

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-542294

(P2009-542294A)

(43) 公表日 平成21年12月3日(2009.12.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 7 H	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 0 0 D	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

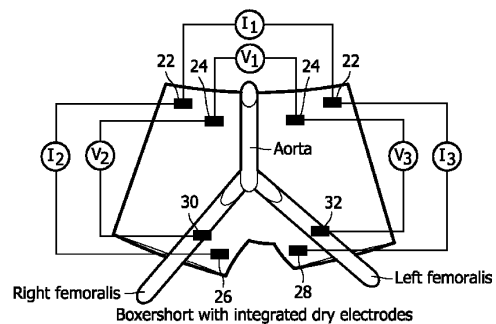
(21) 出願番号 特願2009-517560 (P2009-517560)  
 (86) (22) 出願日 平成19年6月28日 (2007. 6. 28)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年12月19日 (2008.12.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/052512  
 (87) 国際公開番号 W02008/004159  
 (87) 国際公開日 平成20年1月10日 (2008. 1. 10)  
 (31) 優先権主張番号 06116624.5  
 (32) 優先日 平成18年7月5日 (2006. 7. 5)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)  
 (31) 優先権主張番号 06116930.6  
 (32) 優先日 平成18年7月11日 (2006. 7. 11)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (72) 発明者 ムールステフ イェンス  
 オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン  
 ドーフェン プロフ ホルストラーン 6  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 装着型モニタリングシステム

(57) 【要約】

患者の生命兆候、特に血圧を測定/モニタリングするためのシステムであり、少なくとも下着のウエストバンド内に配される複数の電極、及び脈波伝達時間を用いて前記電極から測定値を得るための手段を有するシステム。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

患者の生命兆候、特に血圧を測定／モニタリングするためのシステムにおいて、少なくとも下着のウエストバンドに配される複数の電極、及び脈波伝達時間を用いて前記電極から測定値を得るための手段、を有するシステム。

**【請求項 2】**

前記電極は導電性ゴムからなる乾電極を有する請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記ウエストバンドに 4 つの前記電極が存在している請求項 1 又は 2 に記載のシステムにおいて、電流を投入するための第 1 の電極の対及び結果生じる電圧の変化を測定するための第 2 の電極の対を有し、これにより生体インピーダンス技術を用いて測定が行われるシステム。

10

**【請求項 4】**

前記電極は、前記患者の中心大動脈において通過する脈を測定するように配される請求項 1、2 又は 3 に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記下着はパンツを含む請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載のシステム。

**【請求項 6】**

左右の大腿部において通過する脈を測定するために、前記パンツの脚部に追加の電極が設けられている請求項 5 に記載のシステム。

20

**【請求項 7】**

脈波速度測定は、離間したセンサ間の脈波伝達時間を検出することにより行われる請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載のシステム。

**【請求項 8】**

脈波速度測定は、前記身体上の所与のセンサ位置において、動脈における ECG の R ピークと通過する脈との時間差を検出することにより行われる請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載のシステム。

**【請求項 9】**

3 軸の加速度計をさらに有し、これにより患者の姿勢又は活動レベルを検出し、運動により生じる信号アーチファクトを補償することができる請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載のシステム。

30

**【請求項 10】**

センサ信号を受信するためのフロントエンド回路、データを記憶するための手段、並びに外部データ処理及び／又は制御手段と通信するための RF トランシーバ手段を持つデータ処理ユニットを含む請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載のシステム。

**【請求項 11】**

前記ユニットは、患者からの手動の入力を受け入れ、前記システム及び前記患者の状態に関する情報を前記外部手段に送信することにも適している請求項 10 に記載のシステム。

**【請求項 12】**

患者に危険状態を知らせるための警報器をさらに有する請求項 10 又は 11 に記載のシステム。

40

**【請求項 13】**

外部の専門的な支援の提供元に警報を送るための手段をさらに有する請求項 10、11 又は 12 に記載の手段。

**【請求項 14】**

前記システムは、長期間にわたり心臓の活動を記録するように、ホルターモニター又は携帯型心電図装置として動作するように構成される請求項 10 乃至 13 の何れか一項に記載のシステム。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被験者の生命兆候(vital sign)を継続的、若しくは少なくとも定期的にモニタリングするのに適したモニタリングシステム、特に血圧を測定するシステムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

全ての先進国において、心筋梗塞、うっ血性心不全又は高血圧のような心臓血管疾患は、死亡率及び罹患率にますます影響を与えている。患者の生命兆候の長期の継続的なモニタリングの要望が高まり、これは心臓血管系の働きを評価する機会を提供する。数多くの血圧測定システムがこれまで普通に使用され、これらシステムは測定が行われるとき患者に特別に取り付けられなければならない加圧腕帯(pressurized cuff)若しくは類似の装置を必要とし、さらに前記システムを操作するための適切な熟練した臨床医も必要とする。その結果、上記装置は通常、例えば医師の事務所又は病院内での使用に限られ、継続的又は定期的なモニタリングの目的には適さない。

10

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

それ故に、本発明は、例えばECGのような検出信号から測定値を得るための脈波伝達時間(P TT)の手法を利用する血圧測定システムを提供しようとすると共に、他の生命兆候をモニタリングするのにも使用されることが出来る。被験者の皮膚に直に触れているために、それは内蔵型の測定センサ又は電極を備える継続して装着可能な下着での実施に特に適している。好ましくは、前記下着は、患者の身体に余計な接続をせずにP TT測定が行われることを可能にするために、少なくとも4つの電極を含んでいる。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0004】

好ましくは、前記センサは、適切な電極の接触を行わせるために特別な取り付けシステム、ジェル又は糊を必要としないタイプであり、例えばこれらセンサは、導電性ゴムから作られる最近開発されたタイプの乾電極でもよく、この乾電極は皮膚とこの電極との間に導電ブリッジを形成するための自然に生じる汗だけに頼っている。好ましくは、前記下着は、少なくともウエストバンドの領域において内部に配される電極を持つパンツを含む。

30

## 【0005】

好ましくは、電極は、ECGと同じく中心動脈、及び左右の大腿部のパルスの通過を測定するために配される。前記システムが被験者の体温、姿勢及び活動レベルをモニタリングするために配されてもよい。

## 【0006】

好ましくは、脈波の検出は、生体インピーダンス手法を使用して、第1の電極の対を用いて小さなAC電流を投入し、この投入された電流により生じた電圧の変化を、インピーダンスプレスチモグラム(impedance plethysmogram)を生成するために、第2の電極の対を用いて検出することにより達成される。これら電極は好ましくは、左右の大腿部と同じく、中心大動脈の前記プレスチモグラムを測定することが可能であるように配される。同時に、ウエストバンドにある乾電極を使用して、前記ECGを測定することも可能である。

40

## 【0007】

本発明の幾つかの実施例は、添付図面を参照し、例として説明される。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0008】

本発明は、生命パラメタを測定する手段として、脈波伝播速度の手法を使用することを目的とする。

## 【0009】

50

脈波伝播速度 (PWV) の手法は、機械的なパラメタをモニタリングするのに適した方法であるが、身体の周りに分配される少なくとも2つのセンサからなる組を必要とする。例えば、最近の研究では、血圧 (BP) と脈波伝播速度 (PWV) との間に良好な相関関係を確認している。例えば腕帯を用いた血圧基準測定を介して較正した後、この技術はBPの心拍間隔の決定を可能にする。通例、動脈における血圧とPWVとの関係は、メーンズ・コルテベーク (Moens-Korteweg) の関係により表され、これは、流体力学理論から得られる。

【数1】

$$c = \sqrt{\frac{hE_t}{2\rho R}}$$

10

数式1: PWVと血圧との関係を説明するのによく用いられるMoens-Kortewegの式  
ここでCは脈波伝播速度、 $E_t$ は接線弾性係数、 $\rho$ は密度、Rは動脈の半径、hは動脈壁の厚さである。

【0010】

実験的に検証された関係、

【数2】

$$E = E_0 e^{\alpha P}, \alpha \approx 0.017 \text{ mmHg}^{-1}$$

20

は、PWV及び血圧 (P) の変動の間に関連性を提供する。前記較正ステップは、PWVをBPにスケール変換するのに必要であり、その他のパラメタ ( $\rho$ 、 $E_0$ 、h、r) は、明らかに被験者依存であり、直に測定するのは相当難しい。

【0011】

前記PWVは、動脈系において圧力波が一定距離進む時間を様々なやり方、例えば

1. 距離dだけ離れた2つのポイントを通過する脈の時間差
2. ある身体位置にある動脈におけるECG信号のRピークと通過する脈との時間差で測定することにより決められることができる (この時間は脈波伝達時間 (PTT) と呼ばれる)。

30

【0012】

この文献における一般的な設定は、

1. ECG及びフォトプレスチモグラフィPPG;  
PTTは、RピークとPPGにおける特性点との時間差により与えられる。  
PPGは、例えば耳又は指のような身体上の様々な位置で測定されることができる。
2. 腕部でのECG及び生体インピーダンス測定 (インピーダンスプレスチモグラフィIPG);  
PTTは、RピークとIPGにおける特性点との時間差により与えられる。
3. 胸部のインピーダンスカルディオグラフィ (ICG) 及び腕部での生体インピーダンス測定 (IPG);  
PTTは、ICGにおける特性点とIPGにおける特性点との時間差により与えられる。
4. 腕部上の第1の位置でのインピーダンスプレスチモグラム (IPG1) 及び腕部上の第2の位置での生体インピーダンス測定 (IPG2);  
PTTは、IPG1における特性点とIPG2における特性点との時間差により与えられる。

40

【0013】

臨床上標準的なセンサ又は手法が使用される場合、これら方法全ては、特にパーソナルヘルスケアの応用にとって幾つか欠点を持っている。フォトプレスチモグラム又は生体イ

50

ンピーダンス手法を測定する、例えば指又は耳のセンサのような最先端のセンサは、指及び耳のPPGセンサ、又は特別な医療用電極を必要として、普通の生活においてむしろ不便であり、これらは皮膚に貼り付けられなければならない。これにより、上記最先端のセンサは、パーソナルヘルスケアの応用において長期にわたる継続的なモニタリングには適さない。

#### 【0014】

生体インピーダンス測定の一般的原理は、図2により説明され、これは患者の脚部2に適用される技術を示し、小さいAC電流が第1の電極の対を介して前記脚部を流れる。励起電流は、非常に小さな振幅を持つ一定の高周波AC電流(約1mA)であり、従って患者には感知できず、如何なる重大な身体的影響も持たない。

10

#### 【0015】

他の電極の対6は次いで、前記励起電流により生じた電圧の変化を検出するのに使用され、これら変化は血液量及び血流速度の変化により生じるインピーダンスの変動の測定値である。これは、動脈血液量の拍動が制御/測定回路8を介して測定されることを可能にする。

#### 【0016】

身体の他の範囲で行われる測定に同じ原理が適用されることができ、従って本発明は、図1において10、並びに左右の大腿部に12及び14で示されるように、これらの位置が被験者の動脈系の主要な分枝点を示すので、被験者のウエストの範囲において測定を行うつもりであることが理解される。このウエストバンドの位置は、それが下着のウエストバンドの通常的位置に対応しているので、この範囲において電極がかなりぴったりと体に合うことが被験者により自然に受け入れられる重要な利点も有する。それはさらにECG測定を行うために患者の心臓にかなり近づき、例えば手足における他の可能なモニタリング位置よりも、流体静力学的影響及び動きアーチファクトの影響を受けにくい。

20

#### 【0017】

図3は、導電性ラバーから作られる乾電極を表し、この電極は柔軟な本体を持ち、従って衣服の中に組み込むのに理想的である。本発明の好ましい実施例において、この種の電極が下着、例えば図4に表されるパンツ16に組み込まれ、多数の上記電極が位置18に示されるようにウエストバンド内に固定される。これら電極は、如何なる特別な糊又は接着剤を必要としないが、自然に分泌される汗の導電性を単に利用することにより、装着者の皮膚と良好な電気接触を成すのに適している。この図にも示されるように、図2に示される回路8に対応する信号処理回路20は、20に表されるようなファスナー付きポケットの裏で下着のウエストバンドに組み込まれることもできる。

30

#### 【0018】

図5は、図4の電極配置で測定された被験者の静止時の一般的なECGを表し、ここで前記電極の位置は、患者の臀部に隣接しているので、これら電極は比較的十分離間され、従って被験者の身体のかなり大きい体積を囲んでいる。これら大きな範囲の全て、すなわちP波、QRS波(QRS complex)、T波が信号にはっきりと描かれていることが分かる。

#### 【0019】

図6は、図4に示されるウエストバンド領域と同じく、左右の大腿部の位置で測定が行われるように、適当な下着が電極を組み込んでいる異なる範囲を概略図で表している。この図から分かるように、ウエストバンド内にある第1の電極の対22、すなわち図2に表される電極4に通例対応している電極が臀部の位置に配され、電流I1が投入されるのに対し、前記ウエストバンドにおける他の電極の対24、すなわち図2の電極6に通例対応している電極も電圧の変化V1の対応する測定を行うのに使用される。

40

#### 【0020】

他の電極26及び28は、左右の脚部の位置に夫々配され、この方法で例えば前記対応するウエストバンドの電極22と右脚部の電極26との間に電流I2が投入されることができ、電極30において前記ウエストバンドの位置に対する電圧V2が測定されることができ、同様に、左脚部の電極28と前記対応するウエストバンドの電極22との間に電

50

流 I 3 を投入することにより、電極 3 2 において前記ウエストバンドに対する電圧 V 3 が測定されることができる。

【 0 0 2 1 】

図 7 は、図 4 において 2 0 で示される衣服に組み込むのに適した信号処理回路を表し、この回路は、同じユニットにおいて多数の機能を併せ持っている。インピーダンス用のフロントエンド回路 3 4 及び ECG 測定用のフロントエンド回路 3 6 は、中央処理ユニット 3 8 に接続され、患者の姿勢及び活動の検出と同じく、患者の運動に対する補償を行うことを可能にするため、3 軸の加速度計 4 0 が、温度検出装置 4 2 と同様に実装されてもよい。

【 0 0 2 2 】

前記ユニットに給電するための、好ましくは長寿命又は充電可能なバッテリーを実装する電源 4 4 が設けられ、RF トランシーバ 4 6 は、前記装置が例えばユーザインタフェースのような外部のシステムとデータを通信することを可能にする。例えばフラッシュメモリのような記憶手段 4 8 も実装され、必要に応じてデータが記憶又はバッファリングされることを可能にする。このようにして、長期間にわたり心臓の活動を記録するために、前記装置が"ホルターモニター(holter monitor)"(携帯型心電図装置)として用いられることも可能である。

【 0 0 2 3 】

図 8 は、前記システムを用いて行った信号測定の実施例を表し、この図において 8 ( a ) はウエストバンドで得られた ECG 測定を示す。同様に図 8 ( b ) はウエストバンドで測定される I P G 1 (インピーダンスプレスチモグラム)を表し、図 8 ( c ) は右大腿部で得られた対応するプレスチモグラム I P G 2 を示す。

【 0 0 2 4 】

図 9 は、図 8 の信号を拡大した拡大図であり、これは、特徴が信号からどのように抽出されるかを示している。図 9 ( a ) と図 9 ( b ) との比較により、脈波伝達時間 P T T 1、すなわち ECG から I P G 1 への時間が得られ、図 9 ( a ) と図 9 ( c ) との比較により、脈波伝達時間 P T T 2、すなわち ECG から I P G 2 への時間も得られる。

【 0 0 2 5 】

従って、本発明のシステムは、以下の異なる測定値を得ることを可能にすることが分かる。

測定信号

- ・ 被験者の ECG、信号の電気活動(非標準誘導)
- ・ 心臓活動の機械的性能を示す、(左右の脚部のインピーダンスプレスチモグラム(I P G)により測定される)心拍中、左右の脚部へ進む血液量脈拍
- ・ 3 軸の加速度(静的及び動的)
- ・ 温度
- ・ 時間

【 0 0 2 6 】

結果として、前記システムは、前記測定信号から得られる心臓血管パラメタの広域なポートフォリオに関する情報を提供することができる。例えば

- ・ 心拍数
- ・ 不整脈の検出
- ・ 4 つの夫々の脈波伝達時間 ( ECG I P G 1、 ECG I P G 2、 ECG I P G 3、 I P G 1 I P G 2 )
- ・ 動脈硬化 / 増加指数
- ・ 相対的圧力変動
- ・ 絶対血圧
- ・ 左右の脚部への血液の灌流
- ・ 1 回の拍出量
- ・ 活動測定(静止、姿勢、運動)

10

20

30

40

50

・これら信号から得られるコンテキスト情報（時間、温度、加速度）

【0027】

従って、様々な異なる有用なアプリケーションが可能である。例えば

- ・継続的な血圧のモニタリング
- ・睡眠の質の検出
- ・高血圧管理
- ・血圧のホルターモニタリング、
- ・高齢者介護
- ・例えば心臓のリハビリテーション中の継続的なモニタリング

【図面の簡単な説明】

10

【0028】

【図1】人間の身体における大動脈を示す図である。

【図2】インピーダンスプレステキモグラムのための一般的な電極の配置を表す。

【図3】導電性ラバーからなる乾電極を示す。

【図4】組み込まれた乾電極を備える下着を示す。

【図5】ウエストで測定されたECG電極を示す。

【図6】下着内の組み込まれる乾電極の関連する位置、及び関連する測定範囲を図で示す。

【図7】信号処理ユニットの概略図である。

【図8】本発明のシステムを用いて測定されるECG、IPG1及びIPG2を示す。

20

【図9】図8の信号の間隔を詰めた図である。

【図1】

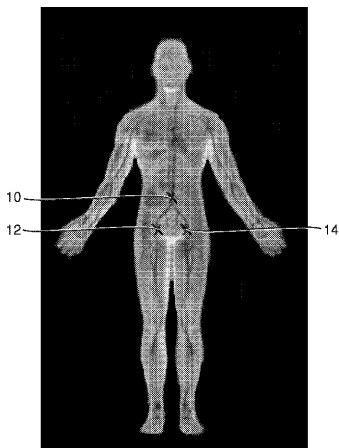
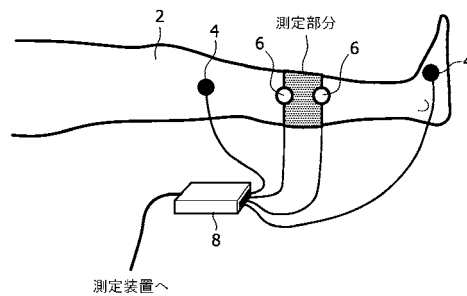


FIG. 1

【図2】



【図3】

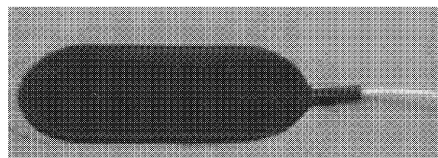


FIG. 3

【 図 4 】

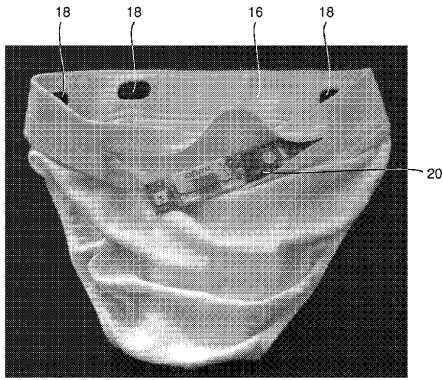
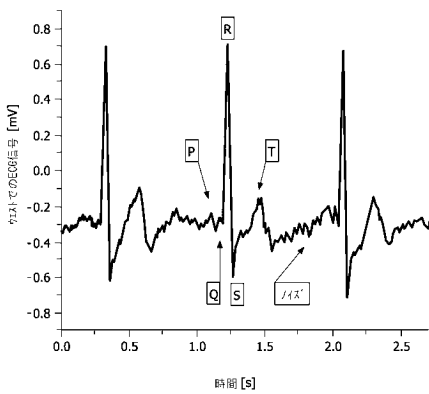


FIG. 4

【 図 5 】



【 図 6 】

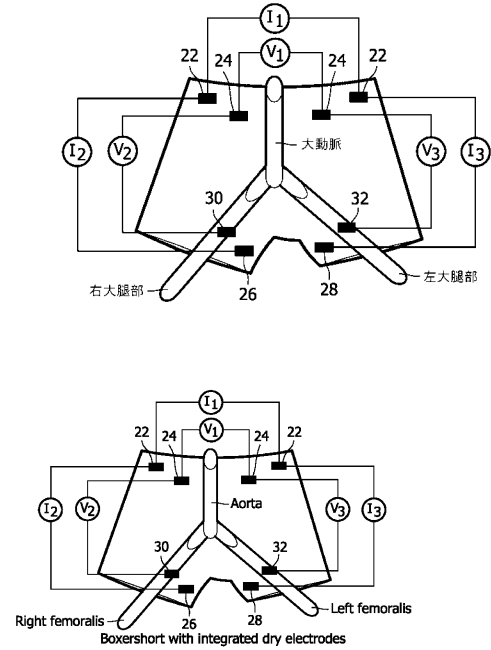
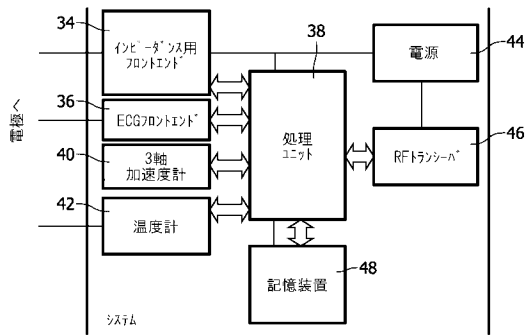
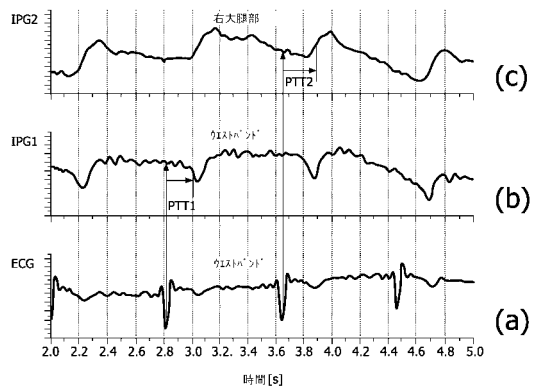


FIG. 6

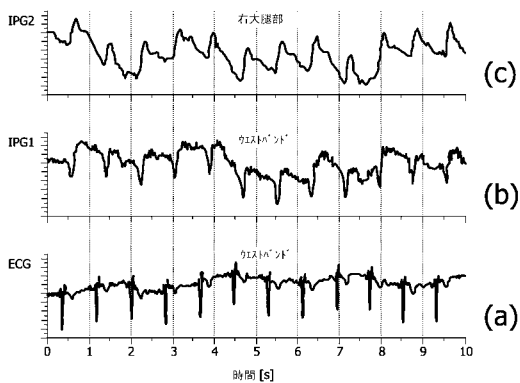
【 図 7 】



【 図 9 】



【 図 8 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2007/052512
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B5/02      A61B5/053      A41D13/12		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B A41D		
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 practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 047 203 A (SACKNER MARVIN A [US] ET AL) 4 April 2000 (2000-04-04)  abstract; figures 1-3 column 5, line 33 - column 6, line 62	1,4, 7-10, 12-14
Y		2,3,5,6
Y	WO 03/082103 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 9 October 2003 (2003-10-09) page 3, lines 8-10	2
Y	US 4 016 868 A (ALLISON ROBERT D) 12 April 1977 (1977-04-12) abstract; figure 1 column 1, lines 12-22 column 1, lines 46-62	3
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 document 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  28 January 2008		Date of mailing of the international search report  06/02/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5010 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. S1 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Jonsson, P.O.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2007/052512

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	GB 2 143 135 A (BIO STIMU TREND CORP) 6 February 1985 (1985-02-06) abstract; figure 1 page 2, lines 23-42	5,6
A	WO 2006/038235 A (COMET S R L [IT]; BALLARIN ALBERTO [IT]; BALLARIN DAVID [IT]) 13 April 2006 (2006-04-13) abstract; figure 1 page 5, line 19 - page 6, line 22	5,6

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2007/052512

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6047203	A	04-04-2000	NONE	
WO 03082103	A	09-10-2003	AU 2003206096 A1 CN 1642477 A JP 2005521457 T US 2005119701 A1	13-10-2003 20-07-2005 21-07-2005 02-06-2005
US 4016868	A	12-04-1977	NONE	
GB 2143135	A	06-02-1985	CA 1263710 A1 DE 3480055 D1 DE 128103 T1 DK 268984 A EP 0128103 A1 IL 71968 A NO 842222 A	05-12-1989 16-11-1989 12-09-1985 02-12-1984 12-12-1984 31-01-1989 03-12-1984
WO 2006038235	A	13-04-2006	NONE	

---

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 テイス イェロエン アドリアヌス ヨハannes

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C017 AA03 AA08 AA09 AA16 AA19 AB10 AC16

4C038 VA04 VB01 VB31 VC20

4C117 XA01 XB04 XC18 XD35 XE14 XE15 XE17 XE20 XE23 XE26

XE57 XF03 XH02 XR20

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009542294A5</a>	公开(公告)日	2010-08-12
申请号	JP2009517560	申请日	2007-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ムールステフイェンス テイスイエロエンアドリアヌスヨハンネス		
发明人	ムールステフ イェンス テイス イェロエン アドリアヌス ヨハンネス		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00 A61B5/107 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0535 A41B9/001 A41D13/1281 A61B5/02125 A61B5/6804		
FI分类号	A61B5/02.337.H A61B5/00.102.A A61B5/10.300.D A61B5/10.310.A		
F-TERM分类号	4C017/AA03 4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA16 4C017/AA19 4C017/AB10 4C017/AC16 4C038 /VA04 4C038/VB01 4C038/VB31 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB04 4C117/XC18 4C117/XD35 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE23 4C117/XE26 4C117/XE57 4C117 /XF03 4C117/XH02 4C117/XR20		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2006116624 2006-07-05 EP 2006116930 2006-07-11 EP		
其他公开文献	JP2009542294A		

#### 摘要(译)

1.一种用于测量/监测患者的生命体征，特别是血压的系统，包括：至少多个布置在所述内衣的腰带中的电极，用于使用脉冲从所述电极获得测量的装置。系统。