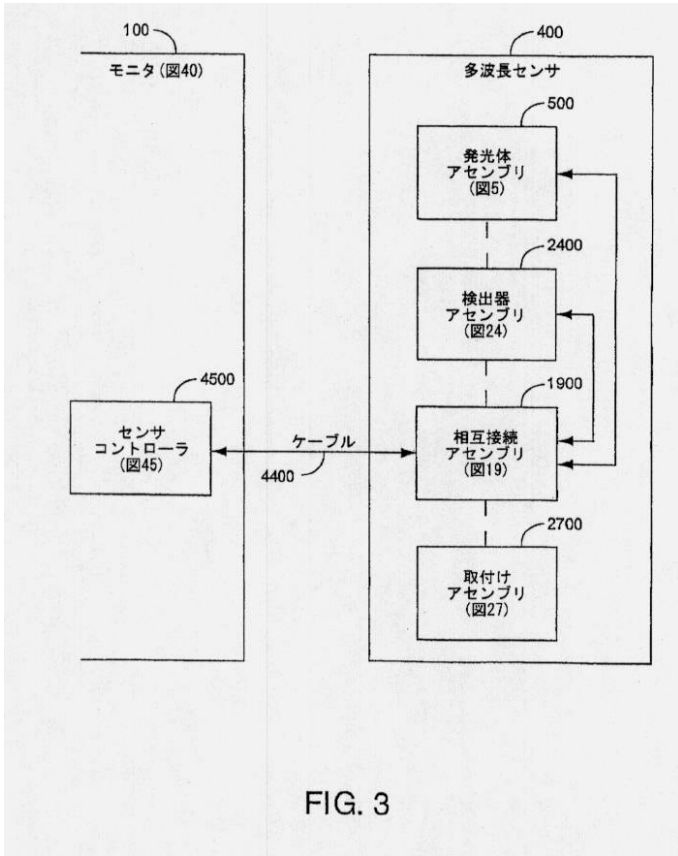


FIG. 3

【 図 4 】

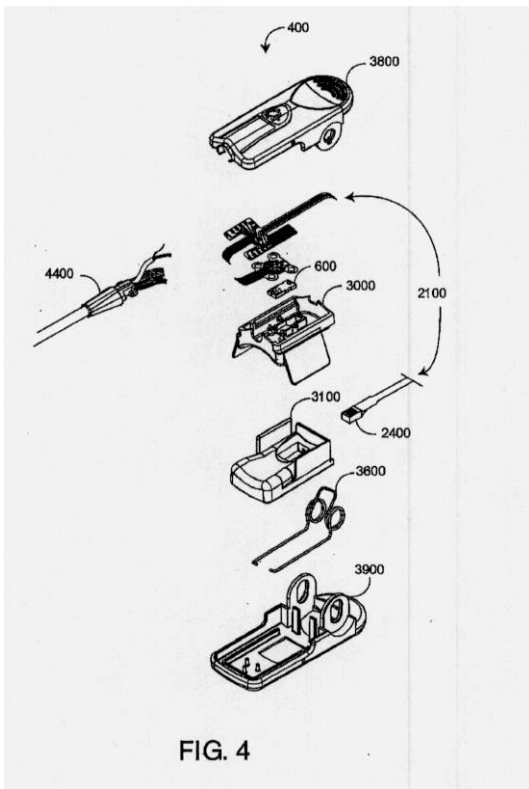
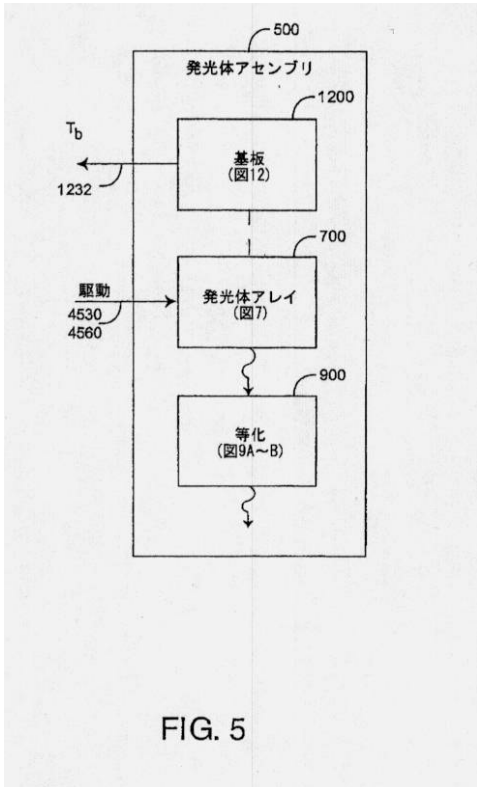
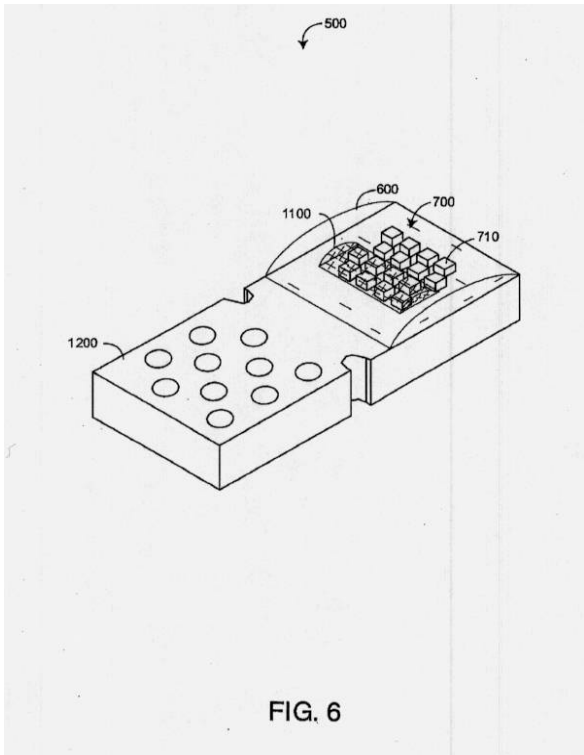


FIG. 4

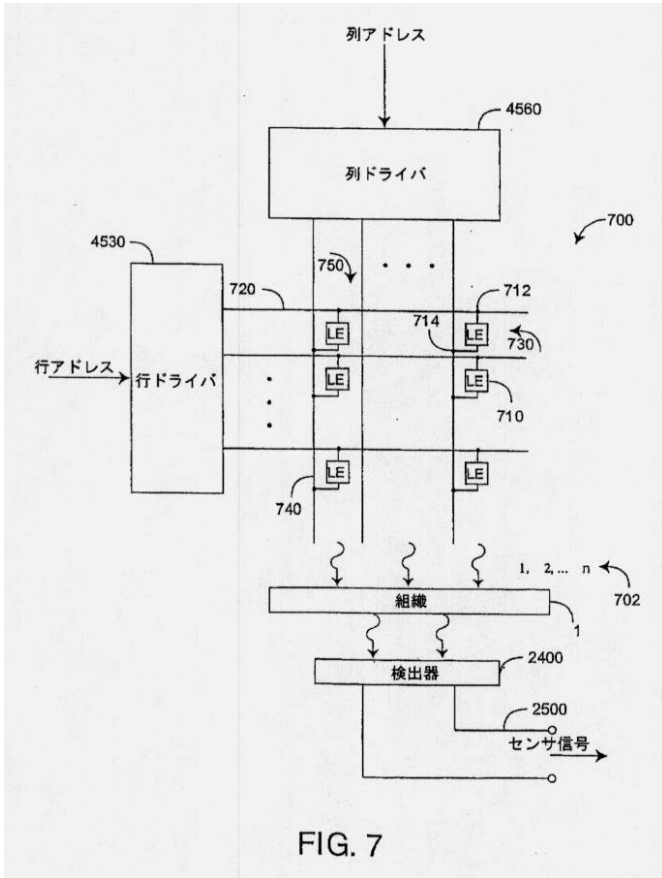
【 図 5 】



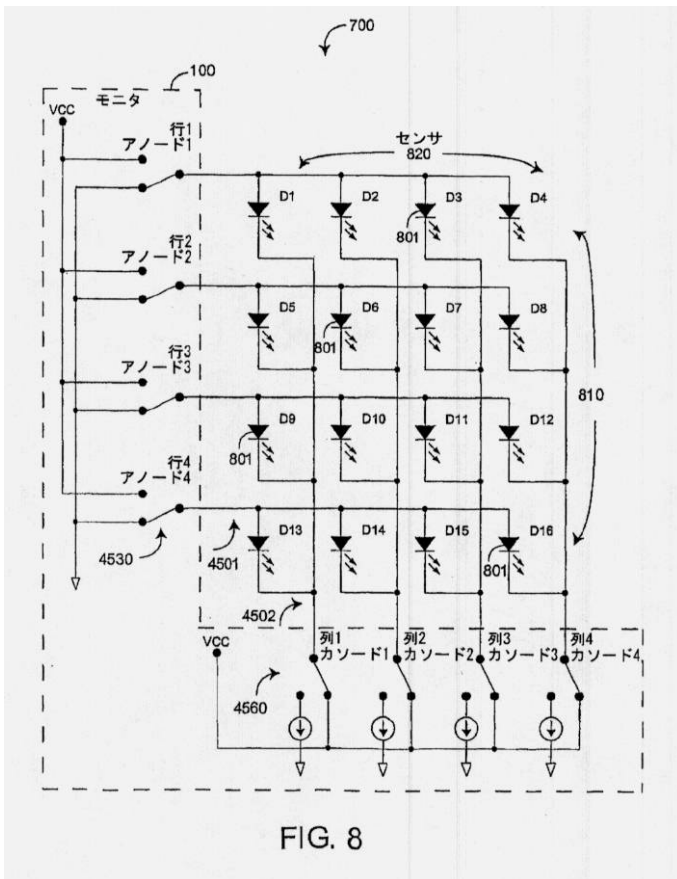
【 図 6 】



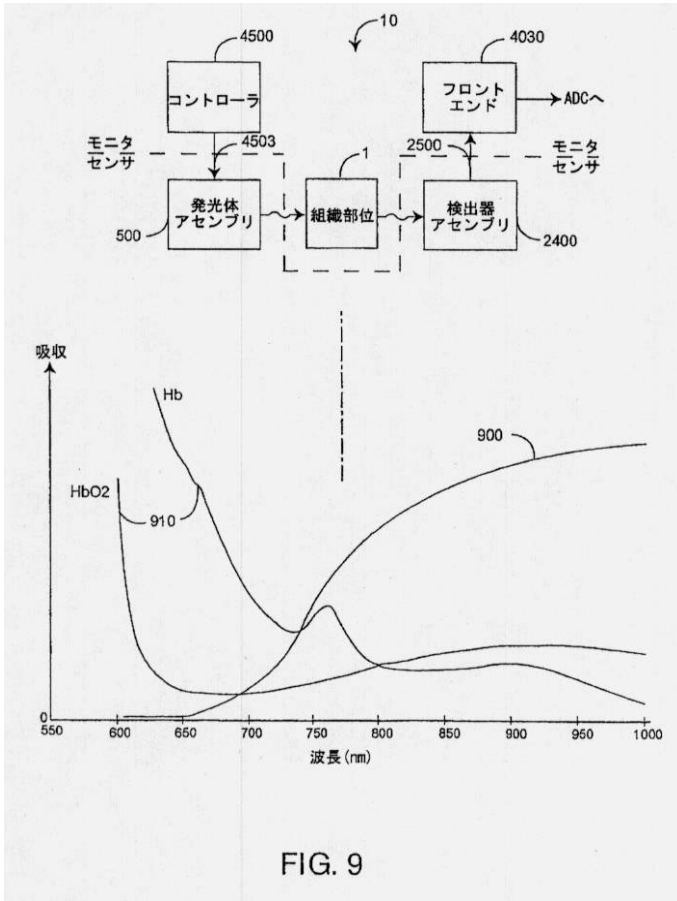
【 図 7 】



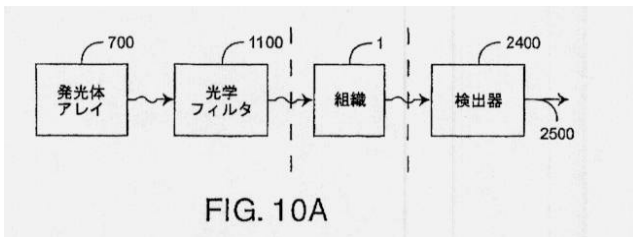
【 図 8 】



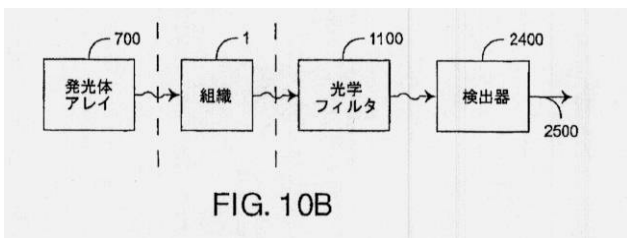
【 図 9 】



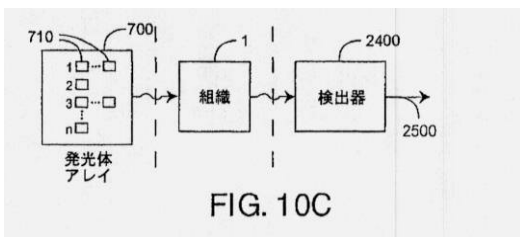
【 図 10 A 】



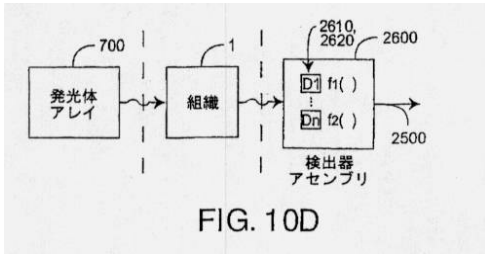
【 図 10 B 】



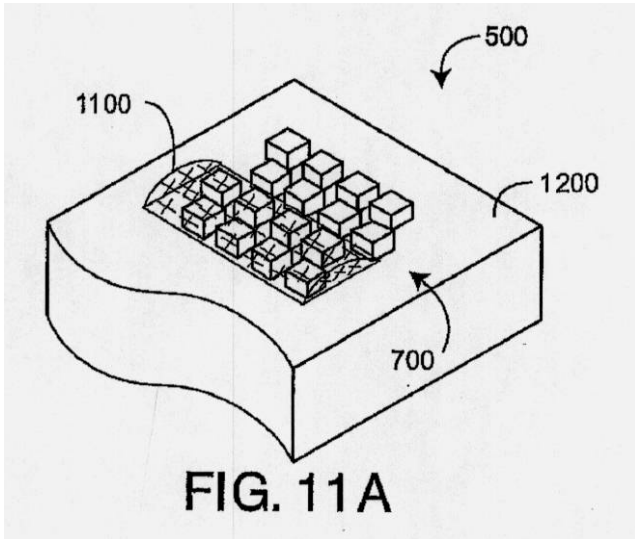
【 図 10 C 】



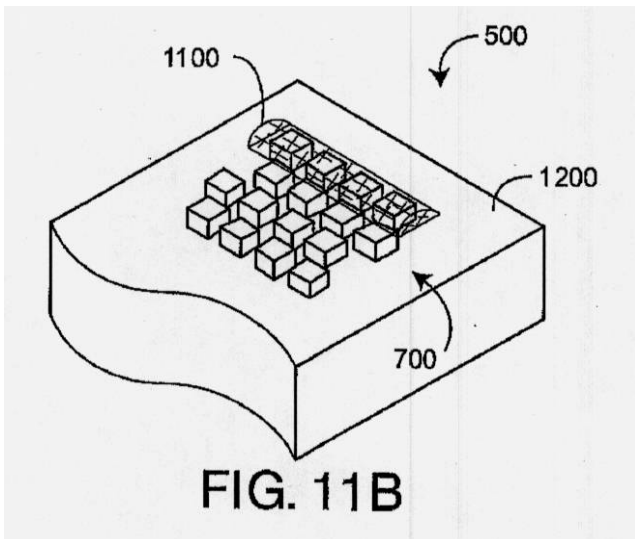
【図10D】



【図11A】



【図11B】





【 図 1 1 C 】

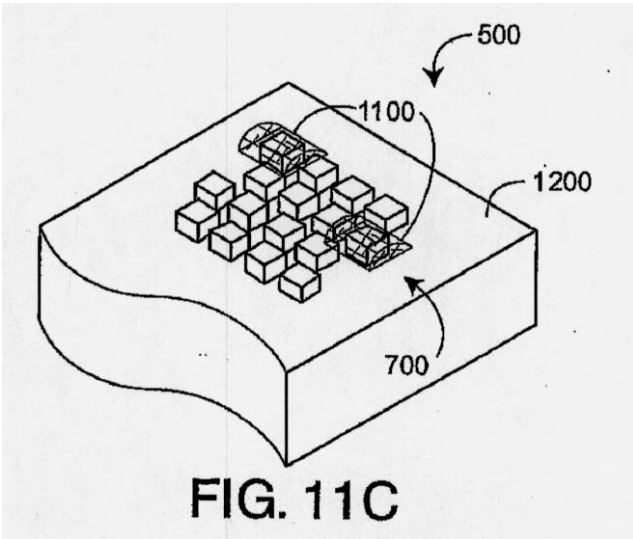


FIG. 11C

【 図 1 2 】

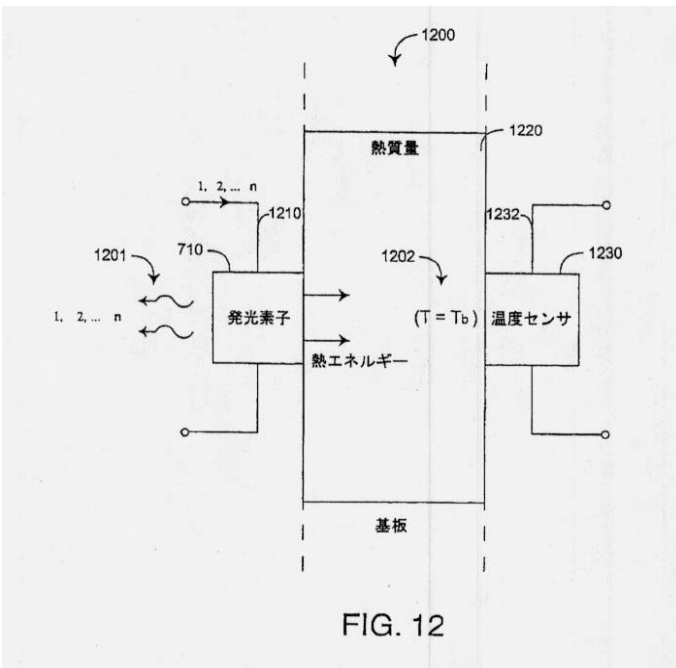


FIG. 12

【 図 1 3 】

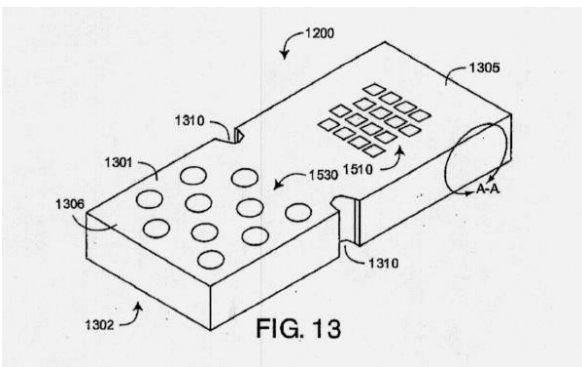
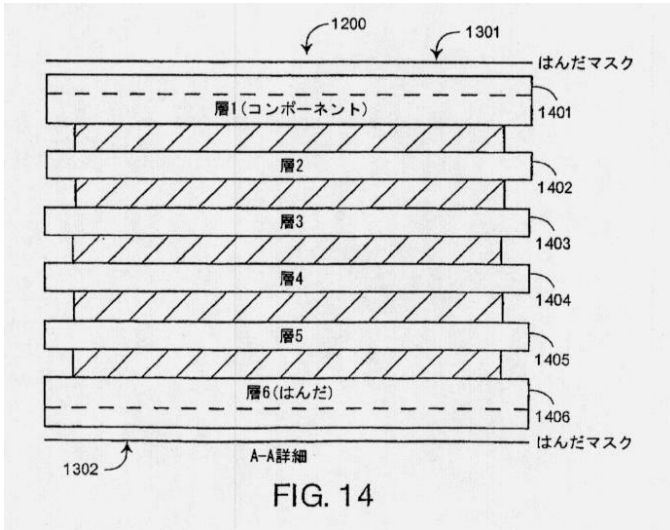
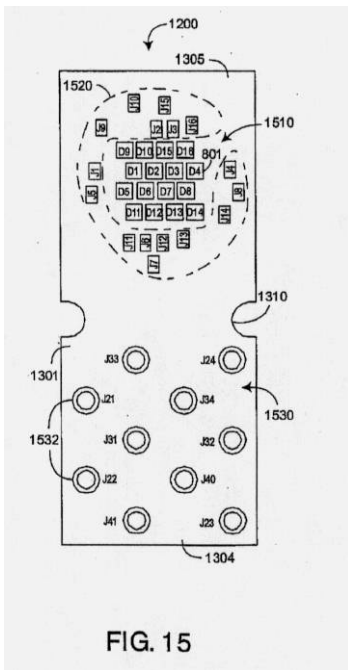


FIG. 13

【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 16 】

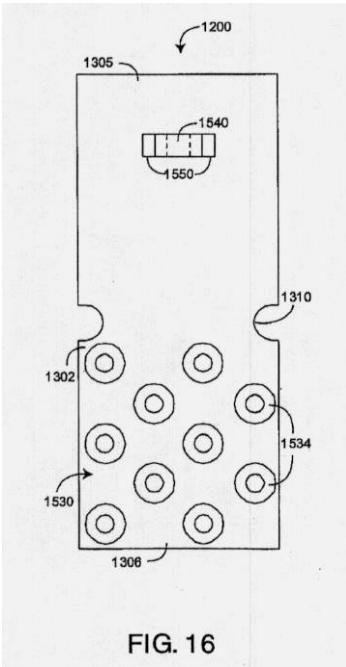


FIG. 16

【 図 17 】

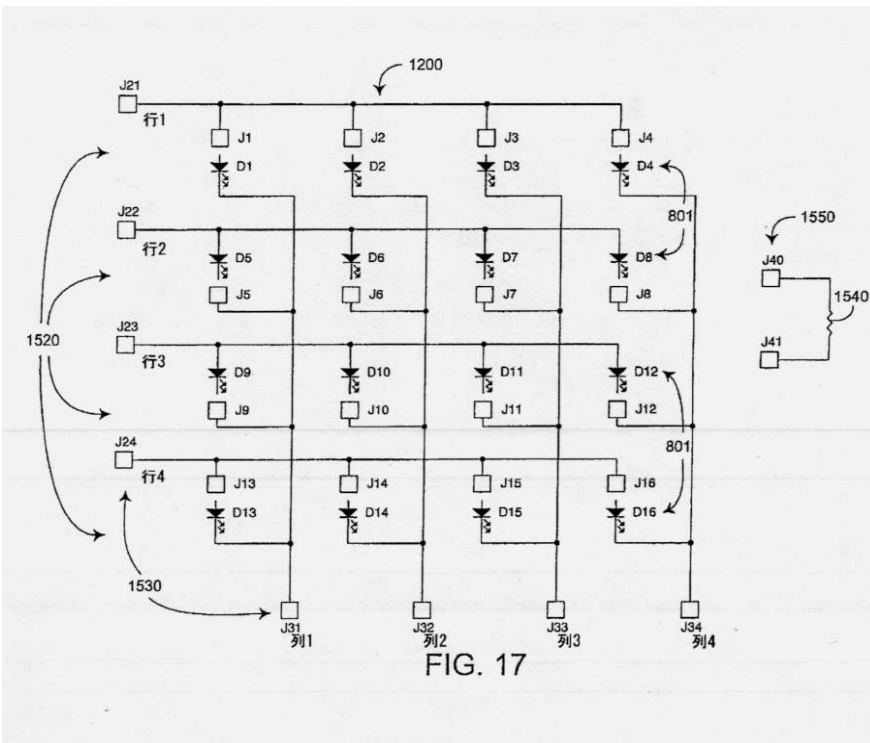
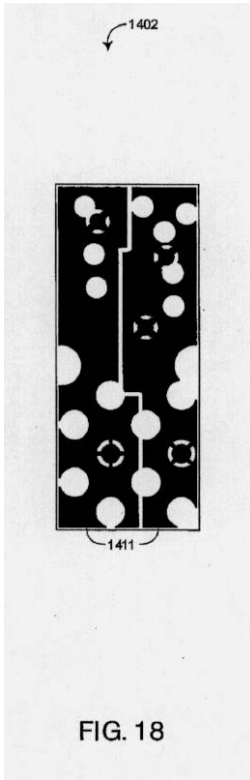
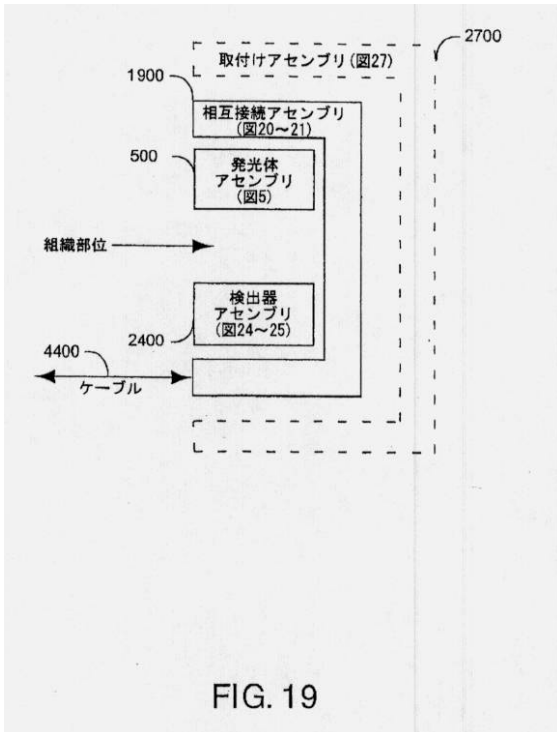


FIG. 17

【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】

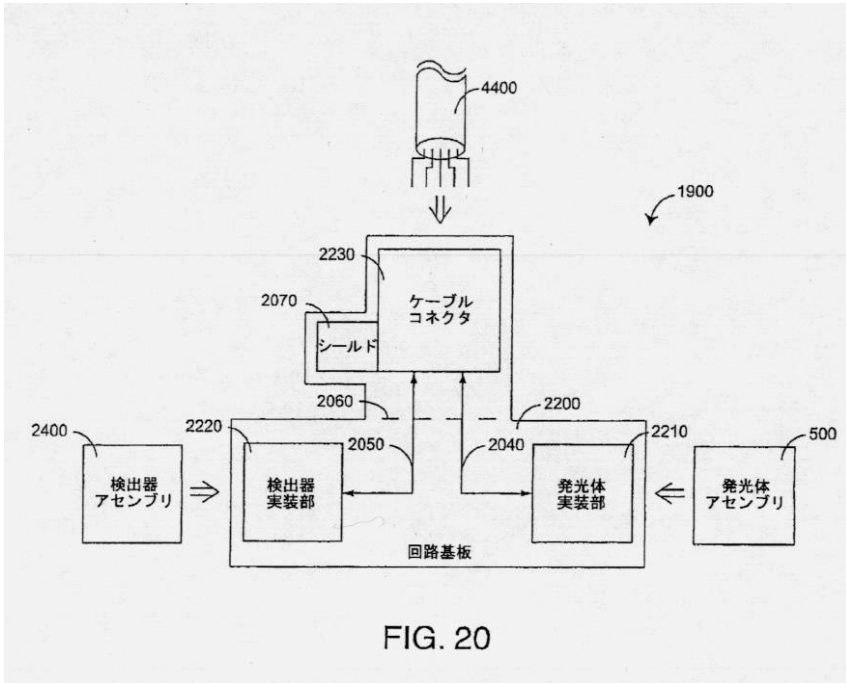


FIG. 20

【 図 2 1 】

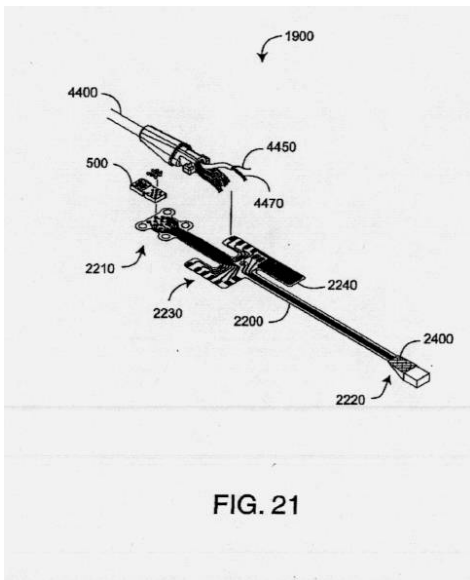


FIG. 21

【 図 2 2 】

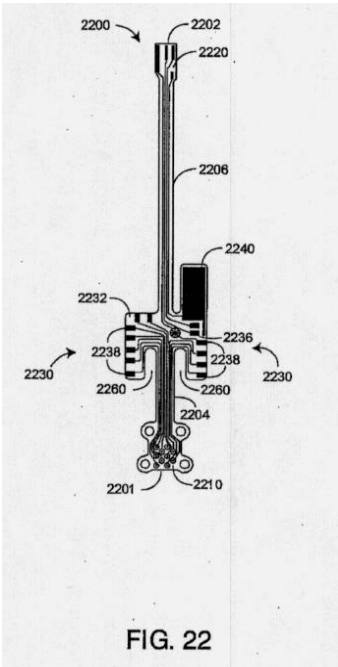


FIG. 22

【 図 2 3 】

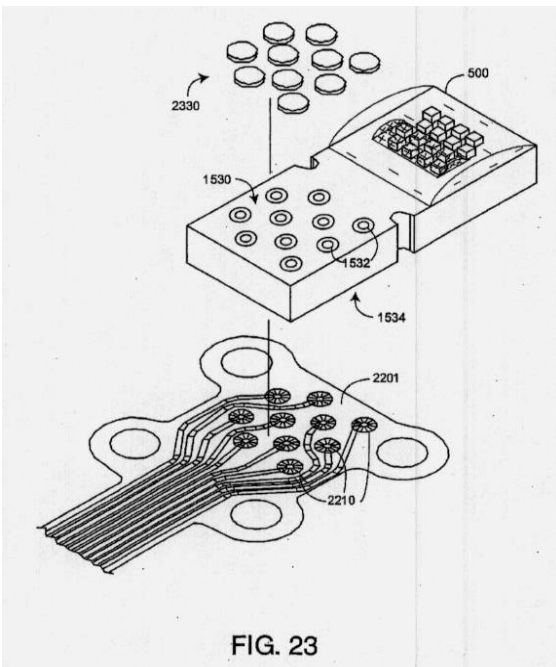
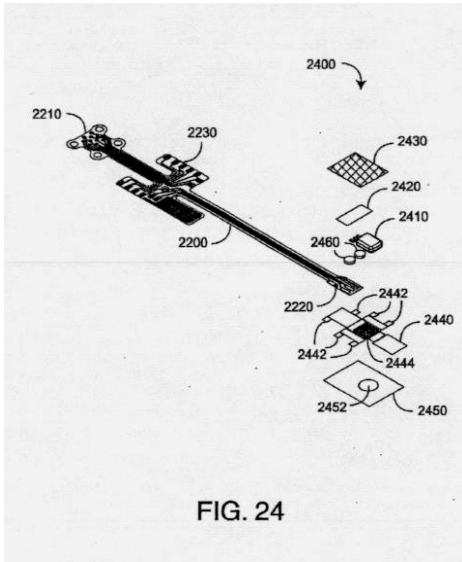
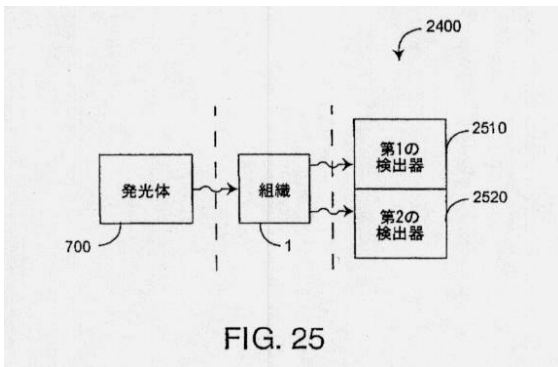


FIG. 23

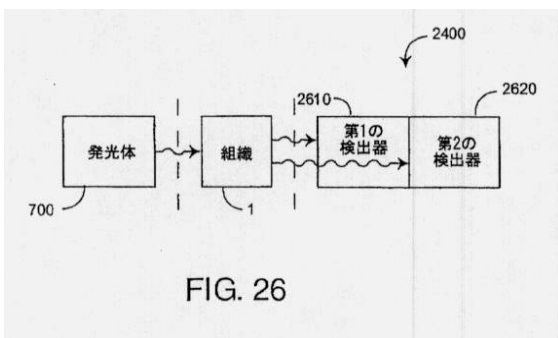
【 図 2 4 】



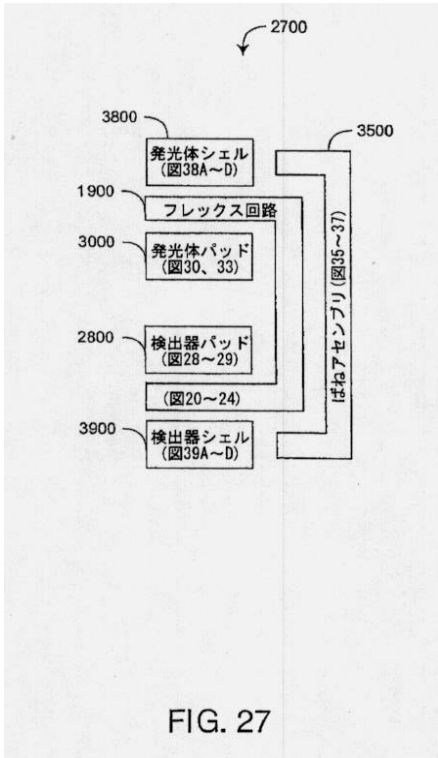
【 図 2 5 】



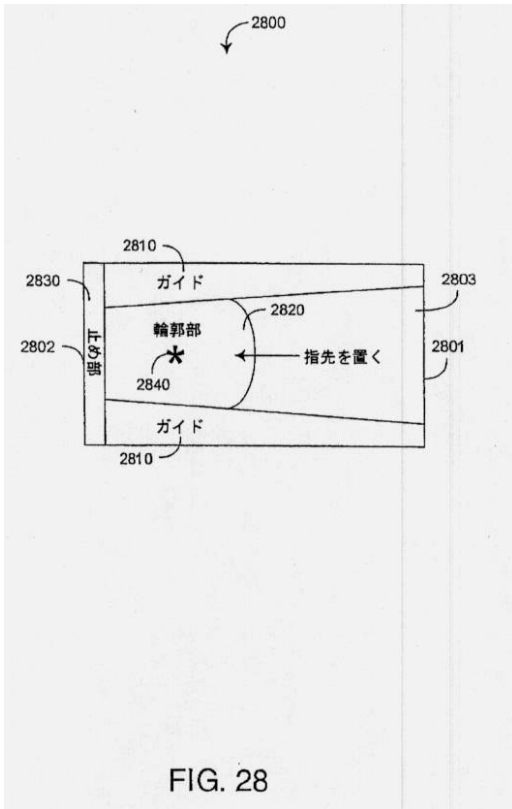
【 図 2 6 】



【 図 2 7 】

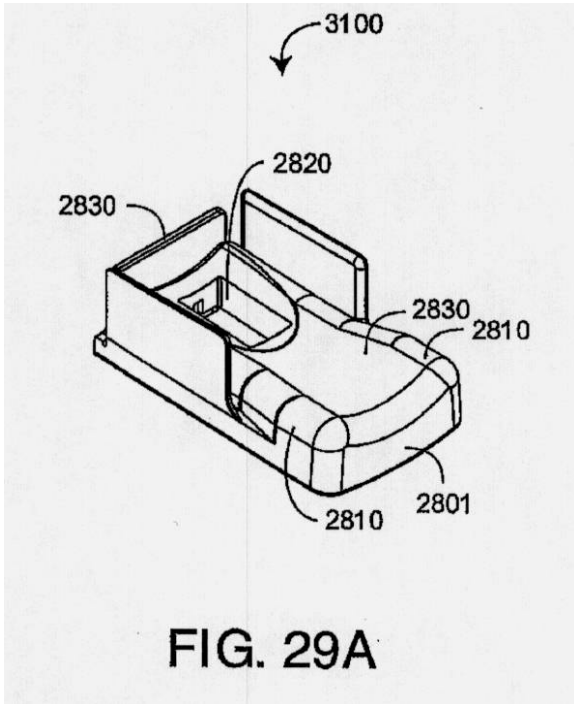


【 図 2 8 】

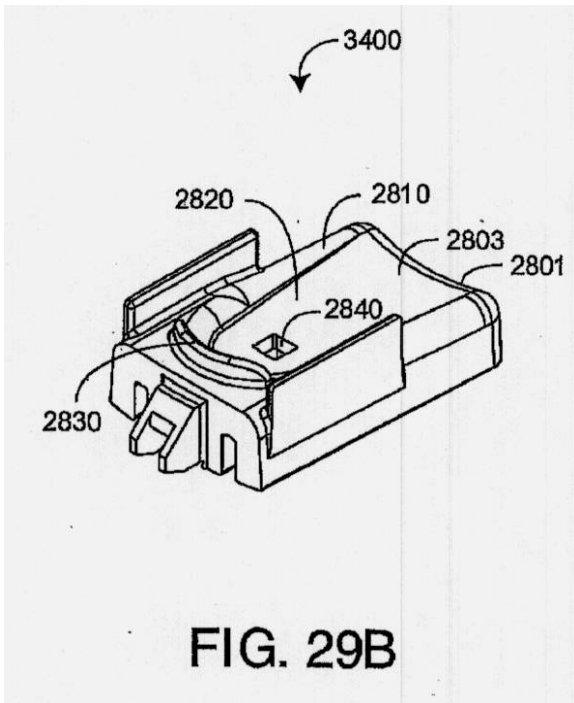




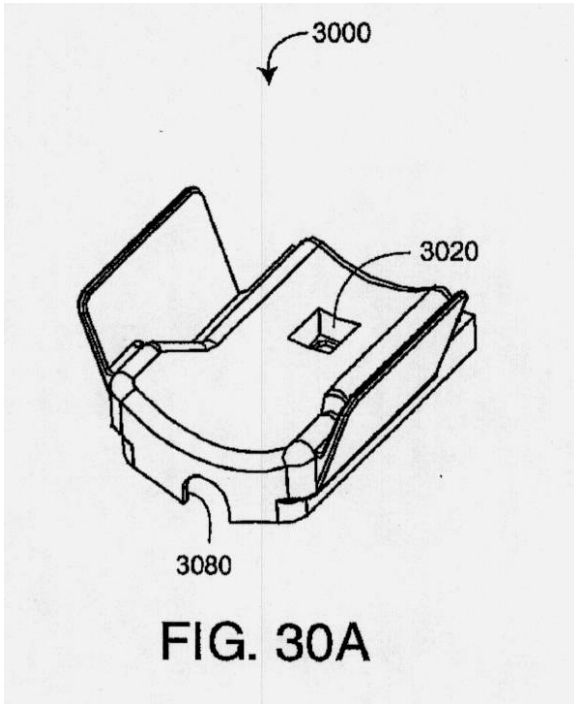
【 図 2 9 A 】



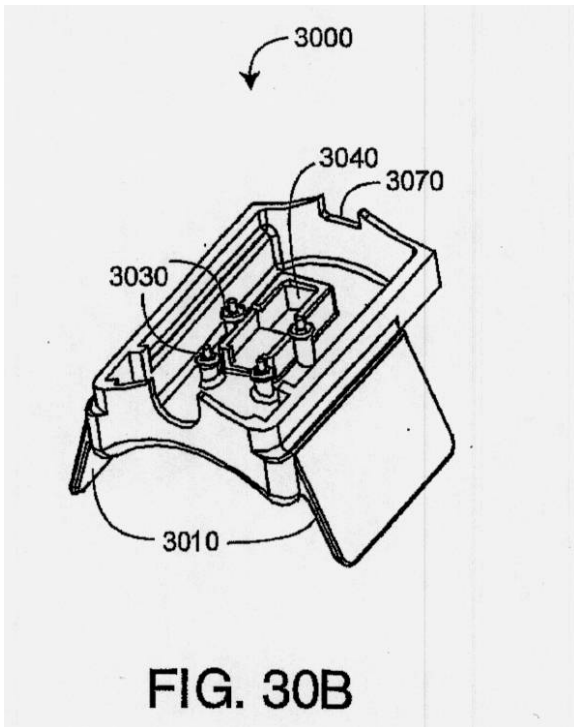
【 図 2 9 B 】



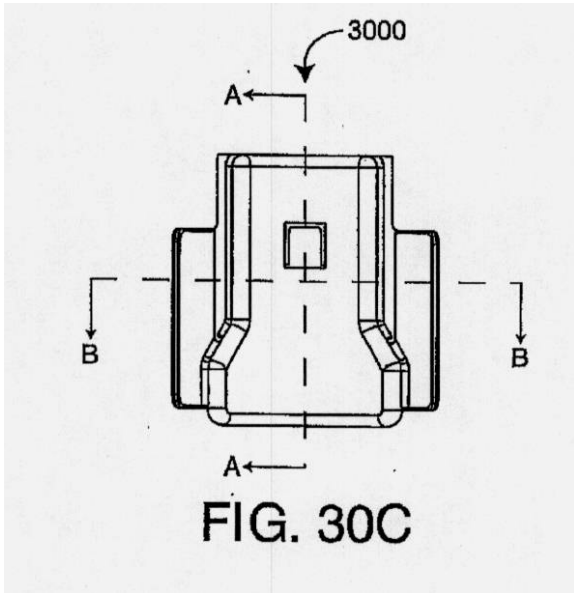
【 図 3 0 A 】



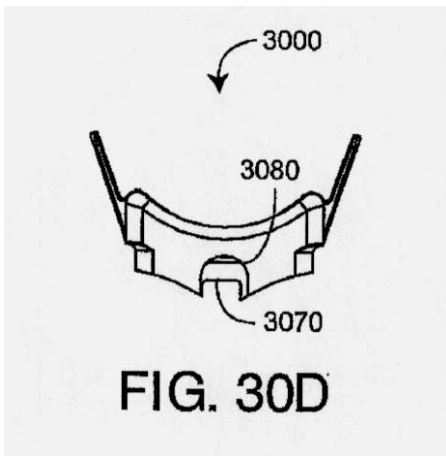
【 図 3 0 B 】



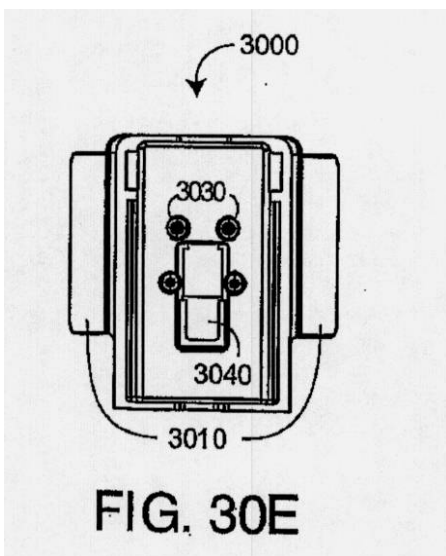
【 図 3 0 C 】



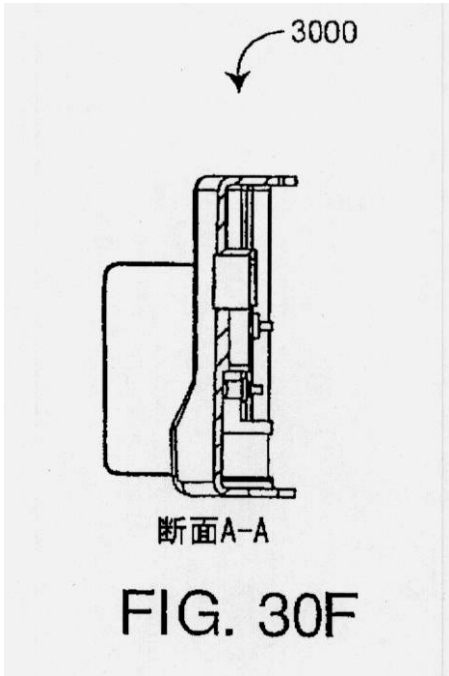
【 図 3 0 D 】



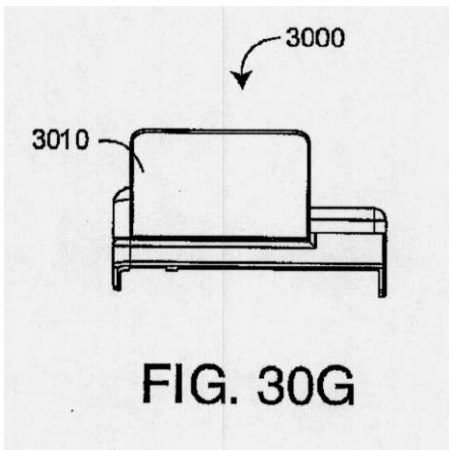
【 図 3 0 E 】



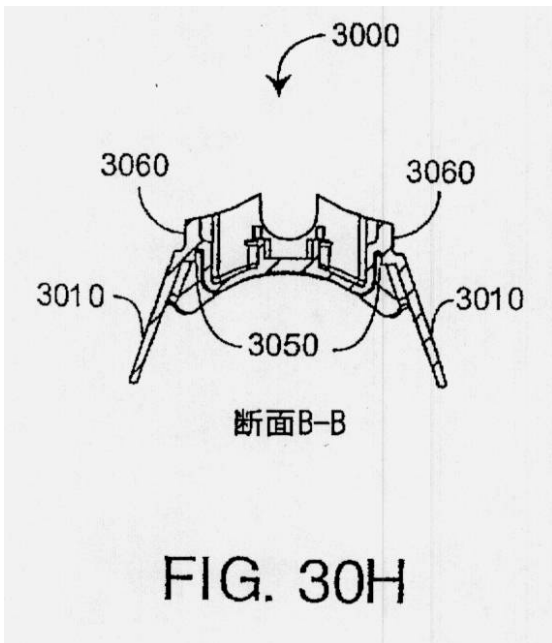
【 図 3 0 F 】



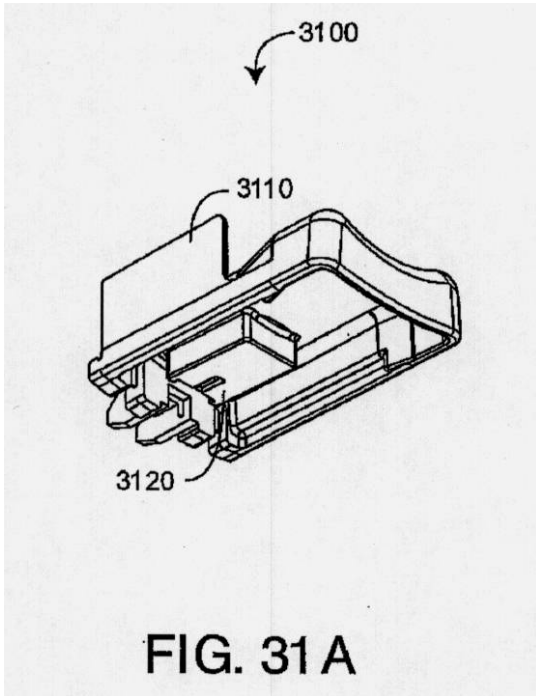
【 図 3 0 G 】



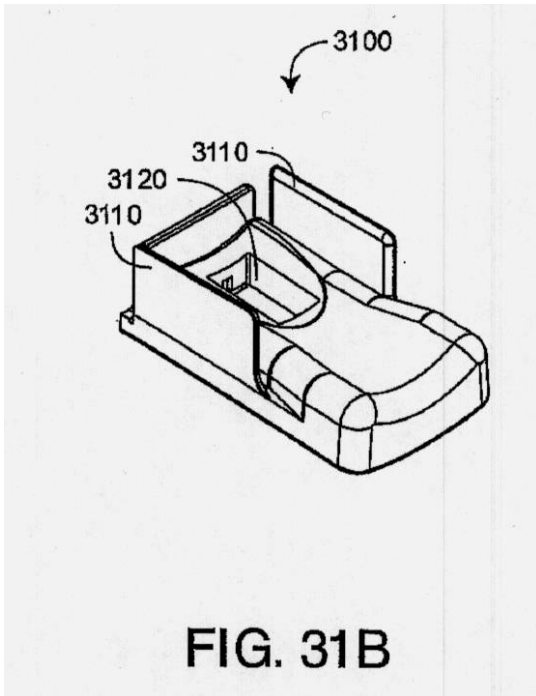
【 図 3 0 H 】



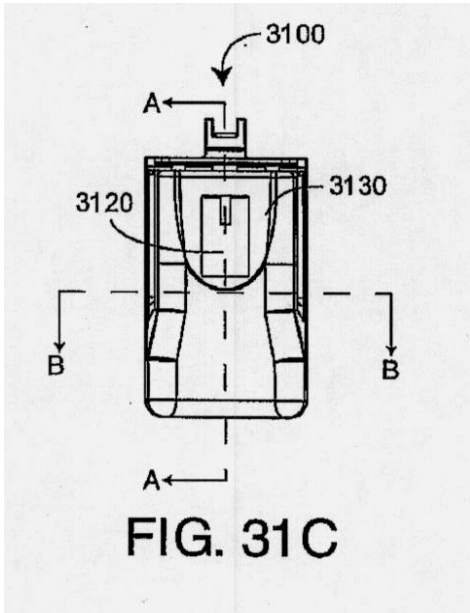
【 図 3 1 A 】



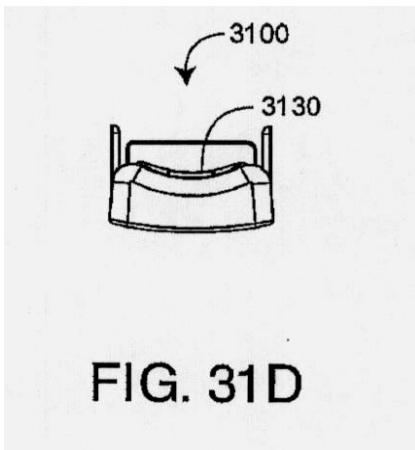
【 図 3 1 B 】



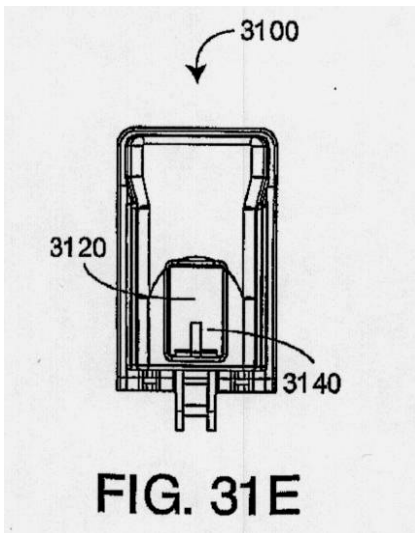
【 図 3 1 C 】



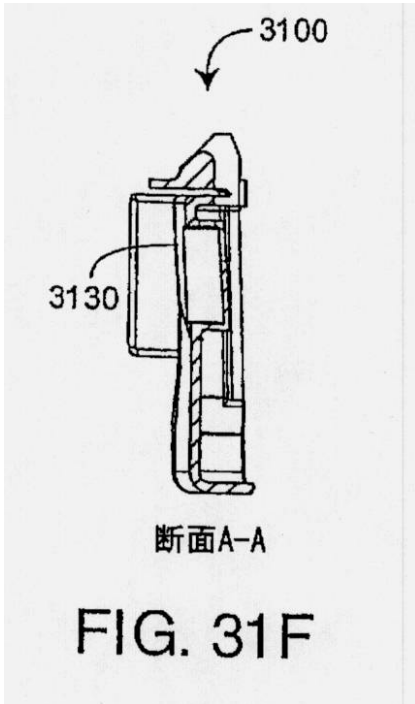
【 図 3 1 D 】



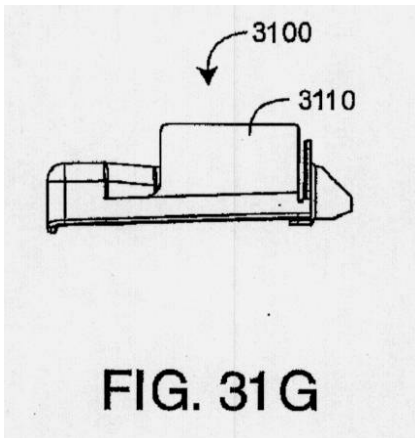
【 図 3 1 E 】



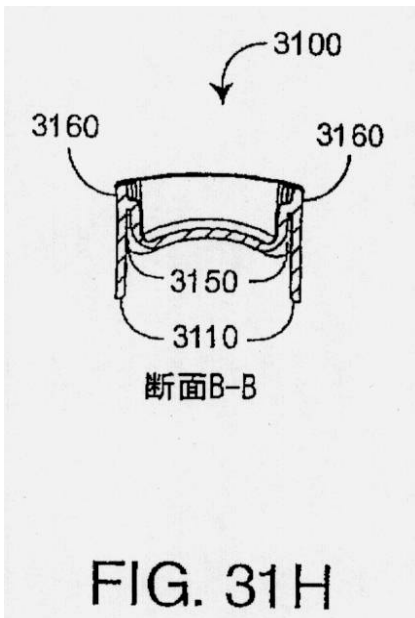
【 図 3 1 F 】



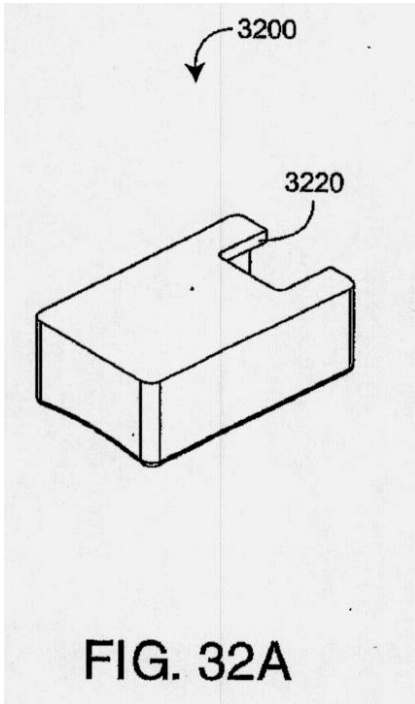
【 図 3 1 G 】



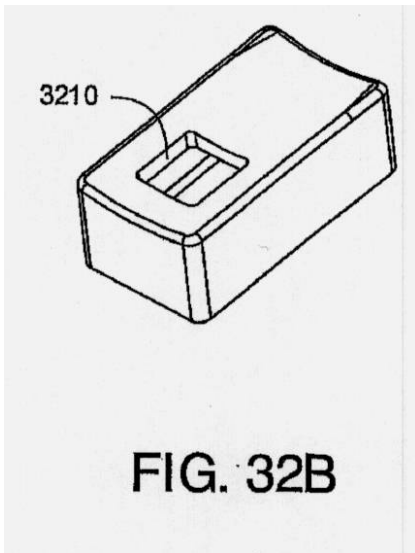
【 図 3 1 H 】



【 図 3 2 A 】



【 図 3 2 B 】





【 図 3 2 C 】

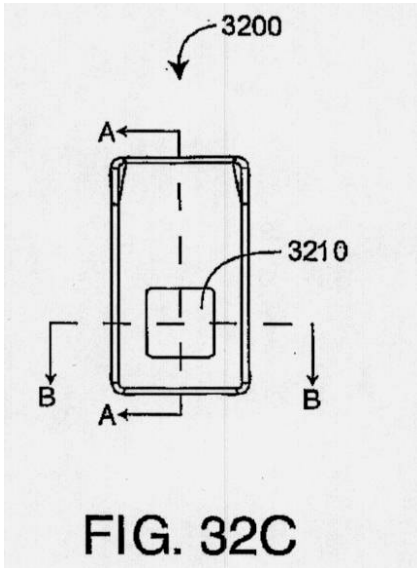


FIG. 32C

【 図 3 2 D 】

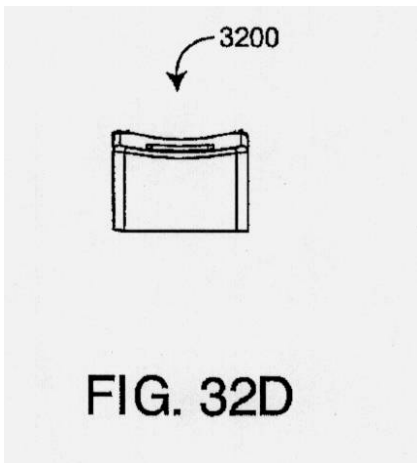


FIG. 32D

【 図 3 2 E 】

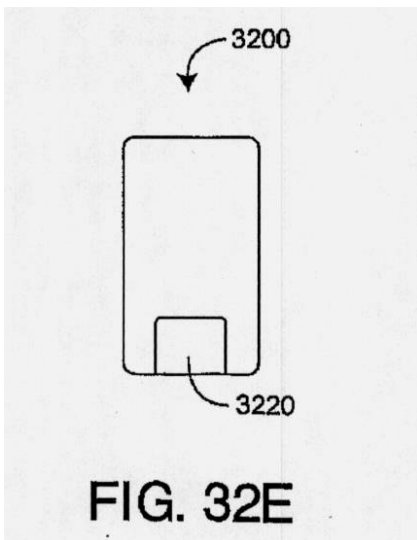
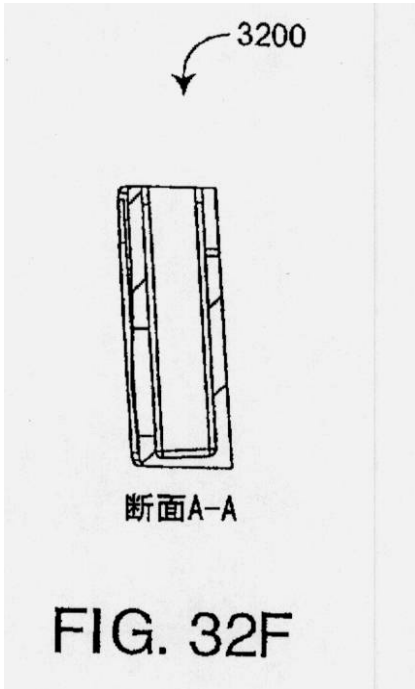
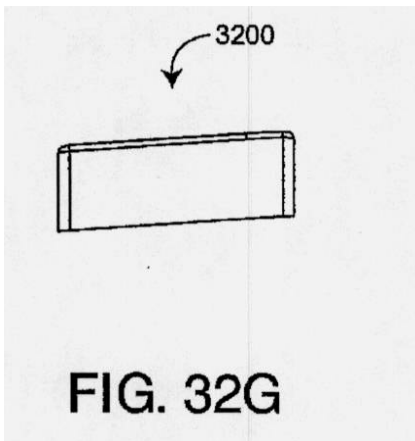


FIG. 32E

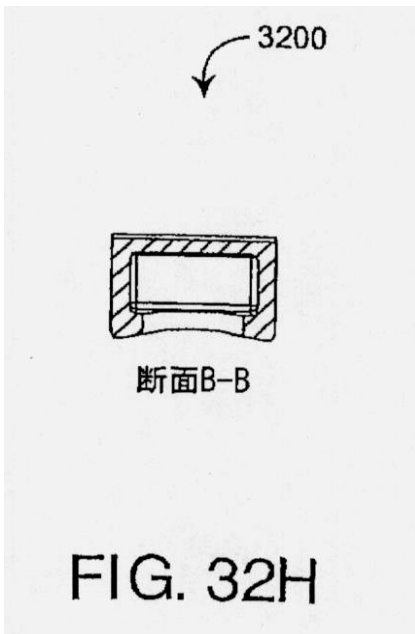
【 図 3 2 F 】



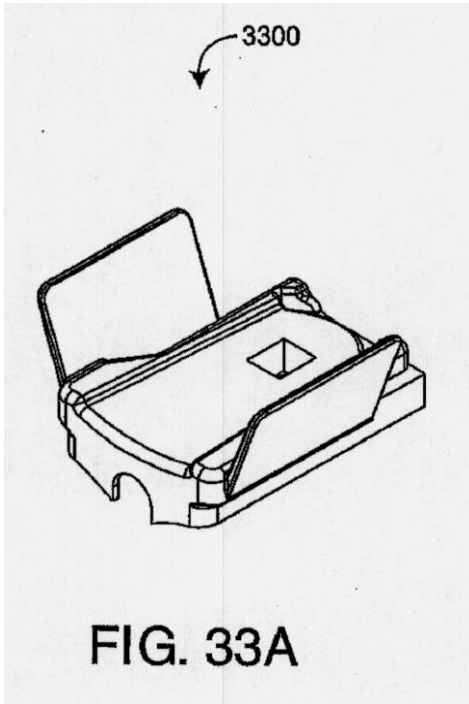
【 図 3 2 G 】



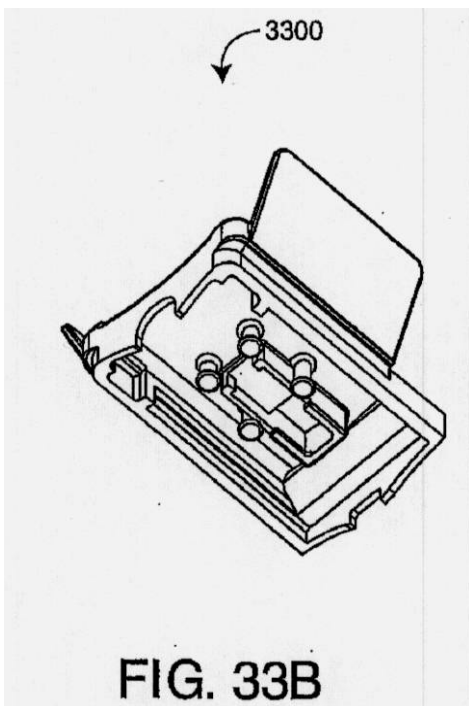
【 図 3 2 H 】



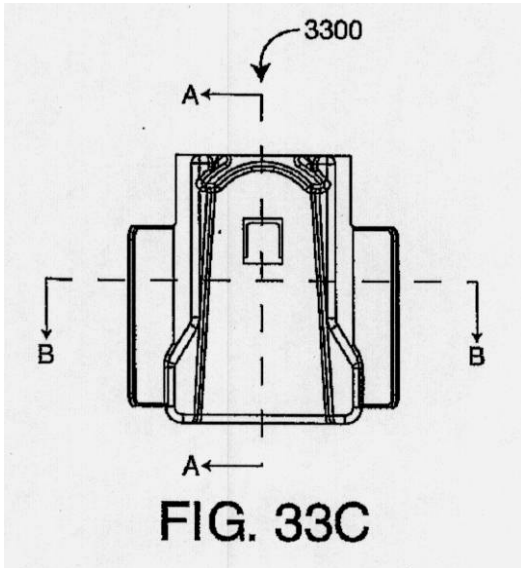
【 図 3 3 A 】



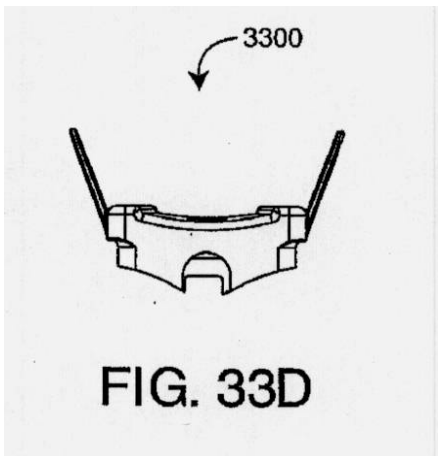
【 図 3 3 B 】



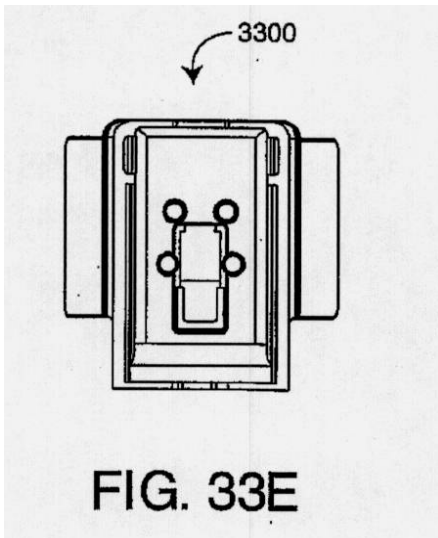
【 図 3 3 C 】



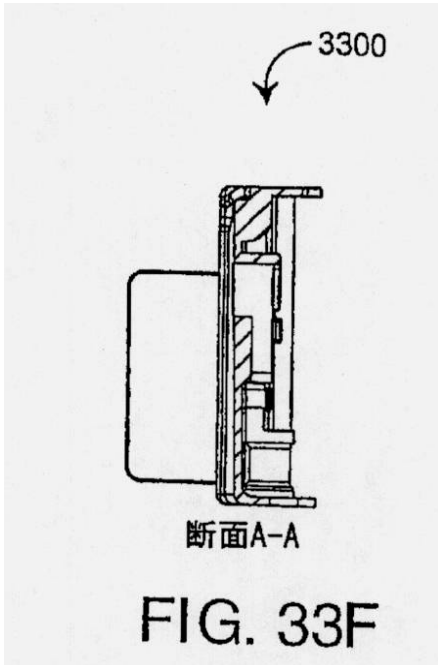
【 図 3 3 D 】



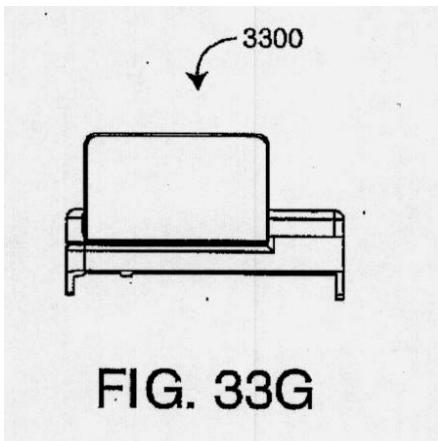
【 図 3 3 E 】



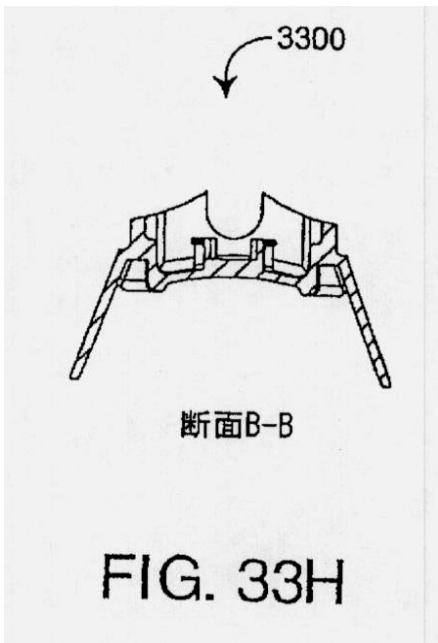
【 図 3 3 F 】



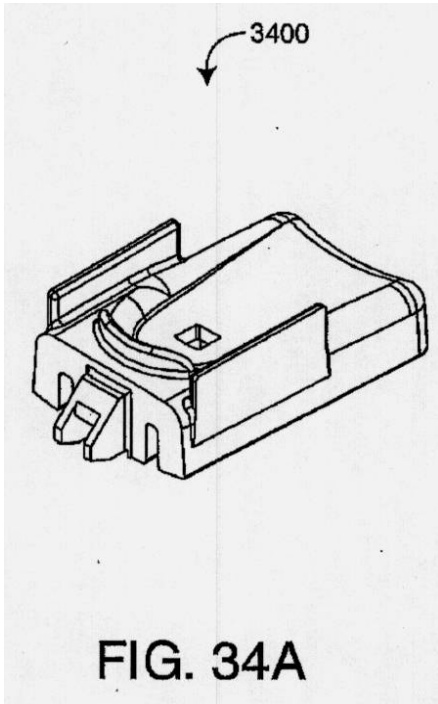
【 図 3 3 G 】



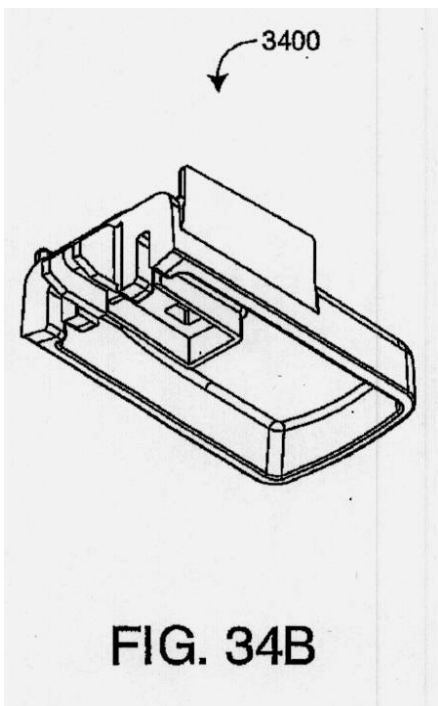
【 図 3 3 H 】



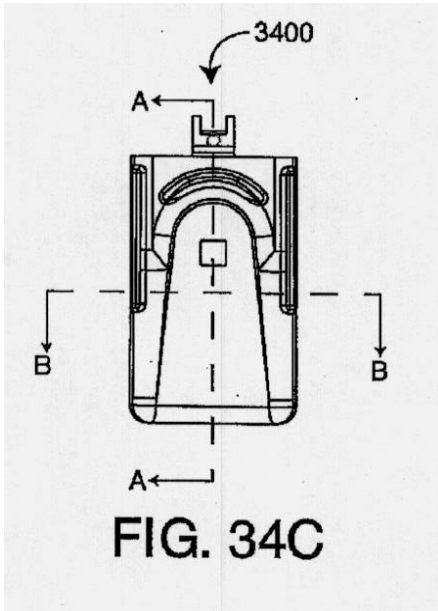
【 図 3 4 A 】



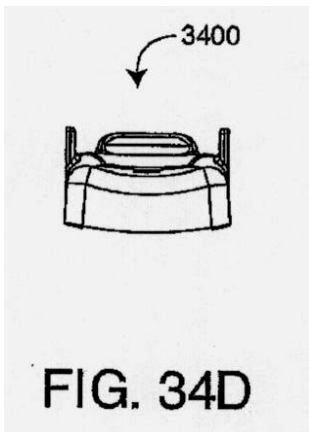
【 図 3 4 B 】



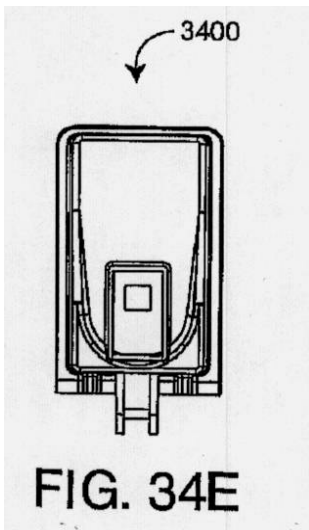
【 図 3 4 C 】



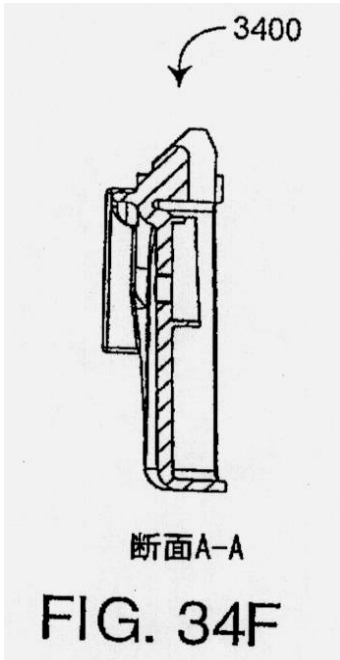
【 図 3 4 D 】



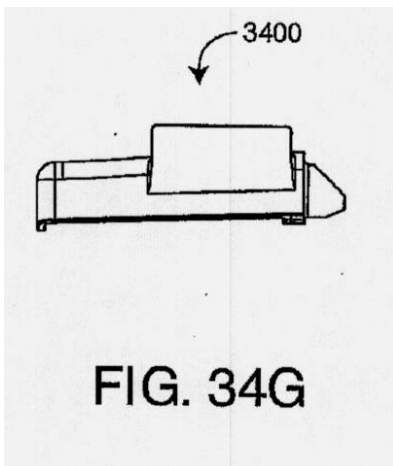
【 図 3 4 E 】



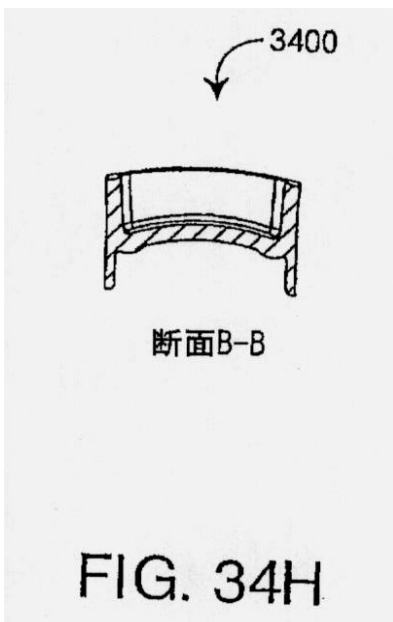
【 図 3 4 F 】



【 図 3 4 G 】



【 図 3 4 H 】





【 図 3 5 A 】

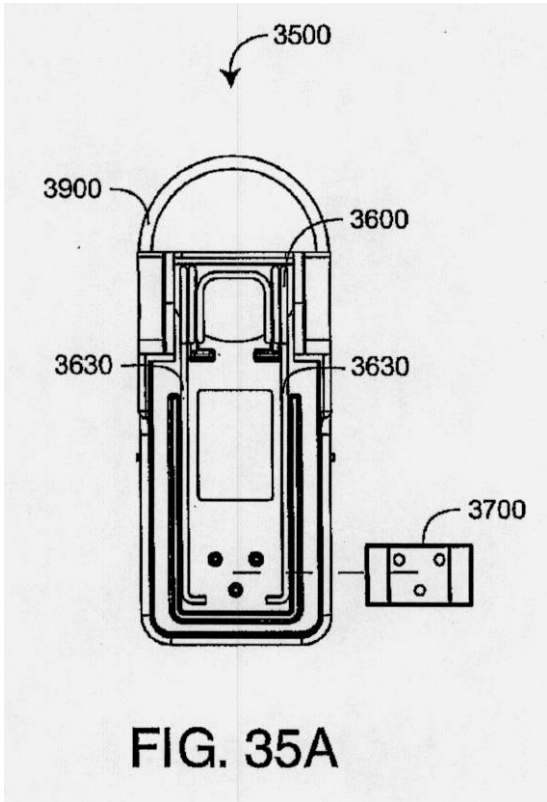


FIG. 35A

【 図 3 5 B 】

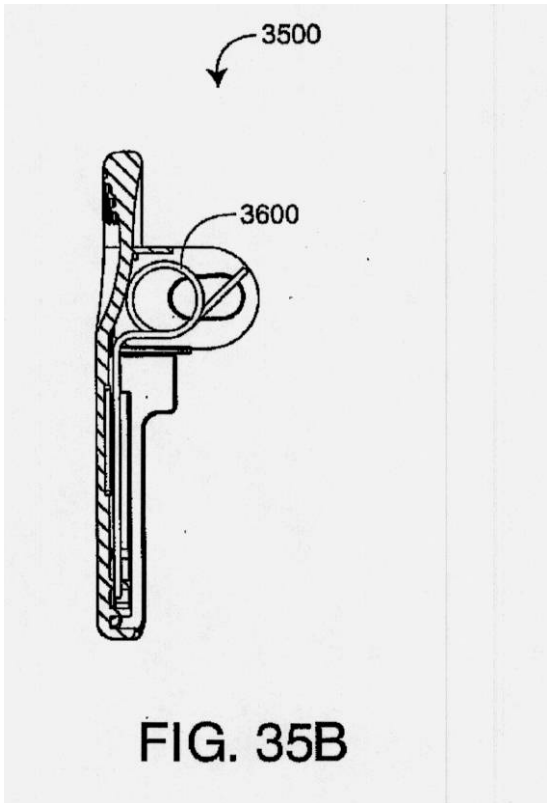
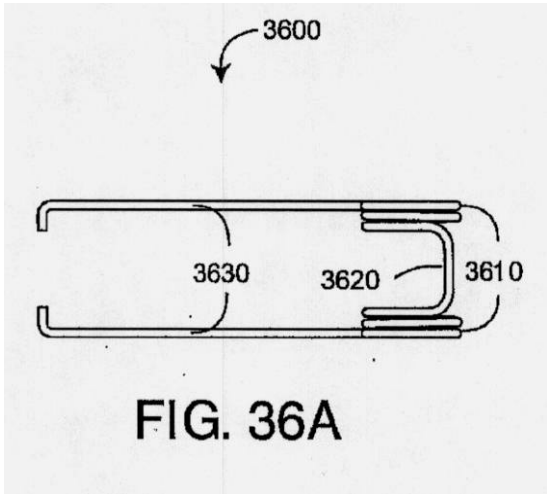
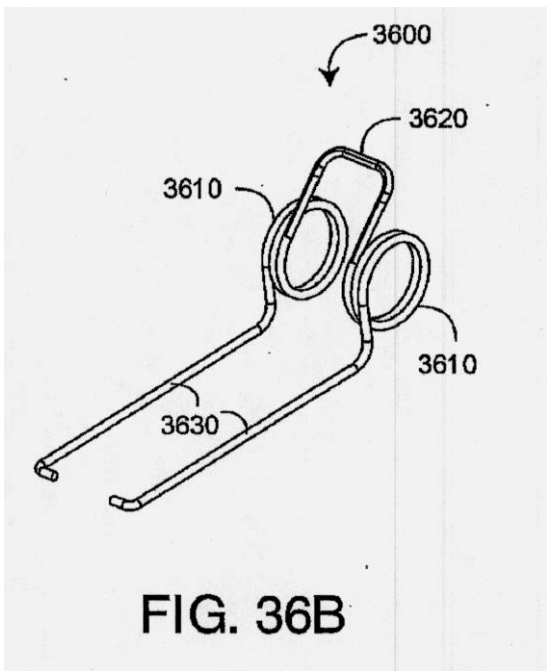


FIG. 35B

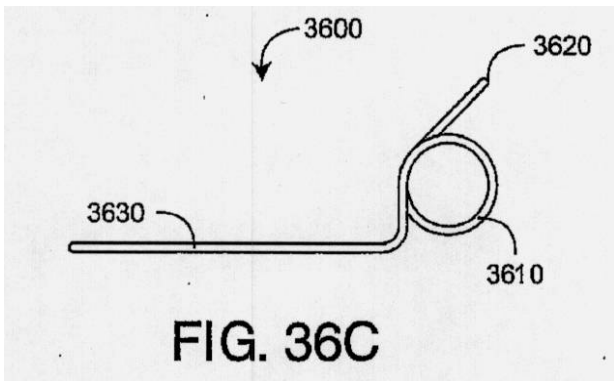
【 図 3 6 A 】



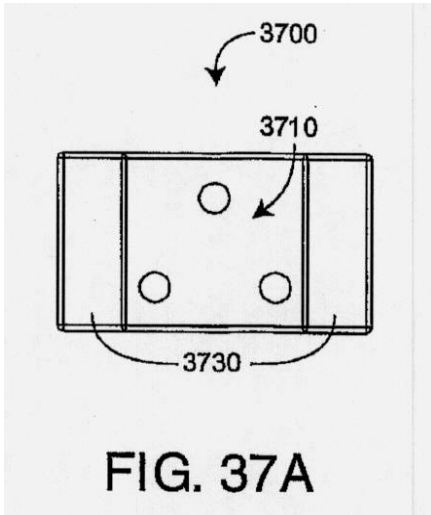
【 図 3 6 B 】



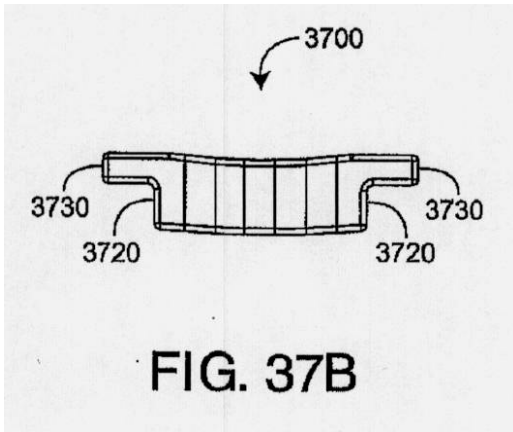
【 図 3 6 C 】



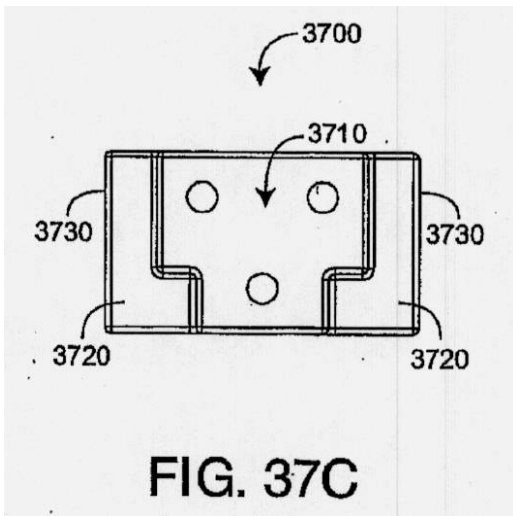
【 図 3 7 A 】



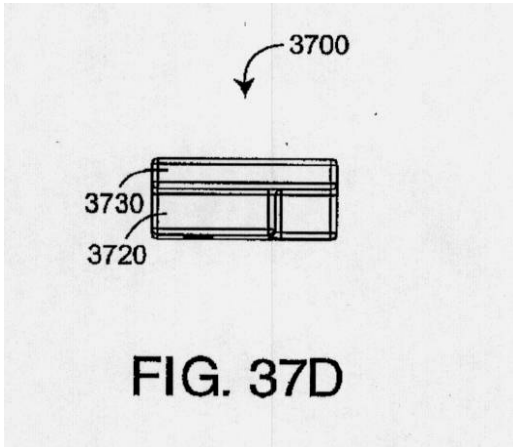
【 図 3 7 B 】



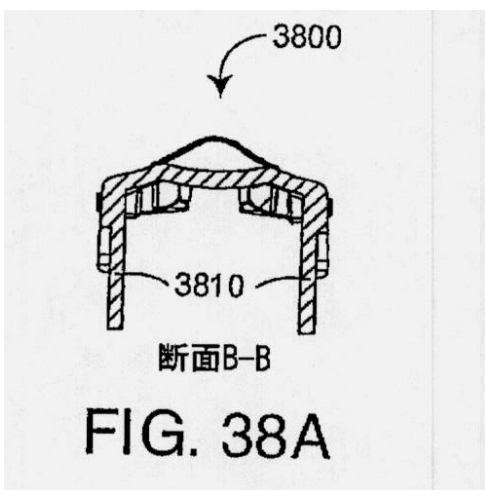
【 図 3 7 C 】



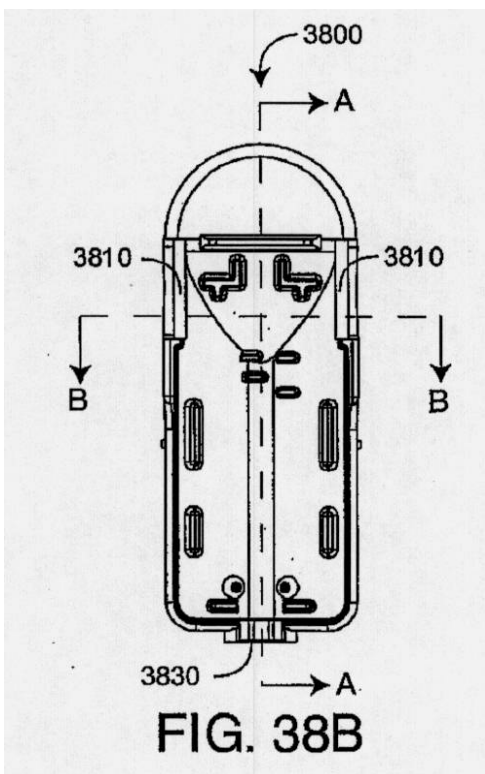
【 図 3 7 D 】



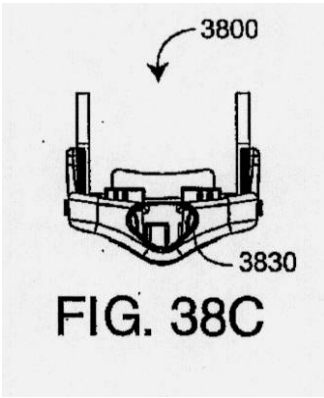
【 図 3 8 A 】



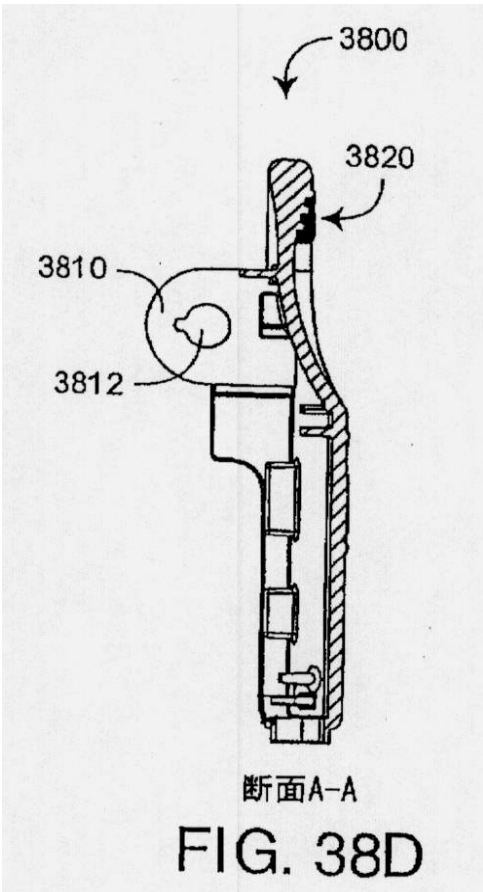
【 図 3 8 B 】



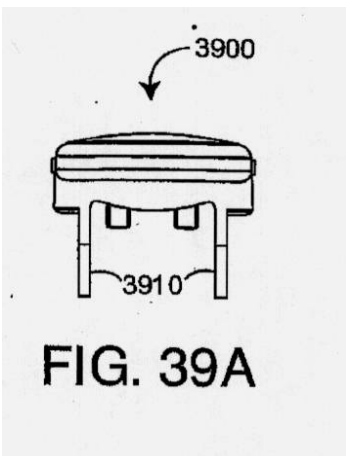
【 図 3 8 C 】



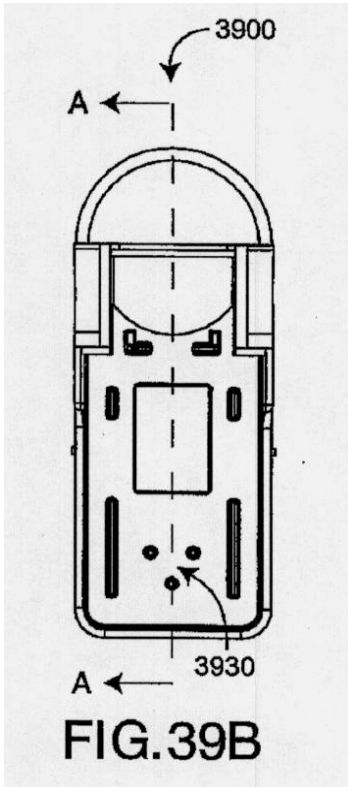
【 図 3 8 D 】



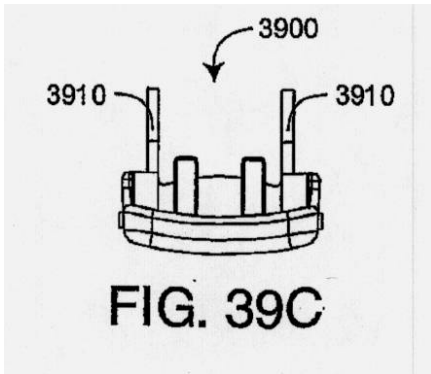
【 図 3 9 A 】



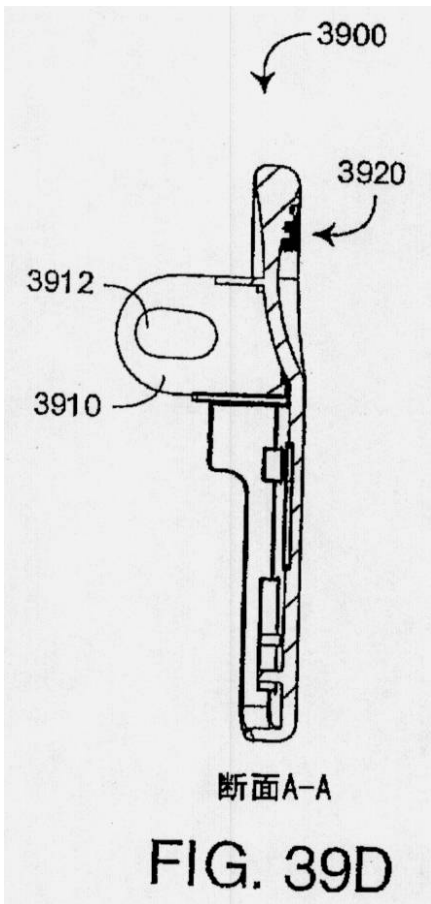
【 図 3 9 B 】



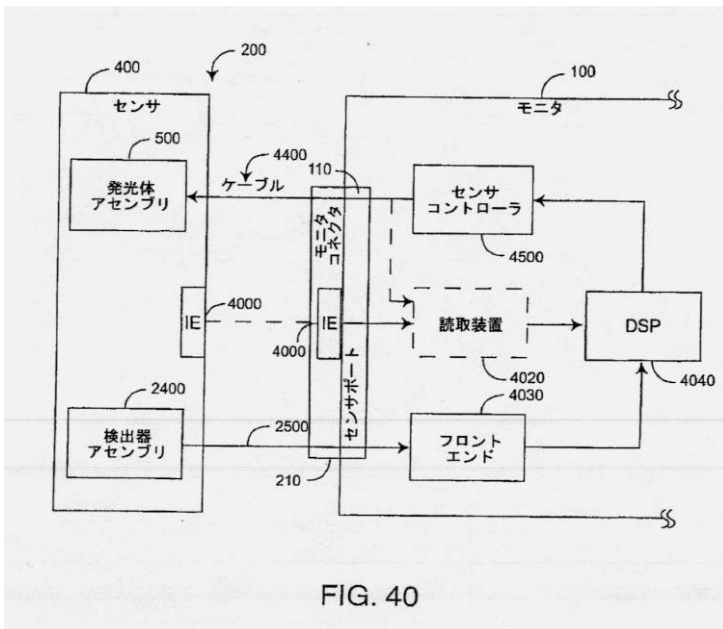
【 図 3 9 C 】



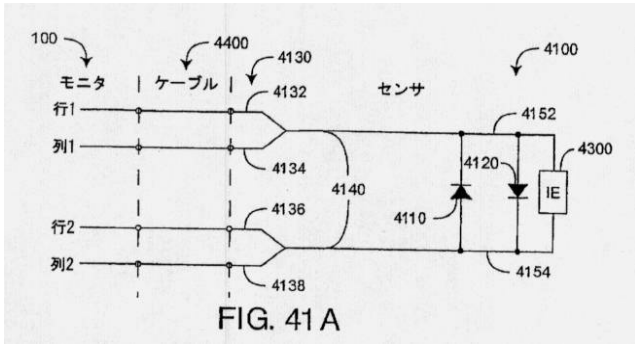
【図39D】



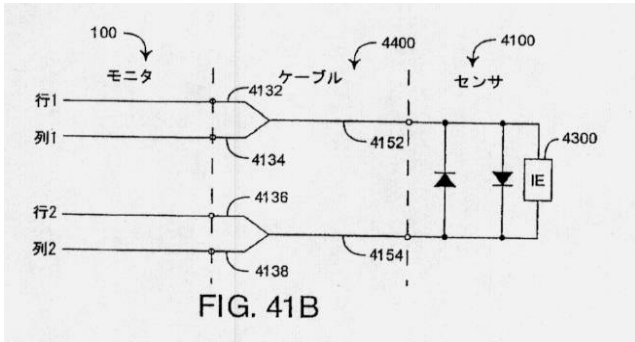
【図40】



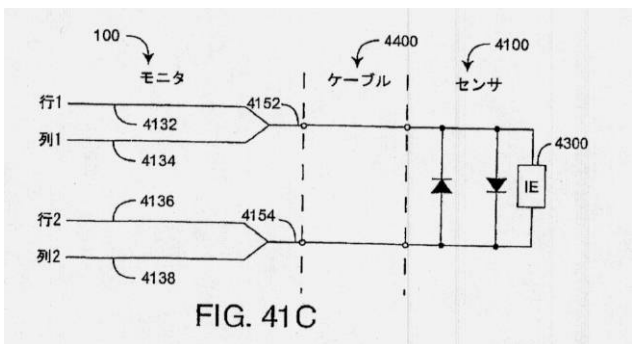
【 図 4 1 A 】



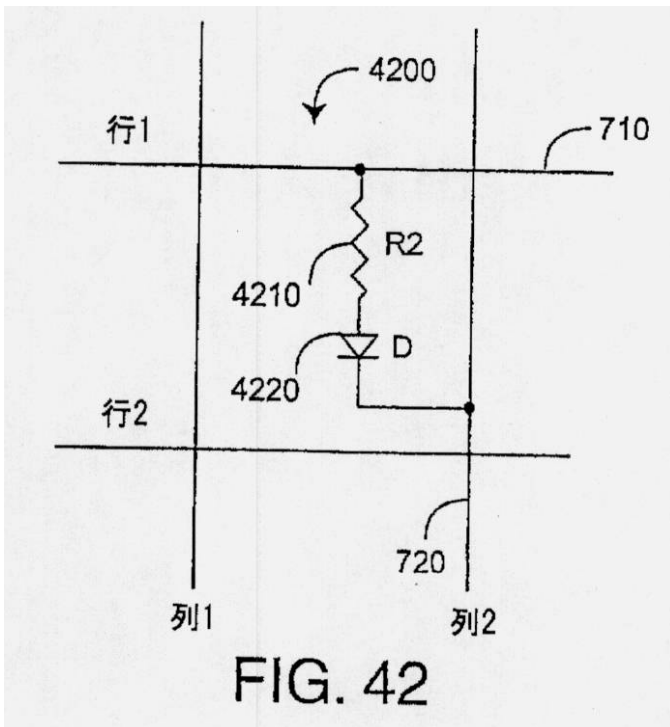
【 図 4 1 B 】



【 図 4 1 C 】



【 図 4 2 】





【 図 4 3 A 】

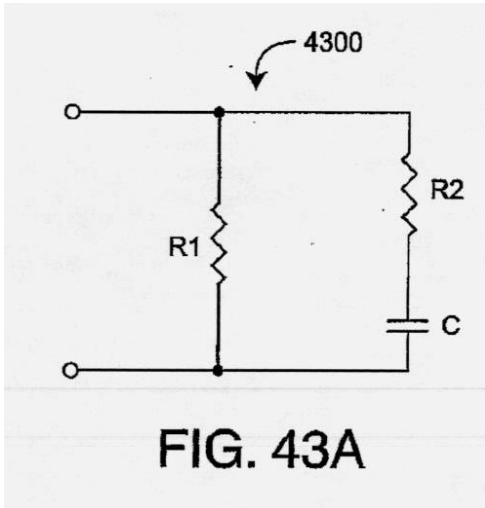


FIG. 43A

【 図 4 3 B 】

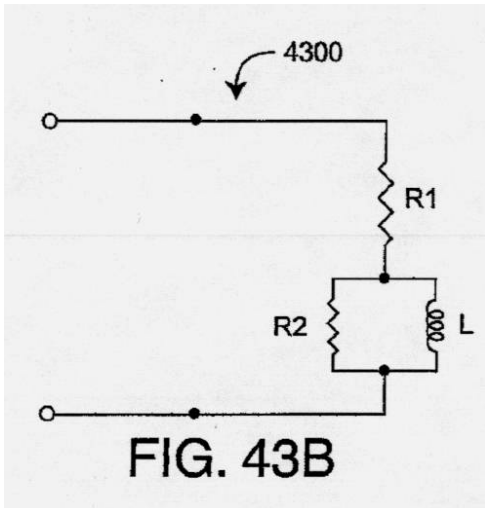


FIG. 43B

【 図 4 3 C 】

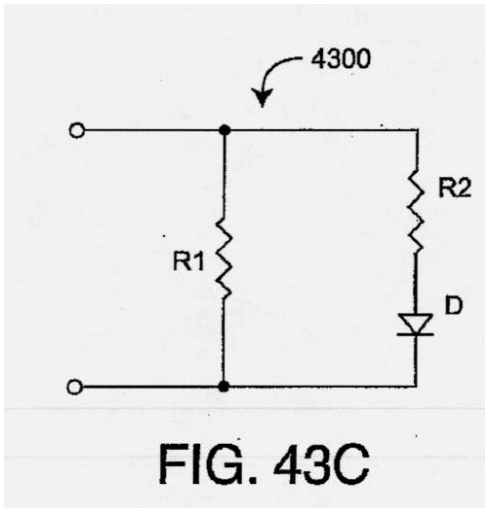


FIG. 43C

【 図 4 4 A 】

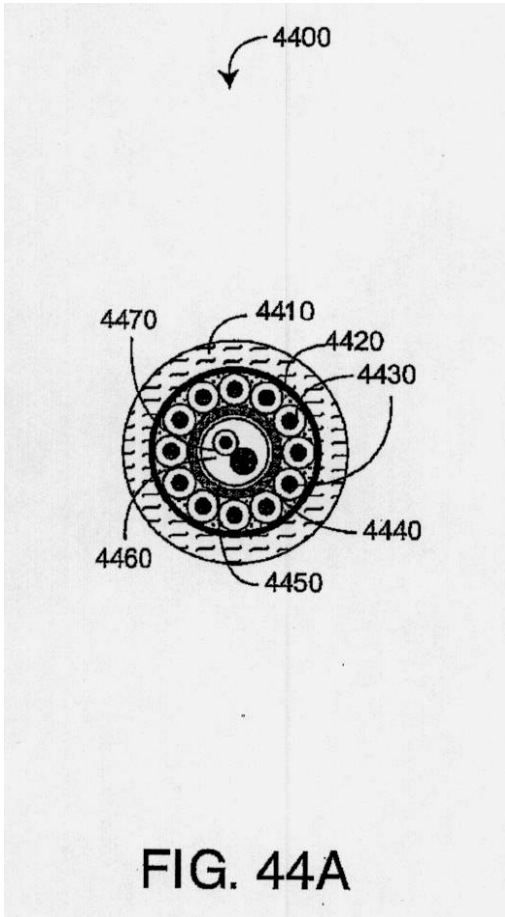


FIG. 44A

【 図 4 4 B 】

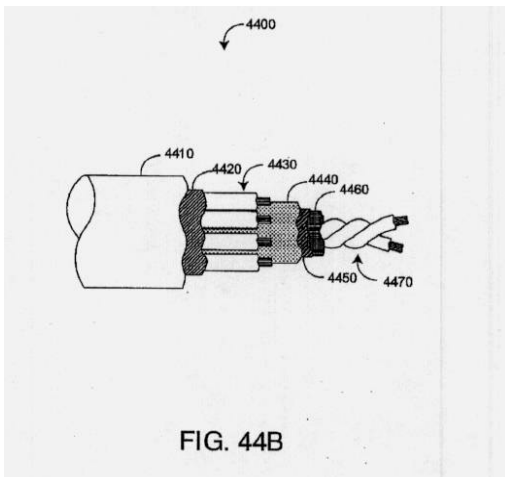
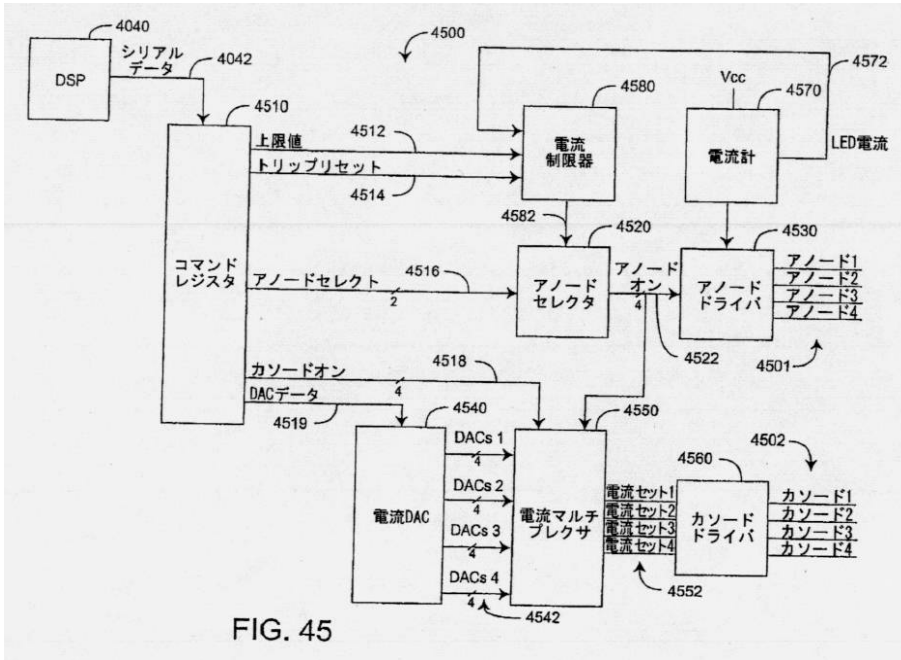
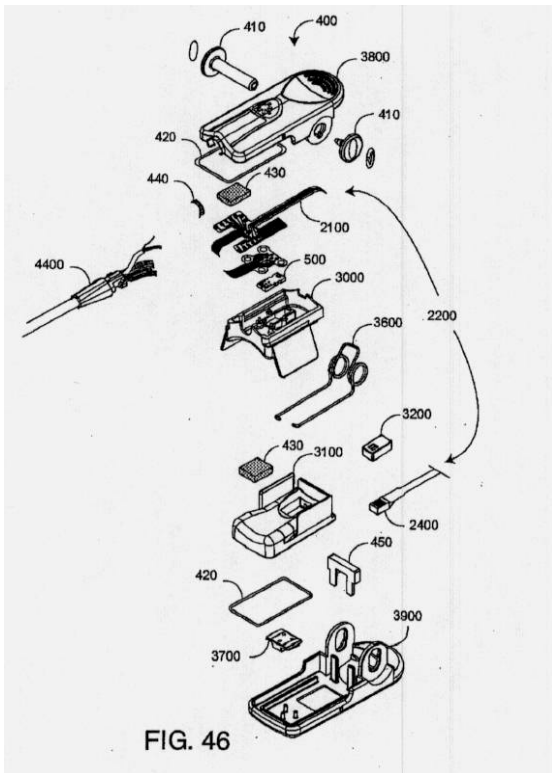


FIG. 44B

【 図 4 5 】



【 図 4 6 】



## フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/657,281

(32)優先日 平成17年3月1日(2005.3.1)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 アマー・アル・アリ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92782・タスティン・フィリップス・ストリート・10880

(72)発明者 モハメッド・ディアブ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92692・ミッション・ヴィエホ・ホワイト・スプリング・25075

(72)発明者 マルセロ・ラメゴ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92688・ランチョ・サンタ・マルガリータ・カレ・アラミトス・55

(72)発明者 ロバート・スミス

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92630・レーク・フォレスト・ドレクセル・ウェイ・21855

(72)発明者 デヴィッド・ダルケ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92630・アーヴァイン・チケット・65

Fターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB13 CC18 EE01 EE11 GG02 GG03 HH01 HH02

HH06 JJ02 JJ17 KK04 LL01 NN02 NN05

4C038 KK01 KK10 KL05 KL07 KM01 KX02 KY07 KY13