



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103705232 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 09

(21) 申请号 201210414896. 9

(22) 申请日 2012. 10. 26

(30) 优先权数据

101137215 2012. 10. 09 TW

(71) 申请人 广达电脑股份有限公司

地址 中国台湾桃园县

(72) 发明人 游志雄 钟永铭 张志雄

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 史新宏

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402 (2006. 01)

A61B 5/0245 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

H02J 7/00 (2006. 01)

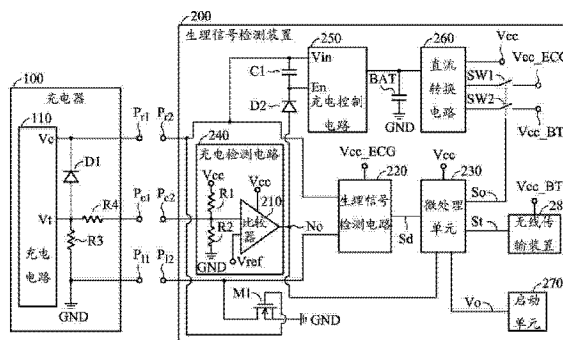
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

生理信号检测装置

(57) 摘要

一种生理信号检测装置,包括电池,设于生理信号检测装置内,具有正端以及负端;第一输入端、第二输入端,以及充电检测端;生理信号检测电路,与第一输入端以及第二输入端电性耦接,当第一输入端及第二输入端与测量目标电性连接时,生理信号检测电路根据第一输入端及第二输入端的电性检测结果产生生理信号;以及充电控制电路,与第一输入端、第二输入端以及充电检测端电性耦接;其中,当第一、第二输入端耦接充电装置提供的电力时,充电检测端则接收充电装置的充电指示信号,充电控制装置依充电指示信号而启动,以使用电力对电池进行充电。



1. 一种生理信号检测装置,包括:

一电池,设于该生理信号检测装置内,具有一正端以及一负端;

一第一输入端、一第二输入端,以及一充电检测端;

一生理信号检测电路,与该第一输入端以及该第二输入端电性耦接,当该第一输入端及该第二输入端与一测量目标电性连接时,该生理信号检测电路根据该第一输入端及该第二输入端的电性检测结果产生一生理信号;以及

一充电控制电路,与该第一输入端、该第二输入端以及该充电检测端电性耦接;其中,当该第一、第二输入端耦接一充电装置提供的一电力时,该充电检测端则接收该充电装置的一充电指示信号,该充电控制装置依该充电指示信号而启动,以使用该电力对该电池进行充电。

2. 根据权利要求1所述的生理信号检测装置,其中还包括:

一微处理单元,与该充电检测端以及该生理信号检测电路电性耦接,其中该微处理单元接收来自该生理信号检测电路的该生理信号,并根据该生理信号计算出多个生理数据。

3. 根据权利要求2所述的生理信号检测装置,其中还包括:

一电源开关,与该微处理单元、该生理信号检测电路以及该电池耦接,其中当该充电检测端接收该充电指示信号时,该微处理单元响应该充电指示信号而切断该电源开关,使该电池停止提供电源至该生理信号检测电路。

4. 根据权利要求3所述的生理信号检测装置,其中还包括:

一启动单元,与该微处理单元耦接,当该启动单元发送一启动信号至该微处理单元时,该生理信号检测装置处于一测量操作模式,该微处理单元进而连通该电源开关,使该电池提供电源至该生理信号检测电路。

5. 根据权利要求4所述的生理信号检测装置,其中该启动单元为一霍尔感测器。

6. 根据权利要求1所述的生理信号检测装置,其中还包括:

一直流转换电路,耦接于该电池,其中该直流转换电路将该电池的电压转换后提供至该生理信号检测装置中的内部电路。

7. 根据权利要求2所述的生理信号检测装置,其中还包括:

一蓝牙装置,与该微处理单元电性耦接,其中该蓝牙装置接收该生理数据,并将该生理数据转换为一无线信号。

8. 根据权利要求2所述的生理信号检测装置,其中该多个生理数据包括:心率、卡路里消耗量、心电图、运动时间。

9. 根据权利要求1所述的生理信号检测装置,还包括该充电装置,该充电装置包括:

一第一、第二及第三端,用以分别耦接该第一输入端、该充电指示端及该第二输入端;以及

一充电电路,耦接该第一、第二及第三端用以提供该电力及该充电指示信号。

生理信号检测装置

技术领域

[0001] 本发明是有关于生理信号检测装置,特别是关于便携式的心电信号测量装置。

背景技术

[0002] 高龄者、远距离与个人化健康照护日益受到重视,使健康检测的电子产品的趋势朝便携式的方向发展。此类的产品设计注重轻便、省电、低价且可以长时间追踪使用者的生理信号,例如体温、心电图 (electrocardiogram)、脉搏等信息,以有效的记录并关注使用者的生理状况。因此,亟需一种生理信号检测装置,符合操作简易,构造紧致且方便进行充电及收纳的需求。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明揭露了一种生理信号检测装置,包括电池,设于生理信号检测装置内,具有正端以及负端;第一输入端、第二输入端,以及充电检测端;生理信号检测电路,与第一输入端以及第二输入端电性耦接,当第一输入端及第二输入端与测量目标电性连接时,生理信号检测电路根据第一输入端及第二输入端的电性检测结果产生生理信号;以及充电控制电路,与第一输入端、第二输入端以及充电检测端电性耦接;其中,当第一、第二输入端耦接充电装置提供的电力时,充电检测端则接收充电装置的充电指示信号,充电控制装置依充电指示信号而启动,以使用电力对电池进行充电。

[0004] 本发明还揭露了上述充电装置,包括第一、第二及第三端,用以分别耦接第一输入端、充电指示端及第二输入端;以及充电电路,耦接第一、第二及第三端用以提供该电力及该充电指示信号。

附图说明

[0005] 本发明所揭露的说明书内容可搭配以下图式阅读以使更容易理解。须注意的是图式的部分特征并未根据业界的实际产品比例所规划。事实上,这些特征的长宽比例都可以任意增减,并不影响发明的本质。本发明中相同的特征皆以相同的标号表示。

[0006] 图 1 为本发明一实施例中,生理信号检测装置 200 及充电器 100 的结构示意图。

[0007] 图 2 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于一般测量操作模式时的电路运作示意图。

[0008] 图 3 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于充电模式时的电路运作示意图。

[0009] 图 4 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于收纳模式时的电路运作示意图。

[0010] [主要元件标号说明]

[0011]

100 ~ 充电器;	110 ~ 充电电路;
200 ~ 生理信号检测装置;	210 ~ 比较器;
220 ~ 生理信号检测电路;	230 ~ 微处理单元;
240 ~ 充电检测电路;	250 ~ 充电控制电路;
260 ~ 直流转换电路;	270 ~ 启动单元;
280 ~ 无线传输装置;	BAT ~ 电池;
C1 ~ 电容;	D1、D2 ~ 二极管;
GND ~ 参考电位节点;	M1 ~ 晶体管;
P _{r1} ~ 第一输出端;	P ₁₁ ~ 第二输出端;
P _{c1} ~ 充电指示端;	P _{r2} ~ 第一输入端;
P ₁₂ ~ 第二输入端;	P _{c2} ~ 充电检测端;
R1、R2、R3、R4 ~ 电阻;	Sd ~ 生理信号;
St ~ 生理数据;	So ~ 控制信号;
SW1、SW2 ~ 开关;	Va ~ 第一检测信号;
Vb ~ 第二检测信号;	Vc ~ 电压;
Vcc、Vcc_ECG、Vcc_BT ~ 电源;	Vref ~ 参考电压;
Vo ~ 启动信号;	Vt ~ 第二状态的电压。

具体实施方式

[0012] 以下揭露的内容可与图式对照,其中相对应的部件大致以相同的标号注明于图式上。且其中部分结构并未依照实际比例去绘示。于以下叙述中,为使易于理解,加入了许多特定的设置细节。然而,本领域技术人员应可理解仅需参考本发明所揭示的部分范例内容便可以实现本发明。于部分范例中,已知的结构与元件以方块图的方式呈现,以使内容简明易懂。

[0013] 图1为本发明一实施例中,生理信号检测装置200及充电器100的结构示意图。本实施例中,生理信号检测装置200为一种心电图(electrocardiogram)测量装置,为可便携式的设计,可以磁扣的方式固定于使用者的服装上。生理信号检测装置200包括三个作为与外部连接接口的端子,第一输入端P_{r2}、第二输入端P₁₂,以及充电检测端P_{c2}。本发明的特色在于上述第一及第二输入端子P_{r2}、P₁₂既可在一般测量操作模式下时作为人体心电信号的输入端,亦可在充电模式下搭配充电检测端P_{c2}作为接收充电器100的电源供应的输入端。

[0014] 当生理信号检测装置200连接至充电器100时,第一输入端P_{r2}、充电检测端P_{c2},以及第二输入端P₁₂分别连接充电器的第一输出端P_{r1}、充电指示端P_{c1}及第二输出端P₁₁。生理信号检测装置200通过第一输入端P_{r2}及第二输入端P₁₂取得充电电路110的电力,通过充电检测端P_{c2}取得充电指示信号Vt。

[0015] 参见图1,生理信号检测装置200包括一充电检测电路240,与充电检测端P_{c2}电性

耦接,用以检测充电检测端 P_{c2} 的电位并判别该充电指示信号,进而输出相对应的检测信号以控制生理信号检测装置 200 的操作模式。充电检测电路 240 例如由比较器 210 和电阻器 $R1$ 、 $R2$ 所构成。当充电检测端 P_{c2} 的电位大于参考电位 V_{ref} 时,充电检测电路 240 输出一对应的第一检测信号至节点 No ,以对应指示生理信号检测装置 200 处于充电 / 收纳模式;当充电检测端 P_{c2} 的电位不大于参考电位 V_{ref} 时,充电检测电路 240 输出一对应的第二检测信号至节点 No ,用以对应指示生理信号检测装置 200 处于一般测量操作模式。

[0016] 生理信号检测装置 200 包括生理信号检测电路 220,与第一输入端 P_{r2} 、第二输入端 P_{l2} 电性连接。生理信号检测电路 220 受电源 V_{cc_ECG} 的驱动,接受并处理来自第一输入端 P_{r2} 、第二输入端 P_{l2} 的输入信号,例如生物电信号,并将之转换成一生理信号 Sd 并输出。

[0017] 生理信号检测装置 200 包括微处理单元 230,与生理信号检测电路 220 以及节点 No 耦接。微处理单元 230 受电源 V_{cc} 的驱动,当接收来自节点 No 的第二检测信号时(即运作于一般测量操作模式时),微处理单元 230 接受并处理来自生理信号检测电路 220 的生理信号 Sd ,并根据生理信号 Sd 计算出多个生理数据 St 。于部分实施例中,生理数据 St 可包括:心率、卡路里消耗量、心电图、运动时间等信息。生理信号检测装置 200 还可包括一无线传输装置 280,用以传输生理数据 St ,以储存并显示于个人计算机、云端数据库、或个人移动装置。

[0018] 生理信号检测装置 200 包括电池 BAT 与充电控制电路 250。电池 BAT 包括一正端与一负端,安装于生理信号检测装置 200 内部,作为供应生理信号检测装置 200 内部各电路运作所需的电源。充电控制电路 250 具有一电源输入端 V_{in} 以及一控制端 EN ,分别与第一输入端 P_{r2} 以及节点 No 耦接。当控制端 EN 接收来自节点 No 的第一检测信号时(即运作于充电 / 收纳模式时),充电控制电路 250 会致能(enable)并通过电源输入端 V_{in} 将第一输入端 P_{r2} 的电力进行处理后,提供给电池 BAT 的正端。当节点 No 为第二检测信号时(即运作于一般测量操作模式时),充电控制电路 250 则失能(disable)并切断电源输入端 V_{in} 与电池 BAT 的连接,停止对电池 BAT 的充电动作。生理信号检测装置 200 还包括一晶体管 $M1$,漏极与栅极接耦接于第二输入端 P_{l2} ,基极与第一输入端 P_{r2} 耦接,源极通过参考电位节点 GND 与电池 BAT 的负端共同接地。电池 BAT 通过第一输入端 P_{r2} 、第二输入端 P_{l2} 进行充电。生理信号检测装置 200 还包括一电容 $C1$,耦接于电源输入端 V_{in} 以及控制端 EN 之间;以及一二极管 $D2$,耦接于节点 No 以及控制端 EN 之间。

[0019] 生理信号检测装置 200 包括一直流转换电路 260 以及开关 $SW1$ 与 $SW2$ 。直流转换电路 260 与电池 BAT 耦接,将电池 BAT 所提供的电压转换为电路运作所需要的电压。其中供应给微处理单元的电源为 V_{cc} 、供应给生理信号检测电路 220 的电源为 V_{cc_ECG} 、供应给无线传输装置 280 的电源为 V_{cc_BT} 。开关 $SW1$ 的两端分别与生理信号检测电路 220 以及直流转换电路 260 输出电源 V_{cc_ECG} 的端点连接。开关 $SW1$ 的控制端与微处理单元 230 连接,当微处理单元 230 接收来自节点 No 的第二检测信号时(即运作于一般测量操作模式时),微处理单元 230 对应产生具有第一电位的控制信号 So ,导通开关 $SW1$ 使电源 V_{cc_ECG} 被供给至生理信号检测电路 220;当微处理单元 230 接收来自节点 No 的第一检测信号时(即运作于充电 / 收纳模式时),微处理单元 230 对应产生具有第一电位的控制信号 So ,关闭开关 $SW1$ 使电源 V_{cc_ECG} 停止供给至生理信号检测电路 220。开关 $SW2$ 的两端分别与无线传输装置 280 以及直流转换电路 260 输出电源 V_{cc_BT} 的端点连接。开关 $SW2$ 的控制端与微处

理单元 230 连接,当微处理单元 230 接收来自节点 No 的第一检测信号时(即运作于一般测量操作模式时),微处理单元 230 对应产生具有第一电位的控制信号 So,导通开关 SW2 使电源 Vcc_BT 被供给至无线传输装置 280;当微处理单元 230 接收来自节点 No 的第一检测信号时(即运作于充电/收纳模式时),微处理单元 230 对应产生第二电位的控制信号 So,关闭开关 SW2 使电源 Vcc_BT 停止供给至无线传输装置 280。

[0020] 生理信号检测装置 200 包括一启动单元 270,与该微处理单元 230 耦接,用于产生一启动指令 Vo。当启动指令 Vo 传送至微处理单元 230 时,该生理信号检测装置 200 处于测量操作模式,而该微处理单元进而连通该等电源开关 SW1 及/或 SW2,使该电池提供电源至该生理信号检测电路 220 及/或无线传输装置 280,藉此启动生理信号检测装置 200 进行生物电信号的检测。于一实施例中,启动单元 270 可以是一霍尔感测器。当生理信号检测装置 200 与使用者身上的一磁扣结合时,霍尔感测器因磁场的改变而送出启动指令 Vo,使生理信号检测装置 200 的生理信号检测电路 220 进行测量。

[0021] 充电器 100 可搭配生理信号检测装置 200 使用,以对生理信号检测装置 200 进行充电。充电器 100 包括三个对外的接点:第一输出端 P_{r1}、第二输出端 P₁₁ 以及一充电指示端 P_{c1},分别对应生理信号检测装置 200 的第一输入端 P_{r2}、第二输入端 P₁₂,以及充电检测端 P_{c2}。当充电器 100 与生理信号检测装置 200 结合时,通过第一输出端 P_{r1} 对第一输入端 P_{r2} 输入一电压 Vc;通过充电指示端 P_{c1} 对充电检测端 P_{c2} 输入电压 Vt(充电指示信号);并通过第二输出端 P₁₁ 将参考电位节点 GND_c 与第二输入端 P₁₂ 连接。充电器 100 还包括二极管 D1,耦接于第一输出端 P_{r1} 与电压 Vt 的输出端之间;电阻 R4,耦接于电压 Vt 的输出端与充电指示端 P_{c1} 之间;电阻 R3,耦接于电压 Vt 的输出端与第二输出端 P₁₁ 之间。

[0022] 图 2 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于一般测量操作模式时的电路运作示意图。此时第一输入端 P_{r2} 及第二输入端 P₁₂ 分别与连接垫 P1 及 P2 连接,而 P1 及 P2 又各自连接于待测目标(例如人体部位)T0 的两端;而充电检测端 P_{c2} 为浮接。此时的充电检测端 P_{c2} 的电位为第一状态(例如 2.6 V)时,比较器 210 将之与一参考电压 Vref(例如 2.8V)比对后,充电检测电路 240 输出一对应的第二检测信号 Vb 至节点 No,以对应指示生理信号检测装置 200 处于一般测量操作模式。

[0023] 此时微处理单元 230 接收来自节点 No 的第二检测信号 Vb 时,微处理单元 230 对应产生第一状态的控制信号 So,导通开关 SW2 使电源 Vcc_BT 被供给至无线传输装置 280,并导通开关 SW1 使电源 Vcc_ECG 被供给至生理信号检测电路 220。

[0024] 当使用者准备开始进行测量时,启动单元 270 产生启动指令 Vo 给该微处理单元 230,使生理信号检测装置 200 进行检测。生理信号检测电路 220 的生理信号检测电路 220 通过连接垫 P1 及 P2 测量待测物 T0 的生物电信号,例如心电信号,并加以处理成生理信号 Sd。

[0025] 当接收来至节点 No 的第二检测信号 Vb 时,微处理单元 230 接受并处理来自生理信号检测电路 220 的生理信号 Sd,并根据生理信号 Sd 计算出多个生理数据 St。生理数据 St 接着通过无线传输装置 280 上传,以储存并显示于个人计算机、云端数据库、或个人移动装置。

[0026] 此时,由于 No 为第二检测信号 Vb,充电控制电路 250 失能而切断电源输入端 Vin 与电池 BAT 的连接,停止对电池 BAT 的充电动作。而晶体管 M1 处于关闭状态,使第二输入

端 P_{12} 与电池 BAT 的负端电性隔离。

[0027] 图 3 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于充电模式时的电路运作示意图。此时,充电器 100 与生理信号检测装置 200 接合,且第一输出端 P_{r1} 、第二输出端 P_{11} 以及一充电指示端 P_{c1} ,分别电性连接生理信号检测装置 200 的第一输入端 P_{r2} 、第二输入端 P_{12} ,以及充电检测端 P_{c2} 。由于充电指示端 P_{c1} 对充电检测端 P_{c2} 输入充电指示信号 V_t ,使得充电检测端 P_{c2} 的电位为第二状态(例如 3.0 V),比较器 210 将充电检测端 P_{c2} 的电位与该参考电压 V_{ref} (例如 2.8V)比对后,充电检测电路 240 输出一对应的第一检测信号 V_a 至节点 No,以对应指示生理信号检测装置 200 处于一充电/收纳模式。

[0028] 此时微处理单元 230 接收来自节点 No 的第一检测信号 V_a 时,微处理单元 230 对应产生具第二电位的控制信号 S_o ,切断开关 SW2 使电源 V_{cc_BT} 停止供给至无线传输装置 280,并切断开关 SW1 使电源 V_{cc_ECG} 停止供给至生理信号检测电路 220。因此于充电模式下,无线传输装置 280 与生理信号检测电路 220 皆停止运作。

[0029] 此时,根据节点 No 的第一检测信号 V_a ,充电控制电路 250 对电源输入端 V_{in} 上的电力进行处理后再提供给电池 BAT,使充电器 100 通过第一输出端 P_{r1} 及第一输入端 P_{r2} 输入电压 V_c 对电池 BAT 进行充电,同时晶体管 M1 处于导通开启状态,使第二输入端 P_{12} 与电池 BAT 的负端电性连接以形成共同接地,因此充电器 100 与电池 BAT 形成一回路以进行充电动作。

[0030] 图 4 显示了当图 1 实施例的生理信号检测装置 200 处于收纳模式时的电路运作示意图。于收纳模式,充电器 100 与生理信号检测装置 200 接合,且第一输出端 P_{r1} 、第二输出端 P_{11} 以及一充电指示端 P_{c1} ,分别电性连接生理信号检测装置 200 的第一输入端 P_{r2} 、第二输入端 P_{12} ,以及充电检测端 P_{c2} ,但此时充电器 100 例如未插上供电插头或充电电路 110 被失能,而使得充电电路 110 未能提供电压 V_c 与第二检测信号 V_t 至生理信号检测装置 200。然而由于生理信号检测装置 200 内的电池 BAT 仍持续供应电源 V_{cc} ,故通过电阻 R3 及 R4 与充电检测电路 240 所形成的回路,使得充电检测端 P_{c2} 的电位为一第三状态(例如 2.2 V),比较器 210 将充电检测端 P_{c2} 的电位与该参考电压 V_{ref} (例如 2.8V)比对后,充电检测电路 240 仍输出第一检测信号 V_a 至节点 No,对应指示生理信号检测装置 200 处于一充电/收纳模式。

[0031] 此时微处理单元 230 接收来自节点 No 的第一检测信号 V_a 时,微处理单元 230 对应产生具第二电位的控制信号 S_o ,切断开关 SW2 使电源 V_{cc_BT} 停止供给至无线传输装置 280,并切断开关 SW1 使电源 V_{cc_ECG} 停止供给至生理信号检测电路 220。因此于充电模式下,无线传输装置 280 与生理信号检测电路 220 皆停止运作。

[0032] 而由于充电电路 110 并未提供电压 V_c ,因此充电器 100 单纯用来承载生理信号检测装置 200,作为收纳的用途。

[0033] 本发明提供的生理信号检测装置 200 搭配充电器 100 使用,通过共享充电与测量的端子,可以有效地简化生理信号检测装置 200 的使用并减小其体积,且具有收纳方便的特点。

[0034] 以上描述揭露了本发明的概念。应可理解于本领域技术人员可以根据上述内容做各种修改,而并未悖离本发明的精神与范畴。再者,所有的实例与叙述仅作为范例之用,让阅读的人可以更容易理解本发明,并未限制权利要求保护的范围。所有在此描述的准则,情

境,以及实施例,亦仅作为范例之用,等同于任何结构上或功能上相同的替代物,包括现有的或尚未被发明的。另外,前文中『包括』,『包含』,『具有』,或是『拥有』等类似的词并非排除的用意。而『范例』仅作为示范之用,并非指最佳的方法。为求图式简明,以上所揭露的特征,层状结构,及 / 或元件皆以特定的结构与比例去绘示,实际上的结构与比例可能会与图式的内容不同。

[0035] 上述内容仅为示范之用,实际的权利要求保护范围请参考上述的权利要求项。

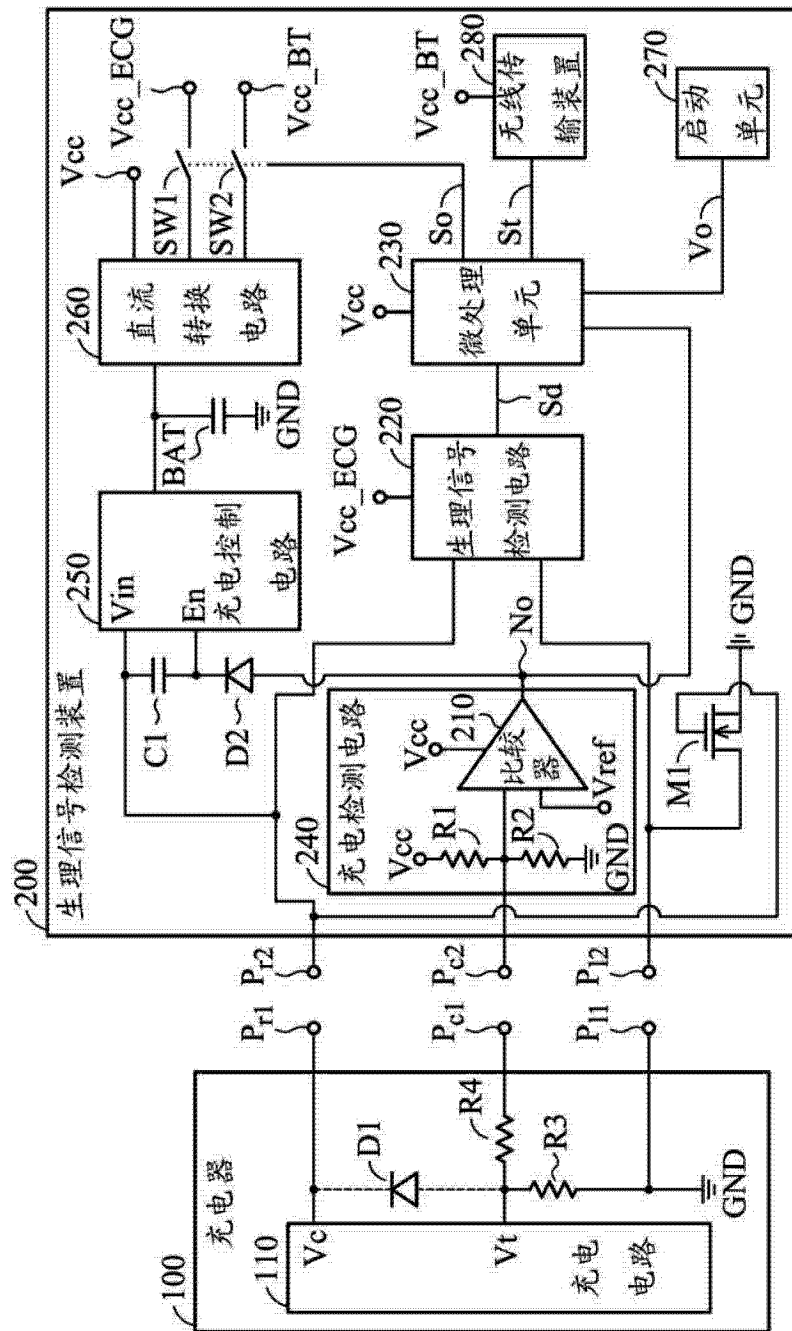


图 1

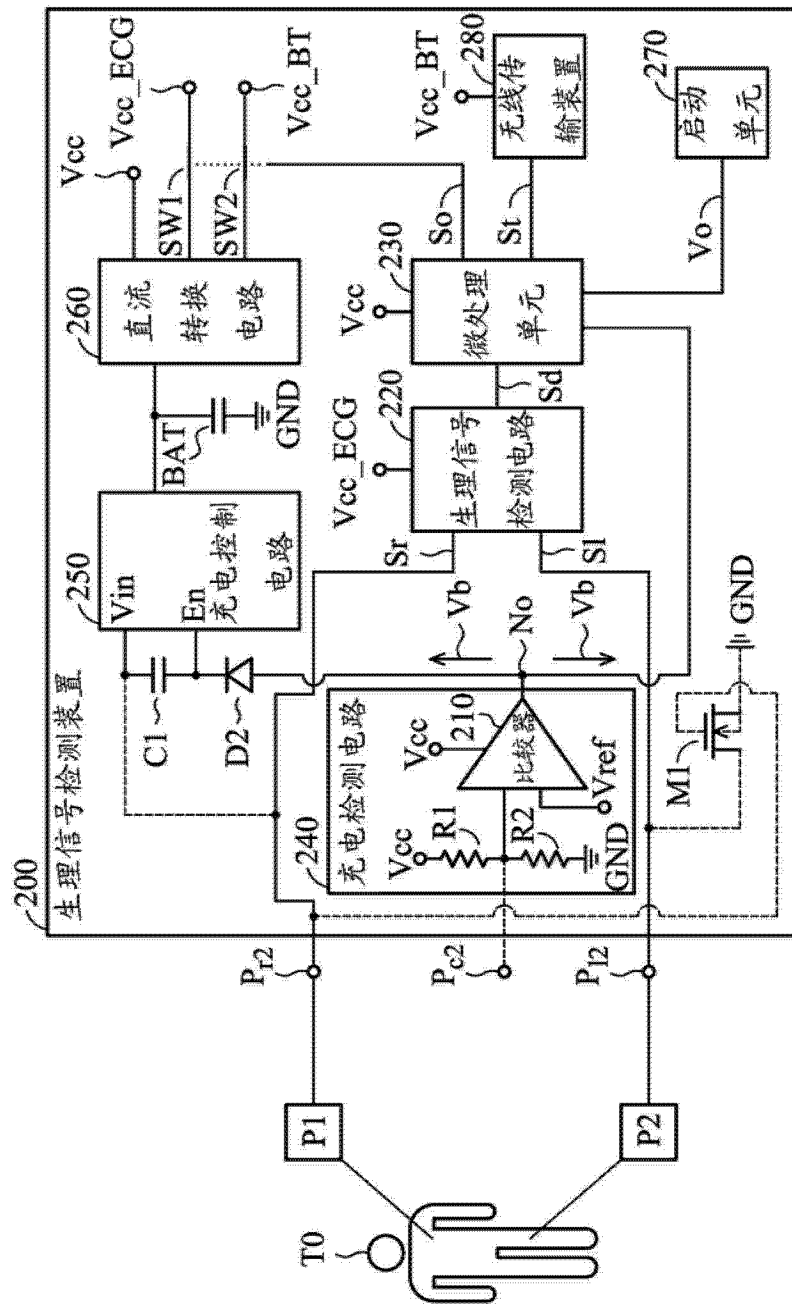


图 2

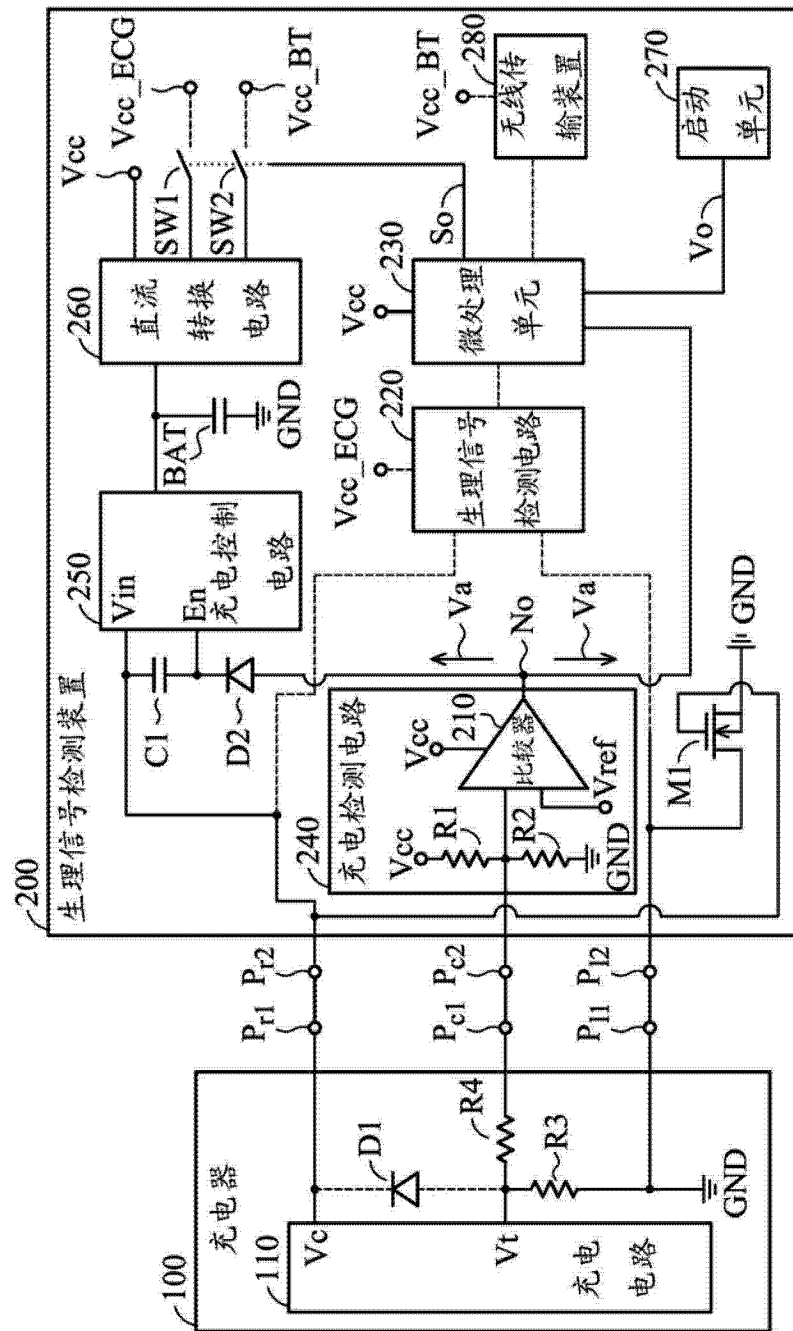


图 3

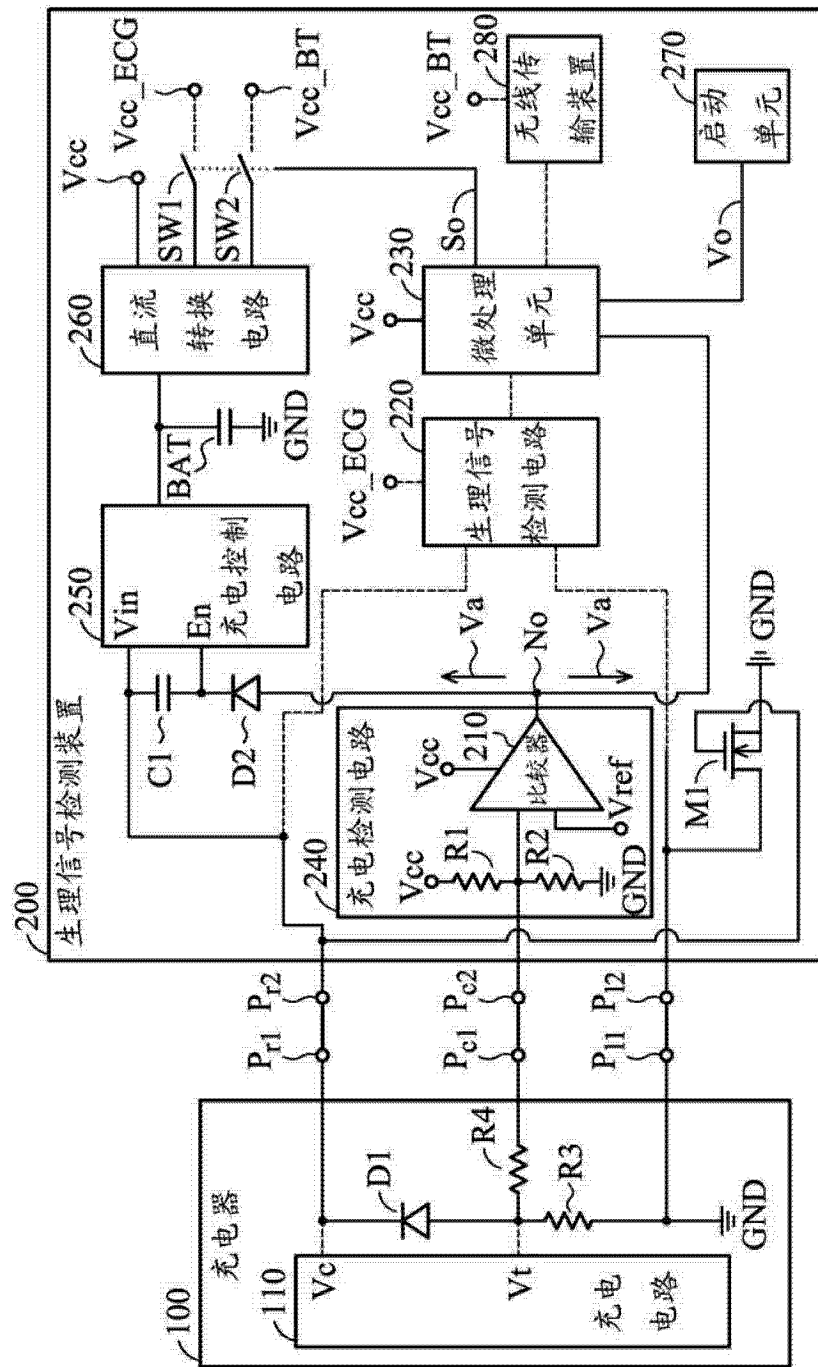


图 4

专利名称(译)	生理信号检测装置		
公开(公告)号	CN103705232A	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	CN201210414896.9	申请日	2012-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	广达电脑股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广达电脑股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广达电脑股份有限公司		
[标]发明人	游志雄 钟永铭 张志雄		
发明人	游志雄 钟永铭 张志雄		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0245 A61B5/00 H02J7/00		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/02444 A61B2560/0214		
优先权	101137215 2012-10-09 TW		
其他公开文献	CN103705232B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种生理信号检测装置，包括电池，设于生理信号检测装置内，具有正端以及负端；第一输入端、第二输入端，以及充电检测端；生理信号检测电路，与第一输入端以及第二输入端电性耦接，当第一输入端及第二输入端与测量目标电性连接时，生理信号检测电路根据第一输入端及第二输入端的电性检测结果产生生理信号；以及充电控制电路，与第一输入端、第二输入端以及充电检测端电性耦接；其中，当第一、第二输入端耦接充电装置提供的电力时，充电检测端则接收充电装置的充电指示信号，充电控制装置依充电指示信号而启动，以使用电力对电池进行充电。

