(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
10. November 2016 (10.11.2016)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2016/177800 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/024 (2006.01) *H05B 33/00* (2006.01)
F21V 9/10 (2006.01) *H05B 33/14* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/060037

(22) Internationales Anmeldedatum:
4. Mai 2016 (04.05.2016)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2015 106 995.4 5. Mai 2015 (05.05.2015) DE

(71) Anmelder: **OSRAM OPTO SEMICONDUCTORS GMBH** [DE/DE]; Leibnizstr. 4, 93055 Regensburg (DE).

(72) Erfinder: **BOESCKE, Tim**; Edith-Stein-Strasse 52, 93055 Regensburg (DE). **RUEGHEIMER, Tilman**; Wilhelmstrasse 15, 93049 Regensburg (DE).

(74) Anwalt: **PATENTANWALTSKANZLEI WILHELM & BECK**; Prinzenstr. 13, 80639 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

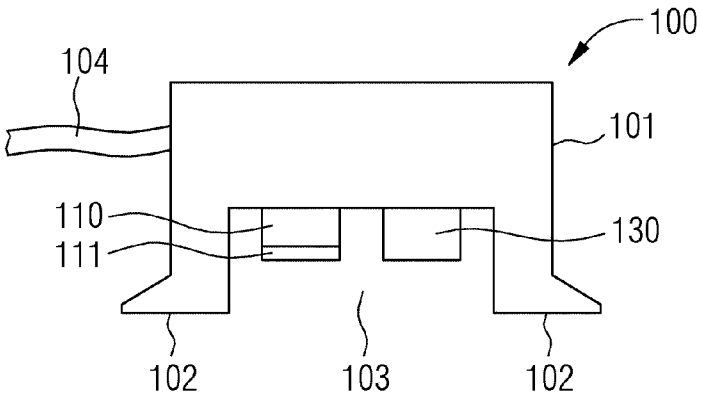
Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

(54) **Title**: OPTICAL HEART RATE SENSOR

(54) **Bezeichnung** : OPTISCHER HERZFREQUENZSENSOR

FIG 1



(57) **Abstract**: The invention relates to an optical heart rate sensor comprising at least one light source and at least one photodetector. The light source used is a blue diode with a conversion phosphor which converts blue light to green-yellow light. Advantageous absorption properties of the hemoglobin can thus be utilized.

(57) **Zusammenfassung**: Es wird ein optischer Herzfrequenzsensor mit mindestens einer Lichtquelle und mindestens einem Photodetektor angegeben, der als Lichtquelle eine blaue Leuchtdiode mit einem Konversionsleuchtstoff, der das blaue Licht in grün-gelbes Licht umwandelt, verwendet. Dadurch können vorteilhafte Absorptionseigenschaften des Hämoglobins ausgenutzt werden.

WO 2016/177800 A1

OPTISCHER HERZFREQUENZSENSOR

BESCHREIBUNG

Die Erfindung betrifft einen optischen Herzfrequenzsensor.

Diese Patentanmeldung beansprucht die Priorität der deutschen Patentanmeldung 10 2015 106 995.4, deren Offenbarungsgehalt hiermit durch Rückbezug aufgenommen wird.

Optische Herzfrequenzsensoren können realisiert werden, indem das Licht einer Leuchtdiode auf die Haut eingestrahlt wird. Dabei wird das Licht vom Gewebe unterhalb der Haut gestreut, die Intensität des gestreuten Lichts kann mit einem Photodetektor gemessen werden. Außerdem wird ein Teil des eingestrahlten Lichts durch die Hämoglobinmoleküle im Blut absorbiert. Angetrieben durch das Herz wird das Blut durch die Adern gepumpt, wobei die Menge des Blutes in einer Ader nicht konstant ist, sondern mit derselben Frequenz wie die Herzfrequenz pulsiert. Dadurch schwankt die Menge des Blutes in der Ader mit der Herzfrequenz, ebenso schwankt die Menge des zur Verfügung stehenden Hämoglobins. Je nachdem ob viel oder wenig Hämoglobin in der Ader ist, wird mehr oder weniger des Lichts der Leuchtdiode vom Hämoglobin absorbiert. Die Intensität des gestreuten Lichts ändert sich dadurch ebenfalls mit der Herzfrequenz. Diese sich ändernde Intensität kann mit dem Photodetektor detektiert werden. Aus der Änderung des Photostromes des Photodetektors kann dadurch auf die Herzfrequenz zurückgeschlossen werden. Ein solcher optischer Herzfrequenzsensor ist aus der DE 10 2008 022 920 B4 bekannt. Dieser optische Herzfrequenzsensor verwendet eine Leuchtdiode mit 590 nm Wellenlänge. Das für die optische Bestimmung der Herzfrequenz besonders gut geeignete Oxyhämoglobin hat ein Absorptionsmaximum im Bereich von 570 nm. Oxyhämoglobin ist das sauerstoffhaltige Hämoglobin, das insbesondere in den Arterien vorkommt.

Eine Aufgabe der Erfindung besteht darin, einen verbesserten optischen Herzfrequenzsensor bereitzustellen, bei dem eine auf die Absorptionseigenschaften des Hämoglobins abgestimmte Lichtquelle verwendet wird. Diese Aufgabe wird mit einem optischen Herzfrequenzsensor mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. In den abhängigen Ansprüchen sind verschiedene Weiterbildungen angegeben.

Ein optischer Herzfrequenzsensor umfasst mindestens eine Lichtquelle und mindestens einen Photodetektor, wobei als Lichtquelle eine blaue Leuchtdiode mit einem Konversionsleuchtstoff verwendet wird. Dieser Konversionsleuchtstoff ist so ausgebildet, dass er das blaue Licht der Leuchtdiode zumindest teilweise in grün-gelbes Licht umwandelt, wobei das grün-gelbe Licht eine Wellenlänge zwischen 540 und 585 nm aufweist. Hämoglobin hat ein Absorptionsmaximum für grün-gelbes Licht im Bereich von 570 nm. Dadurch ist es vorteilhaft, grün-gelbes Licht für einen optischen Herzfrequenzsensor zu verwenden. Konventionelle grün-gelbe Leuchtdioden bieten jedoch nicht genug Leistung für die Verwendung in einem optischen Herzfrequenzsensor. Deshalb ist es vorteilhaft, Licht einer Leuchtdiode mit einer niedrigeren Wellenlänge mittels Konversionsleuchtstoff in grün-gelbes Licht umzuwandeln. Insbesondere die Kombination aus einer blauen Leuchtdiode mit einem Konversionsleuchtstoff, der das blaue Licht vollständig in grün-gelbes Licht umwandelt, eignet sich als Lichtquelle für einen optischen Herzfrequenzsensor.

In einer Ausführungsform weist mindestens 25 % des konvertierten Lichts eine Wellenlänge zwischen 540 nm und 585 nm auf, bevorzugt mindestens 40 %, insbesondere bevorzugt mindestens 60%. Das Absorptionsmaximum des Hämoglobins befindet sich bei 570 nm. Dadurch wird mit grün-gelbem Licht der Wellenlänge zwischen 540 nm und 585 nm dieses Absorptionsmaximum besonders gut getroffen. Maximal 25 %, bevorzugt maximal 15 %, insbesondere bevorzugt 8 % des konvertierten Lichts weist eine Wellenlänge größer als 600 nm auf. In Wellenlängenbereich oberhalb von 600 nm findet eine geringe Absorption

durch die Hämoglobin-Moleküle statt, was zu einer Reduktion des pulsierenden Anteils im Messsignal führt. Deshalb sollte der Anteil des Lichts im Wellenlängenbereich oberhalb von 600 nm möglichst klein sein, damit das Signal-zu-Rausch-Verhältnis möglichst groß wird. Dadurch eignet sich das genannte konvertierte Licht besonders gut als Lichtquelle für einen optischen Herzfrequenzsensor.

In einer Ausführungsform ist die blaue Leuchtdiode eine Indium-Gallium-Nitrid-LED (InGaN-LED). InGaN-LEDs weisen eine hohe Ausgangsleistung des blauen Lichtes auf. Durch die Kombination einer blauen InGaN-LED mit einer Konversionsschicht kann ein grün-gelbes Licht mit einer höheren Intensität, verglichen mit einer konventionellen grün-gelben Leuchtdiode, bereitgestellt werden. Dadurch wird die Ausnutzung des Absorptionsmaximums des Hämoglobins bei 570 nm ermöglicht. Mit konventionellen grün-gelben Leuchtdioden kann dieses Absorptionsmaximum nicht ausgenutzt werden, da die Ausgangsleistung der grün-gelben Leuchtdiode nicht groß genug wäre.

In einer Ausführungsform weist die blaue Leuchtdiode eine Wellenlänge zwischen 400 nm und 450 nm auf. Diese Wellenlängen sind typische Wellenlängen für blaue InGaN-LEDs.

In einer Ausführungsform weist die InGaN-LED einen Gesamtwirkungsgrad von mindestens 40 % auf. Mit einem Gesamtwirkungsgrad von mindestens 40 % wird eine Lichtausbeute der blauen Leuchtdiode erreicht, die für die Anwendung in einem optischen Herzfrequenzsensor optimal ist.

In einer Ausführungsform weist der Konversionsleuchtstoff mit Cer dotiertes Lutetium-Aluminium-Granat (LuAG) auf. Lutetium-Aluminium-Granat ist ein farbloses Material, das im ultravioletten und blauen Spektralbereich transparent ist. Durch die Dotierung mit Cer entsteht ein Konversionsleuchtstoff, der blaues Licht absorbiert und grün-gelbes Licht emittiert. Dadurch wird das blaue Licht in grün-gelbes Licht umgewandelt. Im Vergleich zu anderen Leuchtstoffen, wie beispiels-

weise mit Cer dotiertem Ytterbium-Aluminium-Granat, weist mit Cer dotiertes Lutetium-Aluminium-Granat eine Wellenlänge auf, die den grün-gelben Spektralbereich, und insbesondere das Absorptionsmaximum des Hämoglobins, besser abdeckt. Das mittels Cer dotiertem Lutetium-Aluminium-Granat konvertierte Licht weist insbesondere nur einen geringen Anteil an konvertiertem Licht mit einer Wellenlänge auf, die größer als 600 nm ist. Dies ist vorteilhaft, da bei einer Wellenlänge größer 600 nm ein großer Anteil des Lichts durch das Gewebe gestreut wird, während nur eine geringe Absorption des Lichts in den Hämoglobin-Molekülen auftritt. Dadurch erreicht viel Streulicht den Photodetektor, während nur wenig Absorption durch das pulsierende arterielle Blut vorliegt. Dadurch sinkt das Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

In einer Ausführungsform beträgt die Cer-Konzentration im Lutetium-Aluminium-Granat 1%. Eine 1%ige Konzentration von Cer in Lutetium-Aluminium-Granat deckt den Wellenlängenbereich von 500 nm bis 570 nm sehr gut ab, und ist deshalb besonders gut für einen optischen Herzfrequenzsensor geeignet. Mit einer Cer-Konzentration von 1% im Lutetium-Aluminium-Granat wird außerdem erreicht, dass wenig Licht mit einer Wellenlänge von über 600 nm bei der Konversion entsteht.

In einer Ausführungsform ist der Konversionsleuchtstoff, der aus mit Cer dotiertem Lutetium-Aluminium-Granat besteht, pulverförmig in ein anderes Material eingebracht. Dabei ist die Korngröße des Pulvers im Mikrometerbereich. Das andere Material kann dabei Epoxidharz, Silikon, ein Kunststoff oder eine Keramik sein. Dadurch kann ein Konversionselement erzeugt werden, das relativ kostengünstig ist. Durch das Einbringen des mit Cer dotierten Lutetium-Aluminium-Granats in Pulverform müssen keine perfekten Lutetium-Aluminium-Granat-Kristalle erzeugt werden. Dadurch wird der Herstellungsprozess des mit Cer dotierten Lutetium-Aluminium-Granats deutlich vereinfacht, wodurch eine Kosteneinsparung ermöglicht wird.

In einer Ausführungsform weist der Konversionsleuchtstoff Quantenpunkte auf. Quantenpunkte sind nanoskopische Materialstrukturen, in denen Ladungsträger (Elektronen und/oder Löcher) in ihrer Bewegung in allen drei Raumrichtungen soweit eingeschränkt sind, dass ihre Energie nicht mehr kontinuierliche, sondern nur noch diskrete Werte annehmen kann. Quantenpunkte verhalten sich also ähnlich zu Atomen innerhalb eines Festkörpers. Deshalb eignen sich Quantenpunkte ebenfalls gut für die Konversion von blauem Licht in grün-gelbes Licht mit einem Wellenlängenbereich von 540 nm bis 585 nm. Quantenpunkte haben ein relativ schmalbandiges Emissionsspektrum. Durch die Wahl von Quantenpunkten als Konversionsmaterial wird grün-gelbes Licht mit einer schmalbandigen Wellenlängenverteilung im Bereich des Absorptionsmaximums des Hämoglobins erzeugt. Die Quantenpunkte weisen dabei einen Durchmesser zwischen 2 und 6 nm auf.

In einer Ausführungsform weisen die Quantenpunkte Quecksilbersulfid, Bleisulfid, Cadmiumsulfid, Cadmiumselenid, Indiumarsenid oder Indiumphosphid auf. Mit Quantenpunkten aus den genannten Materialien kann eine Konversionswellenlänge von 570 nm erzielt werden. Das konvertierte Licht weist eine Verteilung um diese Wellenlänge von 570 nm auf, die ±15 nm beträgt. In anderen Worten bedeutet dies, dass mit Quantenpunkten mit einem Durchmesser zwischen 2 und 6 mm ein grün-gelbes konvertiertes Licht mit einer Wellenlänge zwischen 555 nm und 585 nm erzeugt wird. Dieses Licht eignet sich gut für die Verwendung in einem optischen Herzfrequenzsensor.

In einer Ausführungsform ist es vorgesehen, dass die Lichtquelle oder der Photodetektor einen Filter aufweist, der für einen Teil des konvertierten grün-gelben Lichts durchlässig ist. Dadurch können Anteile des konvertierten Lichts, die nicht im idealen Spektralbereich liegen, ausgefiltert werden. Dadurch treffen diese Wellenlängen nicht mehr als Streulicht auf den Photodetektor, wodurch ein saubereres Signal erzeugt wird. Insbesondere kann so im Photodetektor der Anteil des grün-gelben Lichts erhöht werden, wodurch ein verbessert Sig-

nal-zu-Rausch-Verhältnis die Bestimmung der Herzfrequenz erleichtert.

In einer Ausführungsform kann die Lichtquelle oder der Photodetektor einen Filter aufweisen, der für den Wellenlängenbereich von 540 nm bis 585 nm durchlässig ist. Auch in diesem Fall wird durch den Filter erreicht, dass störendes Streulicht in Wellenlängenbereichen, die für die Absorption des Lichts im Hämoglobin nicht relevant sind, ausgefiltert wird. Dadurch werden ein besseres Signal, und insbesondere ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis, erzeugt.

Die oben beschriebenen Eigenschaften, Merkmale und Vorteile dieser Erfindung sowie die Art und Weise, wie diese erreicht werden, werden klarer und deutlicher verständlich im Zusammenhang mit der folgenden Beschreibung der Ausführungsbeispiele, die im Zusammenhang mit den Zeichnungen näher erläutert werden. Dabei zeigen in jeweils schematisierter Darstellung

Figur 1 einen Querschnitt durch einen optischen Herzfrequenzsensor;

Figur 2 eine Draufsicht auf einen runden optischen Herzfrequenzsensor;

Figur 3 eine Draufsicht auf einen länglichen optischen Herzfrequenzsensor;

Figur 4 einen Querschnitt durch einen auf die Haut aufgesetzten optischen Herzfrequenzsensor;

Figur 5 einen Querschnitt durch ein weiteres Ausführungsbeispiel eines optischen Herzfrequenzsensors;

Figur 6 einen Querschnitt durch ein weiteres Ausführungsbeispiel eines optischen Herzfrequenzsensors;

Figur 7 einen Querschnitt durch ein weiteres Ausführungsbeispiel eines optischen Herzfrequenzsensors; und

Figur 8 einen Querschnitt durch ein weiteres Ausführungsbeispiel eines optischen Herzfrequenzsensors.

Die Figur 1 zeigt einen Querschnitt durch einen optischen Herzfrequenzsensor 100. Dieser optische Herzfrequenzsensor besteht aus einem Gehäuse 101 mit Auflageflächen 102. Die Auflageflächen 102 sind dafür vorgesehen, den optischen Herzfrequenzsensor 100 auf die Haut aufzulegen. Darüber hinaus weist das Gehäuse 101 eine Ausnehmung 103 und eine Datenverbindung 104 auf. In dem Ausführungsbeispiel der Figur 1 ist die Datenverbindung 104 mit einem Kabel realisiert. Es ist aber ebenso denkbar, die Datenverbindung 104 mit einem Funkmodul zu realisieren. Innerhalb der Ausnehmung 103 des Gehäuses 101 befindet sich eine blaue Leuchtdiode 110 mit einem Konversionsleuchtstoff 111. Außerdem befindet sich in der Ausnehmung 103 ein Photodetektor 130. Das blaue Licht der Leuchtdiode 110 wird im Konversionsleuchtstoff 111 zu grüngelbem Licht umgewandelt. Der Photodetektor 130 ist eingerichtet, Schwankungen der Lichtintensität zu detektieren.

Die Figur 2 zeigt eine Draufsicht auf einen runden, optischen Herzfrequenzsensor 100. Dabei ist die Blickrichtung so gewählt, dass die Auflagefläche 102 des Gehäuses 101, sowie die Ausnehmung 103 des Gehäuses 101 sichtbar sind. Innerhalb der Ausnehmung 103 befindet sich die blaue Leuchtdiode 110, die mit dem Konversionsleuchtstoff 111 bedeckt ist. Der Konversionsleuchtstoff 111 wandelt das blaue Licht der Leuchtdiode 110 in grün-gelbes Licht um. Des Weiteren befindet sich in der Ausnehmung 103 ein Photodetektor 130. Innerhalb der Ausnehmung 103 können auch mehrere Leuchtdioden 110 mit Konversionsleuchtstoff 111 und mehrere Photodetektoren 130 vorgesehen sein.

Die Figur 3 zeigt eine Draufsicht auf einen länglichen optischen Herzfrequenzsensor 100. Dieser besteht aus einem Gehäu-

se 101 mit einer Auflagefläche 102, und mehreren Ausnehmungen 103, wobei die Ausnehmungen 103 rechteckig sind. In jeder Ausnehmung 103 befindet sich eine blaue Leuchtdiode 110 mit einem Konversionsleuchtstoff 111. Ebenso befindet sich in jeder Ausnehmung 103 ein Photodetektor 130. Es kann auch vorgesehen sein, in einer Ausnehmung 103 mehr als eine Leuchtdiode 110 mit Konversionsleuchtstoff 111 und/oder mehr als einen Photodetektor 130 anzubringen. Der optische Herzfrequenzsensor 100 dieses Ausführungsbeispieles kann auch als Armband ausgeführt sein, wobei dann der Sensor beispielsweise komplett um das Handgelenk geführt werden kann.

Die Figur 4 zeigt die Funktionsweise des optischen Herzfrequenzsensors 100 aus der Figur 1. Der optische Herzfrequenzsensor 100 liegt mit seinen Auflageflächen 102 auf der Haut 150 auf. Ein erster Lichtstrahl 121 wird von der blauen Leuchtdiode 110 emittiert, in der Konversionsschicht 111 zu grün-gelbem Licht umgewandelt, und trifft dann innerhalb einer Ader 160 auf ein Hämoglobinmolekül 161. Der erste Lichtstrahl 121 wird von dem Hämoglobinmolekül 161 absorbiert. Ein zweiter Lichtstrahl 122 wird ebenfalls von der blauen Leuchtdiode 110 emittiert, und in der Konversionsschicht 111 zu grün-gelbem Licht umgewandelt. Dieser zweite Lichtstrahl 122 passiert die Ader 160 und trifft auf einen Gewebepartikel 151. Der zweite Lichtstrahl 122 wird am Gewebepartikel 151 gestreut. Der gestreute Lichtstrahl 123 trifft auf den Photodetektor 130. Durch den Puls, bzw. den Herzschlag, verändert sich die Anzahl der Hämoglobinmoleküle 161 in der Ader 160. Dadurch verändert sich der Anteil an Lichtstrahlen, die von Hämoglobinmolekülen 161 absorbiert werden, im Vergleich zur Anzahl der Lichtstrahlen, die von Gewebepartikeln 151 gestreut werden. Durch die Änderung dieses Verhältnisses ändert sich auch die Intensität des im Photodetektor 130 detektierten Lichts. Diese Intensitätsänderung ist proportional zur Herzfrequenz, bzw. zum Puls. Dadurch kann aus der Änderung der Intensität im Photodetektor 130 auf die Herzfrequenz, bzw. den Puls geschlossen werden.

In einem Ausführungsbeispiel weist das grün-gelbe Licht, das durch die Konversion des blauen Lichts der Leuchtdiode 110 im Konversionsleuchtstoff 111 entsteht, einen Anteil von mindestens 25 % im Wellenlängenbereich von 540 bis 585 nm auf, während maximal 25% des Lichts eine Wellenlänge größer als 600 nm aufweist.

In einem Ausführungsbeispiel ist die blaue Leuchtdiode 110 eine InGaN-LED.

In einem Ausführungsbeispiel weist die blaue Leuchtdiode 110 eine Wellenlänge mit einer Maximalen Intensität auf, die zwischen 400 nm und 450 nm liegt.

In einem Ausführungsbeispiel weist die InGaN-LED einen Gesamtwirkungsgrad von mindestens 40% auf. Das bedeutet, dass mindestens 40% der für die Leuchtdiode aufgewandten Energie, in blaues Licht der Leuchtdiode umgewandelt wird.

In einem Ausführungsbeispiel weist der Konversionsleuchtstoff 111 mit Cer dotiertes Lutetium-Aluminium-Granat auf.

In einem Ausführungsbeispiel beträgt die Cer-Konzentration im Lutetium-Aluminium-Granat 1%.

Die Figur 5 zeigt einen Querschnitt durch ein weiteres Ausführungsbeispiel des optischen Herzfrequenzsensors 100. Der Aufbau entspricht im Wesentlichen dem optischen Herzfrequenzsensor der Figur 1. Als Konversionsleuchtstoff ist in diesem Fall mit Cer dotiertes Lutetium-Aluminium-Granat vorgesehen, das in Pulverform in ein Epoxidharz 112 eingegossen ist. Das Pulver des mit Cer dotierten Lutetium-Aluminium-Granats ist dabei in der Figur 5 mit Punkten innerhalb des Epoxidharzes 112 angedeutet. Die Korngröße des mit Cer dotierten Lutetium-Aluminium-Granat-Pulvers beträgt dabei einige Mikrometer. Außerdem weist der optische Herzfrequenzsensor 100 in der Figur 5 einen Deckel 105 auf. Dieser Deckel 105 verschließt die Ausnehmung 103, sodass sowohl die blaue Leuchtdiode 110 und

der Konversionsleuchtstoff, der sich im Epoxidharz 112 befindet, als auch der Photodetektor 130 von Umwelteinflüssen geschützt sind. Der Deckel 105 besteht dabei aus einem Material, das für das grün-gelbe Licht, das im Konversionsleuchtstoff entsteht, durchlässig ist. Es kann zusätzlich vorgesehen sein, dass die Ausnehmung 103 mit einem Material 106 gefüllt ist, das ebenfalls für das grün-gelbe Licht durchlässig ist.

In einem Ausführungsbeispiel ist das für das grün-gelbe Licht durchlässige Material ein Silikon, ein Kunststoff oder eine Keramik.

In einem Ausführungsbeispiel weist der Konversionsleuchtstoff 111 Quantenpunkte auf mit einem Durchmesser zwischen 2 und 6 nm auf.

In einem Ausführungsbeispiel weisen die Quantenpunkte Quecksilbersulfid, Bleisulfid, Cadmiumsulfid, Cadmiumselenid, Indiumarsenid oder Indiumphosphid auf.

Figur 6 zeigt einen weiteren Querschnitt durch einen optischen Herzfrequenzsensor 100, der aus einem Gehäuse 101 mit einer blauen Leuchtdiode 110 und einem Photodetektor 130 besteht. Das Gehäuse 101 weist eine Auflagefläche 102 und eine Ausnehmung auf, wobei die blaue Leuchtdiode 110 und der Photodetektor 130 innerhalb der Ausnehmung angeordnet sind. Ein lichtundurchlässiger Steg 107 ist zwischen der blauen Leuchtdiode 110 und dem Photodetektor 130 angeordnet, wodurch die Ausnehmung in zwei Bereiche unterteilt ist. Im Bereich der blauen Leuchtdiode 110 ist die Ausnehmung mit einem Epoxidharz, das ein Pulver aus mit Cer dotiertem Lutetium-Aluminium-Granat enthält, gefüllt. Im Bereich des Photodetektors 130 ist die Ausnehmung mit einem Material 106 gefüllt, das für das grün-gelbe Licht durchlässig ist. Durch diese Bauform lassen sich besonders flache optische Herzfrequenzsensoren realisieren.

Die Figur 7 zeigt einen weiteren Querschnitt durch einen optischen Herzfrequenzsensor 100, der im Wesentlichen dem optischen Herzfrequenzsensor der Figur 1 entspricht. Die blaue Leuchtdiode 110 weist neben dem Konversionsleuchtstoff 111 einen Filter 113 auf. Dieser Filter ist so eingerichtet, dass er für das grün-gelbe Licht in einem Wellenlängenbereich zwischen 540 nm und 585 nm durchlässig ist. Dadurch kann beispielsweise sichergestellt werden, dass kein blaues Licht, das nicht in der Konversionsschicht 111 konvertiert wurde, die Lichtquelle verlässt. Dadurch wird Streulicht minimiert, wodurch eine bessere Bestimmung der Herzfrequenz möglich wird.

Die Figur 8 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel eines optischen Herzfrequenzsensors 100, wobei der optische Herzfrequenzsensor 100 im Wesentlichen dem optischen Herzfrequenzsensor der Figur 1 entspricht. Der Photodetektor 130 weist einen Filter 131 auf, der für grün-gelbes Licht im Wellenlängenbereich zwischen 540 nm und 585 nm durchlässig ist. In diesem Ausführungsbeispiel wird Streulicht, das für die Detektion der Herzfrequenz unerwünscht ist, vor dem Photodetektor ausgefiltert. Auch in diesem Fall lässt sich das Signal-zu-Rausch-Verhältnis dadurch verbessern. Der optische Herzfrequenzsensor 100 weist in diesem Ausführungsbeispiel ebenfalls einen Deckel 105 auf, der sowohl die Lichtquelle als auch den Photodetektor vor Umwelteinflüssen schützen soll.

In einem weiteren Ausführungsbeispiel ist der Filter, der für das grün-gelbe Licht in einem Wellenlängenbereich zwischen 540 nm und 585 nm durchlässig ist, in den Deckel 105 integriert.

Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzumfang der Erfindung zu verlassen.

BEZUGSZEICHENLISTE

100 Optischer Herzfrequenzsensor
101 Gehäuse
102 Auflagefläche
103 Ausnehmung
104 Datenverbindung
105 Deckel
106 Material
107 Steg
110 Blaue Leuchtdiode
111 Konversionsleuchtstoff
112 Epoxidharz mit Konversionsleuchtstoff
113 Filter
121 Erster Lichtstrahl
122 Zweiter Lichtstrahl
123 Gestreuter Lichtstrahl
130 Photodetektor
131 Filter
150 Haut
151 Gewebepartikel
160 Ader
161 Hämoglobin-Molekül

PATENTANSPRÜCHE

1. Optischer Herzfrequenzsensor (100), bestehend aus mindestens einer Lichtquelle und mindestens einem Photodetektor (130), dadurch gekennzeichnet, dass als Lichtquelle eine blaue Leuchtdiode (110) mit einem Konversionsleuchtstoff (111), der das blaue Licht in grün-gelbes Licht umwandelt, verwendet wird.

2. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach Anspruch 1, wobei mindestens 25% des konvertierten Lichts eine Wellenlänge zwischen 540 nm und 585 nm aufweist und maximal 25% des konvertierten Lichts eine Wellenlänge aufweist, die größer als 600 nm ist.

3. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die blaue Leuchtdiode (110) eine InGaN-LED ist.

4. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die blaue Leuchtdiode (110) eine Wellenlänge mit einer maximalen Intensität aufweist, die zwischen 400 nm und 470 nm liegt.

5. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach Anspruch 3, wobei die InGaN-LED (110) einen Gesamtwirkungsgrad von mindestens 40% aufweist.

6. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Konversionsleuchtstoff (111) mit Cer dotiertes Lutetium-Aluminium-Granat aufweist.

7. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach Anspruch 6, wobei die Cer-Konzentration im Lutetium-Aluminium-Granat 1% beträgt.

8. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der Ansprüche 6 oder 7, wobei der Konversionsleuchtstoff pul-

verförmig in einem anderen Material vorliegt, wobei das andere Material, ein Epoxidharz, ein Silikon, ein Kunststoff oder eine Keramik sein kann.

9. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei der Konversionsleuchtstoff (111) Quantenpunkte mit einem Durchmesser zwischen 2 und 6 nm aufweist.

10. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach Anspruch 9, wobei die Quantenpunkte Quecksilbersulfid, Bleisulfid, Cadmiumsulfid, Cadmiumselenid, Indiumarsenid oder Indiumphosphid aufweisen.

11. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Lichtquelle oder der Photodetektor (130) einen Filter (113, 131) aufweist, der für einen Teil des konvertierten Lichts durchlässig ist.

12. Optischer Herzfrequenzsensor (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Filter (113, 131) im Wellenlängenbereich von 540 nm bis 585 nm durchlässig ist.

FIG 1

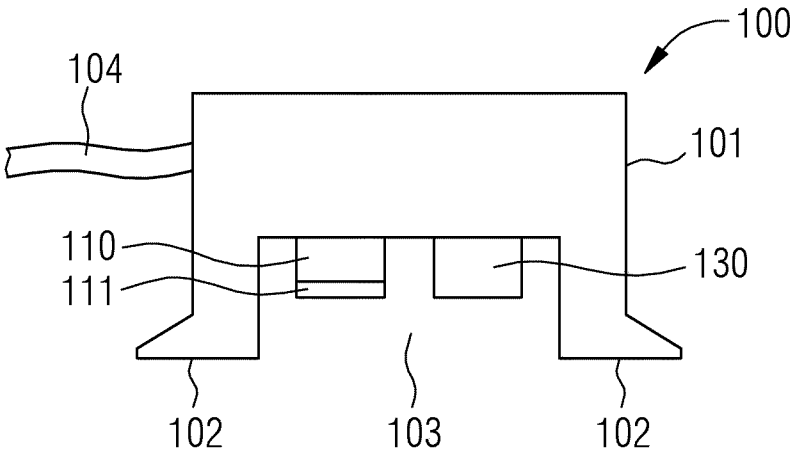


FIG 2

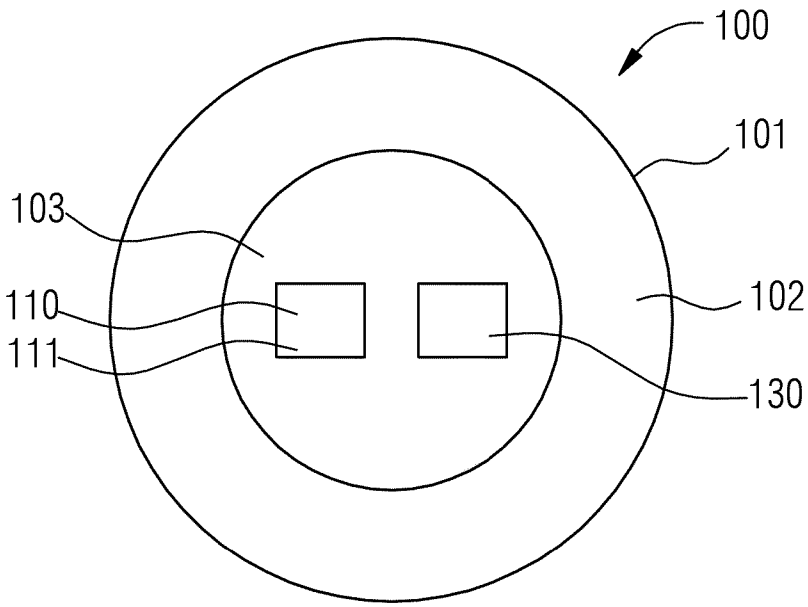


FIG 3

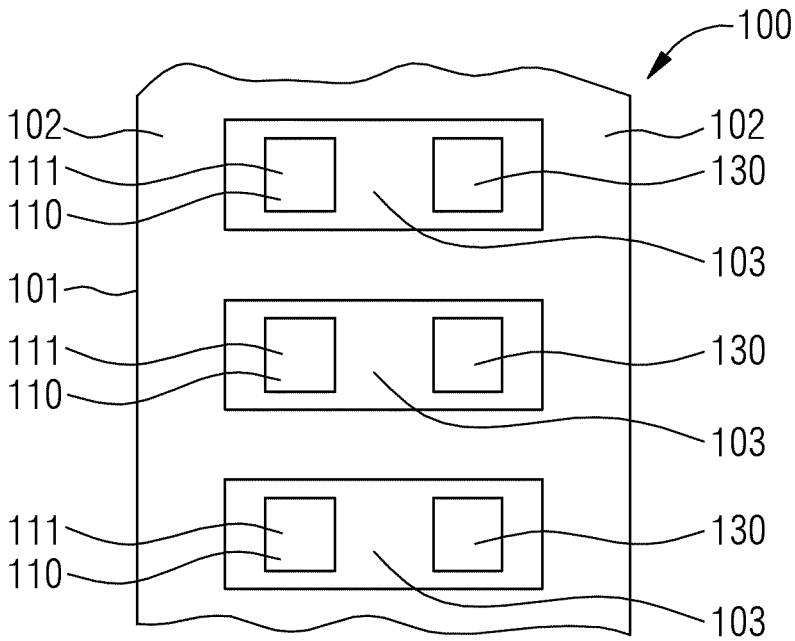


FIG 4

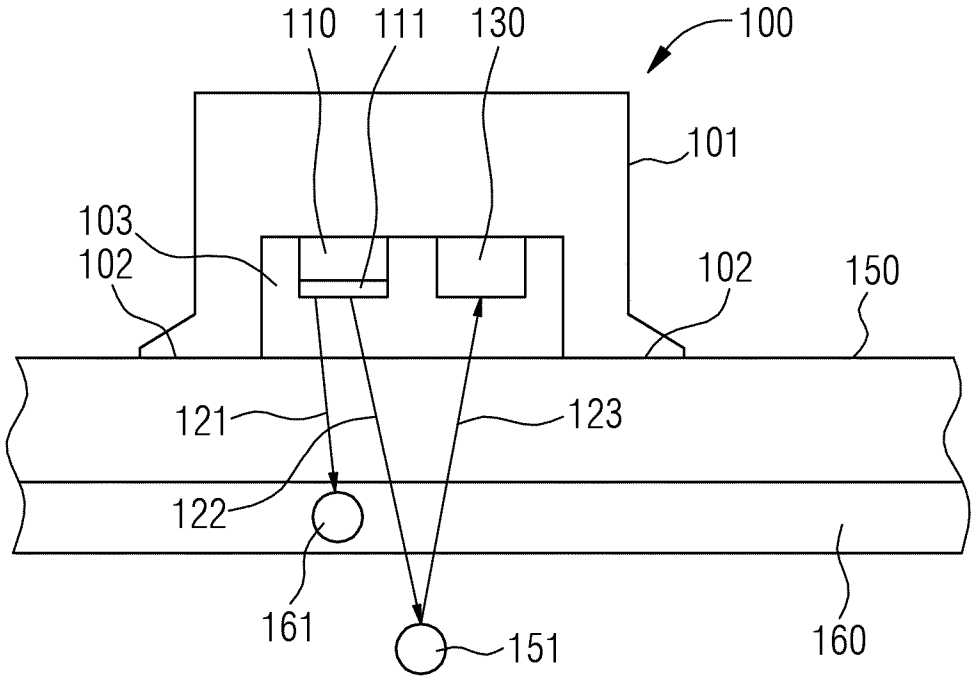

110
111
130
100
101
103
102
102
150
121
123
122
161
151
160

FIG 5

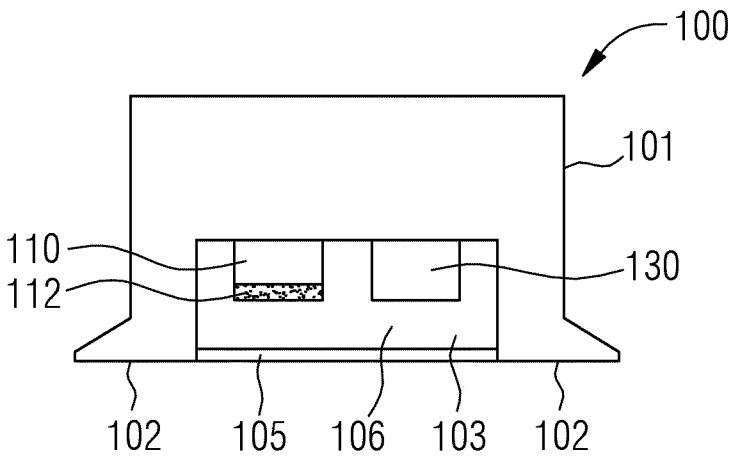

100
101
110
112
130
102
105
106
103
102

FIG 6

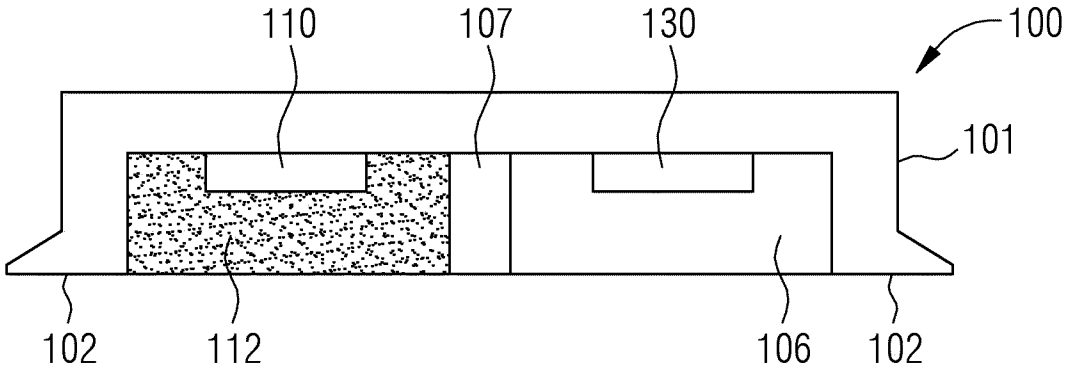


FIG 7

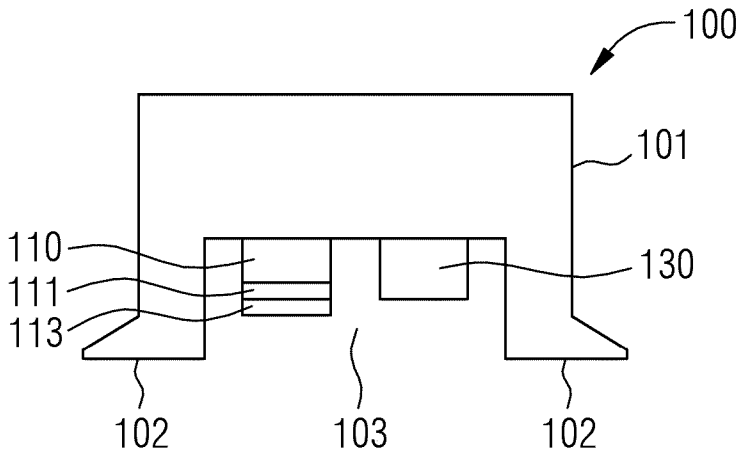
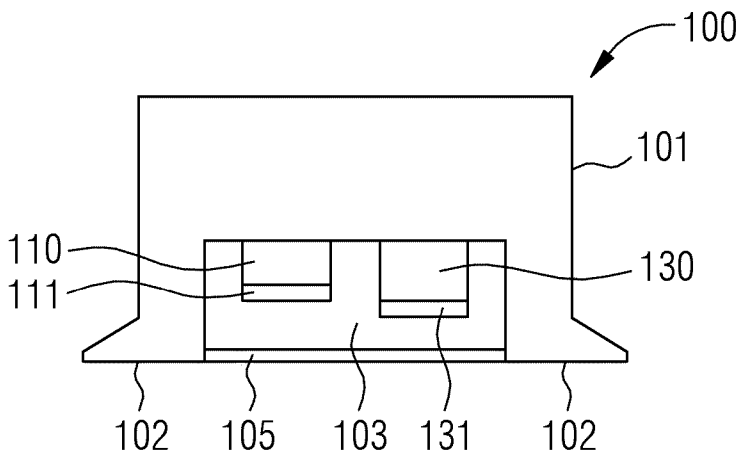


FIG 8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/060037

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/024 F21V9/10 H05B33/00 H05B33/14
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B F21V H05B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2015/094550 A1 (KARP JASON HARRIS [US] ET AL) 2 April 2015 (2015-04-02) paragraphs [0002], [0010], [0016], [0018], [0020], [0021]; figures 1,3	1 2-12
Y	US 2009/247885 A1 (SUZUKI TAKUJI [JP] ET AL) 1 October 2009 (2009-10-01) paragraph [0031]; figures 1-3	1-12
Y	US 2012/150052 A1 (BUCHHEIM JAMES [US] ET AL) 14 June 2012 (2012-06-14) paragraph [0032]; figure 4	1-12

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
14 July 2016	27/07/2016

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Lommel, André

2

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Anonymous: "Cranking Up The Efficacy Of Green LEDs", Compound semiconductor, 21 October 2013 (2013-10-21), XP002759906, ISSN: 2042-7328 Retrieved from the Internet: URL:http://www.compoundsemiconductor.net/article/91299-cranking-up-the-efficacy-of-green-leds.html [retrieved on 2016-07-14] the whole document	1-12
Y	EP 1 471 775 A2 (OSRAM OPTO SEMICONDUCTORS GMBH [DE]; PATENT TREUHAND GES FUER ELEKTRIS) 27 October 2004 (2004-10-27) paragraphs [0011], [0015], [0018], [0019], [0021], [0030], [0031]	1-12
A	DE 103 49 038 A1 (OSRAM OPTO SEMICONDUCTORS GMBH [DE]) 13 May 2004 (2004-05-13) paragraphs [0002], [0003], [0012], [0017], [0019], [0021]	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2016/060037

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2015094550 A1	02-04-2015	NONE	
US 2009247885 A1	01-10-2009	JP 2009226167 A	08-10-2009
		US 2009247885 A1	01-10-2009
US 2012150052 A1	14-06-2012	CA 2762074 A1	13-06-2012
		CN 102781310 A	14-11-2012
		EP 2462866 A2	13-06-2012
		US 2012150052 A1	14-06-2012
		WO 2012082749 A1	21-06-2012
EP 1471775 A2	27-10-2004	AT 279089 T	15-10-2004
		AU 7267500 A	13-02-2001
		CA 2343909 A1	01-02-2001
		CN 1327706 A	19-12-2001
		EP 1116419 A1	18-07-2001
		EP 1471775 A2	27-10-2004
		JP 3825318 B2	27-09-2006
		JP 4639351 B2	23-02-2011
		JP 2003505583 A	12-02-2003
		JP 2005101651 A	14-04-2005
		KR 100450647 B1	01-10-2004
		US 7132786 B1	07-11-2006
		US 2005029929 A1	10-02-2005
		US 2006133063 A1	22-06-2006
		WO 0108453 A1	01-02-2001
DE 10349038 A1	13-05-2004	DE 10349038 A1	13-05-2004
		JP 4621421 B2	26-01-2011
		JP 2004146835 A	20-05-2004
		US 2004145308 A1	29-07-2004

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2016/060037

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/024 F21V9/10 H05B33/00 H05B33/14
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B F21V H05B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2015/094550 A1 (KARP JASON HARRIS [US] ET AL) 2. April 2015 (2015-04-02)	1
Y	Absätze [0002], [0010], [0016], [0018], [0020], [0021]; Abbildungen 1,3	2-12
Y	US 2009/247885 A1 (SUZUKI TAKUJI [JP] ET AL) 1. Oktober 2009 (2009-10-01) Absatz [0031]; Abbildungen 1-3	1-12
Y	US 2012/150052 A1 (BUCHHEIM JAMES [US] ET AL) 14. Juni 2012 (2012-06-14) Absatz [0032]; Abbildung 4	1-12

-/--

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
14. Juli 2016	27/07/2016

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Lommel, André

2

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	Anonymous: "Cranking Up The Efficacy Of Green LEDs", Compound semiconductor, 21. Oktober 2013 (2013-10-21), XP002759906, ISSN: 2042-7328 Gefunden im Internet: URL:http://www.compoundsemiconductor.net/article/91299-cranking-up-the-efficacy-of-green-leds.html [gefunden am 2016-07-14] das ganze Dokument -----	1-12
Y	EP 1 471 775 A2 (OSRAM OPTO SEMICONDUCTORS GMBH [DE]; PATENT TREUHAND GES FUER ELEKTRIS) 27. Oktober 2004 (2004-10-27) Absätze [0011], [0015], [0018], [0019], [0021], [0030], [0031] -----	1-12
A	DE 103 49 038 A1 (OSRAM OPTO SEMICONDUCTORS GMBH [DE]) 13. Mai 2004 (2004-05-13) Absätze [0002], [0003], [0012], [0017], [0019], [0021] -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2016/060037

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2015094550 A1	02-04-2015	KEINE	
US 2009247885 A1	01-10-2009	JP 2009226167 A	08-10-2009
		US 2009247885 A1	01-10-2009
US 2012150052 A1	14-06-2012	CA 2762074 A1	13-06-2012
		CN 102781310 A	14-11-2012
		EP 2462866 A2	13-06-2012
		US 2012150052 A1	14-06-2012
		WO 2012082749 A1	21-06-2012
EP 1471775 A2	27-10-2004	AT 279089 T	15-10-2004
		AU 7267500 A	13-02-2001
		CA 2343909 A1	01-02-2001
		CN 1327706 A	19-12-2001
		EP 1116419 A1	18-07-2001
		EP 1471775 A2	27-10-2004
		JP 3825318 B2	27-09-2006
		JP 4639351 B2	23-02-2011
		JP 2003505583 A	12-02-2003
		JP 2005101651 A	14-04-2005
		KR 100450647 B1	01-10-2004
		US 7132786 B1	07-11-2006
		US 2005029929 A1	10-02-2005
		US 2006133063 A1	22-06-2006
		WO 0108453 A1	01-02-2001
DE 10349038 A1	13-05-2004	DE 10349038 A1	13-05-2004
		JP 4621421 B2	26-01-2011
		JP 2004146835 A	20-05-2004
		US 2004145308 A1	29-07-2004