CH 640 683 A3

(19) CONFÉDÉRATION SUISSE
OFFICE FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

(51) Int. Cl.³: A 61 B 5/02
G 04 B 47/00
G 04 G 1/00

Demande de brevet déposée pour la Suisse et le Liechtenstein
Traité sur les brevets, du 22 décembre 1978, entre la Suisse et le Liechtenstein

(12) FASCICULE DE LA DEMANDE A3 (11) 640 683 G

(21) Numéro de la demande: 1180/78

(22) Date de dépôt: 03.02.1978

(30) Priorité(s): 11.02.1977 GB 5746/77

(42) Demande publiée le: 31.01.1984

(44) Fascicule de la demande publié le: 31.01.1984

(71) Requérant(s):
Thomas Orr, Warsash/Southampton (GB)

(72) Inventeur(s):
Thomas Orr, Warsash/Southampton (GB)

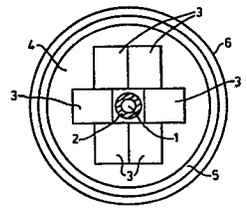
(74) Mandataire:
Micheli & Cie, ingénieurs-conseils, Genève

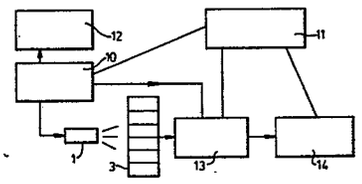
(56) Rapport de recherche au verso

(54) Détecteur de rythme cardiaque.

(57) Le détecteur de rythme cardiaque rechargeable est logé dans un boîtier de montre électronique, les deux dispositifs ayant des organes communs: batterie (11), oscillateur (10).

La lumière incidente, de 500 à 650 nm de longueur d'onde, produite par une diode photo-émettrice (1), est réfléchie par la peau du porteur selon son contenu de sang artériel. Cette partie réfléchie est reçue par des photodiodes (3) qui fournissent un courant modulé à l'indicateur (14) de rythme cardiaque. Les photodiodes (3), exposées à la lumière ambiante, fournissent le courant de recharge de la batterie (11).





640 683 G

Eidgenössisches Amt für geistiges Eigentum
Bureau fédéral de la propriété intellectuelle
Ufficio federale della proprietà intellettuale

RAPPORT DE RECHERCHE
RECHERCHENBERICHT

Demande de brevet No.:
Patentgesuch Nr.:
CH 1180/78

HO 13842

Documents considérés comme pertinents
Einschlägige Dokumente

Catégorie Kategorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes. Kennzeichnung des Dokuments, mit Angabe, soweit erforderlich, der massgeblichen Teile	Revendications concernées Betrifft Anspruch Nr.
Y	DE - A - 2 136 823 (FRITZ HELLIGE & CO)	
	* figures 1,2; page 2, ligne 1 - page 3, ligne 27 *	1,2
	--	
Y	FR - A - 2 300 537 (ORR)	
	* figures 1-3; page 2, ligne 26 - page 7, ligne 8 *	1,2
	--	
Y	FR - A - 1 162 745 (DUROWE, HUMMEL)	
	* figures 1-3; page 3, colonne de gauche, lignes 9-52 *	1,2
	--	
A	US - A - 3 993 047 (PEEK)	1,2,5

Rapport de recherche établi sur la base des dernières revendications transmises avant le commencement de la recherche.
Der Recherchenbericht wurde mit Bezug auf die letzte, vor der Recherche übermittelte, Fassung der Patentansprüche erstellt.

Domaines techniques recherchés
Recherchierte Sachgebiete
(INT. CL⁴)

A 61 B
G 04 G
G 04 C

Catégorie des documents cités
Kategorie der genannten Dokumente

X: particulièrement pertinent à lui seul
von besonderer Bedeutung allein betrachtet
Y: particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie
A: arrière-plan technologique
technologischer Hintergrund
O: divulgation non-écrite
nichtschriftliche Offenbarung
P: document intercalaire
Zwischenliteratur
T: théorie ou principe à la base de l'invention
der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze
E: document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date
älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
D: document cité dans la demande
in der Anmeldung angeführtes Dokument
L: document cité pour d'autres raisons
aus andern Gründen angeführtes Dokument

&: membre de la même famille, document correspondant.
Mitglied der gleichen Patenfamilie; übereinstimmendes Dokument

Etendue de la recherche/Umfang der Recherche

Revendications ayant fait l'objet de recherches
Recherchierte Patentansprüche:
ensemble
Revendications n'ayant pas fait l'objet de recherches
Nicht recherchierte Patentanspruche:
Raison:
Grund:

Dat. d'achèvement de la recherche/Abschlussdatum der Recherche
27 juillet 1982

01-81

REVENDICATIONS

1. Détecteur de rythme cardiaque comprenant: une source lumineuse pour transilluminer le tissu de la peau; un moyen de détection à semi-conducteur placé pour recevoir de la lumière de ladite source réfléchie par ledit tissu de la peau et capable de détecter des variations d'intensité de ladite lumière réfléchie par ledit tissu de la peau ainsi que de produire un signal électrique répondant aux variations de flux de sang artériel dans ledit tissu de la peau; un moyen d'indication pour indiquer le rythme cardiaque en relation avec ledit signal électrique; un moyen pour transmettre ledit signal électrique dudit moyen de détection audit moyen d'indication; une source d'énergie électrique; et un moyen pour fournir de l'énergie à ladite source de lumière à partir de ladite batterie; caractérisé par le fait que ladite source d'énergie (11) est rechargeable et que ledit moyen de détection (3) délivre, lors de son exposition à la lumière ambiante, un courant de recharge; et par le fait qu'il comporte des moyens transmettant ledit courant de recharge dudit moyen de détection à ladite source d'énergie pour la recharger.

2. Détecteur de rythme cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il est compact et portable et par le fait qu'il comporte en outre un boîtier du type montre; un circuit horométrique alimenté par ladite source d'énergie rechargeable, fournissant un signal électrique utilisable pour indiquer l'heure du jour; un moyen d'indication incorporé dans ledit boîtier pour indiquer l'heure du jour et alimenté par ledit signal électrique produit par ledit circuit horométrique; la source lumineuse comprenant au moins une diode photo-émettrice montée dans ledit boîtier.

3. Détecteur de rythme cardiaque selon la revendication 2, caractérisé par le fait que le moyen d'indication (12, 14) est une diode numérique lumineuse.

4. Détecteur de rythme cardiaque selon la revendication 2, caractérisé par le fait que le moyen d'indication (12, 14) est un affichage numérique à cristaux liquides.

5. Détecteur de rythme cardiaque selon la revendication 2, caractérisé par le fait que ladite diode photo-émettrice (1) est alimentée en impulsions.

6. Détecteur de rythme cardiaque selon les revendications 1 ou 2, caractérisé par le fait que ladite source lumineuse est composée de plusieurs diodes photo-émettrices (25) et ledit détecteur comprend le moyen d'alimenter lesdites diodes photo-émettrices d'une façon cyclique.

7. Détecteur de rythme cardiaque selon les revendications 1 ou 2, caractérisé par le fait que ledit détecteur à semi-conducteur (3) comprend au moins une photodiode.

8. Détecteur de rythme cardiaque selon les revendications 1 ou 2, caractérisé par le fait que ledit semi-conducteur est en silicium.

9. Détecteur de rythme cardiaque selon les revendications 1 ou 2, caractérisé par le fait que ledit moyen pour transmettre ledit courant pour recharger ladite source d'énergie (11) comprend un moyen d'augmenter la tension (27).

Cette invention est relative aux détecteurs de rythme cardiaque.

Il a été proposé, comme exemple, dans le brevet N° 540 041 de fournir un détecteur de rythme cardiaque et un indicateur personnel de pulsation dans une forme compacte. Le détecteur peut, par exemple, être incorporé dans une montre électronique pouvant être mise au poignet et comprendre des circuits horométriques d'où des signaux représentant respectivement le rythme cardiaque et l'heure peuvent être dérivés et utilisés pour activer des affichages séparés, ou un simple dispositif à sélection. Les besoins en énergie électrique du détecteur sont fournis par une batterie, et ceci implique le problème de la nécessité de remplacer la batterie par intervalle, quand elle devient déchargée. Le brevet N° 615 581 se rapporte à un transducteur pour détecter les pulsations cardiaques. Le brevet FR 1 162 745 décrit d'une façon générale l'utilisation d'un semi-conducteur pour fournir un courant de recharge d'une batterie.

Le but de la présente invention est de fournir un détecteur de rythme cardiaque où le problème susmentionné est résolu.

La présente invention propose un détecteur de rythme cardiaque comprenant une source lumineuse pour transilluminer le tissu de la peau;

un moyen de détection à semi-conducteur placé pour recevoir de la lumière de ladite source réfléchie par ledit tissu de la peau et capable de détecter des variations d'intensité de ladite lumière réfléchie par ledit tissu de la peau ainsi que de produire un signal électrique répondant aux variations de flux de sang artériel dans ledit tissu de la peau;

un moyen d'indication pour indiquer le rythme cardiaque en relation avec ledit signal électrique;

un moyen pour transmettre ledit signal électrique dudit moyen de détection audit moyen d'indication; une source d'énergie électrique; et un moyen pour fournir de l'énergie à ladite source de lumière à partir de la dite batterie; caractérisé par le fait que ladite source d'énergie (11) est rechargeable et que ledit moyen de détection (3) délivre lors de son exposition à la lumière ambiante, un courant de recharge; et par le fait qu'il comporte des moyens transmettant ledit courant de recharge dudit moyen de détection à ladite source d'énergie pour la recharger.

Le détecteur de rythme cardiaque peut constituer une entité séparée dans son propre logement, mais peut être logé dans un boîtier type montre, et celui-ci peut être un boîtier de montre-bracelet, de montre de poche ou celui d'une montre destinée à être protégée de l'habillement et du type communément porté par les nurses. Le boîtier peut aussi abriter un circuit horométrique pour donner une indication de l'heure du jour. Le circuit horométrique est de préférence électronique et alimenté par ladite source d'énergie rechargeable. L'heure et le rythme cardiaque peuvent être tous deux affichés digitalement, par exemple, par des indicateurs constitués respectivement de diodes lumineuses en figure de 8 ou de cristaux liquides.

L'invention va maintenant être décrite par le moyen d'exemples, par référence aux dessins annexés, dans lesquels:

La fig. 1 montre une vue arrière d'un boîtier de montre-bracelet formant une partie d'un détecteur de rythme cardiaque,

la fig. 2 montre schématiquement un circuit pour l'indication du rythme cardiaque,

la fig. 3 montre schématiquement un circuit pour la recharge de la batterie,

les fig. 4 et 5 montrent des modifications à la disposition de la fig. 1, et

la fig. 6 montre une modification à l'arrangement de la fig. 3.

En se référant à la fig. 1, un détecteur de rythme cardiaque comprend une diode photo-émettrice 1, entourée d'un matériau plastique opaque 2 et autour de ceci sont disposés six photodiodes au silicium 3 arrangées comme il l'est montré pour recevoir la lumière provenant de la diode photo-émettrice, qui est réfléchie sur le tissu de la peau du porteur. Le tout est disposé dans un matériel plastique transparent 4

et entouré par une protection contre la lumière ambiante 5 sur l'arrière du boîtier de montre 6.

La fig. 2 montre un circuit horométrique 10 alimenté par une batterie rechargeable 11 et produisant des signaux pour actionner un indicateur de temps 12. Un signal pulsé est aussi dérivé du circuit horométrique 10 pour donner une énergie pulsée à la diode photo-émettrice 1. Un signal provenant des photodiodes 3 est traité par le circuit «battement du cœur» 13 pour produire un signal de sortie alimentant l'indicateur de rythme cardiaque. Le circuit «battement du cœur» 13 et l'indicateur 14 sont aussi alimentés par la batterie 11.

La fig. 3 montre les photodiodes dans le mode de chargement de la batterie lorsqu'elles sont exposées à la lumière ambiante 20. Les photodiodes sont connectées en série avec une diode de bloquage 21 et la batterie 11.

La fig. 3 montre les photodiodes dans le mode de chargement de la batterie lorsqu'elles sont exposées à la lumière ambiante 20. Les photodiodes sont connectées en série avec une diode de bloquage 21 et la batterie 11.

La peau humaine est un raisonnablement bon transmetteur de la lumière visible et proche de l'infra-rouge et, dans les couches externes au moins, on n'observe pas de variations dans la transmission ou l'absorption en prenant en considération de courtes périodes de temps.

Cependant, les couches internes du tissu de la peau sont alimentées avec du sang pour fonctionner correctement, et c'est l'interaction de ce sang avec la lumière incidente qui produit des changements d'intensité de la lumière réfléchie. Le tissu de la peau est alimenté par du sang artériel à partir du cœur par un réseau complexe de petites artères et de capillaires. Le sang artériel coule par pulsations qui décroissent en intensité tout au long du circuit artériel, la chute de pression majeure du pouls a lieu avant l'étape du flux du réseau capillaire. Ainsi le circuit de retour du sang par les veines peut être ignoré.

Les artères principales sont généralement situées en profondeur, mais les petites artères et les capillaires sont plus près de la surface de la peau et sont disposés entre les artères et les veines.

Tant que les petites artères et les capillaires sont complètement élastiques à la pulsion sanguine, on peut penser que certaines propriétés du sang, plutôt que les mouvements des parois vasculaires sous la peau, donnent une augmentation de l'absorption et par conséquent des variations dans la réflexion. Il y a deux mécanismes qui peuvent entrer en ligne de compte pour ces variations, tous deux sont complexes et interdépendants, et ils sont relatifs au volume d'une pulsion sanguine dans le tissu de la peau et au taux d'oxygène du sang.

En considérant ces deux phénomènes d'absorption ensemble et supposant que l'absorption de lumière due au volume de sang dans la vague de pulsion artérielle est l'effet dominant, il apparaît que l'utilisation d'une lumière dans la zone de longueur d'onde de 500 à 600 nm donnerait bien un maximum d'absorption durant la pulsion sanguine. Cependant il est évident qu'il doit y avoir suffisamment de lumière réfléchie par le contenu de sang dans le tissu de la peau pour activer les photodiodes 3 et en utilisant une diode photo-émettrice 1 dans la zone de 600 à 650 nm, on obtiendra une plus petite valeur absolue du niveau d'absorption de la lumière et par conséquent une plus grande intensité de la lumière réfléchie.

Une variation du signal est aussi produite due au changement du taux d'oxygène dans le sang durant la pulsion artérielle, et ceci tendra à réduire légèrement le maximum d'absorption attendu durant le pic de la pulsion artérielle, et par conséquent l'amplitude du signal.

La surface extérieure de la peau humaine est connue pour avoir un facteur de transmission sensible au spectre, mais dans la bande en considération, il n'y a pas de variations majeures dans le niveau de transmission.

La diode photo-émettrice 1 peut donc émettre une lumière dont la longueur d'onde est située dans la bande de 500 à 650 nm, et, pour les raisons citées précédemment, de préférence dans la bande de 600 à 650 nm. Les photodiodes 3 sont de préférence des photodiodes au silicium, sélénium ou sulfure de cadmium/sulfure de cuivre. Pratiquement, en vue de produire un courant de sortie suffisant, plusieurs de ces photodiodes 3, par exemple six comme sur le dessin, seront utilisées et connectées en parallèle.

Elles sont de préférence disposées de manière à encercler la diode photo-émettrice 1, un écran convenable 2 est placé pour prévenir le passage direct de la lumière de la diode photo-émettrice 1 aux photodiodes 3. Lorsqu'elle est utilisée pour la mesure du rythme cardiaque, la diode photo-émettrice 1 doit être placée très près du tissu de la peau et les photodiodes 3 doivent être disposées de manière à recevoir la lumière réfléchie provenant de la diode photo-émettrice 1, mais pas la lumière ambiante. Ceci peut, par exemple être obtenu, en plaçant la diode photo-émettrice 1 et les photodiodes 3 sur la face inférieure d'un boîtier de montre-bracelet 6, comme illustré, avec, si nécessaire, un joint autour de la surface inférieure du boîtier de la montre-bracelet 6, pour prévenir l'entrée de la lumière ambiante. L'entrée de la lumière ambiante peut être aussi réduite par l'utilisation de filtres polarisants.

Dans l'autre condition, lorsque les photodiodes 3 sont utilisées pour forunir un courant de recharge à la batterie 11, qui peut être par exemple une batterie à l'oxyde d'argent ou au nickel cadmium, il est évidemment essentiel que les photodiodes 3 soient exposées à la lumière ambiante. Dans le cas décrit ci-dessus où les photodiodes 3 sont placées sur la partie inférieure du boîtier de la montre-bracelet 6, ceci peut être obtenu lorsque la montre est enlevée et la partie inférieure exposées à la lumière ambiante. Les photodiodes 3 peuvent être cependant montées sur la surface frontale du boîtier de la montre-bracelet 6 qui est normalement exposées à la lumière ambiante lorsqu'on effectue une mesure du rythme cardiaque en utilisant le bout du doigt ou du pouce d'une personne. Ceci peut par exemple être réalisé en ayant placé la diode photo-émettrice 1 et les photodiodes 3 de telle manière qu'elles soient couvertes et protégées de la lumière ambiante par ledit bout du doigt ou du pouce d'une personne lorsque le rythme cardiaque de cette personne est mesuré par transillumination du tissu de la peau de ce doigt ou de ce pouce.

Dans le but de fournir suffisamment de courant électrique pour recharger la batterie 11, une interconnection différente des photodiodes peut être nécessaire pour obtenir le voltage désiré. Par exemple, les photodiodes 3 peuvent nécessiter d'être connectées en série au lieu d'en parallèle et un montage de commutation peut être fourni pour le réaliser. De plus, une diode de bloquage 21 est branchée en série avec les photodiodes 3 et la batterie 11 pour éviter la décharge de la batterie à travers les photodiodes 3 lorsqu'elles sont dans l'obscurité ou pas en régime de charge.

Le circuit horométrique 10 peut comprendre un oscillateur à cristal et un diviseur approprié pour diviser la fréquence du signal de l'oscillateur pour produire des signaux alimentant l'indicateur de temps 12 pour donner l'indication de l'heure demandée.

Bien que la diode photo-émettrice puisse être alimentée en courant continu, il est préférable de dériver un signal d'un point approprié du diviseur pour fournir l'énergie à la diode photo-émettrice. De cette manière, celle-ci émet des flashes

de lumière à une fréquence nettement supérieure au plus grand rythme cardiaque que l'on puisse prévoir. Les flashes peuvent, par exemple, être produits à une fréquence de 1 kHz. Le signal de sortie des photodiodes 3 est alors un signal ayant la même fréquence que les flashes de lumière mais d'une amplitude modulée au rythme cardiaque et par élimination des composantes continues de ce signal, l'effet de toute lumière ambiante tombant sur la diode photo-émettrice 1 peut être réduit.

Différentes modifications peuvent être bien sûr faites. Par exemple, comme illustré dans la fig. 4, la forme en arc et particulièrement en demi-cercle des photodiodes 24 permettent de disposer celles-ci autour de la diode photo-émettrice.

Comme illustré à la fig. 5, plusieurs diodes photo-émettrices 25, par exemple trois, peuvent être disposées autour d'une photodiode centrale 26 et alimentées en impulsions et d'une manière cyclique. Un traitement électronique adéquat du signal de sortie de la photodiode 26 peut apporter une amélioration de la discrimination des battements du cœur et le rejet d'interférences.

Si désiré, l'indicateur de temps 12 et l'indicateur de rythme cardiaque 14 peuvent être combinés en un seul indicateur alimenté sélectivement. Dans tous les cas l'indication sera normalement numérique. Les systèmes d'affichages utilisés seront de préférence des systèmes à cristaux liquides ou à diodes photo-luminescentes.

Finalement, comme illustré dans la fig. 6, le montage en parallèle des photodiodes 3 peut être retenu pour la charge de la batterie 11 par l'intermédiaire d'un circuit électronique d'amplification.

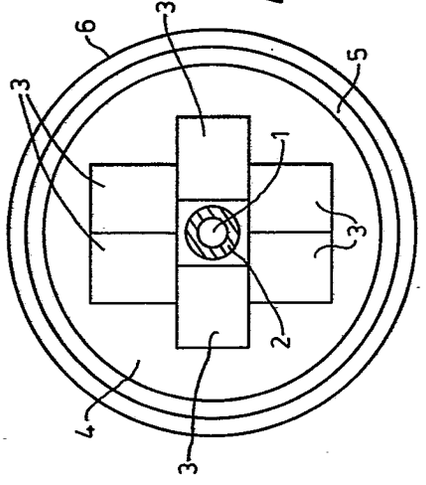


FIG. 1.

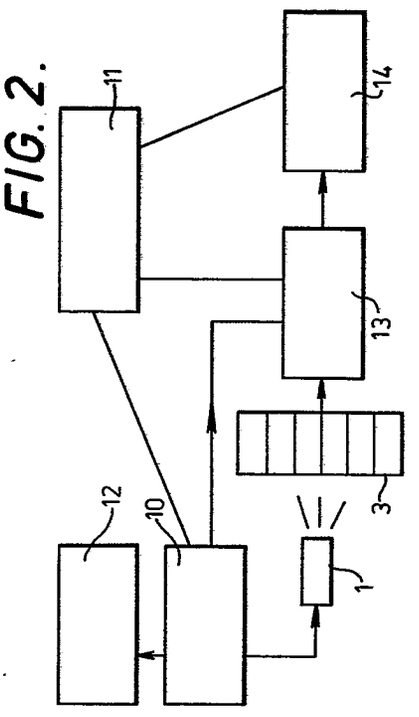


FIG. 2.

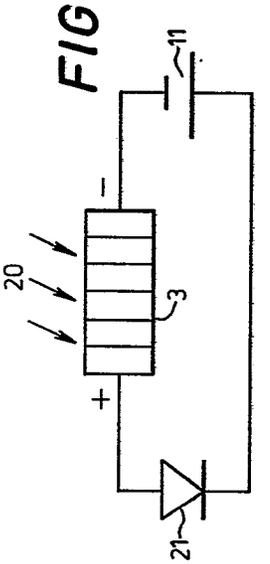


FIG. 3.

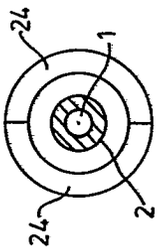


FIG. 4.

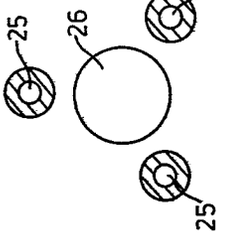


FIG. 5.

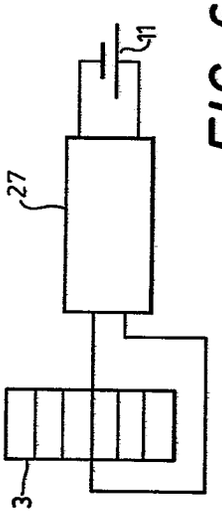


FIG. 6.