



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105307560 B

(45)授权公告日 2019.08.30

(21)申请号 201480033733.3

(22)申请日 2014.03.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105307560 A

(43)申请公布日 2016.02.03

(30)优先权数据

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

(73)专利权人 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)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

H04B 13/00(2006.01)

审查员 卢晓萍

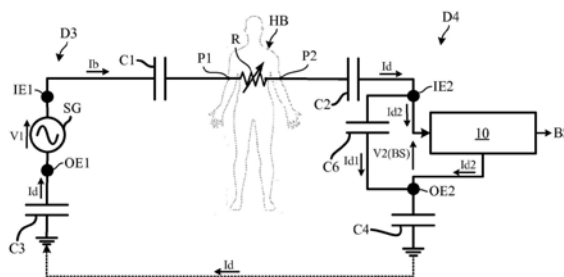
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(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,其具有体内电流数据接收装置,所述体内电流数据接收装置包括:
用于通过电容性耦接来收集由数据信号调制的AC信号的装置,所述AC信号取决于穿过对象的身体的全部或部分的体内电流,以及
用于从所收集的AC信号中提取所述数据信号的装置;
其中,所述接收设备进一步包括用于从所述AC信号提取由所述对象的身体生成并生物地调制所述AC信号的幅值的生物信号的装置,所述生物信号形成所述AC信号的包络并且反映根据所述对象的身体的电阻的变化的所述体内电流的变化,其中所述电阻本身随血压而变化。
2. 如权利要求1所述的设备,被配置成从所述生物信号提取或推断至少一个生物参数和/或至少一项生物信息。
3. 如权利要求2所述的设备,其中所述生物参数是在将所述对象的心脏信号变换成所述生物信号涉及的参数。
4. 如权利要求2所述的设备,其中所述生物参数包括所述对象的血压的所述变化。
5. 如权利要求2所述的设备,其中所述生物参数是所述对象的心跳。
6. 如权利要求2所述的设备,其中所述生物信息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。
7. 如权利要求2所述的设备,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,进一步包括体内电流数据传输装置,所述体内电流数据传输装置被配置为通过电容性耦接向所述对象的身体施加由数据信号调制的AC信号。
9. 一种系统,其采用体内电流,所述系统包括:
-发射设备,包括用于通过电容性耦接向对象的身体施加第一AC信号的装置,以及用于经由该第一AC信号传送数据的装置,以及
-根据权利要求1至8中的一项的接收设备,用于通过电容性耦接收集第二AC信号,并从所述第二AC信号提取由所述发射设备发送的数据,
其中所述接收设备被配置成:
-在初始化阶段,与所述发射设备交换数据,以及
-在获取阶段,从所述第二AC信号提取所述生物信号。
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中。
11. 一种方法,用于获取由对象的身体生成的生物信号,特征在于实施具有体内电流数据传输设备,所述设备包括发射设备和接收设备,其中,
所述发射设备包括:用于通过电容性耦接向所述对象的身体施加第一AC信号的装置,以及用于经由第一AC信号传送数据的装置;
所述接收设备包括:用于通过电容性耦接收集第二AC信号的装置和用于从所述收集的AC信号提取数据的装置;以及
所述方法包括:
通过所述发射设备向所述对象的身体施加所述第一AC信号,

通过所述接收设备收集取决于经过所述对象的身体的全部或部分的体内电流的所述第二AC信号，

通过所述接收设备从所述第二AC信号提取生物信号，所述生物信号由所述对象的身体生成，并且生物地调制所述第二AC信号的幅值的。

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，通过所述接收设备与所述发射设备交换数据，以及

-在获取阶段，通过所述接收设备从所述第二AC信号提取作为调制所述第二AC信号的幅值的信号的所述生物信号。

13. 如权利要求11或12所述的方法，包括从所述生物信号中提取或推断生物参数或生物信息的步骤。

14. 如权利要求13所述的方法，其中所述生物参数是在将所述对象的心脏信号变换成所述生物信号所涉及的参数。

15. 如权利要求13所述的方法，其中所述生物参数包括所述对象的血压或所述对象的心跳的变化。

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) 中描述的类型的 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Ic远低于电流Id。体内电流Id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Id和电压V2中。设备D2解调电流Id或电压V2并从中提取数据信号。

[0008] 电流Id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Fc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Bi (B1、B2、B3等) 之间的关系。在信号BS的初始处,可区分两种基本参数B0和B1。B0是心脏信号CS (或心电图),并且B1是心率Fcd,其等于心脏周期Tcd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 (Bi) (或变换函数),每个传递函数取决于生物参数Bi并且使用两个基本生物参数B0和B1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发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 (B2)、FT (B3)、FT (B5)、FT (B6)。函数FT (B2)、FT (B3) 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B5。函数FT (B5)、FT (B6) 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Bi。在一些情况中,提取或推断生物参数Bi可能需要知道所有或部分的其它生物参数。

[0059] 生物参数B2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 (B2) 表示例如将心脏信号转换成血压变化的心脏能力。参数B3表示例如在测量生物信号BS时对象的活动,并且函数FT (B3) 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B5表示例如电流Ib通过的区域的身体组织的灌溉 (irrigation),并且函数FT (B5) 表示例如用于将血压变化转换成电流Ib通过的区域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B6表示例如对象水合状态,而且函数FT (B6) 表示例如用于将血压变化转换成电流Ib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Fcd被确定,其也是信号BS的频率。此外,假定变换函数FT (B5)、FT (B6) 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 (B5)、FT (B6) 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Ii中被提取或推断,该信息Ii直接或间接表示生物参数Bi。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I1,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Bi或一项生物信息Ii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Bi和生物信息Ii的组合,例如心率Fcd和信号BS的偏导数。然后结果R(Bi, Ii)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处于接收模式时,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,并且经由开关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。

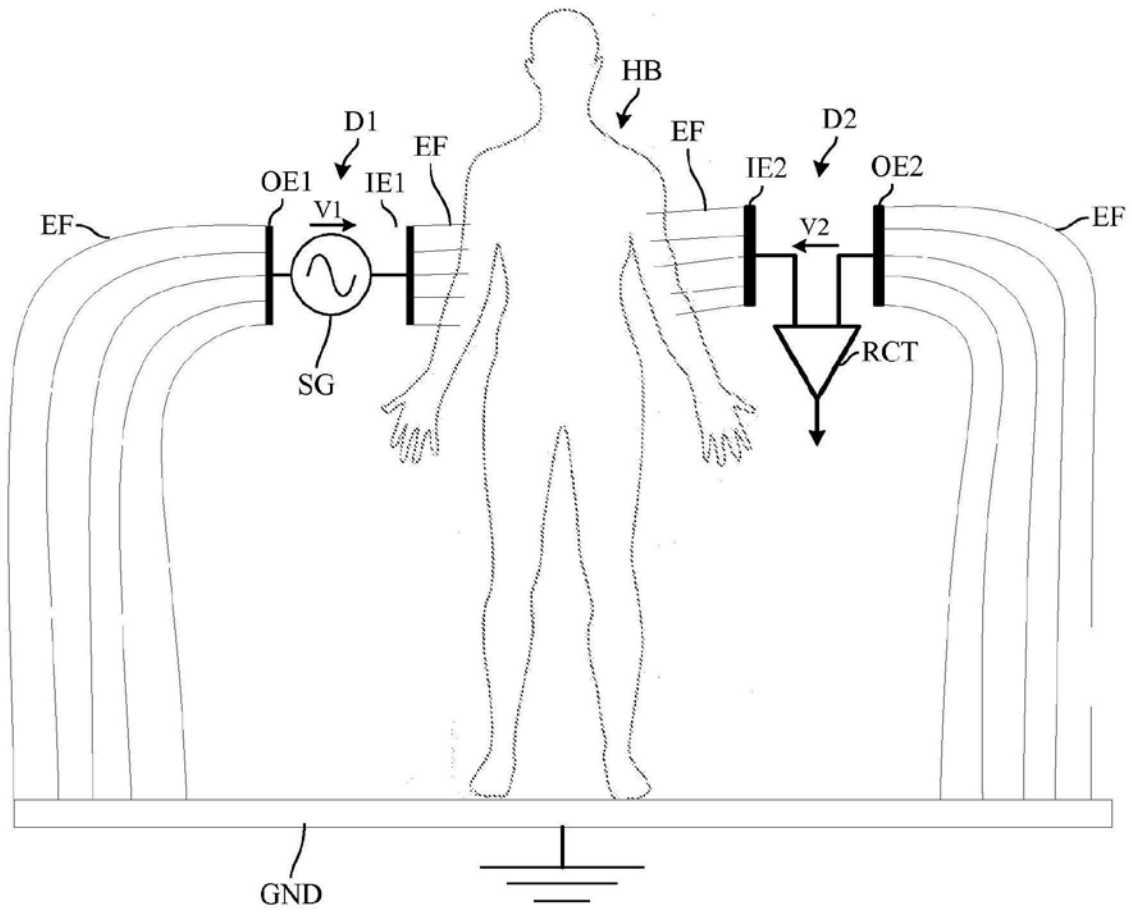


图1

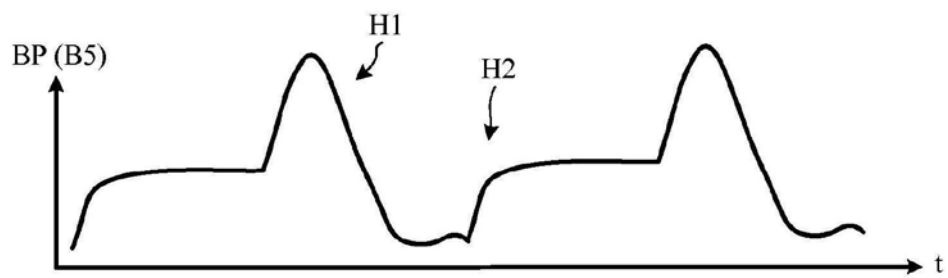


图4a



图4b



图4c

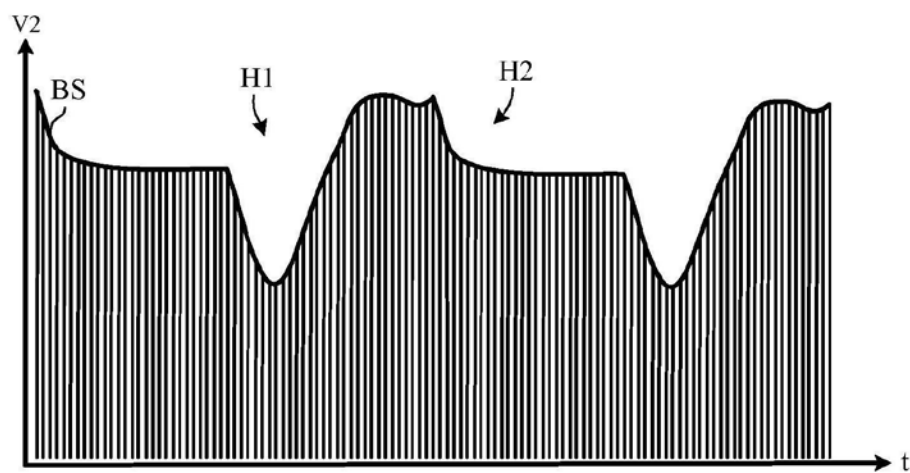


图4d

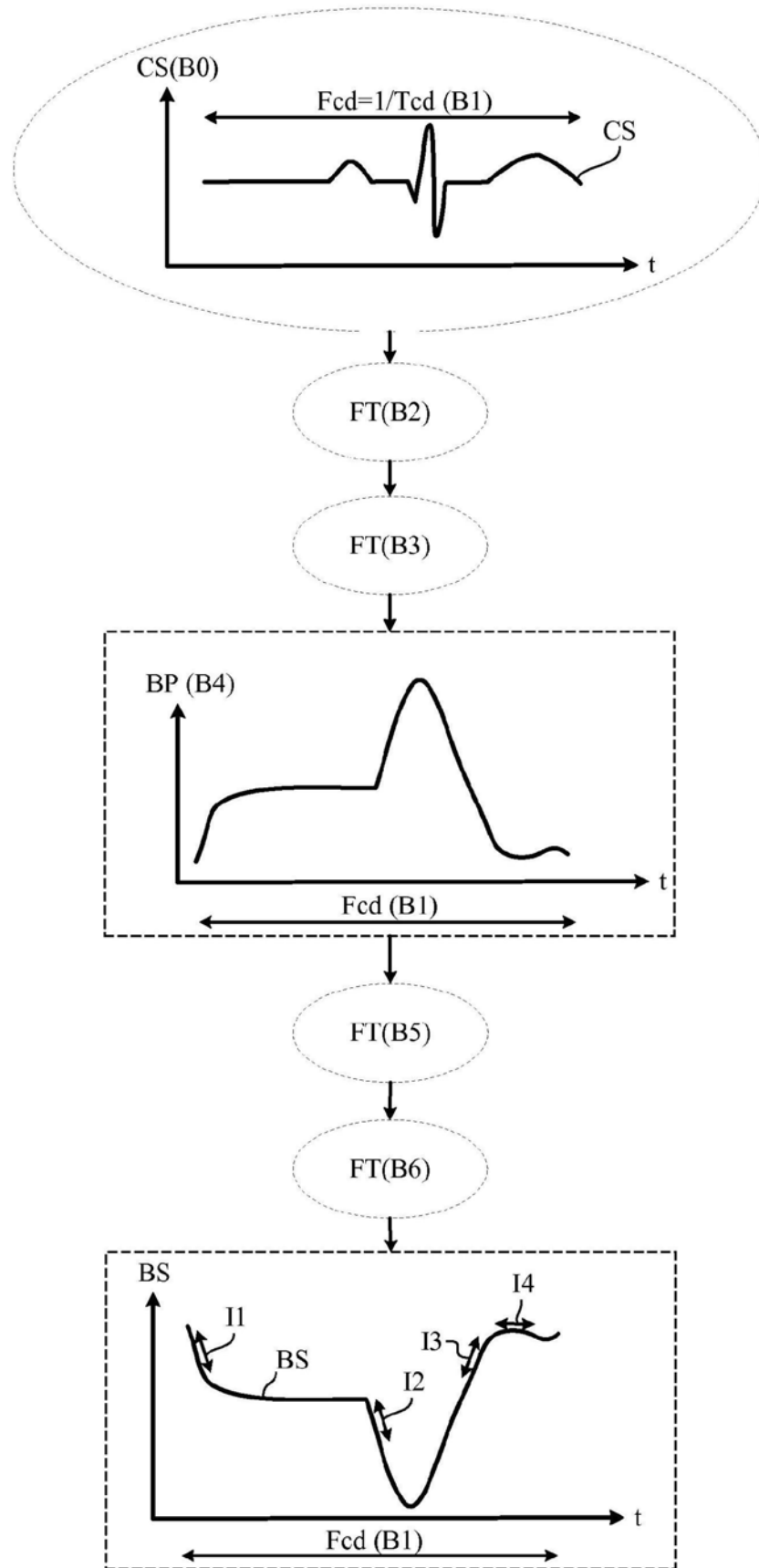


图5

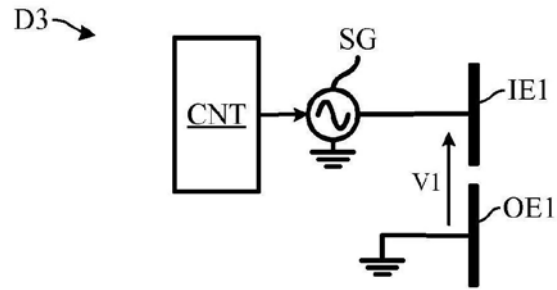


图6

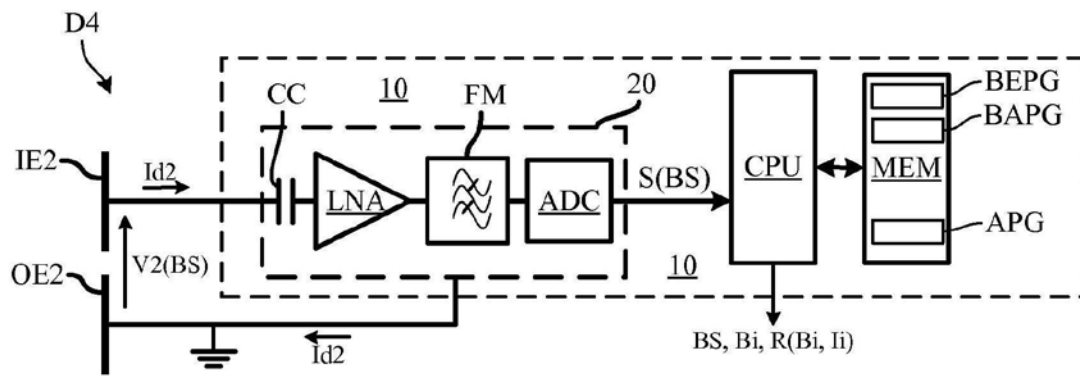


图7

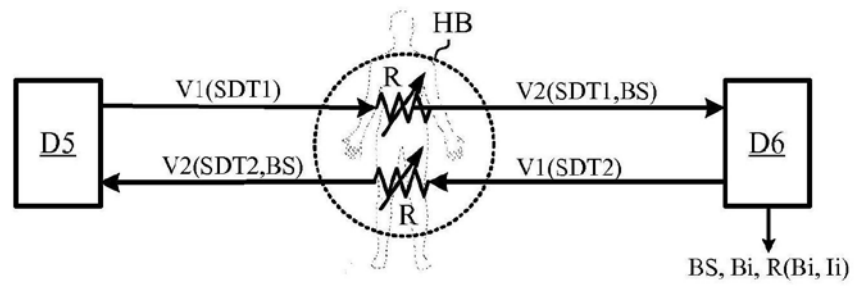


图8

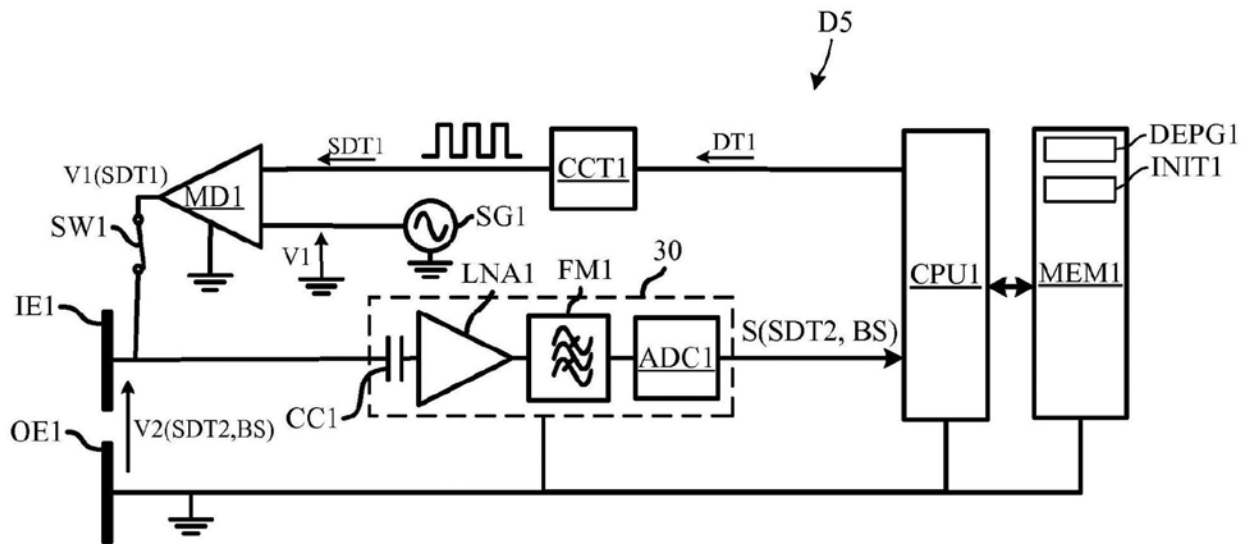


图9

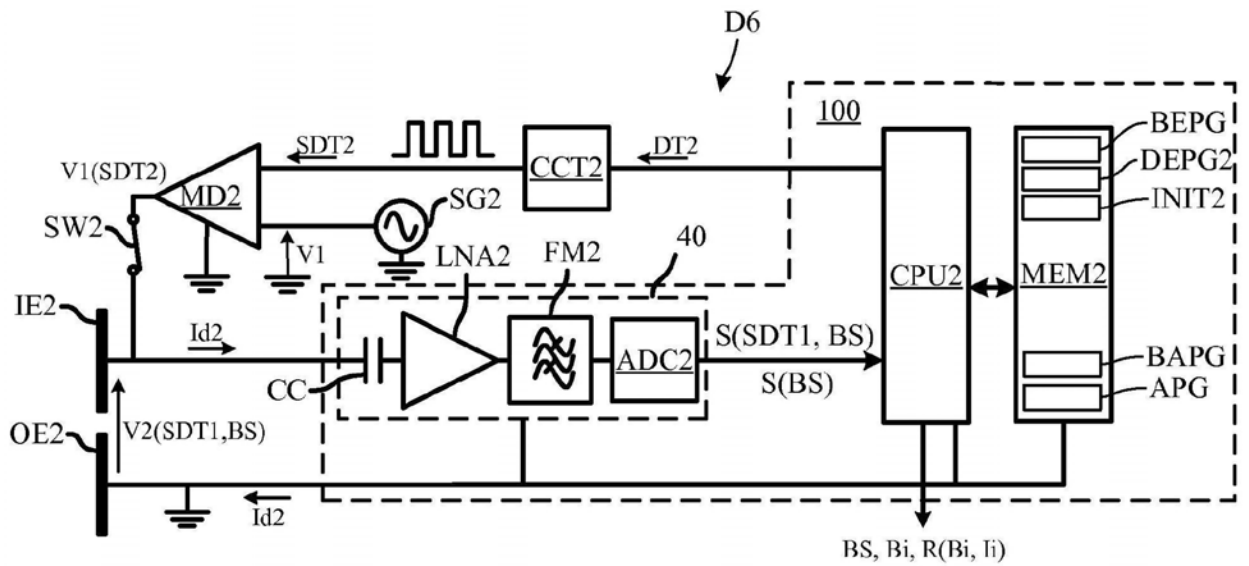


图10

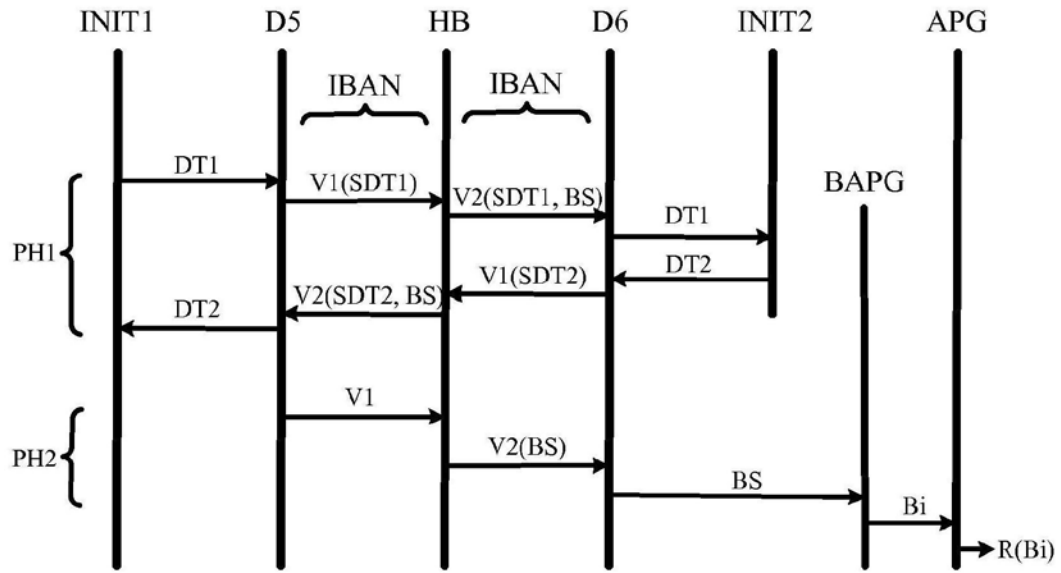


图11

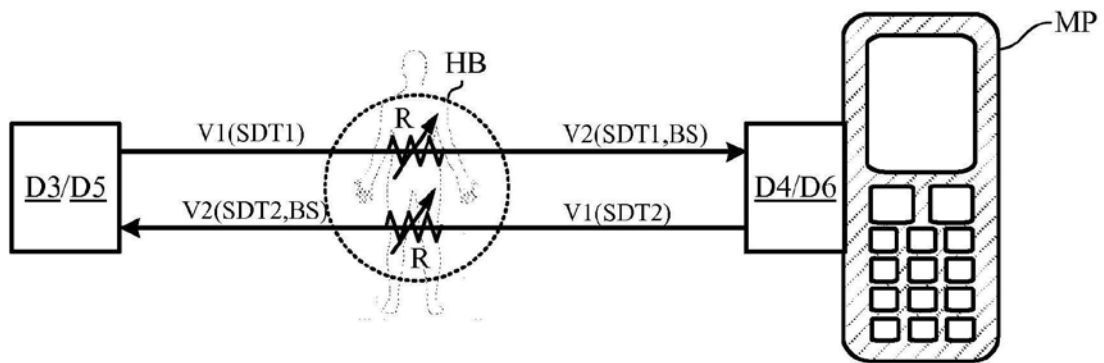


图12

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	CN105307560B	公开(公告)日	2019-08-30
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	CN105307560A		
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)。

