

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5192971号
(P5192971)

(45) 発行日 平成25年5月8日(2013.5.8)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 3 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-256446 (P2008-256446) (22) 出願日 平成20年10月1日 (2008.10.1) (65) 公開番号 特開2010-82320 (P2010-82320A) (43) 公開日 平成22年4月15日 (2010.4.15) 審査請求日 平成23年5月10日 (2011.5.10)</p>	<p>(73) 特許権者 000236436 浜松ホトニクス株式会社 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 (74) 代理人 100088155 弁理士 長谷川 芳樹 (74) 代理人 100092657 弁理士 寺崎 史朗 (74) 代理人 100124291 弁理士 石田 悟 (72) 発明者 三輪 光春 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 (72) 発明者 浦上 恒幸 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 光生体計測装置用のプローブおよび光生体計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに離間して配置された第1配線基板及び第2配線基板と、
 前記第1配線基板上に設けられており、生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部と、
 前記第2配線基板上に設けられており、前記光出射部による前記検査光の出射に伴い、前記生体から出る拡散光を検出して、前記拡散光の強度に対応する電気信号を出力する光検出部と、
 前記第1配線基板と前記第2配線基板とを連結する可撓性の回路基板と、
 前記可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有し、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部と、
 を備えることを特徴とする光生体計測装置用のプローブ。

【請求項2】

互いに離間して配置された第1配線基板及び第2配線基板と、
 前記第1配線基板上に設けられており、生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部と、
 前記第2配線基板上に設けられており、前記光出射部による前記検査光の出射に伴い、前記生体から出る拡散光を検出して、前記拡散光の強度に対応する電気信号を出力する光検出部と、
 前記第1配線基板と前記第2配線基板とを連結する可撓性の回路基板と、

前記可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有し、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部と、を含むプローブ部と、

前記プローブ部を駆動するモジュール部と、

前記モジュール部と無線データ通信方式により接続されており、前記光検出部から出力された前記電気信号に基づいて前記生体の内部情報を計測する計測部と、を備えることを特徴とする光生体計測装置。

【請求項 3】

前記プローブ部は、前記光検出部から出力された前記電気信号に対してアナログデジタル変換を行い変換されたデジタル信号を出力する A/D 変換部を更に備え、

前記 A/D 変換部から出力された前記デジタル信号は、電気配線を介して前記モジュール部に伝送されること特徴とする請求項 2 に記載の光生体計測装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体に検査光を出射してその光出射に伴って生体から出る拡散光を検出して生体の内部情報を計測する光生体計測装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

このような技術を開示するものとしては、下記の特許文献 1 がある。特許文献 1 には、生体に光照射する端面を有する送光部、及び送光部から離れた位置で生体による透過拡散光を受光する検出器を備えたプローブ部と、互いに波長が異なる複数の単色光源より発せられたそれぞれの波長の光を伝送する複数の光ファイバーの束からなり、一端がプローブ部の送光部に結合されている光伝送路と、プローブ部の検出器に接続された信号ケーブルとを備えた光プローブ装置が開示されている。

【特許文献 1】特許第 3351151 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0003】

しかしながら、特許文献 1 に開示された光プローブ装置では、光ファイバーの束からなる光伝送路により、プローブ部の外部に位置する光源からプローブ部の内部に位置する送光部まで光を伝送する。そのため、光ファイバーの接続部分での伝送効率が低くなり、生体計測装置本体に内蔵する複数の単色光源の輝度を上げる必要が生じる。その結果として、装置の小型化が図れなかった。また、プローブ部の検出器による信号は、アナログ信号として信号ケーブルを介してプローブ部の外部に導かれるため、信号ケーブルのアンテナ効果によりノイズが重畳しやすく、著しく劣化してしまう。

【0004】

本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、装置の小型化及びノイズの低減を図ることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の問題を解決するため、本発明に係る光生体計測装置用のプローブは、互いに離間して配置された第 1 配線基板及び第 2 配線基板と、第 1 配線基板上に設けられており、生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部と、第 2 配線基板上に設けられており、光出射部による検査光の出射に伴い、生体から出る拡散光を検出して、拡散光の強度に対応する電気信号を出力する光検出部と、第 1 配線基板と第 2 配線基板とを連結する可撓性の回路基板と、可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有し、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部と、を備えること

50

を特徴とする。

【0006】

本発明に係る光生体計測装置用のプローブは、生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部を備えている。そのため、光源がプローブの外部に位置する従来のように光源の輝度を上げる必要がなく、装置を小型化することができる。また、本光生体計測装置用のプローブは、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部を備えているため、使用時における生体の動き等によるアーティファクトの影響を軽減できる。ここで、アーティファクトとは、生体の動き等に起因する外乱であり、不要な信号成分の原因になるものをいう。さらに、変形保持部が可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有するため、可撓性の回路基板の配線がアンテナ効果により拾うノイズを除去することができ、高い信号/ノイズ(S/N)比の信号を取得することができる。

10

【0007】

また、本発明に係る光生体計測装置は、互いに離間して配置された第1配線基板及び第2配線基板と、第1配線基板上に設けられており、生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部と、第2配線基板上に設けられており、光出射部による検査光の出射に伴い、生体から出る拡散光を検出して、拡散光の強度に対応する電気信号を出力する光検出部と、第1配線基板と第2配線基板とを連結する可撓性の回路基板と、可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有し、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部と、を含むプローブ部と、プローブ部を駆動するモジュール部と、モジュール部と無線データ通信方式により接続されており、光検出部から出力された電気信号に基づいて生体の内部情報を計測する計測部と、を備えることを特徴とする。

20

【0008】

本発明に係る光生体計測装置は、プローブ部が生体に向けて所定の波長の検査光を出射する光出射部を含んでいる。本発明に係る光生体計測装置は、このような構成が採用されているため、従来の光源がプローブ部の外部に位置する場合のように光源の輝度を上げる必要がなく、装置を小型化することができる。また、本光生体計測装置は、プローブ部が、応力により変形された形状を保持可能な変形保持部を含んでいるため、本装置の使用時における生体の動き等によるアーティファクトの影響が軽減できる。また、変形保持部が可撓性の回路基板の一面に沿って配設されると共に基準電位線に接続された導電部を有するため、可撓性の回路基板の配線がアンテナ効果により拾うノイズを除去することができ、高い信号/ノイズ(S/N)比の信号を取得することができる。

30

【0009】

また、本光生体計測装置は、プローブ部を駆動するモジュール部と、モジュール部と無線データ通信方式により接続されており、光検出部から出力された電気信号に基づいて生体の内部情報を計測する計測部と、を備えている。このように、本光生体計測装置は、プローブ部と計測部とが分離される構成を採用しているため、プローブ部の使用における自由度を向上すると共に装置の小型化を図ることができる。

【0010】

また、プローブ部は、光検出部から出力された電気信号に対してアナログデジタル変換を行い変換されたデジタル信号を出力するAD変換部を更に備え、AD変換部から出力されたデジタル信号は、電気配線を介してモジュール部に伝送されることが好適である。これにより、光検出部から検出された拡散光の強度に関する情報がデジタル信号としてモジュール部に伝送される。そのため、検査光の強度に関する情報がアナログ信号として伝送される場合における、ノイズの重畳及び伝達信号の劣化を抑制することができ、モジュール部に伝送されるデジタル信号の精度の保持を図ることができる。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明に係る光生体計測装置用のプローブおよび光生体計測装置によれば、装置の小型

50

化及びノイズの低減を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付図面を参照して本発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同等の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0013】

図1は、本実施形態に係る生体計測装置1の構成図である。図2は、図1に示した生体計測装置1の概略構成図である。本実施形態に係る光生体計測装置1は、プローブ部3と、モジュール部5と、計測部7とを備える。

【0014】

プローブ部3は、フレキシブル基板11と、フレキシブル基板11の一面上に互いに離間して配置されている第1配線基板13及び第2配線基板15と、フレキシブル基板11の他面上に設けられた変形保持部17と、第1及び第2配線基板13、15と離間しており変形保持部17を介してフレキシブル基板11の他面上に設けられたコネクタ19とを有する。

【0015】

変形保持部17は、例えばCuからなる板状のもの（導電部）であり、グランド電位（基準電位）に接地されている。変形保持部17は、曲げ部17Aと、曲げ部17Aの一端部に連結されている平坦部17Bとを有する。曲げ部17Aは、応力によりアーチ状に湾曲することができる。平坦部17Bの端部上にはコネクタ19が配置されており、曲げ部17Aの湾曲の内側の両端部には第1及び第2配線基板13、15がそれぞれ配置されている。

【0016】

第1配線基板13上には、生体B内に向けて所定の波長の検査光を出射するLED部21が、第1配線基板13と物理的に且つ電氣的に接続されるように設けられている。また、第2配線基板15上には、フォトダイオード23及びAD変換部（ADC）27が、第2配線基板15と物理的に且つ電氣的に接続されるように配置されている。

【0017】

LED部21は、本実施形態の光出射部であり、LED40、50及びLEDドライバ21Aからなる。LED40は、生体B内に向けて735nmの中心波長を有する検査光 S_{735} を出射可能なものであり、LED50は850nmの中心波長の検査光 S_{850} を出射可能なものである。LEDドライバ21Aは、モジュール部5により制御され、検査光 S_{735} 及び検査光 S_{850} が同時に生体Bに出射しないようにLED40及びLED50を点灯又は消灯させる。なお、検査光 S_{735} は酸素化ヘモグロビン（ HbO_2 ）の吸光係数が脱酸素化ヘモグロビン（ Hb ）の吸光係数よりも小さい値となる波長の光であり、一方、検査光 S_{850} は、酸素化ヘモグロビンの吸光係数が脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい値となる波長の光であればよく、735nmと850nmに限定されるものではない。

【0018】

フォトダイオード23は、本実施形態の光検出部であり、検査光 S_{735} 及び検査光 S_{850} を十分に検出できる分光感度特性を有している。フォトダイオード23は、検査光 S_{735} 及び検査光 S_{850} の生体Bへの出射に伴って生体Bから出たそれぞれの拡散光を検出して、検出されたそれぞれの拡散光の光強度に対応する電気信号 $Si g A_{735}$ 及び電気信号 $Si g A_{850}$ を生成する。また、フォトダイオード23は、電気信号 $Si g A_{735}$ 及び電気信号 $Si g A_{850}$ を増幅回路部25に出力する。

【0019】

増幅回路部25は、入力された電気信号 $Si g A_{735}$ 及び電気信号 $Si g A_{850}$ をそれぞれ増幅して、増幅された電気信号 $Si g B_{735}$ 及び電気信号 $Si g B_{850}$ をADC17に出力する。ADC17は、増幅回路部25から入力された電気信号 $Si g B_{735}$ 及び電気信号 $Si g B_{850}$ をアナログデジタル変換してその変換されたデジタル信

10

20

30

40

50

号 $A D_{735}$ 及びデジタル信号 $A D_{850}$ をモジュール部 5 に伝送する。

【0020】

プローブ部 3 のこれらの構成要素は、 $L E D_{40, 50}$ の光出射面、フォトダイオード 23 の受光面及びコネクタ 19 が露出されるように、ゴム状シートからなるパッケージ 30 により覆われている。

【0021】

モジュール部 5 は、ケーブル（電気配線）71 を介してプローブ部 3 のコネクタ 19 と接続されており、制御部 61 と、データ受信部 63 と、無線送信部 65 及び無線受信部 67 からなる無線ユニット部 69 とを有する。制御部 61 は、プローブ部 3 内の $L E D_{21}$ から出射される検査光の輝度の制御を $L E D$ ドライバ 21A を介して行うと共に、フォトダイオード 23 のゲイン等の制御を行う。データ受信部 63 は、 $A D C_{27}$ からのデジタル信号 $A D_{735}$ 及びデジタル信号 $A D_{850}$ を受信する。無線ユニット部 69 は、モジュール部 5 と計測部 7 との間での無線データ通信を行う。具体的に説明すると、無線ユニット部 69 は、その無線送信部 65 により、データ受信部 63 が受信した $A D C_{27}$ からのデジタル信号 $A D_{735}$ 及びデジタル信号 $A D_{850}$ を計測部 7 に送信し、またその無線受信部 67 により、（後述する）計測部 7 の演算部 7A から $L E D_{40, 50}$ の発光等の制御に関する命令を受信する。

10

【0022】

計測部 7 は、演算部 7A と表示部 7B とにより構成されており、例えば $C P U$ (Central Processing Unit) といった演算手段及びメモリ等の記憶手段を有するコンピュータによって実現される。

20

【0023】

演算部 7A は、無線送信部 65 からのデジタル信号 $A D_{735}$ 及びデジタル信号 $A D_{850}$ を受信して、デジタル信号 $A D_{735}$ 及びデジタル信号 $A D_{850}$ に基づいて生体 B の内部情報を定量化するための計測演算を行う。演算部 7A において計測される内部情報は、例えば、生体 B 中の血液中酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化である。なお、演算部 7A は、 $L E D_{40, 50}$ の発光等を制御する機能を更に有しており、これらの制御は、それぞれの制御に関する命令をモジュール部 5 の無線受信部 67 を介してモジュール部 5 の制御部 61 に送信することで実現される。

【0024】

演算部 7A には、表示部 7B が接続されており、演算部 7A における演算結果、すなわち生体 B 中の血液中酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化を表示することが可能となっている。

30

【0025】

（ヘモグロビン濃度変化の計測）

続いて、本実施形態に係る光生体計測装置 1 の動作について説明する。図 3 は、1 ルーチンにおける (a) $L E D_{40}$ の照射時間、(b) $L E D_{50}$ の照射時間及び (c) 演算部 7A のデータ取得時間を示すタイミングチャートである。

【0026】

まず、 $L E D$ ドライバ 21A により $L E D_{50}$ を出射時間 T_{ON} の間点灯させ、同時に演算部 7A によりこの検査光 S_{850} の出射に応じたデジタル信号 $A D_{850}$ が取得される。次に、 $L E D$ ドライバ 21A により $L E D_{40}$ を出射時間 T_{ON} の間点灯させ、同時に演算部 7A によりこの検査光 S_{735} の出射に応じたデジタル信号 $A D_{735}$ が取得される。次に、 $L E D_{40}$ 及び 50 の何れも点灯させない状態で、演算部 7A により、この無点灯状態に応じたデジタル信号 $A D_{Dark}$ が取得される。これにより、異なる中心波長を有する検査光 S_{735} 及び検査光 S_{850} が生体 B に異なるタイミングで出射されることとなる。

40

【0027】

本実施形態に係る光生体計測装置 1 では、これを 1 ルーチンとして、このルーチンが繰り返される。次に、このように取得されたデータに基づいて、演算部 7A で行われる生体

50

Bの酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化の計測方法について説明する。演算部7Aによりデータ取得が開始された時点($t = 0$)から時間 t が経過した際のデジタル信号 AD_{735} 及びデジタル信号 AD_{850} をそれぞれ $AD_{735}(t)$ 、 $AD_{850}(t)$ とし、LED光源を出射しなかったときのADC17よるデジタル変換値をデジタル信号 $AD_{Dark}(t)$ とすると、波長735nmにおける減光度変化 $OD_{735}(t)$ 及び850nmにおける減光度変化 $OD_{850}(t)$ はそれぞれ以下の式(1)及び式(2)によって求められる。ここで、減光度変化とは、ヘモグロビンの濃度変化に起因する検出光の強度変化をいう。

【0028】

【数1】

$$\Delta OD_{735}(t) = \log_{10} \frac{AD_{735}(0) - AD_{Dark}(0)}{AD_{735}(t) - AD_{Dark}(t)} \quad \dots(1)$$

10

【数2】

$$\Delta OD_{850}(t) = \log_{10} \frac{AD_{850}(0) - AD_{Dark}(0)}{AD_{850}(t) - AD_{Dark}(t)} \quad \dots(2)$$

【0029】

式(1)及び式(2)それぞれに、Modified Beer-Lambert則を適用することで、酸素化ヘモグロビン濃度変化 $HbO_2(t)$ 及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化 $Hb(t)$ を示す以下の式(3)及び式(4)が導かれる。

20

【数3】

$$\Delta[HbO_2(t)] = \frac{\epsilon_{Hb}^{850} \Delta OD_{735}(t) - \epsilon_{Hb}^{735} \Delta OD_{850}(t)}{\epsilon_{HbO_2}^{735} \epsilon_{Hb}^{850} - \epsilon_{HbO_2}^{850} \epsilon_{Hb}^{735}} = -0.6911 \Delta OD_{735}(t) + 1.1392 \Delta OD_{850}(t) \quad \dots(3)$$

【数4】

$$\Delta[Hb(t)] = \frac{\epsilon_{HbO_2}^{735} \Delta OD_{850}(t) - \epsilon_{HbO_2}^{850} \Delta OD_{735}(t)}{\epsilon_{HbO_2}^{735} \epsilon_{Hb}^{850} - \epsilon_{HbO_2}^{850} \epsilon_{Hb}^{735}} = -0.4084 \Delta OD_{850}(t) + 1.0194 \Delta OD_{735}(t) \quad \dots(4)$$

30

【0030】

ここで、 ϵ_i^j (i は HbO_2 又は Hb)は以下の表1に示す吸収係数である。

【表1】

ヘモグロビンの種類	$j = 735 \text{ nm}$	$j = 850 \text{ nm}$
HbO_2	0.4646 ODmM ⁻¹ cm ⁻¹	1.1596 ODmM ⁻¹ cm ⁻¹
Hb	1.2959 ODmM ⁻¹ cm ⁻¹	0.7861 ODmM ⁻¹ cm ⁻¹

40

【0031】

このように、ADC17よるデジタル信号 $AD_{735}(t)$ 、 $AD_{850}(t)$ 及び $AD_{Dark}(t)$ から得られた波長735nmにおける減光度変化 $OD_{735}(t)$ 、波長850nmにおける減光度変化 $OD_{850}(t)$ 及び吸収係数 ϵ_i^j (i は HbO_2 又は Hb)はを式(3)、及び式(4)に代入することで酸素化ヘモグロビン濃度変化 $HbO_2(t)$ と脱酸素化ヘモグロビン濃度変化 $Hb(t)$ が計測され、その結果が表示部7Bに表示される。

【0032】

本実施形態に係る光生体計測装置1では、プローブ部3が生体Bに向けて互いに異なる中心波長の検査光 S_{735} 及び検査光 S_{850} をそれぞれ出射するLED40及び50を

50

含んでいる。光生体計測装置 1 では、このような構成が採用されているため、光源がプローブ部に外部に位置する従来のように光源の輝度を上げる必要がなく、装置を小型化することができる。また、本光生体計測装置 1 では、プローブ部 3 が、フレキシブル基板 11 上に設けられていると共に応力により変形された形状を保持可能な Cu からなる板状の変形保持部 17 を含んでいる。そのため、プローブ部 3 が柔らかな状態である場合に比べて生体 B に密着した状態に保つことが可能となり、光生体計測装置 1 の使用時における生体 B の動き等によるアーティファクトの影響を軽減できる。また、変形保持部 17 が電氣的に接地されているため、フレキシブル基板 11 の配線がアンテナ効果により拾うノイズを除去することができ、高 S / N 比の信号を取得することができる。

【0033】

10

また、プローブ部 3 と計測部 7 とが分離されており、無線データ通信方式により接続されているため、プローブ部 3 の使用における自由度を向上することができると共に、装置の小型化及び携帯化を図ることができる。

【0034】

また、プローブ部 3 は、フォトダイオード 23 から出力された電気信号 $Sig A_{735}$ 、 $Sig A_{850}$ をアナログデジタル変換し、その変換されたデジタル信号 AD_{735} 、 AD_{850} を出力する AD 変換部 27 を含み、AD 変換部 27 から出力されたデジタル信号 AD_{735} 、 AD_{850} は、ケーブル 71 を介してモジュール部 5 に伝送される。そのため、検査光の強度に関する情報がアナログ信号として伝送される場合における、ケーブル 71 のアンテナ効果によるノイズの重畳及び伝達信号の劣化を抑制することができる。その結果、モジュール部 5 に伝送されるデジタル信号 AD_{735} 、 AD_{850} の精度を保持することができる。

20

【0035】

本発明に係る光生体計測装置用のプローブおよび光生体計測装置は、上記した実施形態に限られるものではなく、他に様々な変形が可能である。例えば、本実施形態においては、光出射部として、LED 40、50 が用いられているが、これに限らず、プローブ部 3 に格納可能なものであれば他の発光素子であってもよい。

【0036】

また、本実施形態においては、変形保持部 17 が、フレキシブル基板 11 上に設けられているが、フレキシブル基板 11 の内部に設けられていてもよい。また、変形保持部 17 は、Cu からなる板状のものであるが、メッシュ状あるいは線状のものでよい。また、本実施形態においては、変形保持部 17 が全体として、フレキシブル基板 11 と接すると共に電氣的に接地されている導電部として機能しているが、一部が導電部として機能する構造になっていてもよい。

30

【0037】

また、変形保持部 17 は Cu から構成されているが、Cu 以外の金属材料や導電性材料で構成されていてもよい。また、光生体計測装置 1 は、血液中酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化の計測に用いられているが、これに限らず、他の内部情報を計測するものであってもよい。また、LED 部 21 は、2 つの LED 40 及び 50 で構成されているが、これに限らず、1 つまたは 3 つ以上の LED で構成されていてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1】本実施形態に係る光生体計測装置 1 の構成図である。

【図 2】図 1 に示した光生体計測装置 1 の概略構成図を示す図である。

【図 3】本実施形態に係る光生体計測装置 1 の動作について説明するためのタイミングチャートである。

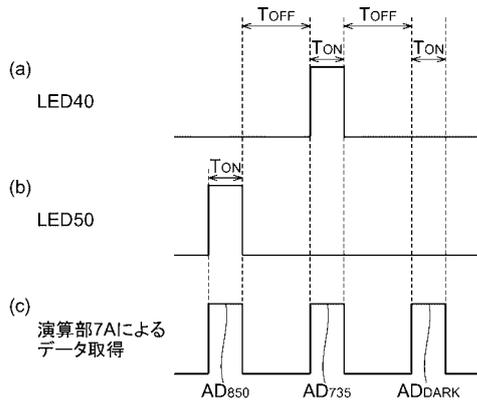
【符号の説明】

【0039】

1 ... 光生体計測装置、3 ... プローブ部、5 ... モジュール部、7 ... 計測部、11 ... フレキシブル基板、13 ... 第 1 配線基板、15 ... 第 2 配線基板、17 ... 変形保持部、21 ... L E

50

【図3】



フロントページの続き

- (72)発明者 岩井 秀直
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 水野 利彦
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 渡辺 享志
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 鹿山 貴弘
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特表2007-528744(JP,A)
国際公開第2006/094169(WO,A1)
特開2008-178563(JP,A)
特開平05-200018(JP,A)
特開平06-327658(JP,A)
特開平07-163550(JP,A)
特開平08-103435(JP,A)
特開2004-049579(JP,A)
特表平09-506786(JP,A)
特表平11-508691(JP,A)
特表2001-501847(JP,A)
特表2005-529713(JP,A)
特表2006-518240(JP,A)
国際公開第2006/094171(WO,A1)
国際公開第2007/019419(WO,A1)
国際公開第2007/019420(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/1455