



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105307560 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201480033733. 3

A61B 5/021(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 03. 28

A61B 5/024(2006. 01)

(30) 优先权数据

H04B 13/00(2006. 01)

1353384 2013. 04. 15 FR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2014/050745 2014. 03. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/170573 FR 2014. 10. 23

(71) 申请人 英赛瑟库尔公司

地址 法国梅吕埃

(72) 发明人 B·查拉特 G·加戈纳罗特

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光 于静

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

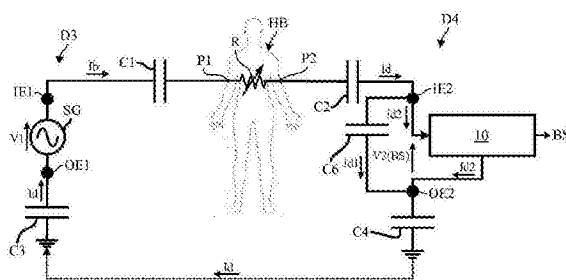
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

用于通过体内电流获取生物信息的设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种采用体内电流 (I_d) 的接收设备 (D6), 该设备包括用于通过电容性耦接来收集取决于经过对象的全部或部分身体 (HB) 的电流 (I_d) 的 AC 信号的装置 (IE2, OE2), 用于从所收集的 AC 信号中提取数据的装置 (40, 100), 以及用于从 AC 信号中提取由对象身体生成的生物信号 (BS) 并调制 AC 信号的幅值的装置 (40, 100)。



1. 一种接收设备 (D6), 其采用体内电流 (I_d), 所述接收设备包括用于通过电容性耦接来收集取决于穿过对象的全部或部分的身体 (HB) 的电流 (I_d) 的 AC 信号 (V_2, I_{d2}) 的装置 (IE2, OE2), 以及用于从所收集的 AC 信号中提取数据的装置 (40, 100),

其特征在于所述接收设备 (D6) 进一步包括用于从所述 AC 信号提取由所述对象身体生成的生物信号 (BS) 并调制所述 AC 信号的幅值的装置 (40, 100)。

2. 如权利要求 1 所述的设备, 被配置成从所述生物信号 (BS) 提取或推断至少一个生物参数 (B_i) 或一项生物信息 (I_i)。

3. 如权利要求 2 所述的设备, 其中所述生物参数 (B_i) 是在将心脏信号 (CS, B0) 变换成生物信号 (BS) 中涉及的参数 ($B_1, B_2, B_3, B_4, B_5, B_6$)。

4. 如权利要求 2 或 3 所述的设备, 其中所述生物参数 (B_i) 包括所述对象的血压 (BP) 变化 (B_5)。

5. 如权利要求 2 至 4 中任意一项所述的设备, 其中所述生物参数 (B_i) 是所述对象的心跳 (F_{cd}, B_1)。

6. 如权利要求 2 至 5 中任意一项所述的设备, 其中所述生物信息 (I_i) 包括在心动周期中的给定时间的所述生物信号中的至少一个变化 (I_1, I_2, I_3, I_4)。

7. 如权利要求 2 至 6 中任意一项所述的设备, 被配置成从一个或多个生物参数 (B_i) 和 / 或一项或多项生物信息中发展所述对象的生物特征识别数据。

8. 如权利要求 1 至 7 中任意一项所述的设备, 包括用于通过电容性耦接向所述对象的身体 (HB) 施加由数据信号 (SDT2) 调制的 AC 信号 (V_1) 来传送数据的装置 (CCT2, MD2, SG2, IE2)。

9. 一种系统, 其采用体内电流, 所述系统包括:

- 发射设备 (D5), 包括用于通过电容性耦接向对象的身体 (HB) 施加第一 AC 信号 (V_1, I_b) 的装置 (IE1, OE1, CCT1, MD1, SG1, IE1), 以及用于经由该第一 AC 信号传送数据的装置 (CCT1, CPU1, MEM1), 以及

- 根据权利要求 1 至 8 中的一项的接收设备 (D6), 用于通过电容性耦接收集第二 AC 信号 (V_2, I_{d2}), 并从所述第二 AC 信号提取由所述发射设备发送的数据,

其中所述接收设备 (D6) 被配置成:

- 在初始化阶段 (PH1), 与所述发射设备 (D5) 交换数据, 以及

- 在获取阶段, 从所述第二 AC 信号 (V_2, I_{d2}) 提取所述生物信号 (BS)。

10. 如权利要求 9 所述的系统, 其中所述发射设备和接收设备两者中的至少一者被布置在便携式物体 (MP) 中。

11. 一种方法, 用于获取由对象身体生成的生物信号 (BS), 所述方法包括以下步骤:

- 通过发射设备 (D5) 向所述对象的身体 (HB) 施加第一电 AC 信号 (V_1, I_b), 所述发射设备 (D5) 包括用于通过电容性耦接向所述对象的身体 (HB) 施加第一 AC 信号 (V_1, I_b) 的装置 (IE1, OE1, CCT1, MD1, SG1, IE1), 以及用于经由所述第一 AC 信号传送数据的装置 (CCT1, CPU1, MEM1),

- 通过接收设备 (D6) 收集取决于经过所述对象的全部或部分身体的电流 (I_d) 的第二 AC 信号 (V_2, I_{d2}), 所述接收设备 (D6) 包括用于通过电容性耦接收集所述第二 AC 信号 (V_2, I_{d2}) 的装置和用于从所述收集的 AC 信号提取数据的装置 (40, 100), 以及

– 从所述第二 AC 信号提取所述生物信号 (BS) 作为调制所述第二 AC 信号的幅值的信号。

12. 如权利要求 11 所述的方法, 其特征在于所述方法包括以下步骤:

– 在初始化阶段 (PH1), 通过所述接收设备 (D6) 与所述发射设备 (D5) 交换数据, 以及
– 在获取阶段, 通过所述接收设备 (D6) 从所述第二 AC 信号提取所述生物信号 (BS) 作为调制所述第二 AC 信号的幅值的信号。

13. 如权利要求 11 和 12 中一项所述的方法, 包括从所述生物信号 (BS) 中提取或推断至少一个生物参数 (Bi) 或一项生物信息 (Ii) 的步骤。

14. 如权利要求 13 所述的方法, 其中所述生物参数 (Bi) 是在将所述心脏信号 (CS, B0) 变换成生物信号 (BS) 中所涉及的参数 (B1、B2、B3、B4、B5、B6)。

15. 如权利要求 13 和 14 中一项所述的方法, 其中所述生物参数 (Bi) 包括所述对象的血压 (BP) 或所述对象的心跳 (Fcd, B1) 的变化 (B5)。

用于通过体内电流获取生物信息的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于获取生物信号的方法和设备。本发明还涉及在欧洲专利 EP0824799 和文献“Personal Area Networks (PAN) - Near-Field Intra-Body Communication”(Thomas Guthrie Zimmerman, 麻省理工学院, 1995 年 9 月) 中描述的类型 IBAN (“体内区域网络”) 数据传输技术。

背景技术

[0002] 图 1 示意性示出了包括发射器 D1、接收器 D2 和作为传输介质的对象的体 HB 的 IBAN 系统。发射器 D1 包括外部电极 OE1、或环境电极, 内部电极 IE1、或体电极, 以及耦接到这两个电极的电压发生器 SG。接收器 D2 还包括外部电极 OE2 和内部电极 IE2。

[0003] 发射器 D1 的发生器 SG 在电极 OE1、IE1 之间产生振荡电势 V1。电场 EF 在内部电极 IE1 与对象的体 HB 之间形成, 并且在外部电极 OE1 和环境之间形成。体 HB 被认为是可通过发射器 D1 充电和放电的大电容器板。环境由地面示意性表示, 并且具有认作为形成 IBAN 系统的接地端 GND 的参考电势。施加到对象的体的电荷给予其不同于环境电势的电势, 这导致在体和环境之间以及体和接收器 D2 之间出现电场 EF。电压 V2 出现于接收器 D2 的电极 IE2 上。接收器电路 RCT 测量相对于外部电极 OE2 的电势的电压 V2。

[0004] 图 2 是图 1 的 IBAN 网络以电容和电阻的电网络形式的表示。电容器 C1 表示在设备 D1 的内部电极 IE1 与最接近该电极的体区域之间的电容耦接, 示意性表示为点 PH1。电容器 C2 表示在设备 D2 的内部电极 IE2 与最接近该电极的体区域之间的电容耦接, 示意性表示为点 P2。电容器 C3 表示在设备 D1 的外部电极 OE1 与环境之间的电容耦接。电容器 C4 表示在设备 D2 的外部电极 OE2 与环境之间的电容耦接。电容器 C5 表示在电极 OE1 与 IE1 之间的电容耦接。电容器 6 表示在电极 OE2 与 IE2 之间的电容耦接, 以及电容器 C7 表示在脚与环境之间的电容耦接。为了简便, 本文中未示出在麻省理工学院的模型中起重要作用的其它耦接电容器。

[0005] 此外, 认为体是由电阻器 R1、R2、R3、R4、R5 示意性表示的纯电阻节点。电阻器 R1 和 R2 串联并经过假想的中间点 P3。它们示出了在点 P1 和 P2 之间的体的总电阻器。假定例如使用者通过其右手和左手电容地耦接设备 D1 和 D2, 电阻器 R1 是右臂和右肩的电阻器, 并且电阻器 R2 是左肩和左臂的电阻器, 中间点 P3 位于两肩之间。电阻器 R3 将点 P3 连接到骨盆附近的假想点 P4 并且表示胸腔的电阻器。电阻器 R4 和 R5 并联并且每一个电阻器将点 4 连接到通过电容器 C7 耦接到环境的假想点 P5, 并且表示左腿和右腿的串联电阻器。

[0006] 当将电压 V1 施加到电极 IE1、OE1 时, 通过电压发生器 SG 传输电流。该电流的第一部分 Ia 通过电容器 C5 到达外部电极 OE1, 并且该电流的第二部分 Ib 通过电容器 C1 被注入到体内以形成体内电流。电流 Ib 的一部分 Ic 通过电阻器 R1、胸腔的电阻器 R3 和腿的电阻器 R4、R5, 然后电容器 C7, 然后通过经过环境和电容器 C3 流入设备 D1 的外部电极 OE1, 环境由虚线表示。电流 Ib 的另一部分 Id 经过电阻器 R1、R2 和电容器 C1 到达设备 D2 的内部电极 IE2, 然后经过设备 D2 并通过经过环境和电容器 C3 流入设备 D1 的外部电极 OE1, 该

环境也由虚线表示。电阻 $R3+R4$ 或 $R3+R5$ 可能远高于电阻 $R2$, 并且电流 I_c 远低于电流 I_d 。体内电流 I_d 在电极 $IE2$ 、 $OE2$ 的端子处生成电压 $V2$, 并且后者由接收器电路 RCT 测量。

[0007] 为了从设备 $D1$ 向设备 $D2$ 传输数据, 由数据载波信号来调制电压 $V1$ 的幅值。该幅值调制反映在电流 I_d 和电压 $V2$ 中。设备 $D2$ 解调电流 I_d 或电压 $V2$ 并从中提取数据信号。

[0008] 电流 I_d 非常低, 如同电压 $V2$ 一样, 其一般在一毫伏到几毫伏数量级。由于微电子领域的进步, 目前制造能够检测非常低的 AC 信号并从中提取数据载波调制信号的半导体芯片上的集成电路以便实施 $IBAN$ 应用。例如, $Microchip$ 市售的 $MCP2030$ 和 $MCP2030$ “Analog Front-End Device BodyCom Applications” 的集成电路专门设计用于 $IBAN$ 应用。

[0009] $IBAN$ 网络使得接近身体的设备能够交换数据。一种公知的方法特别包括使用 $IBAN$ 网络向信息收集设备传达由例如心跳传感器的传感器测量的生物参数。这样, 心跳传感器装配有发射器 $D1$, 并且收集设备装配有接收器 $D2$ 。在传感器与收集设备之间建立 $IBAN$ 数据链路。收集设备装配有用于存储、分析和 / 或显示心跳或用于将收集设备传送到远程设备的装置。

[0010] 使用心脏信号作为识别人的方式也是公知的。特别地, 多伦多的公司 $Biony$ 已经开发了称为 “HeartID” 的产品, 包括基于心跳信号分析的生物特征识别方式。这种方法以个人计算机外围设备形式通过专用心跳信号传感器来实施。

发明内容

[0011] 本发明基于可将针对 $IBAN$ 数据传输而实施的体内电流用于获取生物信息的事实发现。

[0012] 本发明更特别地涉及采用体内电流的接收设备, 其包括用于通过电容耦接来收集取决于已经经过对象的全部或部分身体的电流的 AC 信号的装置, 和用于从所收集的 AC 信号提取数据的装置, 设备进一步包括用于从 AC 信号提取由对象身体生成的生物信号并调制 AC 信号的幅值的装置。

[0013] 根据一个实施例, 设备被配置成从生物信号中提取或推断至少一个生物参数或一项生物信息。

[0014] 根据一个实施例, 生物参数是在将心脏信号转换成生物信号中涉及的参数。

[0015] 根据一个实施例, 生物参数包括对象的血压变化。

[0016] 根据一个实施例, 生物参数是对象的心跳。

[0017] 根据一个实施例, 生物信息包括在心动周期中的给定时间的生物信号的至少一个变化。

[0018] 根据一个实施例, 设备被配置成从一个或多个生物参数和 / 或一项或多项生物信息中发展对象的生物特征识别数据。

[0019] 根据一个实施例, 设备包括用于通过电容耦接向对象的身体施加由数据信号调制的 AC 信号来传送数据的装置。

[0020] 本发明的一些实施例还涉及采用体内电流的系统, 该系统包括: 发射设备, 包括用于通过电容耦接向对象的身体施加第一 AC 信号的装置, 和用于经由第一 AC 信号传送数据的装置; 以及根据本发明的接收设备, 用于通过电容耦接收第二 AC 信号, 并从第二 AC 信号提取由发射设备发送的数据, 其中接收设备被配置成在初始化阶段与发射设备交换数据

以及在获取阶段从第二 AC 信号提取生物信号。

[0021] 根据一个实施例,将两个设备中的至少一个设备布置在便携式物体中。

[0022] 本发明的一些实施例还涉及获取由对象的身体生成的生物信号的方法,包括以下步骤:通过发射设备向对象的身体施加第一电 AC 信号,该发射设备包括用于通过电容耦接向对象的身体施加第一 AC 信号的装置,和用于经由第一 AC 信号传送数据的装置;通过接收设备收集取决于已经经过对象的全部或部分身体的电流的第二 AC 信号,该接收设备包括用于通过电容耦接来收集第二 AC 信号的装置,和用于从所收集的 AC 信号提取数据的装置;以及从第二 AC 信号提取生物信号作为调制第二 AC 信号幅值的信号。

[0023] 根据一个实施例,方法包括以下步骤:在初始化阶段期间通过接收设备与发射设备交换数据,以及在获取阶段期间通过接收设备从第二 AC 信号提取生物信号作为调制第二 AC 信号幅值的信号。

[0024] 根据一个实施例,方法包括以下步骤:从生物信号中提取或推断至少一个生物参数或一项生物信息。

[0025] 根据一个实施例,生物参数是在将心脏信号转换成生物信号中所涉及的参数。

[0026] 根据一个实施例,生物参数包括对象血压或对象心跳的变化。

附图说明

[0027] 下面将参考但不受限于附图来描述根据本发明的获取生物信号的方法和设备的的一些实施例,在附图中:

[0028] 以上所描述的图 1 示意性地表示 IBAN 网络;

[0029] 以上所描述的图 2 为图 1 中的 IBAN 网络的线路图;

[0030] 图 3 是根据本发明的 IBAN 系统的一个实施例的线路图;

[0031] 图 4a 表示根据心动周期的血压变化的曲线;

[0032] 图 4b 表示在对象身体的点处施加的 AC 电压;

[0033] 图 4c 表示在对象身体的另一点处收集的 AC 电压;

[0034] 图 4d 是在图 4c 中的 AC 电压中存在的生物信号的放大图;

[0035] 图 6 和 7 表示图 3 的设备的发射器和接收器的一些实施例;

[0036] 图 8 表示根据本发明的 IBAN 系统的另一实施例;

[0037] 图 9 和 10 表示图 7 的系统的发射器和接收器的一些实施例;

[0038] 图 11 是示出图 8 中的 IBAN 系统的操作的时序图;以及

[0039] 图 12 示出了根据本发明的 IBAN 系统的应用。

具体实施方式

[0040] 图 3 是根据本发明的 IBAN 系统的一个实施例的简化线路图。系统包括发射设备 D3 和接收设备 D4。发射器 D3 包括内部电极 IE1、外部电极 OE1 以及电压发生器 SG。发生器 SG 向电极 IE1、OE1 施加 AC 电压 V1,其振荡频率可以优选在 100KHz 与 20MHz 之间,例如在 NFC 通信(“近场通信”)中使用的 13.56MHz 的标准频率。

[0041] 接收器 D4 包括内部电极 IE2、外部电极 OE2 和根据本发明的接收器电路 10。接收器电路 10 包括耦接到电极 IE2 的输入和耦接到电极 OE2 的参考电势端子,并且该接收器电

路 10 被配置成当通过发射器 D3 传送电压 V1 时从出现在电极 IE2 和 OE2 之间的电压 V2 提取生物信号 BS。电极的表面积可以从几平方毫米到几平方分米变化,取决于期望的应用和系统的实施条件。在一些实施例中,这些电极可以与形成谐振电路的天线线圈相关联。在其它实施例中,这些电极可以用天线替换并且一般与能够发射或感测电场的任意装置对话。

[0042] 此处假定电极 IE1 电容性耦接到对象的身体 HB 的点 P1,以及电极 IE2 电容性耦接到身体的点 P2。点 P1、P2 是电极 IE1、IE2 的每一个与对象身体之间的电感式耦接的假想和示范区域。在电压 V1 生成的电场的作用下,产生经过对象身体的导电回路。参考图 2 如上所述,该导电回路可以包括:

[0043] - 电极 IE1 与点 P1 之间的耦接电容器 C1,

[0044] - 点 P1 与 P2 之间的电阻器 R,表示身体的电阻器(等价于图 2 中的电阻 R1 和 R2 之和),

[0045] - 点 P2 与电极 IE2 之间的电容器 C2,

[0046] - 电极 IE2 与电极 OE2 之间的电容器 C6,

[0047] - 电极 OE2 与环境之间的电容器 C4,

[0048] - 经过环境的导电路径,由虚线示意性表示,以及

[0049] - 环境与电极 OE1 之间的电容器 C3。

[0050] 如果对象站立而没有接触位于其环境的任何物体,或在外部电极 OE1、OE2 之间提供导电路径的环境中的任何元件,则环境例如是地面。通过身体的其它导电路径或“漏电路径”,例如通过图 2 示出的腿和电容器 C5 和 C7 的导电路径未在图 3 中示出,以便简化。

[0051] 在电压 V1 和相对于环境的电势在对象周围生成的电场的作用下,在身体的点 P1 注入电流 Ib。电极 IE2 然后收集由于其它导电环路中的电流泄漏产生而代表电流 Ib 的部分的电流 Id。电流 Id 根据身体的电阻器 R 变化并在接收器 D4 的电极 IE2 和 OE2 之间生成电压 V2。电流 Id 的一部分 Id1 通过电容器 C6 且电流 Id 的一部分 Id2 通过接收器电路 10。电流 Id 然后通过经过电容器 C4、环境(虚线表示的路径)和电容器 C3 汇合到电极 OE1。

[0052] 根据本发明所基于的发现,电极 IE2 收集的电流 Id 具有与在点 P1 和 P2 之间的身体的电阻器 R 的变化有关联的幅值调制,而且这些电阻变化取决于对象的血压变化。在图 3 的图表中,在点 P1 和 P2 之间的身体的电阻器 R 因此被表示为值随着血压变化的可变电阻器。这引起电压 V2 的电流 Id2 的对应调制。

[0053] 本发明的一些实施例基于生物源的该技术效应,其在图 4a 至 4b 中示意性示出。图 4a 是表示取决于对象的心动周期的对象的血压 BP 变化的曲线。该曲线 BP 在心脏收缩阶段具有峰值 H1,接着在心脏舒张阶段期间具有波谷 H2,如所表示的峰值 H1 和波谷 H2 可以具有取决于对象的形状。图 4b 示出了由设备 IE1 生成的 AC 电压 V1 的形状。此处假定电压 V1 不是幅值调制的,并且因此具有恒定幅值。图 4c 示出在接收器 D4 的电极 IE2 上由电路 10 检测到的 AC 电压 V2 的形状。信号 V2 的包络具有低值幅值调制,一般是几微伏的数量级,其可被背景噪声盖住。未在图中表示的该背景噪声可以是随机或同步的,并且其可以由位于对象的环境的 50 或 60Hz 的电设备生成。一旦噪声被消除,信号 V2 显示为生物信号 BS 的信号 V1 的幅值调制结果,其因此形成信号 V2 的包络信号。信号 BS 反应根据身体的电阻器 R 的变化的电流 Id 的变化,而该电阻器 R 本身随着血压变化而变化。

[0054] 图 4d 是在电压 V2 的最大值附近的电压 V2 的幅值变化的放大图。生物信号 BS 由

对象的身体生成并且具有与血压 BP 变化相反的变化,这指示当血压升高时身体的电阻器 R 降低。

[0055] 因此,设备 D4 的接收器电路 10 被配置成通过使用任意合适的包络提取技术从信号 V2 提取信号 BS,包括移除载波 F_c 并去除掩盖信号 BS 的随机或同步噪声。

[0056] 图 5 非限制性地示意性示出了生物信号 BS、血压 BP 变化以及影响信号 BS 的存在和形状之间的各种生物参数 B_i (B_1 、 B_2 、 B_3 等) 之间的关系。在信号 BS 的初始处,可区分两种基本参数 B_0 和 B_1 。 B_0 是心脏信号 CS(或心电图),并且 B_1 是心率 F_{cd} ,其等于心脏周期 T_{cd} 的倒数。

[0057] 此处提出了生物系统的实验性且非限制性的表示身体的建模,其中认为身体包括一组“传递函数” $FT(B_i)$ (或变换函数),每个传递函数取决于生物参数 B_i 并且使用两个基本生物参数 B_0 和 B_1 来得到采用上述提取技术可测量的生物信号 BS。将注意,此处结合图 5 的解释仅涉及本发明的某些实施例的某些方面,并且依赖于需要对其进行后续研究和开展工作以便应用而开发的假设。因此本发明开启了需要额外研究的开发和应用可能性的广泛领域。

[0058] 为了简化,仅示出四个变换函数 $FT(B_2)$ 、 $FT(B_3)$ 、 $FT(B_5)$ 、 $FT(B_6)$ 。函数 $FT(B_2)$ 、 $FT(B_3)$ 是累积的并且将心脏信号 CS 转换成血压 BP 变化。血压变化 BP 本身被认为是中间生物参数 B_5 。函数 $FT(B_5)$ 、 $FT(B_6)$ 同样是累积的并且将血压变化 BP 转换成可测量生物信号 BS。认为可从信号 BS 中提取或推断生物参数 B_i 。在一些情况中,提取或推断生物参数 B_i 可能需要知道所有或部分的其它生物参数。

[0059] 生物参数 B_2 表示例如心脏形状、其肌肉张力、心肌质量、以及间接地表示对象的年龄。一般而言,函数 $FT(B_2)$ 表示例如将心脏信号转换成血压变化的心脏能力。参数 B_3 表示例如在测量生物信号 BS 时对象的活动,并且函数 $FT(B_3)$ 表示例如对象的活动对其血压变化的影响。例如,血压信号 BP 可以依据对象是休息、右腿或左腿单脚跳、行走或跑步等不同方式而变化。参数 B_5 表示例如电流 I_b 通过的区域的身体组织的灌溉(irrigation),并且函数 $FT(B_5)$ 表示例如用于将血压变化转换成电流 I_b 通过的区域的组织的电阻变化的函数,其可以依据组织是否被适当地灌溉而改变。参数 B_6 表示例如对象水合状态,而且函数 $FT(B_6)$ 表示例如用于将血压变化转换成电流 I_b 经过的区域中的组织的电阻变化的函数,其可以依据组织是否被适当地水合而改变。

[0060] 已知信号 BS 可使一些生物参数依据需要的参数以简单或更复杂的方式被提取或推断。例如,已知信号 BS 可以首先使心率 F_{cd} 被确定,其也是信号 BS 的频率。此外,假定变换函数 $FT(B_5)$ 、 $FT(B_6)$ 不是活动的,信号 BS 使得血压信号 BP 将被发现,这两个信号互为倒数。以更复杂的方式,函数 $FT(B_5)$ 、 $FT(B_6)$ 可以通过合适的仪器测量血压变化 BP,同时测量信号 BS 并且通过信号 BS 的形状和所测量的血压变化之间的相关性来校准。类似地,通过合适的仪器测量心脏信号 CS 可以使得在心脏信号 CS 的准确形状与信号 BS 的准确形状之间,或在心脏信号 CS 的准确形状与血压变化 BP 的曲线形状之间建立关系,其之后可使心脏信号 CS 能够从生物信号 BS 中被推断出。

[0061] 已知信号 BS 还可以使得该信号能够从生物信息 I_i 中被提取或推断,该信息 I_i 直接或间接表示生物参数 B_i 。例如,在信号 BS 曲线的第一点处信号 BS 变化的斜率或信号 BS 的偏导数可以是第一项生物信息 I_1 ,在信号 BS 曲线的第二点处信号 BS 的偏导数可以是第

二项生物信息 I2, 曲线第三点的偏导数是第三项生物信息 I3, 曲线第四点的偏导数是第四项生物信息 I4, 等等。通过参考心动周期, 其也是信号 BS 的周期, 该偏导数的这些不同测量点可被容易地定位于信号 BS 的曲线上。

[0062] 以这种方式从信号 BS 提取的信息 Ii 代表血压变化 BP, 如在图 5 中所示, 但是这些项信息 I1 至 I4 随时间的变化本身可以是代表生物参数 B2、B3、B5、B6 的改变的其它项生物信息。换句话说, 对于同一个对象, 相同的心脏信号可以在不同时间导致血压的不同变化, 这取决于对象的心脏状态 (参数 B2) 或取决于对象的活动 (参数 B3), 并且相同的血压变化可以在不同时间导致组织导电性的不同变化, 这取决于组织的灌溉 (参数 B5) 或取决于组织的水合 (参数 B6)。

[0063] 图 6 和 7 分别表示发射器 D3 和接收器 D4 的一个实施例。发射器 D3 包括使发电机 SG 激活和失效并可选地设定信号 V1 的幅值控制电路 CNT。设备 D4 的接收器电路 10 包括用于获取生物信号 BS 的获取链 20、处理器 CPU 和程序存储器 MEM。存储器 MEM 包括处理器 CPU 的操作系统和用于提取信号 BS 的程序 BEPG。获取链 20 包括解耦电容器 CC、低噪声放大器 LNA、带通滤波器 FM 和模数转换器 ADC, 该 ADC 的输出耦接到 CPU 的端口。放大器 LNA 通过解耦电容器 CC 被耦接到电极 IE2。放大器的输出通过带通滤波器 FM 被耦接到转换器 ADC 的输入。放大器 LNA 可以是电压放大器并放大电压 V2, 或电流放大器并放大通过其的电流 Id 的部分 Id2, 获取链的输出处的信号在任何情况下是电流 Id 的像和电压 V2 的像的信号 S(BS)。

[0064] 滤波器 FM 具有集中在载波频率 Fc 的带宽以消除在 IBAN 频带以外的噪声, 例如由电应用产生的 50Hz 或 60Hz 的噪声和随机噪声, 并仅允许载波 Fc 和生物信号 BS 通过。例如, 如果频率 Fc 是 10MHz, 滤波器 FM 集中在具有从 9 到 11Mhz 范围的带宽的 10Mhz, 以便为转换器 ADC 提供中心频带在 10MHz 并具有携带生物信号 BS 的边带的“干净”信号 S(BS)。

[0065] 由处理器 CPU 执行的程序 BEPG 然后执行信号 S(BS) 的解调和低通滤波, 解调使其可能移除载波 Fc 而滤波使其可能从解调的信号中提取生物信号 BS。在一个作为替代的实施例中, 可采用布置在滤波器 FM 和转换器 ADC 之间的模拟解调器和低通滤波器来执行这些解调和低通滤波步骤。

[0066] 根据一个实施例, 存储器 MEM 进一步包括生物分析程序 BAPG, 该生物分析程序 BAPG 使得处理器 CPU 能够从生物信号 BS 中提取或推断生物参数 Bi 或之前描述类型的一项生物信息 Ii, 或之后易于公开的任意其它参数或生物信息, 处理器可能在输出端口提供这些。

[0067] 生物分析程序 BAPG 例如被配置成通过测量信号 BS 的频率从该信号 BS 中提取心率 Fcd。程序 BAPG 还可以使用存储在存储器 MEM 中的在校准阶段生成的数据库, 或通过实验开发的外推函数, 以便根据信号 BS 重构对象的心脏信号 CS。程序 BAPG 还可以在生物信号 BS 中搜索上述的其它生物参数 Bi 中的一个生物参数。

[0068] 根据一个实施例, 存储器 MEM 还包括生物应用程序 APG, 该生物应用程序 APG 使用由程序 BAPG 提供的生物信号 BS、生物参数 Bi 或生物信息 Ii, 来得到处理器 CPU 可能在输出端口提供的结果 R(Bi, Ii)。应用程序 APG 可以例如是:

[0069] - 监测对象健康的程序, 其将给定时间的信号 BS 的曲线与之前时间存储的信号 BS 的曲线进行比较, 或其将由程序 BAPG 提供的生物参数 Bi 或一项生物信息 Ii 与之前测量的

生物参数 B_i 或一项生物信息 I_i 或与对象的健康状况有关的参考生物参数或一项生物信息进行比较。结果 R 然后可以包括关于对象的健康状态的一项信息；

[0070] - 睡眠检测程序，其监测信号 BS 。为此，该程序可以使用可从信号 BS 提取的生物参数 B_i 和生物信息 I_i 的组合，例如心率 F_{cd} 和信号 BS 的偏导数。然后结果 $R(B_i, I_i)$ 可以包括可被发送到外部设备由此生成视觉或声音警报的警告；

[0071] - 执行对象的生物特征识别步骤的程序。在该情况中，程序 APG 从信号 BS 中生成对象的生物特征识别数据。该识别数据例如是限定信号 BS 的一般形状的模板，其被认作为已经在现有技术中用作生物特征识别信号的对象独有且特定的，像心脏信号 CS 的变化。程序 APG 可以使用任意已知方法来限定该模板，例如使用一组实现模板限定的信号 BS 的偏导数。程序 APG 然后将该标记与之前存储的标记进行比较，并提供肯定或否定结果（成功或失败）。

[0072] - 加密程序使用作为加密密钥的从信号 BS 得到的一项或多项生物信息 I_i ，例如信号 BS 的一个或多个偏导数。然后结果 R 可以通过加密功能进行数据或消息转换的结果。

[0073] 图 8 示意性示出了根据本发明的 IBAN 系统的另一实施例。发射设备 $D3$ 由发射-接收设备 $D5$ 替换且接收设备 $D4$ 由发射-接收设备 $D6$ 替换。设备 $D5$ 、 $D6$ 被配置成以本身常规方式通过 IBAN 信号经由身体 HB 来交换数据。设备 $D6$ 还被配置成从设备 $D5$ 传送的 IBAN 信号中提取生物信号 BS 。系统优选地工作在两个阶段 $PH1$ 和 $PH2$ ，阶段 $PH1$ 是初始化阶段且 $PH2$ 是由设备 $D6$ 获取生物信号的获取阶段。

[0074] 在阶段 $PH1$ 期间，这两个设备交换数据并定义阶段 $PH2$ 的开始。设备 $D5$ 是“发起者”并且设备 $D6$ 是“目标”。设备 $D5$ 进入发射模式并传送通过数据信号 $SDT1$ 调制幅值的频率 F_c 的 AC 电压 $V1(SDT1)$ 。信号 $SDT1$ 优选地是低于载波 F_c 频率的频率的 AC 信号，例如如果载波 F_c 是几兆赫数量级，则该信号 $SDT1$ 是几百千赫的信号。默认在接收模式中的设备 $D6$ 接收由数据信号 $SDT1$ 调制的 AC 电压 $V2(SDT1, BS)$ 。设备 $D6$ 从电压 $V2$ 中提取数据信号 $SDT1$ ，然后提取包含在信号 $SDT1$ 中的数据 $DT1$ 。

[0075] 由于电压 $V2$ 取决于经过对象的身体 HB 的 IBAN 电流，其电阻器 R 随着血压而变化，其还且必须由生物信号 BS 调制其幅值。但是，设备 $D6$ 优选地在阶段 $PH1$ 期间不从电压 $V2$ 提取信号 BS 。由于信号 BS 是低频信号，其提取会相当地降低阶段 $PH1$ 的执行。

[0076] 当设备 $D5$ 已经传送数据 $DT1$ 时，该设备 $D5$ 停止提供电压 $V1$ ，切换到接收模式并等待来自设备 $D6$ 的响应。在提取数据 $DT1$ 之后，设备 $D6$ 依次传送由数据信号 $SDT2$ 调制幅值的频率 F_c 的 AC 电压 $V1(SDT2)$ 。设备 $D5$ 接收由数据信号 $SDT2$ 调制的 AC 电压 $V2(SDT2, BS)$ 。设备 $D5$ 从电压 $V2$ 中提取数据信号 $SDT2$ ，然后从数据信号 $SDT2$ 中提取数据 $DT2$ 。将注意电压 $V2$ 也是由生物信号 BS 调制幅值，但是设备 $D5$ 在此不包括提取该信号的任意装置。

[0077] 设备 $D5$ 和 $D6$ 交换数据 $DT1$ 、 $DT2$ 直到获取阶段 $PH2$ 开始。在阶段 $PH2$ 期间，设备 $D5$ 切换到发射模式并传送 AC 电压 $V1$ 而不调制其幅值。设备 $D6$ 切换到接收模式，并接收由生物信号 BS 幅值调制的电压 $V2(BS)$ ，其从中提取信号 BS 。

[0078] 图 9 示出了设备 $D5$ 的实施例的示例。设备 $D5$ 包括耦接到存储器 $MEM1$ 的处理器 $CPU1$ ，用于传送数据的装置和用于接收数据的装置。存储器 $MEM1$ 包括用于提取数据的程序 $DEPG1$ 和初始化程序 $INIT1$ 。用于传送数据的装置包括处理器 $CPU1$ 、具有耦接到处理器端口的输入的编码电路 $CCT1$ 、具有耦接到编码电路 $CCT1$ 的输出的第一输入和耦接到电压发生

器 SG1 的第二输入的混合器放大器 MD1、以及由处理器控制的开关 SW1, 将放大器 MD1 的输出耦接到电极 IE1。接收装置包括处理器 CPU1 和数据获取链 30。获取链 30 包括解耦电容器 CC1、低噪声放大器 LNA1、带通滤波器 FM1 和模拟 - 数字转换器 ADC1, 该模拟 - 数字转换器 ADC1 的输出被耦接到处理器 CPU1 的端口。放大器 LNA1 具有通过解耦电容器 CC1 耦接到电极 IE1 的输入。放大器的输出通过带通滤波器 FM1 耦接到转换器 ADC1 的输入。滤波器 FM1 集中在设备 D6 传送的数据信号 SDT2 的发射频率。

[0079] 在阶段 PH1 期间, 当设备 D5 处于接收模数时, 开关 SW1 打开, 获取链 30 接收电压 V2(SDT2, BS) 或对应的电流, 并为处理器 CPU1 提供滤波的和数字化的信号 S(DT2, BS)。通过程序 DEPG1, 处理器解调信号 S(DT2, BS), 从信号 S 提取数据信号 SDT2, 并且然后提取数据信号 SDT2 包含的数据 DT2。

[0080] 当设备 D5 处于发射模式时, 开关 SW1 闭合, 处理器为编码电路 CCT1 提供数据 DT1, 该电路提供数据信号 SDT1。放大器 MD1 调制由发生器 SG1 提供的具有信号 SDT1 的电压 V1 的幅值, 并且经由开关 SW1 向电极 IE1 施加调制的电压 V1(SDT1)。初始化程序 INIT1 与设备 D6 交换数据 DT1、DT2 以确定触发获取阶段 PH2 的时间。在阶段 PH2 期间, 设备 D5 处于发射模式, 开关 SW1 闭合, 编码电路 CCT1 是不活动的, 放大器 MD1 接收电压 V1 并将其施加到电极 IE1 而不调制其幅值。

[0081] 图 10 示出了设备 D6 的实施例的示例。设备 D6 包括耦接到存储器 MEM2 的处理器 CPU2、用于传送数据的装置和接收器电路 100, 该接收器装置 100 被配置成使得在阶段 PH1 期间接收由设备 D5 发送的数据 DT1, 以及在阶段 PH2 期间提取生物信号 BS。存储器 MEM2 包括用于提取信号 BS 的程序 BEPG、用于提取数据的程序 DEPG2 以及初始化程序 INIT2。该存储器 MEM2 还可以包括生物分析程序 BAPG 和上述应用程序 APG。

[0082] 用于传送数据的装置包括处理器 CPU2、具有耦接到处理器端口的输入的编码电路 CCT2、具有耦接到编码电路 CCT2 的输出的第一输入和耦接到电压发生器 SG2 的第二输入的混合器放大器 MD2、以及由处理器控制的开关 SW2, 将放大器 MD2 的输出耦接到电极 IE2。

[0083] 接收器电路 100 包括处理器 CPU2 和数据生物信号获取链 40, 根据从阶段 PH1 切换到阶段 PH2 由处理器来修改其配置。获取链 40 包括解耦电容器 CC2、低噪声放大器 LNA2、带通滤波器 FM2、以及模拟 - 数字转换器 ADC2, 该模拟 - 数字转换器的输出被耦接到处理器 CPU2 的端口。放大器 LNA2 具有通过解耦电容器 CC2 耦接到电极 IE2 的输入。放大器的输出通过带通滤波器 FM2 耦接到转换器 ADC2 的输入。滤波器 FM2 集中于由设备 D6 传送的数据信号 SDT1 的发射频率。

[0084] 在阶段 PH1 期间, 当设备 D6 处于接收模式时, 开关 SW2 打开, 获取链 40 接收为处理器 CPU2 提供的以滤波的且数字化的信号 S(DT1, BS) 的形式的电压 V2(SDT1, BS) 或电流 Id2。通过程序 DEPG2, 处理器解调信号 S(DT1, BS), 从信号 S 中提取数据信号 SDT1, 然后提取数据 DT1。当设备 D5 处于发射模式时, 开关 SW2 闭合, 处理器为编码电路 CCT2 提供数据 DT2, 该电路提供数据信号 SDT2。放大器 MD2 调制由发生器 SG2 通过信号 SDT2 提供的电压 V1 的幅值, 并经由开关 SW2 向电极 IE2 施加调制的电压 V1(SDT2)。在阶段 PH1 期间, 初始化程序 INIT2 通过数据 DT1、DT2 与设备 D5 的程序 INIT1 交互, 以确定阶段 PH2 的开始。根据一个实施例, 阶段 PH1 还可以使设备 D6 向设备 D5 发送其已经在之前获取阶段 PH2 期间提取的生物信号 BS 或生物参数 Bi。

[0085] 在阶段 PH2 的开始, 获取链 40 接收电压 V2 (BS) 或信号 Id2, 并且在移除所接收的信号中的噪声之后为处理器 CPU2 提供数字形式的信号 S (BS)。处理器通过程序 BEPG 以已经描述的方式解调并滤波信号 S (BS), 以提取生物信号 BS。在一种替代中, 设备 D6 包括两个不同的获取链, 以便相应地在阶段 PH1 期间接收数据 DT1 并在阶段 PH2 期间接收生物信号 BS。设备 D6 可以可选地包括程序 BAPG, 以便分析生物信号 BS 并从中提取生物参数 Bi 或一项生物信息 Ii、和 / 或生物应用程序 APG, 以便开发生物信号 BS、生物参数 Bi 或生物信息 Ii。

[0086] 图 11 是示出阶段 PH1、PH2 的执行的时序图。为了图的清晰, 程序 INIT1、INIT2、BAPG、APG 被表示为设备 D5、D6 的不同软件实体, 该设备 D5、D6 在此被认作为服务这些软件实体的物理层装置。类似地, 认为对象的身体 HB 是调制装置, 其将信号 V1 转换成由生物信号 BS 调制的信号 V2。可以看出程序 INIT1、INIT2 在阶段 PH1 期间经由数据 DT1、DT2 交互。程序 INIT1 为设备 D5 提供数据 DT1, 该设备以调制的电压 V1 (SDT1) 的形式传送该数据。身体 HB 将信号 V2 (SDT1, BS) 传输到设备 D6 (或者信号 Id (SDT1, BS), 如果以电流推断), 该设备 D6 从该信号中提取数据 DT1 并为程序 INIT2 提供该数据 DT1。类似地, 程序 INIT2 为设备 D6 提供数据 DT2, 该设备以调制的电压 V1 (SDT2) 的形式传送该数据。身体 HB 传输信号 V2 (SDT2, BS) 到设备 D5, 该设备 D5 从该信号中提取数据 DT2 并为程序 INIT1 提供该数据。在阶段 PH2 期间, 设备 D5 传送信号 V1, 身体 HB 传输信号 V2 (BS) 到设备 D6, 其提取生物信号 BS。分析程序 BAPG 从生物信号中提取至少一个生物参数 Bi 或一项生物信息 Ii。应用程序 APG 可以提供根据生物信号 BS、生物参数 Bi 或生物信息 Ii 的结果, 并实施诸如心脏监测、生物特征识别、睡眠检测等应用。

[0087] 本发明适于各种应用。实际上, 可将设备 D3 和 D4 或 D5 和 D6 中的至少一者安装在用户经常穿戴的物体中。例如, 可将设备 D4 或 D6 安装在表或手机 MP 中, 如图 12 所示。可将设备 D3 或 D5 安装并放置在例如桌子或椅子的靠近用户的给定位置。一旦设备 D4 或 D6 靠近用户, 例如当用户持有手机 MP 或放入口袋时, 可检测到生物信号 BS。相反, 一些实施例可以提供用于用户主动移动触发生物信号 BS 获取的需要。例如, 如果将设备 D3 或 D5 放在桌子上, 可以对该用户进行该供给, 以触发生物信号 BS 的获取, 必须将其手放在设备中电极 IE1 所在的区域, 或将其移动到更靠近该区域。

[0088] 在一些实施例中, 程序 BAPG 和 / 或 APG 可以由设备 D5 执行, 而不是由设备 D6 执行, 然后在阶段 PH1 期间设备 D6 向设备 D5 传送生物信号 BS 或生物参数 Bi。

[0089] 此外, 上述设备 D3 至 D5 适于各种可替代的实施例。获取链 20、30、40 的滤波器 FM、FM1、FM2 可以是由处理器执行的数字滤波程序, 并被应用到由转换器 ADC、ADC1、ADC2 提供的数字化信号。

[0090] 最后, 尽管以上描述了代表生物信号 BS 的 IBAN 信号的幅值调制与心跳相关, 后续研究可以公开影响身体的电阻性的其它周期因素, 特别是影响血液的氧化作用的呼吸节奏且还可以调制在不同于心率的速率的身体的电阻性, 产生可实现另一生物信号被提取的 IBAN 信号的额外调制。

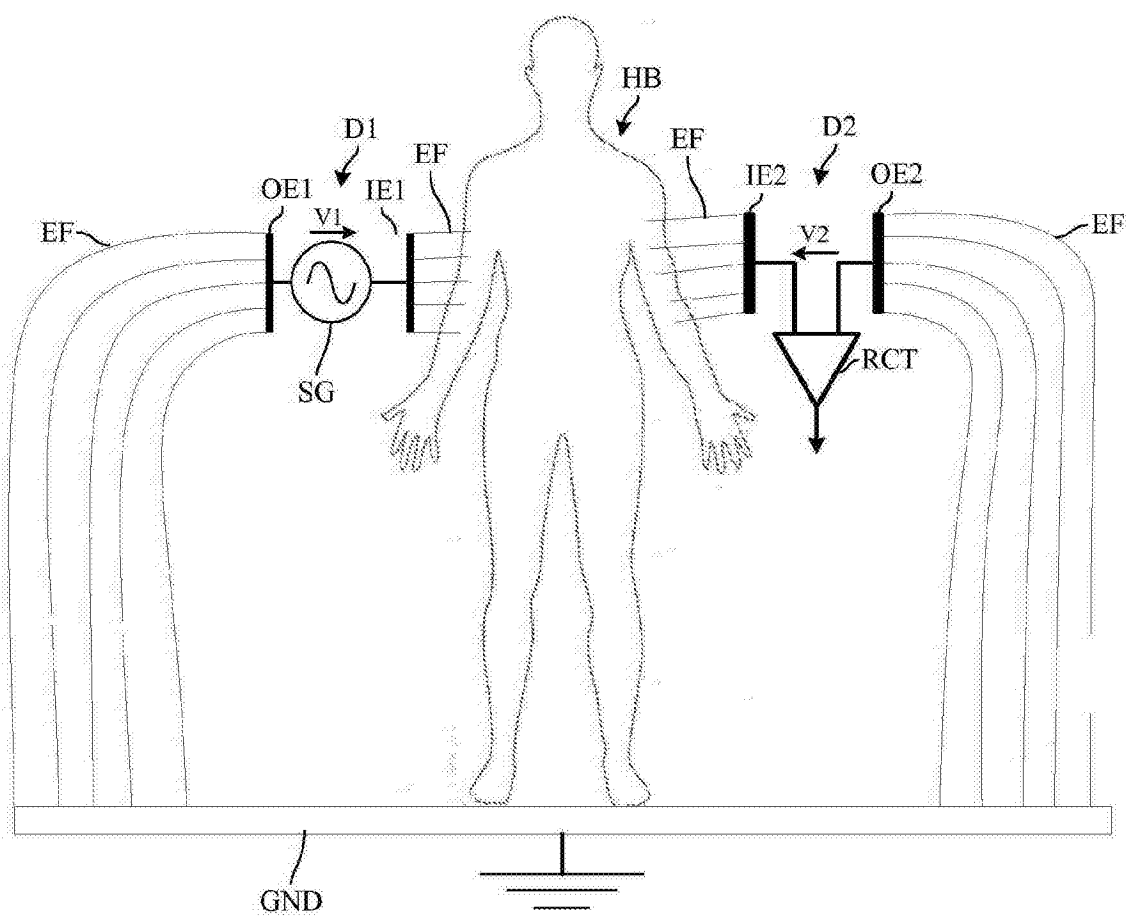


图 1

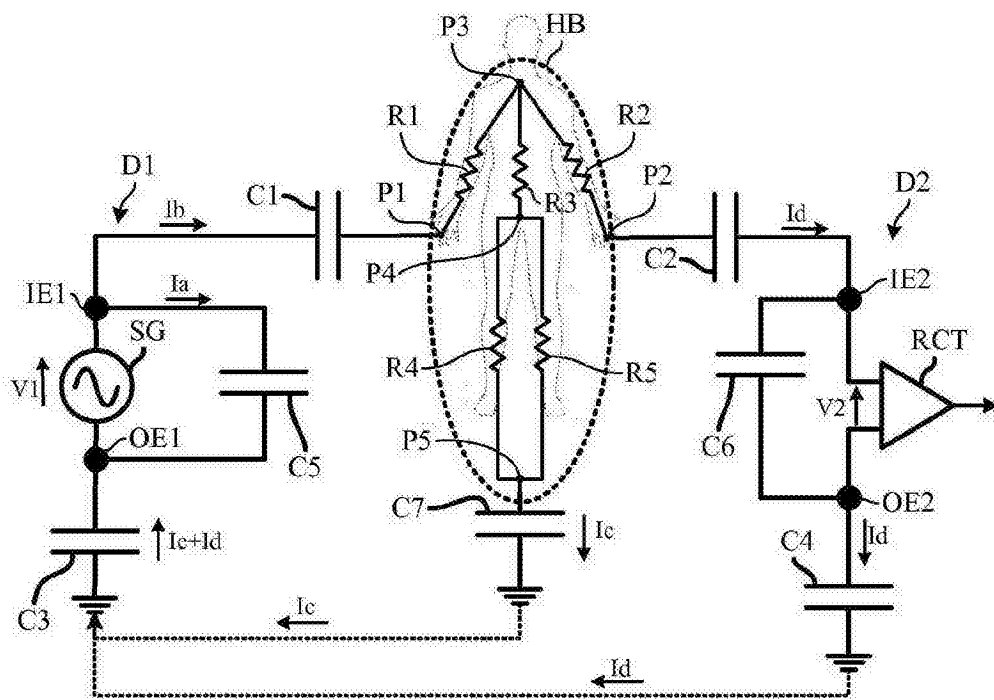


图 2

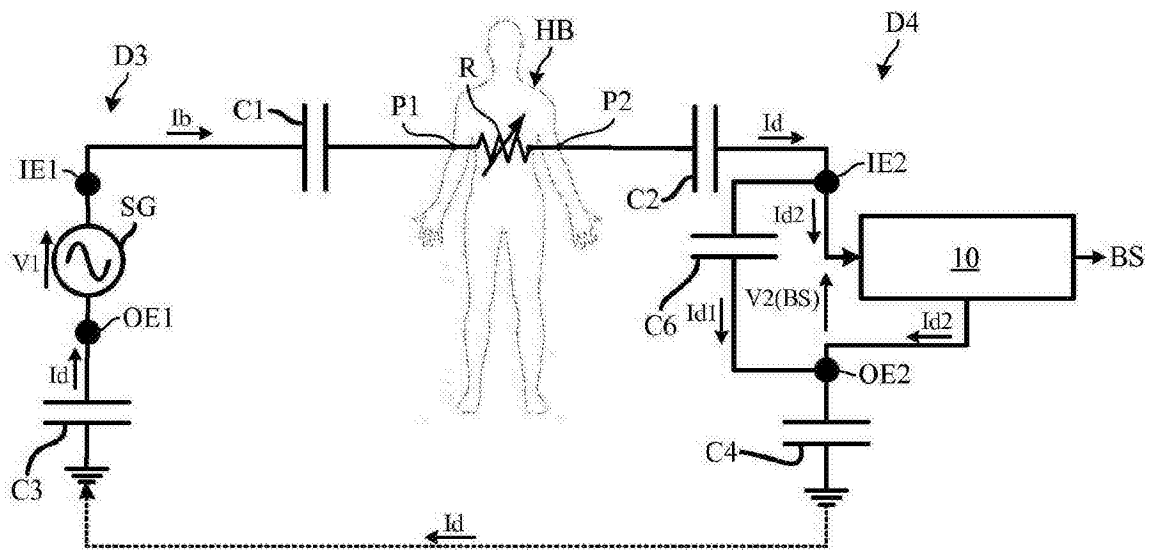


图 3

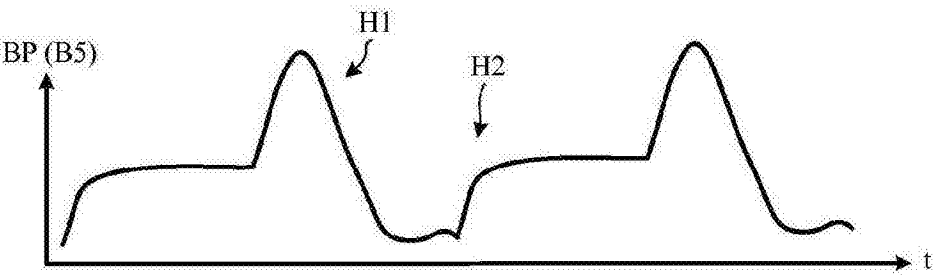


图 4a

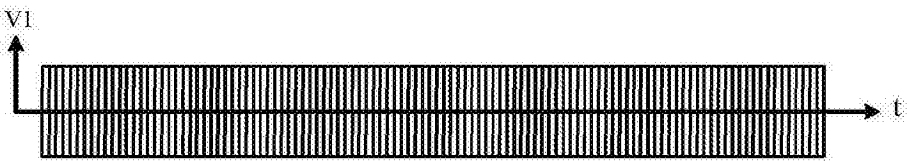


图 4b

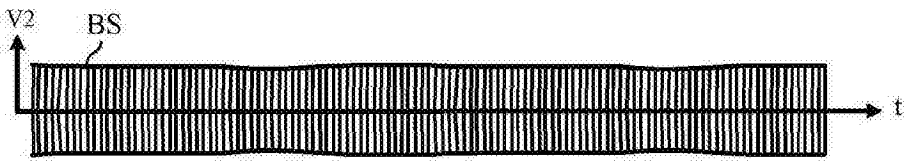


图 4c

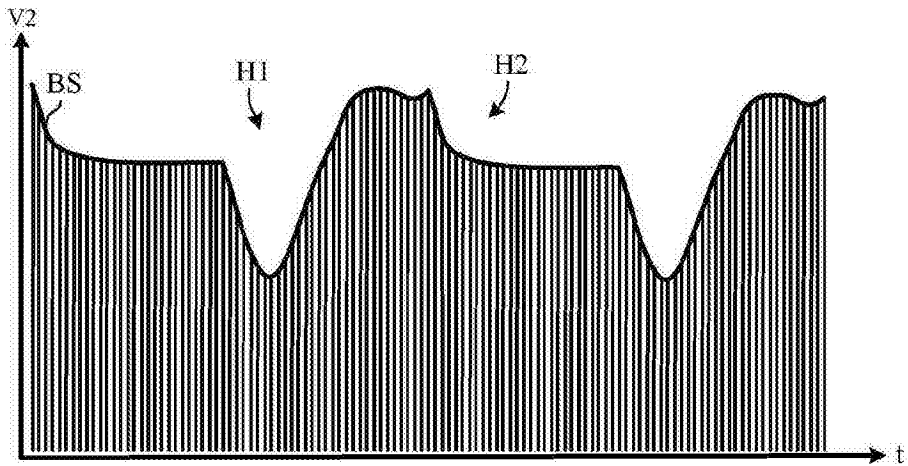


图 4d

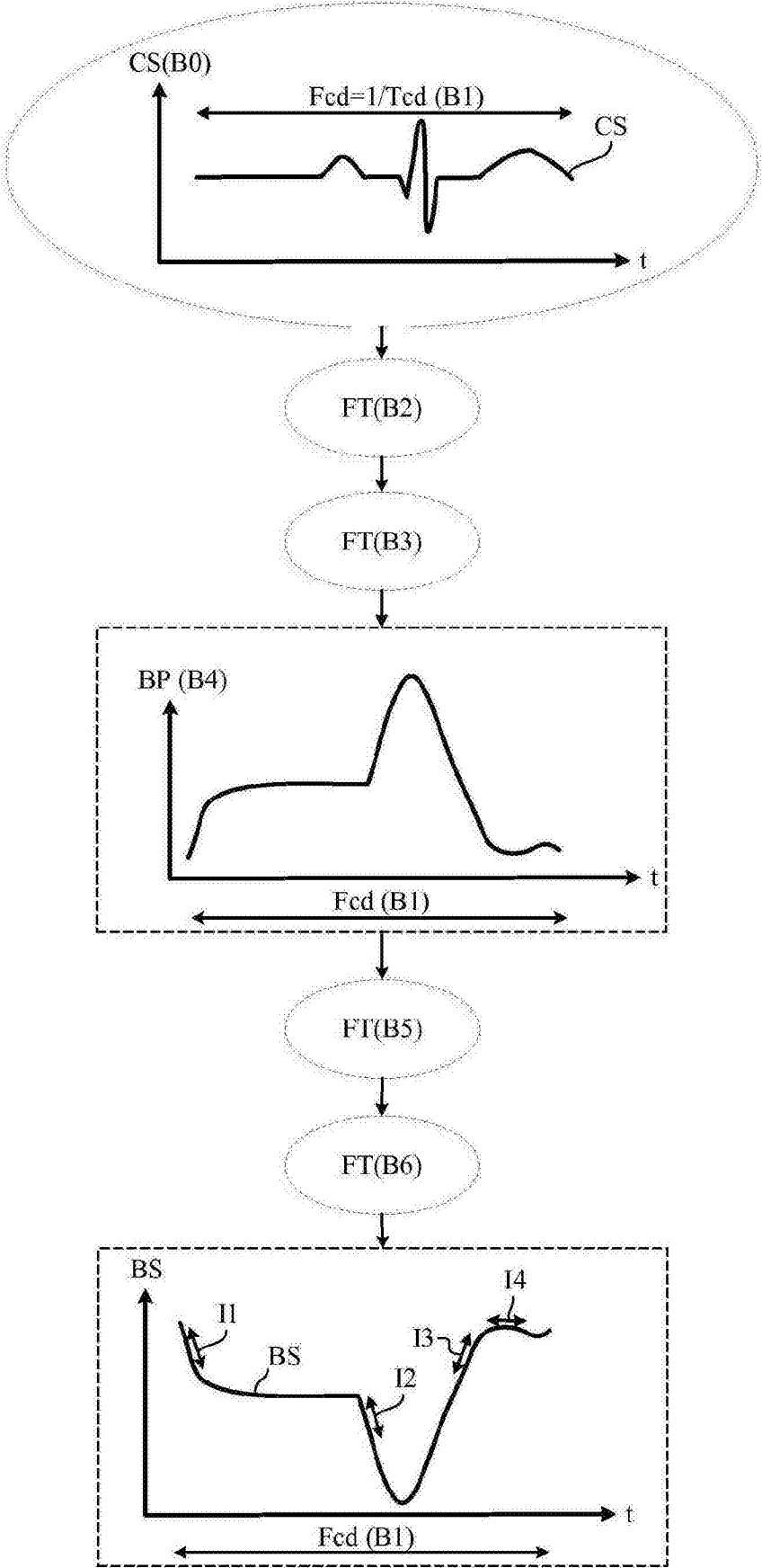


图 5

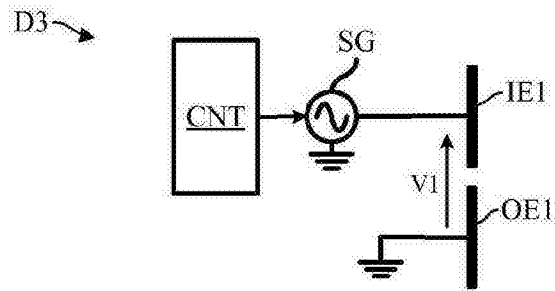


图 6

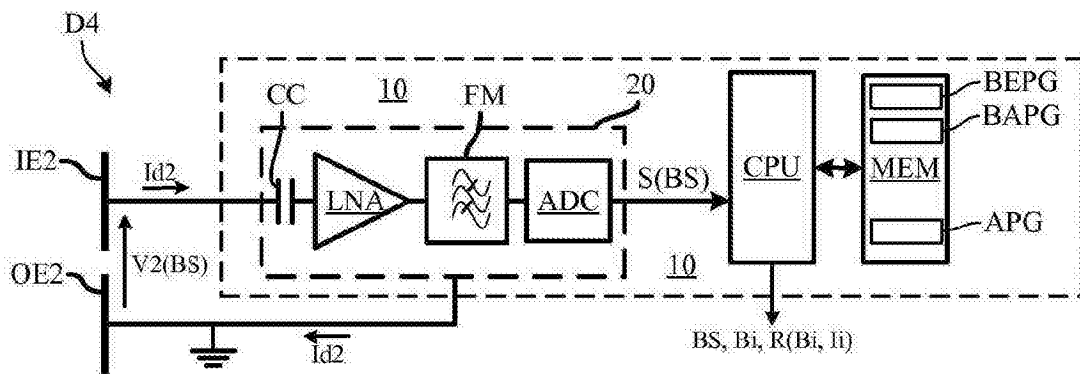


图 7

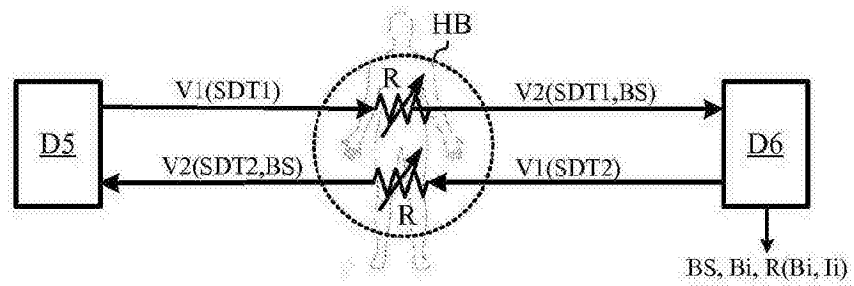


图 8

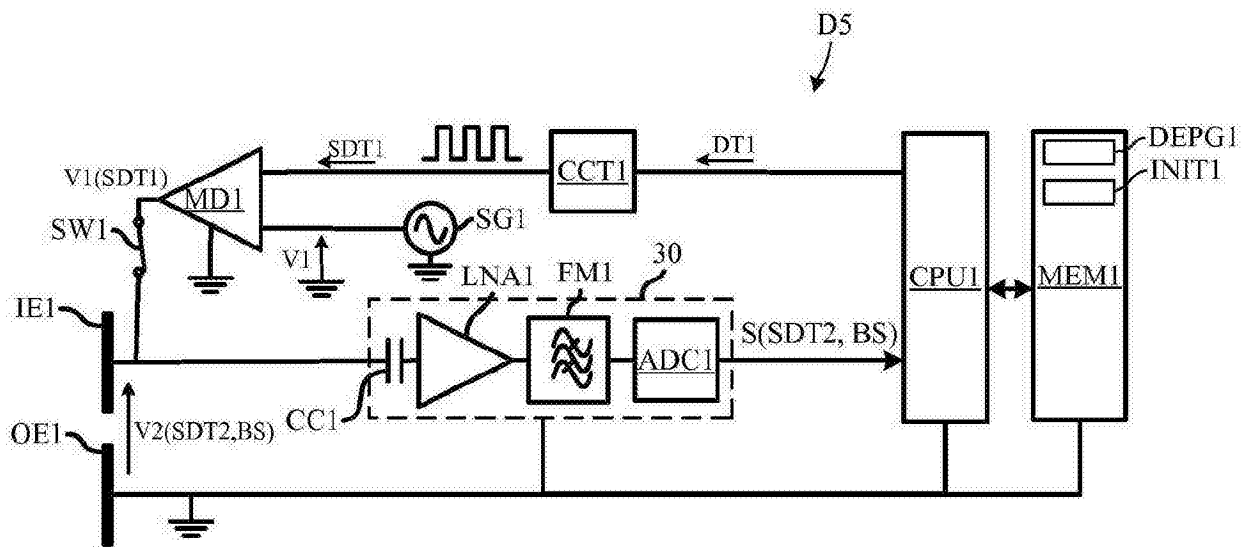


图 9

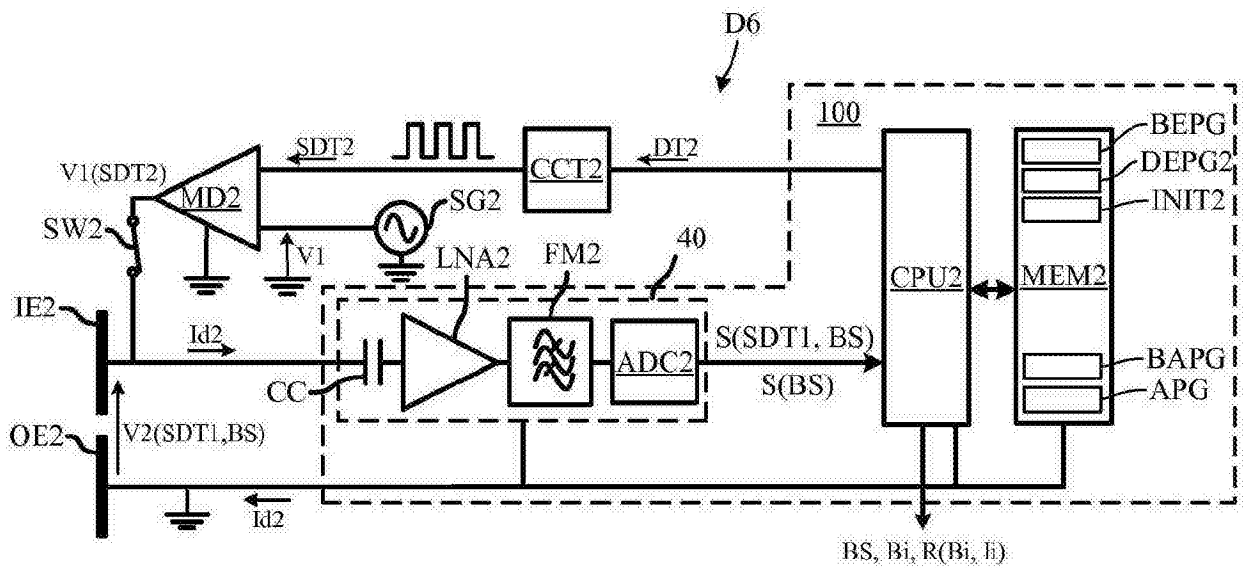


图 10

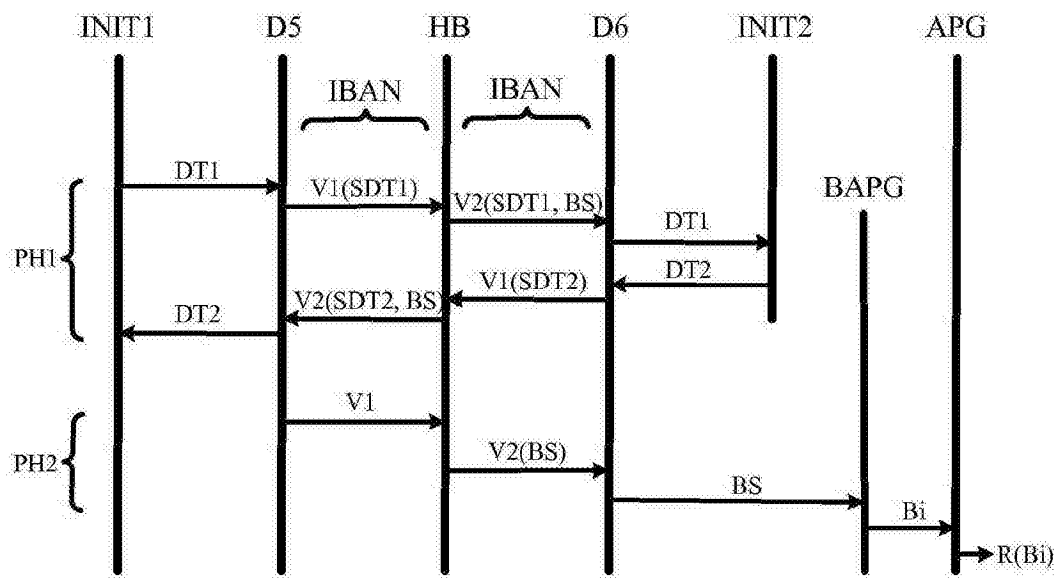


图 11

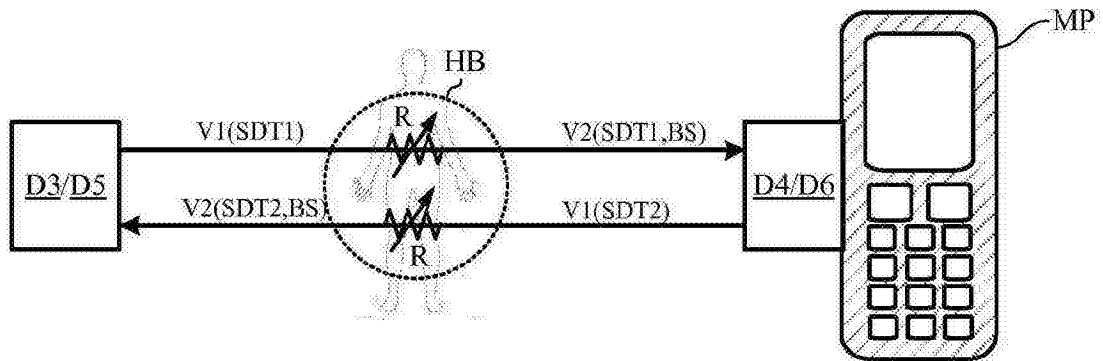


图 12

专利名称(译)	用于通过体内电流获取生物信息的设备和方法		
公开(公告)号	CN105307560A	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	CN201480033733.3	申请日	2014-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	英赛瑟库尔公司		
申请(专利权)人(译)	英赛瑟库尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	英赛瑟库尔公司		
[标]发明人	B查拉特 G加戈纳罗特		
发明人	B·查拉特 G·加戈纳罗特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 H04B13/00		
代理人(译)	杨晓光 于静		
优先权	2013053384 2013-04-15 FR		
其他公开文献	CN105307560B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种采用体内电流(I_d)的接收设备(D6)，该设备包括用于通过电容性耦接来收集取决于经过对象的全部或部分身体(HB)的电流(I_d)的AC信号的装置(IE2，OE2)，用于从所收集的AC信号中提取数据的装置(40，100)，以及用于从AC信号中提取由对象身体生成的生物信号(BS)并调制AC信号的幅值的装置(40，100)。

