

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5774852号

(P5774852)

(45) 発行日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月10日(2015.7.10)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 13 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-541655 (P2010-541655)	(73) 特許権者	511088483
(86) (22) 出願日	平成21年1月9日(2009.1.9)		アスマクーホールディング ゲゼルシャフ
(65) 公表番号	特表2011-509125 (P2011-509125A)		ト ミット ベシュレンクテル ハフツン
(43) 公表日	平成23年3月24日(2011.3.24)		グ
(86) 国際出願番号	PCT/AT2009/000003		オーストリア国, 4 6 4 5 グリューナウ
(87) 国際公開番号	W02009/086575		イム アルムタル, ヘッケナウ 3 4
(87) 国際公開日	平成21年7月16日(2009.7.16)	(74) 代理人	100099759
審査請求日	平成24年1月6日(2012.1.6)		弁理士 青木 篤
(31) 優先権主張番号	A29/2008	(74) 代理人	100092624
(32) 優先日	平成20年1月9日(2008.1.9)		弁理士 鶴田 準一
(33) 優先権主張国	オーストリア(AT)	(74) 代理人	100114018
前置審査			弁理士 南山 知広
		(74) 代理人	100165191
			弁理士 河合 章

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイタルサイン検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

センサ(2)と前記センサ(2)から隔たって配置されたエネルギー供給モジュール(3)とを含む、バイタルサイン検出装置(1)であって、

該センサ(2)が少なくとも1つの検出手段(5, 6, 7, 8)を有しており、該検出手段が、血中酸素濃度、体温、皮膚湿度、皮膚導電率、脈を含む群のうちの1つのバイタルサインを検出するように形成されていて、そして第1通信モジュール(10)を含んでおり、さらに前記検出手段(5, 6, 7, 8)は有機半導体デバイスを備え、

前記エネルギー供給モジュール(3)が、第2通信モジュール(20)と第3通信モジュール(23)とエネルギー源(21)とを有しており、そして

前記第1通信モジュール(10)と前記第2通信モジュール(20)との間に、無線通信接続(4)が存在するように構成され、且つ、前記第3通信モジュール(23)はデータ分析装置(32)のデータ受信ステーション(31)に対してデータ接続(30)を形成するように構成され、

該センサ(2)が、弾性的に復元するように変形可能な薄膜センサとして形成されており、

前記無線通信接続(4)は、前記エネルギー供給モジュール(3)から前記センサ(2)にエネルギーを伝送し、且つ、前記センサ(2)から前記エネルギー供給モジュールに測定値すなわち測定データを伝送するように形成されていて、前記無線通信接続(4)は人体近傍電界によって形成されており、そして前記無線通信接続の通信周波数は100k

10

20

H_zであり、そして

前記センサ(2)はカフとして形成され、当該カフが身体部分に固定された場合アクティブ化信号を送出するように形成された閉鎖要素(11)を有し、

前記バイタルサイン検出器(1)は前記アクティブ化信号によってアクティブ化されるようになっており、前記アクティブ化の後、前記バイタルサイン検出器(1)は周期的に生体信号を収集することを特徴とする、バイタルサイン検出装置。

【請求項2】

前記血中酸素濃度検出手段(5)が、少なくとも1つの電磁線源(13)と電磁線検出器(12)とによって形成されていることを特徴とする、請求項1に記載の検出装置。

【請求項3】

前記センサ(2)が平面状の支持体層(15)によって形成されており、前記支持体層上に前記検出手段(5, 6, 7, 8)が配置されていることを特徴とする、請求項1に記載の検出装置。

【請求項4】

前記支持体層(15)が透明又は半透明に形成されていることを特徴とする、請求項3に記載の検出装置。

【請求項5】

前記検出手段(5, 6, 7, 8)が、前記支持体層(15)の平らな側(14)に印刷されていることを特徴とする、請求項3又は4に記載の検出装置。

【請求項6】

前記第1通信モジュール(10)が電気エネルギー蓄積器(17)を有していることを特徴とする、請求項1から5までのいずれか一項に記載の検出装置。

【請求項7】

前記第1通信モジュール(10)及び前記第2通信モジュール(20)が、電磁線のための送信及び/又は受信装置(16)を有していることを特徴とする、請求項1から6までのいずれか一項に記載の検出装置。

【請求項8】

前記エネルギー源(17)が、化学的要素、無機太陽電池又は有機太陽電池を含む群のうちの1つの要素によって形成されていることを特徴とする、請求項1から7までのいずれか一項に記載の検出装置。

【請求項9】

前記エネルギー供給モジュール(3)が評価装置(22)を有していることを特徴とする、請求項1から8までのいずれか一項に記載の検出装置。

【請求項10】

前記評価装置(22)が、制御装置(25)と記憶装置(26)とを含んでいることを特徴とする、請求項9に記載の検出装置。

【請求項11】

前記第3通信モジュール(23)が記憶装置モジュールを有していることを特徴とする、請求項1から10の何れか一項に記載の検出装置。

【請求項12】

前記エネルギー供給モジュール(3)が利用者の衣服に配置されていてよいことを特徴とする、請求項1から11までのいずれか一項に記載の検出装置。

【請求項13】

前記エネルギー供給モジュール(3)が前記センサ(2)をアクティブ化するように形成されていることを特徴とする、請求項1から12までのいずれか一項に記載の検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はバイタルサイン検出装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

医学を前提とした人物持続監視若しくはトレーニング監視、又は記録のために、規則的な間隔を置いてバイタルサインを検出することが必要である。この過程を被監視者にとってできる限り快適に構成するためには、監視装置が、装置の着用者によって邪魔にならないものと認められるように形成されていると、特に有利である。特に、このような監視装置は着用者の運動自由度を全く又は取るに足らない程度にしか制限しないと有利である。できる限り運転時間が長いことも利点である。

【0003】

国際公開第2006/005169号パンフレットに開示された、バイタルサインを監視するための装置及び方法の場合、患者は手首に評価装置を着用し、そしてこの場合、光学検出装置が手のひらに保持される。光学検出装置は例えばリングとして形成されており、このリングは、1本の指、好ましくは親指にはめられる。

10

【0004】

国際公開第2005/048830号パンフレットには、バイタルサイン検出装置が開示されている。この装置はさらにハウジング内に配置されており、ハウジングの外側には接点電極が配置されている。バイタルサインを検出するために、利用者は1身体部位に装置を手で装着する。検出されたデータは例えば、長距離通信手段を介して、コントロールセンターの担当者に伝送される。

【0005】

20

従来技術から公知の装置の欠点は、例えば、手首に装置を装着し、そして検出手段を手保持しなければならないことである。また、測定を実施するために装置を利用者によって身体に、例えば押しつけることによって配置しなければならないならば、やはり不都合である。また、公知の装置は、大抵の場合、無視できない大きさを有しており、ひいては、着用者の運動自由度を著しく制限するか、又は測定中、動作のゆとりを非常に制限された程度しか許さない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、長時間にわたって連続的にバイタルサインを検出できる自給自足的な装置であって、着用者の運動自由度が全く又は極めて僅かにしか損なわれないように、バイタルサイン検出手段を着用者の身体に位置決めできる、装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の課題は、センサが、弾性的に復元するように変形可能な薄膜センサとして形成されており、そして通信接続が、エネルギー及び測定値すなわち測定データを伝送するように形成されている。

【0008】

薄膜センサの場合、個々のアクティブ層は、蒸着又は印刷によって基板上に被着される。この場合の重要な利点は、このような薄層をセンサの変形に特に良好に適合させ得ることにある。本発明による検出装置のセンサは身体部位に配置されており、そして身体の運動によって動的な変形にもさらされているので、センサが、規定に従った使用中に機械負荷によって損なわれることがないならば、センサの信頼性高い運転にとってまさに決定的に有意義である。

40

【0009】

同様に、着用快適さ、ひいては利用者による受け入れを考えると、通信接続を介して電気エネルギー及びデータを伝送することができると、有利である。検出手段は、バイタルサインの検出のために電気エネルギーを必要とする。電気エネルギーはセンサで準備されなければならない、このことは通常、エネルギー源によって行われる。しかしながら、周知のエネルギー源は容量に起因して、無視できない体積及び重量を有しており、ひいてはセ

50

ンサに配置されると着用快適さを制限し、したがって利用者はセンサを邪魔なものと感じる、という欠点を有している。小さな体積のエネルギー源は、容量が僅かであるため、使用時間が著しく制限されているという欠点を有している。電気エネルギーが通信接続を介してセンサに伝送されるので、センサは著しくコンパクトで軽量に形成することができ、しかも、本発明による検出装置の使用時間を著しく制限することはない。

【0010】

第1通信接続が皮膚の近接界によって形成されていると、まさに特別な利点が得られる。このような構成は、配線を気にせずに、任意の身体部位にセンサを配置することができる。特に、このような構成は、被検出バイタルサインを特に際立って検出できる身体位置に、センサを好ましく配置できるという利点を有している。同様に、センサは、特に保護された状態で配置されていてもよく、又は着用者の運動自由度が制限されないような配置が可能である。このことは、特にトレーニング・データの検出時に、センサが相応に配置されていると、トレーニングしている者の自然の運動経過が制限されないので、有利である。

10

【0011】

さらに、第1通信接続の有効距離を調節して、別の患者によって着用された第2検出装置による妨害が阻止されるようにすることができると有利である。

【0012】

有利な別の構成の場合、第1通信接続は、有効距離が短い高周波接続によって、例えば免許不要のISM領域（工業、科学、及び医療用帯域）868又は915MHzにおけるHF接続によって形成されていてよい。このような周波数領域における通信接続に際しては、送信器/受信器回路のような多数の通信装置がすでに広く普及しており、利用可能である。

20

【0013】

有利な別の構成は、パルス酸素測定法によって血中酸素含有量を測定するのを可能にする。パルス酸素測定法を実施するためには、請求項によれば、電磁線源と電磁線検出器とによって形成された検出手段が必要である。このような方法では、毛細血管が、異なる波長を有する光で照らされ、そしてその都度異なる吸収速度が互いに関係づけられる。次いで基準値との関係づけ及び比較を行うことにより、酸素飽和度を測定することができる。このような評価は例えば外部評価装置内で実施される。測定を実施するために、例えば660nmの範囲及び940nmの範囲の波長を有する光が使用される。場合によっては、周囲光が使用されてもよい。

30

【0014】

線源としては、例えば、全ての発光半導体デバイスを使用することができ、好ましくは発光ダイオードが使用される。検出器としては、好ましくはフォトトランジスタが使用されるが、しかし他のあらゆる感光性電子デバイスが使用されてもよい。

【0015】

別の構成において、検出手段はバイタルサイン、例えば血圧又は血糖値を検出することもできる。このような別の構成の重要な利点は、このようなバイタルサインが非侵襲的に検出されることであり、特に、請求項に基づいて形成された光学的に作用する検出システムが、このようなバイタルサインの検出を可能にする。また、呼吸頻度を検出することのできる検出手段も考えられる。

40

【0016】

検出手段が有機及び/又は無機半導体デバイスによって形成されていると、まさに特別な利点が得られる。センサの好ましい使用目的を考えると、有機半導体デバイスによって形成された検出手段は、特に簡単に、迅速に、そして低廉に製造できるという特別な利点を有する。製造時及び廃棄時の環境問題の面で、有機半導体は、製造時には多くのエネルギーを費やすプロセス、例えば高温プロセスが必要とならず、またセンサの廃棄時に環境を脅かすおそれがないという、更なる利点を有している。バイタルサインの連続的な検出時には、センサの検出手段が汚されるおそれがあり、これによって、センサの機能性は制

50

限され、又はセンサは使用不能になる。上記利点によれば、今やいわゆる使い捨てセンサが形成可能であり、これによって、汚されたセンサの清浄化はもはや必要でなくなり、このセンサは新しいセンサとただちに交換される。

【 0 0 1 7 】

有機半導体デバイス及び特に有機発光ダイオード及び有機フォトトランジスタは、従来技術から十分に知られているので、ここではさらなる説明は省く。

【 0 0 1 8 】

しかし、好ましい別の構成では、検出手段は無機半導体デバイス、及び有機半導体デバイスと無機半導体デバイスとの組み合わせによって形成されていてもよい。

【 0 0 1 9 】

別の構成によれば、センサは、平面状の支持体層によって形成されており、支持体層上に検出手段が配置されている。弾性的に復元するように変形可能に形成された、センサの平面状の支持体層の利点は、支持体層が、センサが配置される表面構造に特に良好に適合され得ることである。支持体層は P E N 又は P E T で形成されていてもよい。

【 0 0 2 0 】

好ましい別の構成では、平面状の支持体層は電気絶縁作用を有するように形成されており、これによって、検出手段は、付加的な電気絶縁保護層なしで支持体層上に被着することができる。さらに、支持体層が好ましくはロール上のシート材料として形成されていることも有利であり、これによって特に合理的なセンサ製造法、特に連続法を導入することができる。

【 0 0 2 1 】

好ましい別の構成によれば、光学的に作用する検出手段は、支持体層の、身体部位とは反対の平らな側に配置されてもよい。支持体層が少なくとも、線源又は線検出器のスペクトル領域内で透明又は半透明であると、高められた汚れ負荷にさらされている場所では、検出手段を身体表面に向けて配置する必要はない。

【 0 0 2 2 】

検出手段が支持体層の平らな側に印刷されていると、まさに決定的な利点を得られる。印刷法によって、例えばインクジェット印刷、スクリーン印刷、スタンプ印刷によって製造された検出手段は、特に低廉に提供することができる。印刷法のまさに特別の利点は、これらの方法を、変化する要件に極めて迅速且つフレキシブルに適合させ得ることであり、これによって、僅かな個数でも経済的に製造することができる。また半導体デバイスのために必要となるような複雑な構造も、印刷法を用いると著しく簡単且つ迅速に実現することができる。特に、検出手段は、予め製作したデバイス上に後から印刷することができる。

【 0 0 2 3 】

好ましい別の構成によれば、検出手段は、有機半導体部分によって形成されている。有機半導体材料は、印刷法において特に有利に使用することができ、特に、無機半導体材料を用いた場合には実現が不可能であるか又は極めて困難であろう配置状態を形成することができる。例えば、第 1 の印刷動作時に 1 部分を露出させておくことができ、この部分内で、第 2 の印刷動作時に別の材料が印刷される。無機材料の場合には、これに加えて手間のかかるリソグラフィ・プロセス及びエッチング・プロセスが必要となる。

【 0 0 2 4 】

利用者に対する配慮の面では、センサを簡単に装着又は取り外しできる構造が有利である。一般に知られているように、長手延在方向において、必要とされる身体部位周りを取り囲むために必要な長さを少なくとも有するように、カフが形成されている。カフは、閉じられた円筒状のカフとして形成されてよく、身体部位周りとの精密な適合は好ましくは弾性区分によって生じる。しかしながら、カフは、展開された円筒として形成されていてもよく、この場合には、カフは、取り囲むべき身体部位周りに装着され、そして保持手段によってこの身体部位周りに位置決めされる。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

カフが、トリガ信号を送出するように形成された閉鎖要素を有している別の構成が有利である。生体信号測定の実施は、センサが1身体部位上に装着されているときだけ必要である。閉鎖要素がトリガ信号を送出するように形成されていると、このような信号は、検出装置をアクティブ化するために使用することができ、これによって、次いで周期的に生体信号が検出される。このような構成は、有利には誤測定を阻止する。例えば、不注意によってセンサが身体から外れると、結果として生体信号がもはや検出されず、このような状態が例えば警報を発することもある。しかし請求項によれば、身体からセンサが不慮に外れると、トリガ信号が発生し、ひいては、バイタルサインがないことによる警報は差し止められる。しかしながら、センサが不慮に外れることによって発せられるトリガ信号は、着用者にこのような状況に関する情報を与えるために使用することもできる。請求項に基づく構成は、こうして、利用者のための運転確実性及び快適さを有意義に高める。

10

【0026】

本発明によれば、エネルギー供給モジュールからセンサへのエネルギー伝送は、無線通信接続を介して行われる。ここで第1通信モジュール内に電気エネルギー蓄積器が存在していると、より高いエネルギー消費量を有するような検出手段もセンサに配置することができる。本発明によれば、バイタルサインは連続的には検出されず、予め選択可能な例えば1分ごとのタイムスロットでだけ検出される。無線通信接続を介して、ある程度制限された量のエネルギーだけしか伝送することができないので、請求項に基づく構成は、測定間の休止中にエネルギー蓄積器を充電できるという利点を有している。測定中には、検出手段にエネルギー蓄積器から電気エネルギーが供給される。測定サイクルは、次の測定動作を実施可能にするのに十分なエネルギーでエネルギー蓄積器を充電するために、測定動作間の時間が十分であるように選択されなければならない。

20

【0027】

エネルギー蓄積器は、例えば容量性蓄積器として、又は電気化学的蓄積器要素として形成されている。特に有利なのは、エネルギー蓄積器が薄膜素子として、例えばポリマー蓄電池として形成されている構成である。それというのも、このようなエネルギー蓄積器は、印刷法によって製造することができるからである。

【0028】

有利な別の構成によれば、第1通信モジュール及び第2通信モジュールは、電磁線のための送信及び/又は受信装置を有している。送信及び/又は受信装置はそれぞれ、第1又は第2の通信モジュールに印加された電気エネルギー、制御信号、及び突き止められた測定値を、電磁界内に移すように形成されており、この場合、第1通信モジュールと第2通信モジュールとの間に無線通信接続が形成されるようになっている。

30

【0029】

請求項に記載された別の構成によれば、通信接続は皮膚の近接界によって形成されている。第1及び第2の通信モジュールの送信及び/又は受信装置は、この場合、電磁線が搬送媒体としての皮膚に結合されることが可能であるように形成されていなければならない。測定値又は制御信号の他に、センサに供給するための電気エネルギーもまた、通信接続を介して伝達されるようになっているので、電磁交番信号のためには100kHzの周波数が特に有利であることが判っている。

40

【0030】

送信及び/又は受信装置は、例えばアンテナによって、例えば印刷されたストリップ導体アンテナによって形成されていてよい。このように形成された送信及び/又は受信装置は、特に有利にはセンサに配置することができ、又はこのセンサ内に組み込むことができる。

【0031】

エネルギー源が、化学的要素、無機太陽電池又は有機太陽電池を含む群のうちの1つの要素によって形成されている構成が有利である。エネルギー供給モジュールがセンサから隔たって配置されているので、つまり、着用者の運動自由度がほとんど制限されないので、エネルギー源として、容量のより大きい装置を使用することができる。特に、広く普及

50

している低廉且つ大容量の化学的要素を使用することができる。しかしまた、本発明による検出装置のエネルギー自給自足運転のためには、エネルギー源が太陽電池として、特に有機太陽電池として形成されていても有利である。有機太陽電池の特別な利点は、これらが特に低廉に、そして合理的に製造可能であり、特にこれらを印刷法によって製造できることである。

【0032】

請求項に基づく構成の重要な利点は、センサへの電気エネルギーの供給がエネルギー供給モジュールによって行われることである。センサにエネルギー源を設けずに済むので、センサは特にコンパクトに形成することができ、このことは、着用者に大きく受け入れられるという点で有利である。それというのも、コンパクトなセンサが運動自由度を全く又はほとんど制限せず、したがって邪魔なものと感じられないからである。

10

【0033】

検出された測定値の処理のために、エネルギー供給モジュールが評価装置を有していると、有利である。検出手段によって検出された生体信号は、いわゆる生データとして提供され、これをデータ技術的な検出の前に処理しなければならない。このような処理は、今や特に有利に、エネルギー供給モジュールの評価装置によって引き受けることができる。血中酸素濃度の検出時には、例えば輝度値が検出される。周知のパルス酸素測定法によれば、異なるスペクトル成分における個々の輝度値を互に関係づけなければならない。このことは評価装置によって引き受けることができる。これによって、例えば評価装置は、酸素濃度に対して比例する値を提供する。評価装置はしかし、周期的に検出されたバイタルサインを総計することによって、長時間動向を測定できるように形成されていてもよい。有利な別の構成の場合、評価装置は例えば警報装置を有することもできる。この警報装置は、バイタルサインの限界値を上回ったとき又は下回ったときに着用者に警報を発する。

20

【0034】

測定値処理を実施するために、評価装置は制御装置と記憶装置とを含んでいると有利である。記憶装置内には、命令を記憶することができる。これらの命令は、制御装置によってローディングして実行することにより、例えば、検出されたバイタルサインを処理することができる。制御装置は、例えばマイクロコンピュータによって形成されていてよく、記憶装置は、揮発性もしくは不揮発性の記憶装置デバイスによって形成されていてよい。また、記憶装置は、検出・処理されたバイタルサインを次のデータ同期まで、一時記憶するように形成されていてもよい。

30

【0035】

本発明による検出装置は独立して運転することができ、監視、評価、及び場合によっては着用者への警報は、データ技術的な評価装置の干渉又は関与なしに、この場合は自給自足的に行われる。本発明による検出装置はしかし、個人固有のバイタルデータを分析装置によって評価させるように形成されていてもよい。したがって、エネルギー供給モジュールが第3通信モジュールを有していると、特に有利である。このような第3通信モジュールは好ましくは、無線通信接続を生成するように形成されているが、しかし、分析装置とのケーブル接続も考えられる。第3通信モジュールはいずれにしても、検出され場合によっては処理された生体信号の測定値を、伝送可能な形態に変換するように形成されている。

40

【0036】

有利な別の構成によれば、第3通信モジュールは、データ分析装置のデータ受信ステーションとのデータ接続を生成するように形成されている。データ接続は、近接領域内で作用する無線通信接続、例えばRFID（登録商標）、Bluetooth（登録商標）、IrDAによって形成されていてよい。第3通信モジュール及びデータ受信ステーションは、この場合送信及び/又は受信装置を有している。しかしながら、データ接続部はケーブル接続された通信接続、例えばUSBによって形成されていてもよい。

【0037】

請求項によれば、第3通信モジュールは検出された生体信号をデータ分析装置に伝送す

50

るために、記憶装置モジュールを有すると有利である。しかし利用者、特にエネルギー供給モジュールは、データ接続を生成するために、データ分析装置のデータ受信ステーションの近傍に位置しなければならない。第3通信モジュールが記憶装置モジュールを有していると、検出された生体信号を、記憶装置モジュールの容量によって確定可能な時間にわたって一時記憶し、そして、後でデータ接続が生成されたときに初めてデータ分析装置に伝送することができる。このことは、できる限り長い時間にわたってバイタルサインを検出したい場合に特に有利である。それというのも、本発明による検出装置の着用者に、検出されたバイタルサインを同期するためにデータ分析装置とのデータ接続を過度に頻繁に生成することを要求することはできないからである。記憶装置モジュールが、電気エネルギーの供給がなくても、記憶された内容を保持する構成が特に有利である。

10

【0038】

エネルギー供給モジュールが利用者の衣服に配置されていることの利点は、利用者の運動自由度をできる限り制限しないエネルギー供給モジュールのできる限り目立たない配置が可能であることである。場合によっては、エネルギー供給モジュールも身体表面上に、例えば弾性的な保持ベルトで固定することによって配置されていてよい。身体表面上にエネルギー供給モジュールを配置することは、通信接続が皮膚の近接界によって形成されている場合に特に有利である。それというのも、このような配置になっていると、皮膚表面に対する磁界の特に良好な結合又は結合解除が可能だからである。しかし、皮膚の近接界による通信接続のためには、直接の皮膚接触は必要でなく、特に、エネルギー供給モジュール、特に第2通信モジュールが、皮膚表面から数cmの間隔を置いて近接領域内に配置されているならばそれで十分である。

20

【0039】

検出装置のできる限り長い自給自足運転という面で、また特に、できる限りコンパクトなセンサという面で、エネルギー供給モジュールがセンサをアクティブ化するように形成されているとまさに特に有利である。バイタルサインは連続的に検出される必要はなく、特に、周期的な検出、例えば1分毎の検出で十分である。したがって、センサをコンパクトに、そしてできる限りエネルギー節約的に形成可能にするために、このような時間制御がセンサで実行されるのではなく、ひいては永続的にエネルギーを消費するのではなく、センサが外部のタイミング発生器によってアクティブ化されると有利である。したがって、エネルギー供給モジュールは例えば、周期的に通信接続を介してセンサをアクティブ化するタイミング発生器を有することができる。タイミング発生器は好ましくは、評価装置内に配置されていてよく、又は評価装置によって形成されていてよい。アクティブ化は例えば、第2通信モジュールから、第1通信モジュール内のアクティブ化装置がこれに対して選択的である特定の周波数を有する信号が送出され、そして次いで検出手段をアクティブ化することによって行うことができる。バイタルサインの検出後、バイタルサインは通信接続を介してエネルギー供給モジュールに伝送され、そしてセンサは再び非アクティブになる。エネルギーを消費するバイタルサイン検出は、全運転時間のうちの短い時間だけアクティブであり、これによって、エネルギー消費量が少なくなるので、使用時間を著しく長くすることができ、ひいてはよりコンパクトな構造が可能になる。

30

【0040】

図面に示された実施態様により、本発明を以下に詳しく説明する。

40

【0041】

図面はそれぞれ概略的に単純化された状態で示されている。

【図面の簡単な説明】**【0042】**

【図1】 図1は、本発明による検出装置を示す図である。

【図2】 図2は、検出されたバイタルサインをデータ分析装置で同期することを示す原理図である。

【発明を実施するための形態】**【0043】**

50

念のため述べておくが、種々異なるものとして記載される実施態様において、同一部分には同一参照符号又は同一デバイス符号を付す。説明全体に含まれる開示内容は、同一参照符号又は同一デバイス符号を有する同一部分に、意味に即して転用することができる。また、説明において選択された位置の記述、例えば上、下、側方などは、直接に説明され図示された図面に関するものであり、そして位置が変化したときには、新しい位置に意味に即して転用することができる。さらに、図示され説明された種々異なる実施態様の個々の特徴又は特徴の組み合わせも、それ自体独立した、本発明の、又は本発明による解決手段であり得る。

【0044】

当該記述における値範囲に関する全ての数値は、これらの任意の、及び全ての部分範囲を一緒に含むように理解されるべきである。例えば、数値1～10は、下限値1及び上限値10から出発する全ての部分範囲が一緒に含まれるように、すなわち、全ての部分領域が下限値1以上で始まり、そして上限値10以下で終わる、例えば1～1.7、又は3.2～8.1、又は5.5～10であるように理解されるべきである。

【0045】

図1は、センサ2とエネルギー供給モジュール3とを含む本発明による検出装置1を示しており、センサ2とエネルギー供給モジュール3との間には、無線の短有効距離の通信接続4が形成されている。

【0046】

センサ2は、例えば血中酸素濃度検出手段5と、体温検出手段6と、皮膚湿度検出手段7と、皮膚導電率検出手段8とを有している。センサ2はさらに第1通信モジュール10、及び場合によっては閉鎖要素11とを含んでいる。

【0047】

血中酸素濃度検出手段5は、電磁線検出器12と、少なくとも1つの電磁線源13とによって形成されている。検出手段5は、動脈血酸素測定法によって血中酸素濃度を測定する。1つの線源13から、可視領域、例えば660nmの領域の第1波長を有する電磁線が放射され、第2線源からは、別の波長領域、例えば940nmの領域の電磁線が放射される。酸素で飽和されたヘモグロビンによって、電磁線はその都度異なる程度に著しく弱化される。線検出器12は、線源13から放射された光の波長領域全体内で感光性であり、そして入射電磁線の強度に応じて、比例出力信号、例えば電圧を発生させる。しかしながら、検出器は入射電磁線の強度に応じて、その抵抗又は他の電気特性値を変化させることもできる。線源13は、好ましくは発光ダイオード(LED)として形成されており、線検出器12は量子検出器、例えばフォト検出器又はフォトダイオードとして形成されている。特に好ましい構成によれば、線源13及び線検出器12は有機半導体又は有機半導体デバイスによって形成されており、有機半導体又は有機半導体デバイスは、支持体層15の平らな側14上に印刷される。有機半導体を製造するための印刷法としては、例えばインクジェット印刷、スクリーン印刷、スタンプ印刷が知られている。印刷法の利点は、形成しようとするデバイス又は構造を、特に簡単に、低廉に、そして個別に形成できるように製造できることにある。印刷法は特に、エネルギー大量消費型の製造工程、例えば高真空中の蒸着工程を必要とすることではなく、そして、印刷法によって半導体材料から層構造を製造することができる。このような層構造は、無機半導体材料を用いた場合には全く実現不可能であるか又は実現に著しい手間がかかる。特に、形成しようとするデバイスは、半完成部分上に後から印刷することもできる。

【0048】

体温検出手段は例えば電子デバイスによって形成されており、電子デバイスにおいて少なくとも1つの電気特性値が温度依存性である。例えば高温導体又は低温導体を使用することができるが、しかし電子半導体デバイスも温度測定に適している。それというのも、半導体転移の電流/電圧特性曲線が温度依存性であるからである。

【0049】

皮膚湿度検出手段は、例えば、赤外線源、例えばIR-LEDが光を放射し、この光が

10

20

30

40

50

皮膚に衝突して表皮層から反射されることにより、形成されていてよい。皮膚層の含水率が高ければ高いほど、多くの赤外線が反射される。血中酸素濃度検出手段 5 の線源 1 3 及び検出器 1 2 を相応に形成又は配置することによって、皮膚湿度の検出を検出手段 5 によって行うこともできる。

【 0 0 5 0 】

皮膚導電率の測定のために、例えば検出手段 8 の 2 つの電極に、危険でない電圧が印加され、そして皮膚を貫流する電流が測定される。有利な別の構成では、皮膚の導電率は、検出手段 7 によって皮膚の含水率を測定することを介して測定することもできる。

【 0 0 5 1 】

センサ 2 にはさらに第 1 通信モジュール 1 0 が配置されている。送信及び / 又は受信装置 1 6 は好ましくは、868 又は 915 MHz の自由な ISM 領域内の電磁線の送信又は受信のためのアンテナとして形成されている。場合によっては第 1 通信モジュール内に配置されたエネルギー蓄積器が、例えば二重層コンデンサとして形成されている。二重層コンデンサはエネルギー密度が極めて高く、そして自己放電量が極めて小さい。通信モジュール 1 0 又はエネルギー蓄積器 1 7 は、検出手段 5 , 6 , 7 , 8 に電気エネルギーを供給するように形成されている。個々の検出手段はこの場合、電氣的な接続線 1 8 を介して、通信モジュール 1 0 又はエネルギー蓄積器 1 7 に接続されている。

【 0 0 5 2 】

センサ 2 は好ましくは、身体部位に巻き付けられるカフとして形成されており、身体部位にカフを固定するために、カフは閉鎖要素 1 1 によって閉鎖される。カフが閉じられると、閉鎖要素 1 1 からトリガ信号が発せられ、又は送出される。トリガ信号は、通信接続部 4 を介してエネルギー供給モジュール 3 に伝送される。このトリガ信号によって、エネルギー供給モジュールは、センサが印加されたことを認識し、特に、センサが取り外されたならばそのことが認識される。このような構成の利点は、バイタルサインの検出が、センサが印加されているときにだけ行われることである。特に、これによって、カフが取り外された場合に、バイタルサインの欠如又は不足を表す間違った誤警報が発せられるのも回避される。

【 0 0 5 3 】

センサの支持体層 1 5 は、好ましくはフレキシブルな平面状の材料によって形成されている。検出手段 5 , 6 , 7 及び 8 は、この場合支持体層 1 5 の平らな側 1 4 上に配置されていてよく、ひいては、カフを取り付けると、皮膚表面と直接に接触することができる。配置された検出手段に保護層を被せることも可能であるが、しかしこの場合には、検出手段への又は検出手段からの作用量の出し入れが可能であるようなそれぞれの部分が存在していなければならない。好ましい構成によれば、支持体層 1 5 は例えば透明又は半透明の材料によって、例えば PET もしくは PANI によって形成されていてよい。このような構成の利点は、光学的に作用する検出手段を、支持体層の、皮膚表面とは反対の平らな側に、光学的な作用信号を損なうことなしに配置できることである。特に好ましくは、検出手段 5 , 6 , 7 及び 8 並びに第 1 通信モジュール 1 0 が、支持体層 1 5 の平らな側 1 4 上に印刷されるような構成である。特に、このことは、検出手段が有機半導体材料から成る電子デバイスによって形成される場合に有利である。

【 0 0 5 4 】

エネルギー供給モジュールは、例えば平面状の支持体層 1 9 によって形成されており、この支持体層上には、第 2 通信モジュール 2 0 と、エネルギー源 2 1 と、評価装置 2 2 と、第 3 通信モジュール 2 3 とが配置されている。第 2 通信モジュール 2 0 は、通信接続部 4 を形成する電磁波を送信又は受信するための送信及び / 又は受信装置 2 4 を含んでいる。通信接続 4 を介して、エネルギー供給モジュール 3 は、センサ 2 に電気エネルギーを供給するように、そしてこのセンサから、検出されたバイタルサインの測定値を受信するように形成されている。場合によっては、さらに制御データ、例えばセンサへのアクティブ化信号及び / 又は閉鎖手段のトリガ信号を伝送することもできる。

【 0 0 5 5 】

エネルギー源 21 は、電気化学的エネルギー蓄積器、例えばバッテリー及び蓄電池によって形成されている。有利な別の構成によれば、エネルギー源は、太陽電池、特に好ましくは有機太陽電池によって形成されていてもよい。とくに好ましいのは、エネルギー蓄積器が、例えば印刷可能なポリマー蓄電池によって薄膜技術で製造される構成である。

【0056】

センサの、特に検出手段のエネルギー消費が極めて小さいと、特に有利である。それというのも、測定休止中に、皮膚を介したエネルギー伝送によって、電気エネルギーをエネルギー蓄積器に供給しなければならないからである。伝送しなければならない電気エネルギーが少なれば少ないほど、人体への電磁界の負荷も少ない。国際放射線防護学会（IRPA）は、これに関して、人体に作用することが許される電磁界の限界値を定めている。特に、比吸収率（SAR）に対して限界値 $80 \text{ mW} / \text{kg}$ が、また電流密度（S）に対して限界値 $250 \text{ mA} / \text{m}^2 (\text{rms})$ が定められている。

10

【0057】

本発明による装置は、人体を過度の放射線負荷にさらすことなしに、センサに電気エネルギーを信頼性高く供給するのを特に有利に可能にし、しかもこの場合、バイタルサインの十分に高い検出率がもたらされる。

【0058】

検出されたバイタルサインを評価して処理するために、エネルギー供給モジュールはまた評価装置 22 を有することができる。評価装置は少なくとも 1 つの制御装置 25 と記憶装置 26 とを含んでいる。例えば、血中酸素濃度を測定するために、異なるスペクトル部分で検出された 2 つの測定値の比較及び評価が必要となる。記憶装置 26 内にはさらに、例えば、制御装置 25 によってローディングされ実行される作業命令が記憶されていてよく、結果として血中酸素濃度に対する測度が測定される。もちろん、更に別の作業命令が記憶されていてよい。長時間監視ということを考えて、このように判定された測度は、例えば記憶装置 26 内に記憶されてもよく、このことは、利用者が、検出されたデータをデータ分析装置にただ不規則に伝送すればよいという利点を有する。

20

【0059】

検出されたバイタルサインをデータ分析装置に伝送するために、エネルギー供給モジュール 3 が第 3 通信モジュール 23 を有している。この第 3 通信モジュールは、データ分析装置のデータ受信ステーションとのデータ接続を生成するように形成されている。このようなデータ接続は、好ましくは無線の短有効距離接続によって、例えば Bluetooth（登録商標）、RFID（登録商標）、IrDA によって形成されている。第 3 通信モジュール 23 はまた記憶装置 27 を有することができ、このことは、例えば評価装置 22 が設けられていない場合、又は、検出されたバイタルサインをデータ分析装置による個々の同期動作の間に一時記憶するには評価装置の記憶装置容量が十分でない場合に、特に有利である。特に好ましいのは、記憶装置 26、27 が、非揮発性記憶装置モジュールとして構成されていることである。それというのも、こうなっていると、検出されたバイタルサインが、エネルギー源 21 の故障時にも保持されるからである。

30

【0060】

図 2 は、データ分析装置による、検出されたバイタルサインの同期動作を示している。本発明による検出装置は、人 28 によって着用される。センサ 2 は例えば前腕、特に手首関節の領域にも、上半身領域にも着用することができる。しかしながらセンサ 2 は、特に、バイタルサインの測定が有利には簡単且つ信頼性高く可能であるようなあらゆる身体位置に配置されていてよい。センサ 2 はカフとして形成されていてよく、カフは身体部位に取り付けられるときに、閉鎖要素によって閉じられ、ひいては位置決めされる。しかしながら、センサのカフとしての構成が煩わしく、もしくは着用者の運動自由度を著しく制限してしまうような身体部位には、センサを保持装置 29 によって位置決めすることができる。

40

【0061】

エネルギー供給モジュール 3 は、着用者 28 の運動自由度を全く又は僅かにしか制限し

50

ない場所のいたるところに位置決めすることができる。通信接続 4 は好ましくは皮膚の近接界によって形成されているので、エネルギー供給モジュール 3 が配置されている場合には、送信及び / 又は受信装置 2 4 が、放射された電磁波を皮膚表面に十分に良好に結合できることにだけ留意すればよい。

【 0 0 6 2 】

第 3 通信モジュール 2 3 を介して、データ分析装置 3 2 のデータ受信ステーション 3 1 に対するデータ接続 3 0 が形成される。データ分析装置は、例えば広く普及しているコンピュータシステムによって形成されていてよい。このようなコンピュータシステムは、データ接続 3 1 を介して伝送された検出済バイタルサインを評価するために、プログラム論理を実行するように形成されている。

10

【 0 0 6 3 】

データ接続 3 0 は例えば、利用者 2 8 がデータ受信ステーション 3 1 の近傍に位置するやいなや、検出されたバイタルサインの同期が自動的に始まるように形成されていてよい。しかし特に、データ接続 3 0 は、権限のあるエネルギー供給モジュール 3 だけ、特に、権限のある第 3 通信モジュール 2 3 だけが、データ受信ステーション 3 1 とのデータ接続を形成できるように、形成されている。これによって、無資格の第三者によって個人固有バイタルサインが権限なしに悪用目的で記録されるのが阻止される。

【 0 0 6 4 】

これらの実施態様は、バイタルサイン検出装置の可能な実施変更形を示す。ここでは、本発明は具体的に示された実施変更形に限定されることはなく、むしろ個々の実施変更形の種々の組み合わせが互いに可能であり、そしてこのような変更は、この技術分野で活動する当業者の能力範囲内で、本発明による技術的行為のための教示内容に基づいて可能であることに留意されたい。つまり、上記実施変更形の個々の詳細を組み合わせることにより可能になる、考えられ得る全体的な実施変更形も、権利範囲に含まれる。

20

【 0 0 6 5 】

規則上最後に述べておくが、バイタルサイン検出装置の構造をより良く理解するために、セキュリティ装置又はそのデバイス¹は部分的に一定の尺度でなく、及び / 又は拡大し、及び / 又は縮小して示した。

【 0 0 6 6 】

独立した本発明の解決手段の根底を成す課題は、明細書から明らかである。

30

【 0 0 6 7 】

とりわけ、図 1 及び図 2 に示された実施態様における個々のものが、独立した本発明の解決手段の対象を形成することができる。これに関する本発明による課題及び手段は、これらの図面の詳細な説明から明らかである。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

- 1 検出装置
- 2 センサ
- 3 エネルギー供給モジュール
- 4 通信接続
- 5 血中酸素濃度検出手段
- 6 体温検出手段
- 7 皮膚湿度検出手段
- 8 皮膚導電率検出手段
- 10 第 1 通信モジュール
- 11 閉鎖要素
- 12 電磁線検出器
- 13 電磁線源
- 14 平らな側
- 15 支持体層

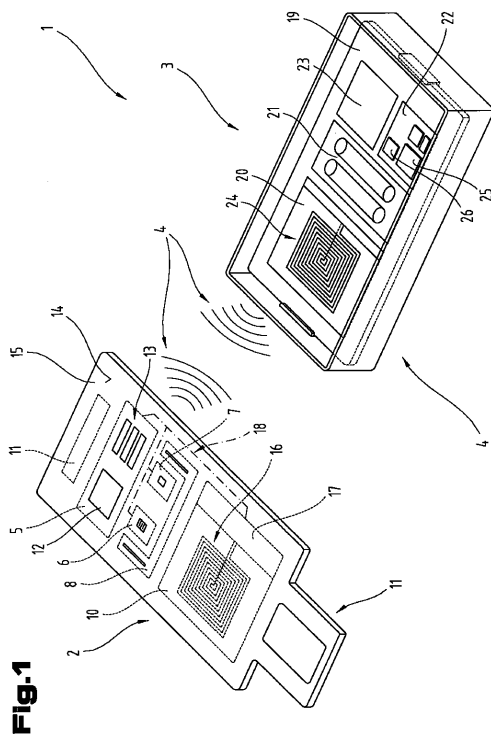
40

50

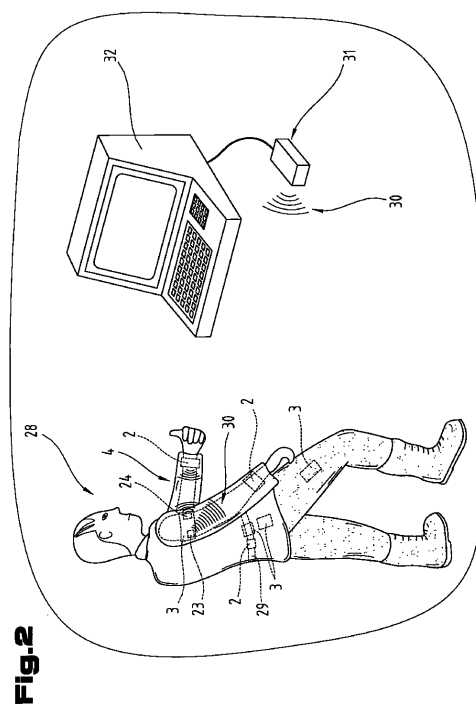
- 1 6 送信及び／又は受信装置
- 1 7 エネルギー蓄積器
- 1 8 電気接続ライン
- 1 9 支持体層
- 2 0 第２通信モジュール
- 2 1 エネルギー源
- 2 2 評価装置
- 2 3 第３通信モジュール
- 2 4 送信及び／又は受信装置
- 2 5 制御装置
- 2 6 記憶装置
- 2 7 記憶装置
- 2 8 利用者、人間、着用者
- 2 9 保持装置
- 3 0 データ接続
- 3 1 データ受信ステーション
- 3 2 データ分析装置

10

【図１】



【図２】



フロントページの続き

(74)代理人 100119987

弁理士 伊坪 公一

(72)発明者 シュレーター, クラウス

ドイツ連邦共和国, 10707 ベルリン, ポンメルシェ シュトラーセ 11

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特開平11-028196(JP, A)

特開2001-057966(JP, A)

特開2007-117157(JP, A)

特開2007-313299(JP, A)

特開2007-105316(JP, A)

特開2007-209428(JP, A)

特表2009-506838(JP, A)

国際公開第2007/028035(WO, A2)

特開2003-275183(JP, A)

特開2003-144417(JP, A)

特表2008-538948(JP, A)

国際公開第2006/114297(WO, A1)

特表2002-533052(JP, A)

特表2000-506410(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00

专利名称(译)	生命体征检测器		
公开(公告)号	JP5774852B2	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	JP2010541655	申请日	2009-01-09
申请(专利权)人(译)	Nanoaidento科技股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	Asumaku - 控股GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru有限公司		
[标]发明人	シュレータークラウド		
发明人	シュレーター,クラウド		
IPC分类号	A61B5/00		
FI分类号	A61B5/00.102.C		
代理人(译)	青木 篤 南山智博 河合晃		
审查员(译)	福田雄二		
优先权	2008000029 2008-01-09 AT		
其他公开文献	JP2011509125A JP2011509125A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种生命体征检测装置 (1) , 包括传感器 (2) 和能量供应模块, 该传感器 (2) 包括至少一个检测装置 (5,6,7,8) 。它被设计用于检测由中等氧浓度, 体温, 皮肤湿度, 皮肤电导率, 脉冲组成的组中的生命体征。传感器还包括第一通信模块 (10) 。能量供应模块 (3) 包括第二通信模块 (20) 和能量源 (21) , 在第一通信模块 (10) 和第二通信模块 (20) 之间具有无线通信连接 (4) 。传感器 (2) 形成为可变形薄膜传感器以弹性恢复, 并且通信连接 (4) 布置成传输能量和测量或测量数据。

(21) 出願番号	特願2010-541655 (P2010-541655)	(73) 特許権者	511088483
(86) (22) 出願日	平成21年1月9日 (2009.1.9)		アスマケーホールディング ゲゼルシャフ
(65) 公表番号	特表2011-509125 (P2011-509125A)		ト ミット ベシュレンクテル ハフツン
(43) 公表日	平成23年3月24日 (2011.3.24)		グ
(86) 国際出願番号	PCT/AT2009/000003		オーストリア国, 4645 グリューナウ
(87) 国際公開番号	WO2009/086575		イム アルムタル, ヘッケナウ 34
(87) 国際公開日	平成21年7月16日 (2009.7.16)	(74) 代理人	100099759
審査請求日	平成24年1月6日 (2012.1.6)	弁理士	青木 篤
(31) 優先権主張番号	A29/2008	(74) 代理人	100092624
(32) 優先日	平成20年1月9日 (2008.1.9)	弁理士	鶴田 準一
(33) 優先権主張国	オーストリア(AT)	(74) 代理人	100114018
前置審査		弁理士	南山 知広
		(74) 代理人	100165191
		弁理士	河合 章

[最終頁に続く](#)