



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963365 A

(43)申请公布日 2017.07.21

(21)申请号 201611035440.6

(22)申请日 2016.11.18

(30)优先权数据

10-2016-0028210 2016.03.09 KR

62/256,951 2015.11.18 US

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 严龙 白敏建 赵熙在

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

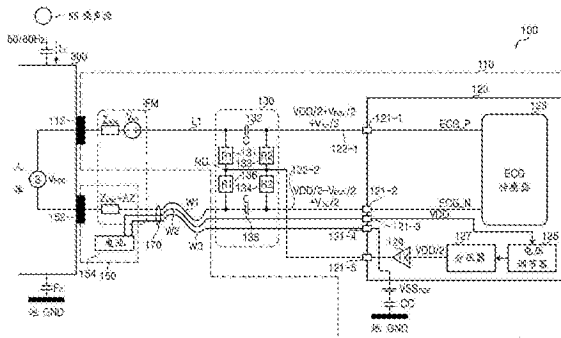
权利要求书3页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

包括外部浮置高通滤波器的贴片以及包括其的心电图贴片

(57)摘要

提供了一种包括外部浮置高通滤波器的贴片及包括该贴片的心电图(ECG)贴片。一种心电图(ECG)贴片,包括:第一电极;第二电极;高通滤波器,被配置为接收偏置电压并且向第一电极和第二电极提供偏置电压;以及信号处理单元,被配置为产生偏置电压并且向高通滤波器提供偏置电压。



1. 一种心电图 (ECG) 贴片, 包括:
第一电极;
第二电极;
高通滤波器, 被配置为接收偏置电压并且向第一电极和第二电极提供偏置电压; 以及
信号处理单元, 被配置为产生偏置电压并且向高通滤波器提供偏置电压。
2. 如权利要求1所述的ECG贴片, 其中, 信号处理单元包括:
电压调节器, 被配置为接收操作电压;
分压器, 被配置为对由电压调节器已经调节的电压进行分割以产生偏置电压; 以及
驱动器, 被配置为将偏置电压驱动到高通滤波器。
3. 如权利要求1所述的ECG贴片, 其中, 高通滤波器是浮置高通滤波器。
4. 一种心电图 (ECG) 贴片, 包括:
第一贴片, 包括第一电极、高通滤波器和ECG信号处理单元;
第二贴片, 包括第二电极和电池; 以及
电缆, 包括用于将偏置电压从第一贴片提供到第二电极的第一导线、用于将操作电压提供到第二贴片的第二导线以及用于将接地电压提供到第二贴片的第三导线。
5. 如权利要求4所述的ECG贴片, 其中, ECG信号处理单元包括:
电压调节器, 被配置为接收操作电压;
分压器, 被配置为对由电压调节器已经调节的电压进行分割以产生偏置电压; 以及
驱动器, 被配置为将偏置电压驱动到高通滤波器。
6. 如权利要求4所述的ECG贴片, 其中, 高通滤波器被配置为从ECG信号处理单元接收偏置电压, 向第一电极提供偏置电压以及通过第一导线向第二电极提供偏置电压。
7. 如权利要求4所述的ECG贴片, 其中, 高通滤波器被配置为对由第一电极检测的第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通信号, 并且对由第二电极检测的第二ECG信号执行高通滤波以产生第二高通信号, 以及
其中, ECG信号处理单元被配置为基于第一高通滤波后的ECG信号与第二高通滤波后的ECG信号之间的差异来产生ECG输出信号。
8. 如权利要求4所述的ECG贴片, 其中, 第一贴片包括具有多个层的印刷电路板, 以及其中, ECG信号处理单元布置在多个层中的第一层处并且高通滤波器布置在多个层中的最后一层处。
9. 一种数据处理系统, 包括:
心电图 (ECG) 贴片, 包括第一电极、第二电极、被配置为产生要被提供到第一电极和第二电极的偏置电压的高通滤波器和无线收发器; 以及
移动通信设备, 被配置为与ECG贴片通信。
10. 如权利要求9所述的数据处理系统, 其中, 移动通信设备包括显示从ECG贴片所提供的数据的app, 其中, 从ECG贴片所提供的数据是穿戴ECG贴片的人的医疗数据。
11. 一种数据处理系统, 包括:
心电图 (ECG) 贴片, 包括第一电极、第二电极、被配置为产生要被提供到第一电极和第二电极的偏置电压的高通滤波器和无线收发器;
保健服务器, 被配置为接收穿戴ECG贴片的人的ECG医疗数据; 以及

移动计算设备,被配置为从保健服务器接收人的ECG医疗数据。

12. 如权利要求11所述的数据处理系统,其中,移动通信设备向医疗专业人士呈现来自保健服务器的ECG医疗数据,以使得医疗专业人士能够对人进行诊断。

13. 如权利要求11所述的数据处理系统,其中,移动通信设备向医疗专业人士呈现来自保健服务器的ECG医疗数据和来自保健服务器的人的医疗历史数据,以使得医疗专业人士能够对人进行诊断。

14. 如权利要求11所述的数据处理系统,还包括物联网(IoT)设备,该物联网(IoT)设备被配置为向保健服务器提供来自ECG贴片的ECG医疗数据。

15. 一种心电图(ECG)贴片,包括:

第一电极,被配置为检测第一ECG信号;

第二电极,被配置为检测第二ECG信号;

高通滤波器,被配置为对第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通滤波后的信号,并且对第二ECG信号执行高通滤波以产生第二高通滤波后的信号;以及

信号处理单元,被配置为基于第一ECG信号与第二ECG信号之间的差异来产生ECG输出信号,

其中,高通滤波器还被配置为基于驱动电压来产生第一偏置电压并且向第一电极提供第一偏置电压,以及基于驱动电压来产生第二偏置电压并且向第二电极提供第二偏置电压。

16. 如权利要求15所述的ECG贴片,其中,第一偏置电压和第二偏置电压具有相同的等级。

17. 如权利要求15所述的ECG贴片,其中,当向人的躯体施加第一偏置电压时,检测第一ECG信号;而当向人的躯体施加第二偏置电压时,检测第二ECG信号。

18. 如权利要求15所述的ECG贴片,其中,高通滤波器是浮置高通滤波器。

19. 如权利要求15所述的ECG贴片,其中,高通滤波器包括:

第一电容器,连接在第一传输线与第三传输线之间,其中,第一传输线连接到信号处理单元的第一焊盘;

第二电容器,连接在第一导线与第二传输线之间,其中,第二电容器连接到信号处理单元的第二焊盘;

第一电阻器,连接在第三传输线与连接到信号处理单元的第五焊盘的第一节点之间;

第二电阻器,连接在第一传输线与第一节点之间;

第三电阻器,连接在第一节点与第二传输线之间;以及

第四电阻器,连接在第一节点与第一导线之间。

20. 一种心电图(ECG)贴片,包括:

第一贴片,包括第一电极和ECG传感器;

第二贴片,包括第二电极;以及

电缆,连接在第一贴片与第二贴片之间,

其中,ECG传感器被配置为接收第一高通滤波后的信号和第二高通滤波后的信号,并且对第一高通滤波后的信号与第二高通滤波后的信号之间的电压差异进行放大以产生输出电压,

其中,第一贴片包括高通滤波器,该高通滤波器被配置为使用驱动电压来产生第一偏置电压和第二偏置电压,以及向第一电极提供第一偏置电压并且向第二电极提供第二偏置电压。

21.如权利要求20所述的ECG贴片,其中,第一贴片包括具有多个层的印刷电路板(PCB),其中,ECG传感器放置在PCB的第一侧处并且高通滤波器放置在PCB的第二侧处,其中,第一侧与第二侧彼此相对。

22.如权利要求21所述的ECG贴片,其中,用于发送第一高通滤波后的信号的传输线和高通滤波器放置在同一层处,并且用于发送接地电压的传输线被配置为对用于发送第一高通滤波后的信号的传输线进行屏蔽。

23.一种心电图(ECG)贴片,包括:

第一电极;

第二电极;

导线;以及

高通滤波器,被配置为产生第一偏置电压和第二偏置电压,经由传输线向第一电极施加第一偏置电压,以及经由导线向第二电极施加第二偏置电压。

24.如权利要求23所述的ECG贴片,还包括:

信号处理单元,被配置为产生驱动电压并且向高通滤波器提供驱动电压,其中,高通滤波器使用驱动电压以产生第一偏置电压和第二偏置电压。

25.一种心电图(ECG)贴片,包括:

第一电极,被配置为检测来自人的心脏的第一ECG信号;

第二电极,被配置为检测来自人的心脏的第二ECG信号;

高通滤波器,被配置为对第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通滤波后的信号,并且对第二ECG信号执行高通滤波以产生第二高通滤波后的信号;以及

ECG处理单元,包括:ECG传感器,被配置为感测第一高通滤波后的信号与第二高通滤波后的信号之间的差异,并且产生与感测结果相对应的ECG输出信号;以及偏置电压产生电路,被配置为向高通滤波器提供偏置电压。

包括外部浮置高通滤波器的贴片以及包括其的心电图贴片

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2015年11月18日提交的第62/256,951号美国临时专利申请以及于2016年3月9日提交的第10-2016-0028210号韩国专利申请的优先权,上述美国临时专利申请和韩国专利申请的公开内容通过引用整体并入于此。

技术领域

[0003] 本发明构思的示例性实施例涉及一种心电图 (ECG) 贴片,并且更具体地,涉及一种包括两个电极和浮置 (floating) 高通滤波器的ECG贴片。

背景技术

[0004] ECG监测是使用放置在人的躯体上的电极在一段时间上记录心脏电活动的处理。这些电极检测人皮肤上微小的电变化,这些变化由每次心跳期间心脏去极化 (depolarize) 产生。放置在心脏附近的ECG贴片允许容易地获取ECG信号。通常,ECG贴片包括用于检测ECG信号的ECG电极和用于向人的躯体提供偏置电压的偏置电极。偏置电极通常与ECG电极一起附接到人的躯体。

发明内容

[0005] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种心电图 (ECG) 贴片,包括:第一电极;第二电极;高通滤波器,被配置为接收偏置电压并且向第一电极和第二电极提供偏置电压;以及信号处理单元,被配置为产生偏置电压并且向高通滤波器提供偏置电压。

[0006] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种心电图 (ECG) 贴片,包括:第一贴片,包括第一电极、高通滤波器和ECG信号处理单元;第二贴片,包括第二电极和电池;以及电缆,包括用于将偏置电压从第一贴片提供到第二电极的第一导线、用于将操作电压提供到第二贴片单独第二导线和用于将接地电压提供到第二贴片的第三导线。

[0007] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种数据处理系统,包括:ECG贴片,包括第一电极、第二电极、被配置为产生要被提供到第一电极和第二电极的偏置电压的高通滤波器和无线收发器;以及移动通信设备,被配置为与ECG贴片通信。

[0008] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种数据处理系统,包括:ECG贴片,包括第一电极、第二电极、被配置为产生要被提供到第一电极和第二电极的偏置电压的高通滤波器和无线收发器;保健 (health care) 服务器,被配置为接收穿戴ECG贴片的人的ECG医疗数据;以及移动计算设备,被配置为从保健服务器接收人的ECG医疗数据。

[0009] 根据本发明构思的示例性实施例,一种ECG贴片包括:第一电极,被配置为检测第一ECG信号;第二电极,被配置为检测第二ECG信号;高通滤波器,被配置为对第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通滤波后的信号,并且对第二ECG信号执行高通滤波以产生第二高通滤波后的信号;以及信号处理单元,被配置为基于第一ECG信号与第二ECG信号之间的差产生ECG输出信号,其中,高通滤波器还被配置为基于驱动电压产生第一偏置电压并且向

第一电极提供偏置电压,以及基于驱动电压产生第二偏置电压并且向第二电极提供第二偏置电压。

[0010] 根据本发明构思的示例性实施例,一种ECG贴片包括:第一贴片,包括第一电极和ECG传感器;第二贴片,包括第二电极;以及电缆,连接在第一贴片与第二贴片之间,其中,ECG传感器被配置为接收第一高通滤波后的信号和第二高通滤波后的信号,并且放大第一高通滤波后的信号与第二高通滤波后的信号之间的电压差异以产生输出电压,其中,第一贴片包括高通滤波器,该高通滤波器被配置为使用驱动电压产生第一偏置电压和第二偏置电压,以及向第一电极提供第一偏置电压并且向第二电极提供第二偏置电压。

[0011] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种心电图ECG贴片,包括:第一电极;第二电极;导线;以及高通滤波器,被配置为产生第一偏置电压和第二偏置电压,经由传输线向第一电极施加第一偏置电压并且经由导线向第二电极施加第二偏置电压。

[0012] 根据本发明构思的示例性实施例,提供一种ECG贴片,包括:第一电极,被配置为检测来自人的心脏的第一ECG信号;第二电极,被配置为检测来自人的心脏的第二ECG信号;高通滤波器,被配置为对第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通滤波后的信号,并且对第二ECG信号执行高通滤波以产生第二高通滤波后的信号;以及ECG处理单元,包括被配置为感测第一高通滤波后的信号与第二高通滤波后的信号之间的差异并且产生与感测结果相对应的ECG输出信号的ECG传感器,和被配置为向高通滤波器提供偏置电压的偏置电压产生电路。

附图说明

[0013] 通过参照附图详细地描述本发明构思的示例性实施例,本发明构思的上述和其他特征将变得更加明显,在附图中:

[0014] 图1是根据本发明构思的示例性实施例的、包括两个ECG电极和浮置高通滤波器的可穿戴心电图(ECG)贴片的透视图;

[0015] 图2是示出根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片被放置在人心脏周围的状态的透视图;

[0016] 图3是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片的详细框图;

[0017] 图4是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片的第一贴片中所包括的浮置高通滤波器和ECG传输线的布局的示意图;

[0018] 图5是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片的第一贴片中所包括的印刷电路板(PCB)的布局的示意图;

[0019] 图6是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片的详细框图;

[0020] 图7是根据本发明构思的示例性实施例的、包括图6所示的ECG信号处理单元的数据处理系统的图;以及

[0021] 图8、图9和图10是示出根据本发明构思的示例性实施例的、包括图1所示的可穿戴ECG贴片的数据处理系统的图。

具体实施方式

[0022] 图1是根据本发明构思的示例性实施例的、包括两个ECG电极和浮置高通滤波器的

可穿戴心电图 (ECG) 贴片100的透视图。图2是示出根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片100被放置在人心脏周围的状态的透视图。

[0023] 参照图1,可穿戴ECG贴片100可以包括第一贴片110、第二贴片150和电缆170。可穿戴ECG贴片100可以被称作ECG贴片或ECG传感器贴片。

[0024] ECG电极112和152分别地被放置在贴片110和150上。可穿戴ECG贴片100不需要用于在贴片110和150中的任一个中要实施的躯体偏置的特殊的ECG电极。因此,可穿戴ECG贴片100仅包括两个ECG电极112和152。ECG电极112和152是被放置于躯体上的——并且更具体地,是被放置在人300的心脏周围的——ECG电极或ECG信号电极。

[0025] 在图2中,附图标记111表示用于将第一贴片110的第一ECG电极112固定或附接到心脏周围的人的胸部表面的粘合层,而附图标记151表示用于将第二贴片150的第二ECG电极152固定或附接到心脏周围的人的胸部表面的粘合层。粘合层111和151中的每个可以包括导电膏,但不限于此。此外,附图标记111和151可以表示分别地电连接到ECG电极112和152的一次性的 (disposable) ECG电极。

[0026] 图3是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片100的详细框图。参照图3, V_{ECG} 表示由人300的心跳产生的ECG信号的电压;电极界面模型IFM中的 Z_{e1ec} 表示每个模型化的ECG电极112或152与人300之间的接触阻抗; V_{hc} 表示电压差异,例如,ECG电极112与152之间的直流 (DC) 分量;以及 ΔZ 表示第一贴片110的接触阻抗与第二贴片150的接触阻抗之间的差异。 ΔZ 是增加运动噪声的因素之一。运动噪声可能由于人300的运动或ECG电极112与152之间的物理差异 (例如,粘合层111与151的厚度之间的差异,粘合层111和151存在于相应的ECG电极112和152与人300的躯体之间) 而增加。接触阻抗 Z_{e1ec} 可以通过电阻 (例如, $51k\Omega$) 和电容 (例如, $47nF$) 确定,并且电压差异 V_{hc} 可以是 $\pm 300mV$,但这些值 $51k\Omega$ 、 $47nF$ 和 $\pm 300mV$ 仅仅是示例。

[0027] $50/60Hz$ 表示从噪声源 (NS) 产生的功率噪声,而 I_c 表示从NS产生的噪声电流。例如,当带着被放置在躯体上心脏周围的可穿戴ECG贴片100的人300接近以 $50Hz$ 或 $60Hz$ 的频率进行操作的NS (例如,荧光灯或测量设备) 时,功率噪声 $50/60Hz$ 和噪声电流 I_c 可能会影响人300的躯体。 F_c 表示地 (GND) 与人300的躯体之间的电容; VSS_{PCB} 表示ECG信号处理单元120的接地 (或印刷电路板 (PCB) 的接地); 以及 CC 表示地 (GND) 与PCB接地 VSS_{PCB} 之间的电容。

[0028] 参照图1至图3,第一贴片110包括第一ECG电极112、ECG信号处理单元120、高通滤波器130以及传输线122-1、122-2和L1。

[0029] 第一ECG电极112可以从人300的心脏检测第一ECG信号。高通滤波器130可以对第一ECG信号执行高通滤波以产生第一高通滤波后的ECG信号ECG_P。

[0030] ECG信号处理单元120可以包括多个焊盘 (pad) 121-1、121-2、121-3、121-4和121-5、ECG传感器123、电压调节器125、分压器127以及驱动器129。能够处理生物信号ECG_P和ECG_N的ECG信号处理单元120可以是ECG芯片或者生物处理器。

[0031] ECG传感器123可以感测通过第一焊盘121-1所输入的第一高通滤波后的ECG信号ECG_P与通过第二焊盘121-2输入的第二高通滤波后的ECG信号ECG_N之间的差异,并且可以生成和处理与感测结果相对应的ECG输出信号。

[0032] 电压调节器125可以通过第三焊盘121-3接收操作电压VDD,可以调整操作电压VDD,以及可以产生ECG信号处理单元120中所包括的ECG传感器123的操作电压。操作电压

VDD由嵌入第二贴片150中的电池154产生,并且可以通过第二导线W2和第三焊盘121-3被供给到电压调节器125。

[0033] 分压器127可以对已经被电压调节器125调整的电压(例如,VDD)进行分割,以产生驱动电压。驱动电压可以是VDD/2,但不限于此。驱动器129可以通过第五焊盘121-5将驱动电压VDD/2驱动到高通滤波器130。驱动器129可以具有为1的增益并且可以被实施为电流驱动器,但本发明构思不限于此示例。

[0034] 高通滤波器130可以使用驱动电压VDD/2产生第一偏置电压和第二偏置电压,可以通过第三传输线L1和第一ECG电极112向人300的躯体施加第一偏置电压,以及可以通过第一导线W1和第二ECG电极152向人300的躯体施加第二偏置电压。第一偏置电压的等级可以与第二偏置电压的等级相同,但本发明构思不限于此示例。第一偏置电压和第二偏置电压的等级可以通过当ECG电极112和152附接到人300的躯体时从驱动器129所输出的驱动电压(例如,VDD/2)来确定。

[0035] 因此,第一ECG电极112可以在某一时间处向人300的躯体施加第一偏置电压并且检测第一ECG信号,而第二ECG电极152可以在某一时间处向人300的躯体施加第二偏置电压并且检测第二ECG信号。这两个时间可以相同、基本相同或彼此不同。

[0036] 由于驱动电压VDD/2施加于高通滤波器130,所以高通滤波器130可以被实施为浮置高通滤波器。高通滤波器130可以包括多个电容器132和135以及多个电阻器131、133、134和136。尽管在图3所示的实施例中,高通滤波器130被放置在ECG信号处理单元120的外部,但是高通滤波器130可以被集成到ECG信号处理单元120中或被放置在ECG信号处理单元120内。

[0037] 第一电容器132连接在第三传输线L1与第一传输线122-1之间。第二电容器135连接在第一导线W1与第二传输线122-2之间。第一传输线122-1连接到第一焊盘121-1。第二传输线122-2连接到第二焊盘121-2。

[0038] 第一电阻器131连接在第三传输线L1与节点ND之间,节点ND连接到第五焊盘121-5。第二电阻器133连接在第一传输线122-1与节点ND之间。第三电阻器134连接在节点ND与第二传输线122-2之间。第四电阻器136连接在节点ND与第一导线W1之间。

[0039] 电容器132和135可以具有相同的电容C,并且电阻器131、133、134和136可以具有相同的电阻R。然而,电阻器131和136可以具有电阻R1,而电阻器133和134可以具有电阻R2。在这种情况下,电阻R1可以与电阻R2不同。电阻器131、133、134和136中的每个都可以是无源的或有源的电阻性元件。电容器132和135中的每个可以是开关电容器。

[0040] 高通滤波器130的共模直流增益 $G_{CM,DC}$ 可以是1。例如,当 $R=R1=R2$ 时,高通滤波器130的截止频率 $f_{HPF,-3dB}$ 是 $1/2\pi RC$,而差分输入阻抗 $Z_{in,Diff}$ 近似为R。

[0041] 当ECG电极112和152附接到心脏周围的人300的躯体并且驱动电压VDD/2施加于高通滤波器130时,第一传输线122-1的电压是 $VDD/2+G1 \cdot V_{ECG}/2+V_{hc}/2$,并且第二传输线122-2的电压是 $VDD/2-G1 \cdot V_{ECG}/2+V_{hc}/2$,其中,G1可以表示通过电容C、电阻R2和电压 V_{ECG} 的频率确定的增益。尽管图3所示的公式不包括G1,但是在实践中,这些公式可以包括G1。

[0042] 因此,通过高通滤波器130衰减差分DC输入(例如, V_{hc}),并且可以从ECG传感器123消除衰减的差分DC输入。通过两个电阻器131和136以及量个ECG电极112和152对人300的躯体进行偏置。换句话说,ECG贴片100不包括用于专门供给偏置电压的单独的偏置电极。

- [0043] 电池154的接地和PCB接地VSS_{PCB}可以通过第三导线W3和第四焊盘121-4彼此连接。
- [0044] 第二贴片150可以包括第二电极152和电池154。由第二电极152检测的第二ECG信号通过第一导线W1被发送到高通滤波器130。高通滤波器130对第二ECG信号执行高通滤波以输出第二高通滤波后的ECG信号ECG_N。第二高通滤波后的ECG信号ECG_N可以通过第二传输线122-2和第二焊盘121-2被发送到ECG传感器123。
- [0045] 电缆170可以包括：用于将由被放置在第二贴片150中的第二ECG电极152检测的第二ECG信号发送到第一贴片110的第一导线W1，用于将操作电压VDD发送到第一贴片110的第二导线W2，以及用于将接地电压发送到第一贴片110的第三导线W3。电缆170可以是屏蔽电缆。
- [0046] 图4是根据本发明构思的示例性实施例的、包括在图1所示的可穿戴ECG贴片的第一贴片110中的浮置高通滤波器130和ECG传输线的布局示意图。参照图4，当ECG贴片100被实施在包括层1至层6的多个层的PCB中时，ECG信号处理单元120可以被放置在第一层(层1)处，而高通滤波器130可以被放置在第六层(层6)处，但本发明构思不限于当前实施例。
- [0047] 第一静电放电(ESD)保护电路140可以放置在电极112和152与高通滤波器130之间。高通滤波器130可以放置为尽可能接近ECG传感器123。用于供给接地电压VSS的传输线可以放置在第五层(层5)处。ESD保护电路140和142、用于发送第一高通滤波后的ECG信号ECG_P的第一传输线122-1以及用于发送第二高通滤波后的ECG信号ECG_N的第二传输线122-2可以放置在第六层(层6)处，但本发明构思不限于当前实施例。
- [0048] 图5是根据本发明构思的示例性实施例的、包括在图1所示的可穿戴ECG贴片100的第一贴片110中的PCB的布局的示意图。参照图5，用于发送第一高通滤波后的ECG信号ECG_P的传输线和高通滤波器130被放置在第六层(层6)处，被放置在第五层(层5)处、用于发送接地电压的传输线210可以具有下述结构：该结构对用于发送第一高通滤波后的ECG信号ECG_P的传输线进行屏蔽，以防止被放置在第四层(层4)处的数字线230与被放置在第六层(层6)处、用于发送第一高通滤波后的ECG信号ECG_P的传输线之间的耦合噪声。此外，屏蔽结构220或屏蔽层220可以放置在数字线230与高通滤波器130之间，以防止数字线230和高通滤波器130之间的耦合噪声。
- [0049] 图6是根据本发明构思的示例性实施例的、图1所示的可穿戴ECG贴片的详细框图。参照图1、图2、图3和图6，ECG处理单元120-1可以包括ECG传感器123、模数转换器(ADC)410、中央处理单元(CPU)420、存储器控制器430、内部存储器设备435、安全电路440和无线收发器450。参照图1、图3和图6，ECG贴片可以包括存储器设备460和传感器470。
- [0050] 参照图3和图6，ECG传感器123可以接收第一高通滤波后的ECG信号ECG_P和第二高通滤波后的信号ECG_N，处理(或放大)第一高通滤波后的ECG信号ECG_P与第二高通滤波后的ECG信号ECG_N之间的电压差异，以及产生与处理(或放大)结果相对应的ECG输出。
- [0051] ADC 410可以将ECG输出转换成ECG数字信号，并且将ECG数字信号输出到CPU 420。CPU 420可以使用ECG数字信号来分析人的心律。CPU420可以使用ECG数字信号来检测、预测或分析人的心脏骤停(SCA)。例如，CPU 420可以使用ECG数字信号来检测、预测或分析心律失常，诸如室颤和/或室性心动过速。
- [0052] 在CPU 420控制下，存储器控制器430可以将与高通滤波后的ECG信号ECG_P和ECG_N有关的数据发送到内部存储器设备435和/或存储器设备460，并且从内部存储器设备435

和/或存储器设备460接收与高通滤波后的ECG信号ECG_P和ECG_N有关的数据。

[0053] 内部存储器设备435可以是只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、动态RAM (DRAM) 或静态RAM (SRAM), 但不限于此。存储器设备460可以存储用于引导ECG贴片100的引导镜像和要由CPU 420执行的应用程序。存储器设备460可以包括易失性存储器和/或非易失性存储器。易失性存储器可以是RAM、DRAM或SRAM, 但不限于此。非易失性存储器可以是电可擦除可编程ROM (EEPROM)、NAND型闪速存储器、NOR型闪速存储器、磁性RAM (MRAM)、自旋转移矩MRAM、铁电RAM (FeRAM)、相变RAM (PRAM)、电阻式RAM (RRAM)、全息存储器、分子电子存储器设备或绝缘体电阻变化存储器, 但不限于此。

[0054] 内部存储器设备435和/或存储器设备460可以在存储器控制器430的控制下, 存储关于诸如患者的人的信息 (例如, 患者数据) 和/或与高通滤波后的ECG信号ECG_P和ECG_N有关的数据。例如, 数据可以包括高通滤波后的ECG信号ECG_P和ECG_N、与心率有关的数据、与心律失常有关的数据、与室颤有关的数据 (例如, 室颤史和除颤史) 和/或由传感器470产生的感测数据。例如, 数据可以通过安全电路440编码和解码。

[0055] 安全电路440可以将从CPU 420所输出的并且与心律有关的数据编码为安全数据, 以及将已编码的安全数据输出到无线收发器450。另外, 安全电路440可以对从无线收发器450所发送的数据进行解码, 并且将已解码的数据发送到CPU 420。例如, 安全电路440可以被配置有 (例如被编程有) 加密和解密代码。

[0056] 在CPU 440的控制下, 无线收发器450可以将安全电路440所输出的已编码的安全数据发送到外部物联网 (IoT) 设备550 (例如, 无线通信设备、智能手表、智能电话、平板个人计算机 (PC)、可穿戴计算机、移动互联网设备等)。ECG处理单元120-1可以使用用于连接到外部IoT设备500的通信电路, 例如, 无线收发器450。例如, ECG处理单元120-1可以确定将通信电路连接到何种外部智能设备。

[0057] 无线收发器450可以通过本地区域网 (LAN)、无线LAN (WLAN) (诸如无线高保真 (Wi-Fi))、无线个域网 (WPAN) (诸如蓝牙)、无线通用串行总线 (USB)、紫蜂 (Zigbee) 连接、近场通信 (NFC) 连接、射频识别 (RFID) 连接或移动蜂窝网络, 将与高通滤波后的ECG信号ECG_P和ECG_N有关的数据 (例如, 安全数据或生物数据) 发送到外部IoT设备500。例如, 移动通信网络可以是第三代 (3G) 移动通信网络、第四代 (4G) 移动通信网络或长期演进移动通信网络 (LTE™)。例如, 无线收发器450可以包括收发器和用于调制解调器通信的天线。蓝牙接口可以支持蓝牙低功耗 (BLE)。

[0058] 图7是根据本发明构思的示例性实施例的、包括图6所示的ECG信号处理单元120-1的数据处理系统的图。参照图6和图7, IoT设备500的用户可以执行 (例如, 选择使用) 安装在IoT设备500中的应用程序 (S110)。

[0059] 在由IoT设备500的CPU所执行的的应用的控制下, IoT设备500的通信模块 (或无线收发器) 可以将信息请求发送到ECG处理单元120或120-1 (以下, 统称为120) (S120)。ECG处理单元120的CPU 420 (例如生物处理器120) 可以通过经由无线收发器450执行信息请求来要求认证 (S130)。

[0060] 在认证完成之后, CPU 420可以使用存储器控制器430从存储器设备435或460读取患者信息和生物信息, 并且通过安全电路440将患者信息和生物信息发送到无线收发器450。无线收发器450可以通过无线网络将患者信息和生物信息发送到IoT设备500 (S140)。

[0061] 由包括在IoT设备500中的CPU所执行的应用可以在IoT设备500的显示设备510上显示患者信息520和/或生物信息530 (S150)。例如,患者信息520可以包括患者的年龄521、血型522、家庭医生(私人保健医生) 523和/或病史524。生物信息530可以包括心率531和ECG波形532。

[0062] IoT设备500的用户可以使用患者信息520和/或生物信息530确定附接有可穿戴ECG贴片100的患者的状态,并且根据确定的结果来对患者执行适当的医疗处理或紧急诊断。

[0063] 图8、图9和图10是示出根据本发明构思的示例性实施例的、包括图1所示的可穿戴ECG贴片的数据处理系统的图。参照图8,数据处理系统800A可以用于提供远程医疗服务。数据处理系统800A可以包括可穿戴ECG贴片100和可以通过无线网络810(例如,互联网或Wi-Fi)与可穿戴ECG贴片100通信的第一医疗服务器(保健服务器)820。

[0064] 根据一个示例,数据处理系统800A还可以包括可以通过无线网络810与可穿戴ECG贴片100和/或第一医疗服务器820通信的第二医疗服务器(保健服务器)850。例如,健康保险集团和/或保险公司可以管理第二医疗服务器850和数据库855。

[0065] 可穿戴ECG贴片100的无线收发器450可以发送与ECG信号ECG_P和ECG_N相对应的数据HDATA。应用可以存储第一医疗服务器820的统一资源定位符(URL)和/或第二医疗服务器850的URL。因此,在CPU 420的控制下或在由CPU 420所执行的应用程序(“app”)的控制下,可穿戴ECG贴片450的无线收发器100可以通过网络810将数据HDATA发送到第一医疗服务器820(S801)和/或第二医疗服务器850(S821)。

[0066] 数据HDATA可以包括ECG信号ECG_P和ECG_N、基于ECG信号ECG_P和ECG_N产生的数据以及患者信息。例如,基于ECG信号ECG_P和ECG_N产生的信号可以包括患者的关于室颤的数据、关于室性心动过速的数据、心率、心律失常或除颤史,但不限于此。

[0067] 无线网络810可以将数据HDATA发送到第一医疗服务器820和/或第二医疗服务器850(S803和/或S821)。第一医疗服务器820可以将数据HDATA存储在数据库821中(S804),并且通过网络830将数据HDATA发送到在医疗机构840工作的医生的计算设备845(S805)。例如,医生的计算设备845可以是PC或平板PC,但不限于此。例如,医生可以在医疗机构、公共卫生保健中心、诊所、医院或救援中心工作。

[0068] 医生可以使用通过计算设备845显示的数据HDATA来诊断患者的状态,并且将诊断数据输入到计算设备845中(S807)。计算设备845通过网络830将诊断数据DDATA发送到第一医疗服务器820(S809),而第一医疗服务器820将诊断数据DDATA存储在数据库821中(S804)并且将诊断数据DDATA发送到网络810(S811)。网络810可以将诊断数据DDATA发送到可穿戴ECG贴片100(S813)或第二医疗服务器850(S821)。ECG贴片100可以将诊断数据DDATA存储在存储器设备435或460中。第二医疗服务器850可以将诊断数据DDATA存储在数据库855中(S823)。

[0069] 服务器820和850中的每个可以在数据库821和855中存储或分析数据HDATA和DDATA中的每个。另外,服务器820和850中的每个可以将分析结果发送到网络810和830。

[0070] 参照图9,数据处理系统800B可以用于提供远程医疗服务。数据处理系统800B可以包括可穿戴ECG贴片100、IoT设备801(例如,智能手表或电话)以及可以通过无线网络810与IoT设备801通信的第一医疗服务器820。IoT设备801可以在图6和图7中示出的并且参照图6

和图7描述的示例的IoT设备500,但不限于此。除了可穿戴ECG贴片100通过其将数据发送到无线网络810或从无线网络810接收数据的IoT设备801之外,在其结构和操作方面,图9的数据处理系统800A与图8的数据处理系统800B相似。

[0071] 可穿戴ECG贴片100可以将由可穿戴ECG贴片100产生的数据HDATA发送到IoT设备801 (S800)。例如,根据IoT设备801的请求或当检测到患者的心脏功能异常时,可穿戴ECG贴片100可以将数据HDATA自动地发送到IoT设备801 (S800)。IoT设备801可以将数据HDATA发送到网络810 (S801),并且接收从网络810所输出的诊断数据DDATA (S813)。IoT设备801可以在IoT设备801的显示器上显示诊断数据DDATA。因此,IoT设备801的用户可以使用诊断数据DDATA来对穿戴可穿戴ECG贴片100的患者提供适当的医疗护理或对穿戴可穿戴ECG贴片100的患者执行急救。

[0072] 参照图10,数据处理系统900可以用于提供远程医疗服务。数据处理系统900可以包括可穿戴ECG贴片100和可以通过网络905与可穿戴ECG贴片100通信的移动计算设备910。数据处理系统900还可以包括可以通过网络912与移动计算设备910通信的医疗服务器(保健服务器)915。

[0073] 在CPU 420的控制下或在由CPU 420所执行的app的控制下,可穿戴ECG贴片100的无线收发器450可以通过网络905将与ECG信号ECG_P和ECG_N相对应的数据HDATA发送到移动计算设备910 (S901)。

[0074] 例如,移动计算设备910可以是智能电话、平板PC、微创设备(MID)、IoT设备或万物互联(IoE)设备,但不限于此。可以执行要参照图10所描述的app的移动计算设备910的用户可以是医疗队、监护人或过路人。过路人可以是某个完成了急救训练的人;然而,本发明构思不限于此。

[0075] 由移动计算设备910的CPU所执行的app可以通过在移动计算设备910的显示器上所显示的图标(一个或多个)、界面等来表示。在app的控制下,移动计算设备910可以通过网络912将数据HDATA发送到医疗服务器915 (S903和S905)。移动计算设备910存储医疗服务器915的URL,使得在app的控制下,移动计算设备910可以将数据HDATA发送到与URL相对应的医疗服务器915 (S903和S905)。

[0076] 医疗服务器915可以将数据HDATA存储在数据库917中 (S906),并且通过网络914将数据HDATA发送到在医疗机构920工作的医生的计算设备925。

[0077] 医生可以使用通过计算设备925所显示的数据HDATA来诊断患者的状态,并且将诊断数据输入到计算设备925中 (S907)。计算设备925可以通过网络914将诊断数据DDATA发送到医疗服务器915,而医疗服务器915可以将诊断数据DDATA存储在数据库917中 (S906)并且通过网络912将诊断数据DDATA发送到移动计算设备910 (S909和S911)。移动计算设备910可以在移动计算设备910的显示器上显示医生的诊断数据DDATA。因此,移动计算设备910的用户可以使用诊断数据DDATA来对穿戴可穿戴ECG贴片100的患者提供适当的医疗护理或对穿戴可穿戴ECG贴片100的患者执行急救。

[0078] 如上所述,根据本发明构思的示例性实施例,ECG贴片包括两个电极和浮置高通滤波器,但不包括用于向人体施加偏置电压的偏置电极。为了产生偏置电压,ECG贴片使用高通滤波器,并且通过ECG电极对人体施加的偏置电压。换言之,由于ECG贴片不包括偏置电极,所以在尺寸上减小了ECG贴片的外形因子。此外,由于ECG贴片具有最小数量的电极,因

此所以ECG贴片与皮肤之间的接触面积最小化,使得提高了ECG贴片与皮肤的附接/分离的便利性,并且也最小化了被附接电极所影响的皮肤面积。

[0079] 尽管已经参照本发明构思的示例性实施例具体示出和描述了本发明构思,但是本领域的普通技术人员将理解,在不脱离如所附权利要求所定义的本发明构思的精神和范围的情况下,在其中可以进行形式和细节的各种改变。

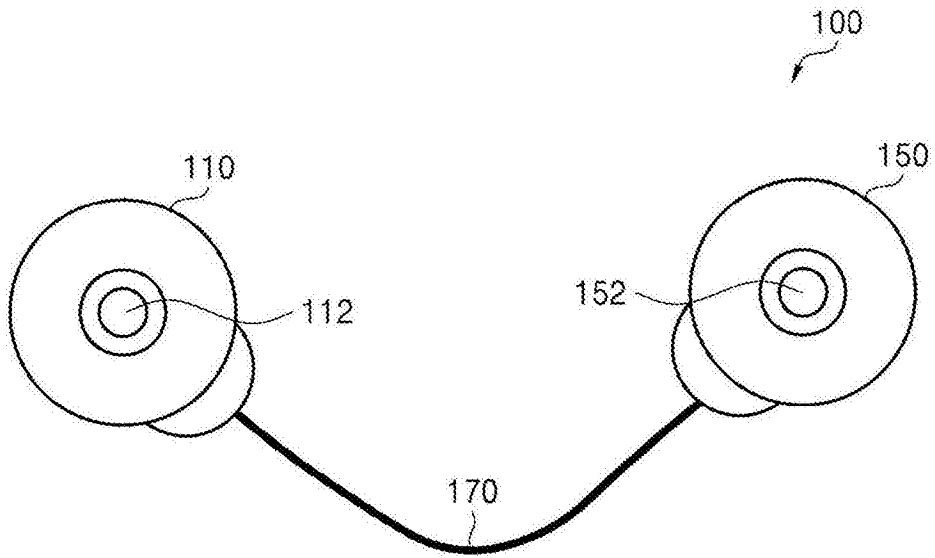


图1

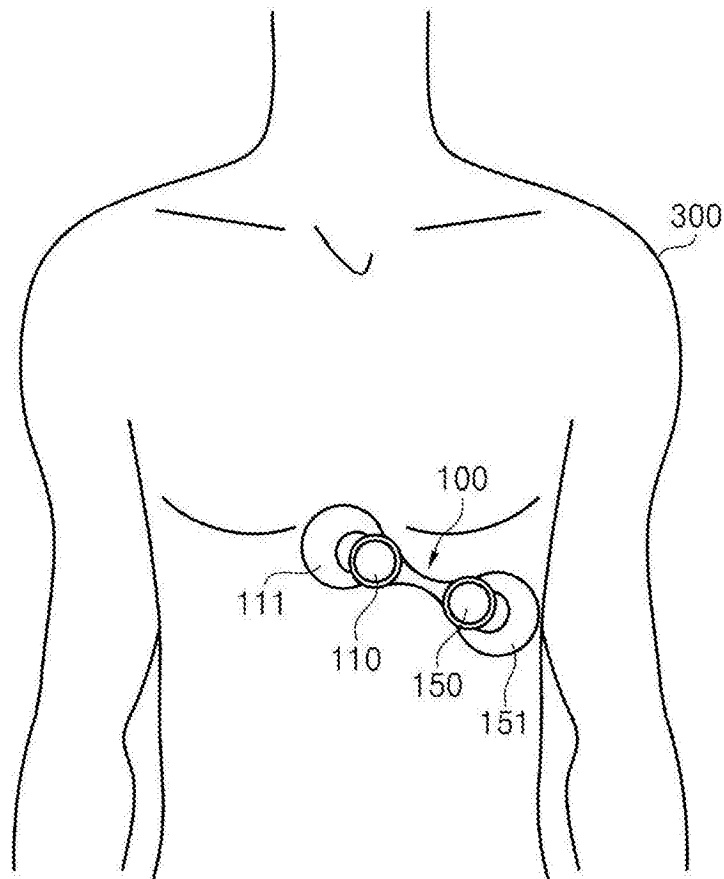


图2

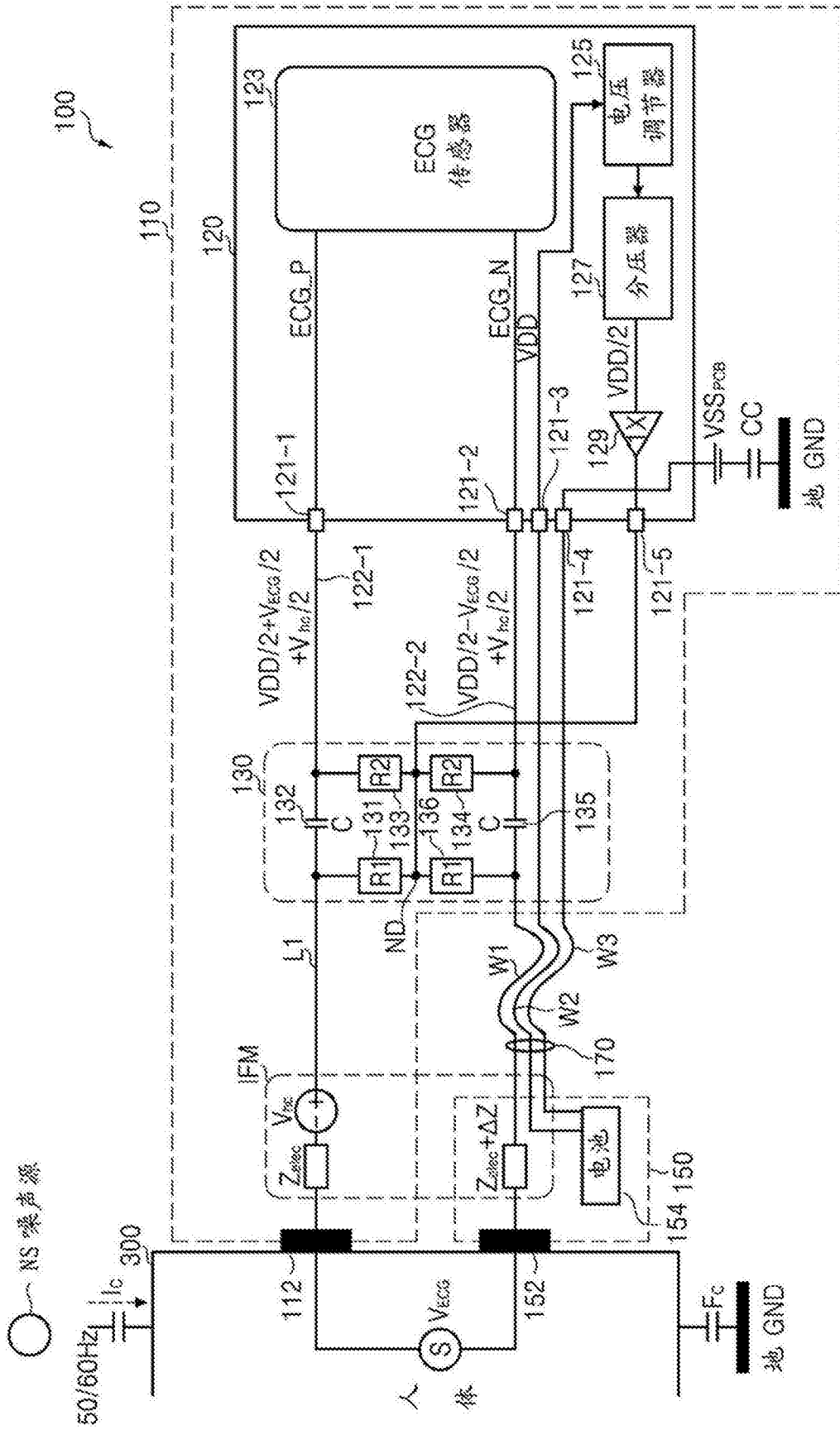


图3

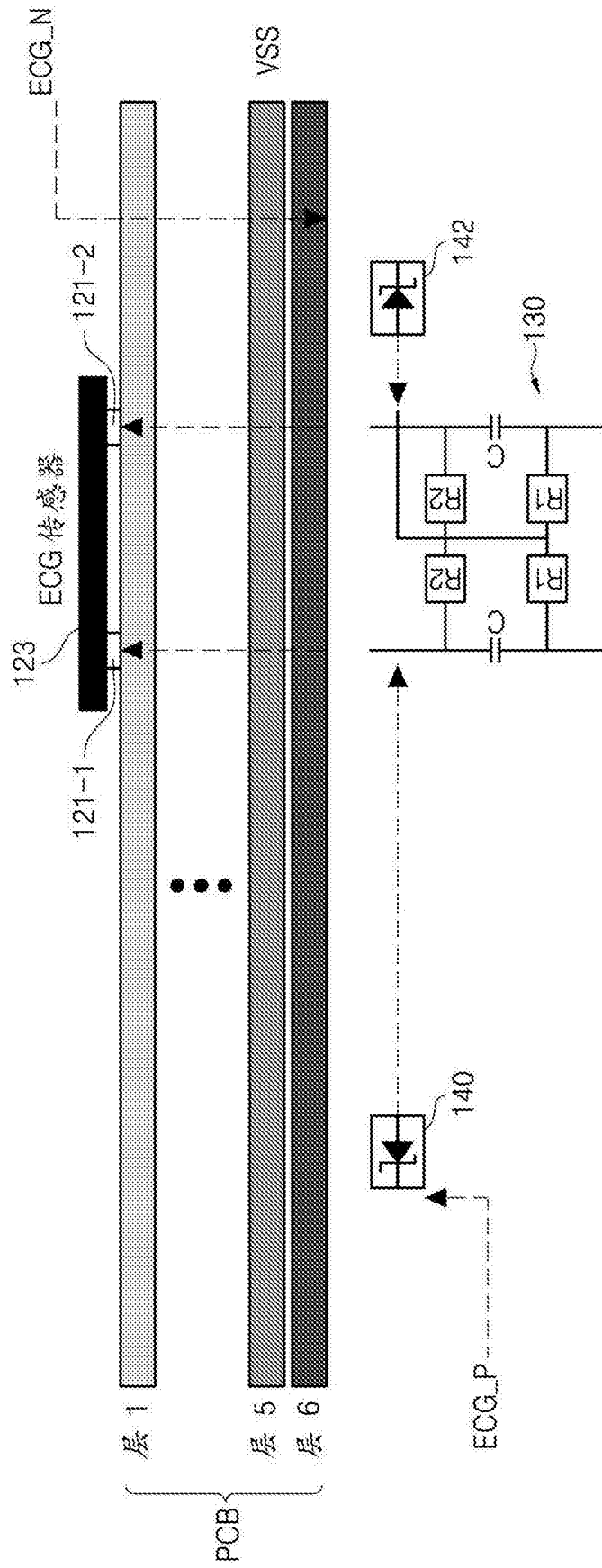


图4

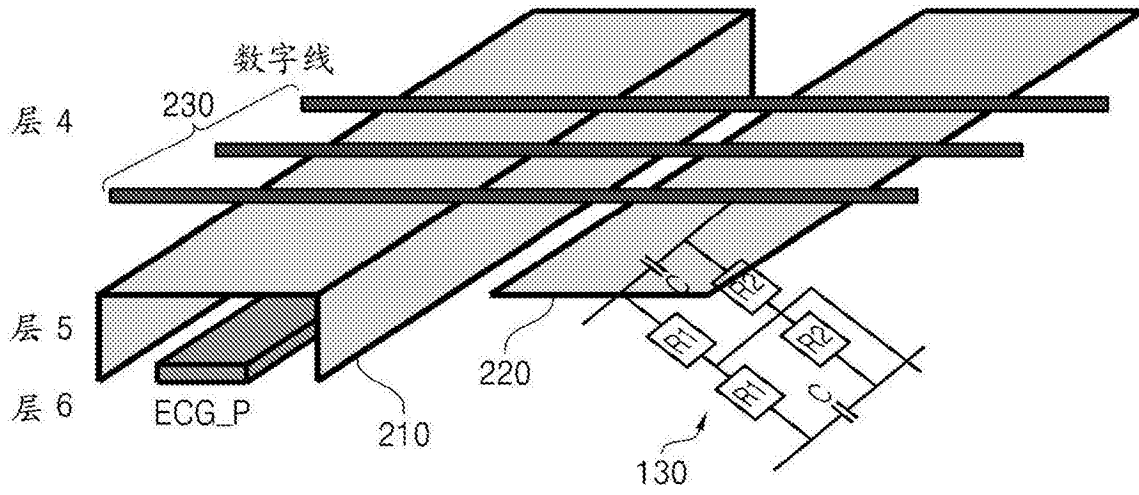


图5

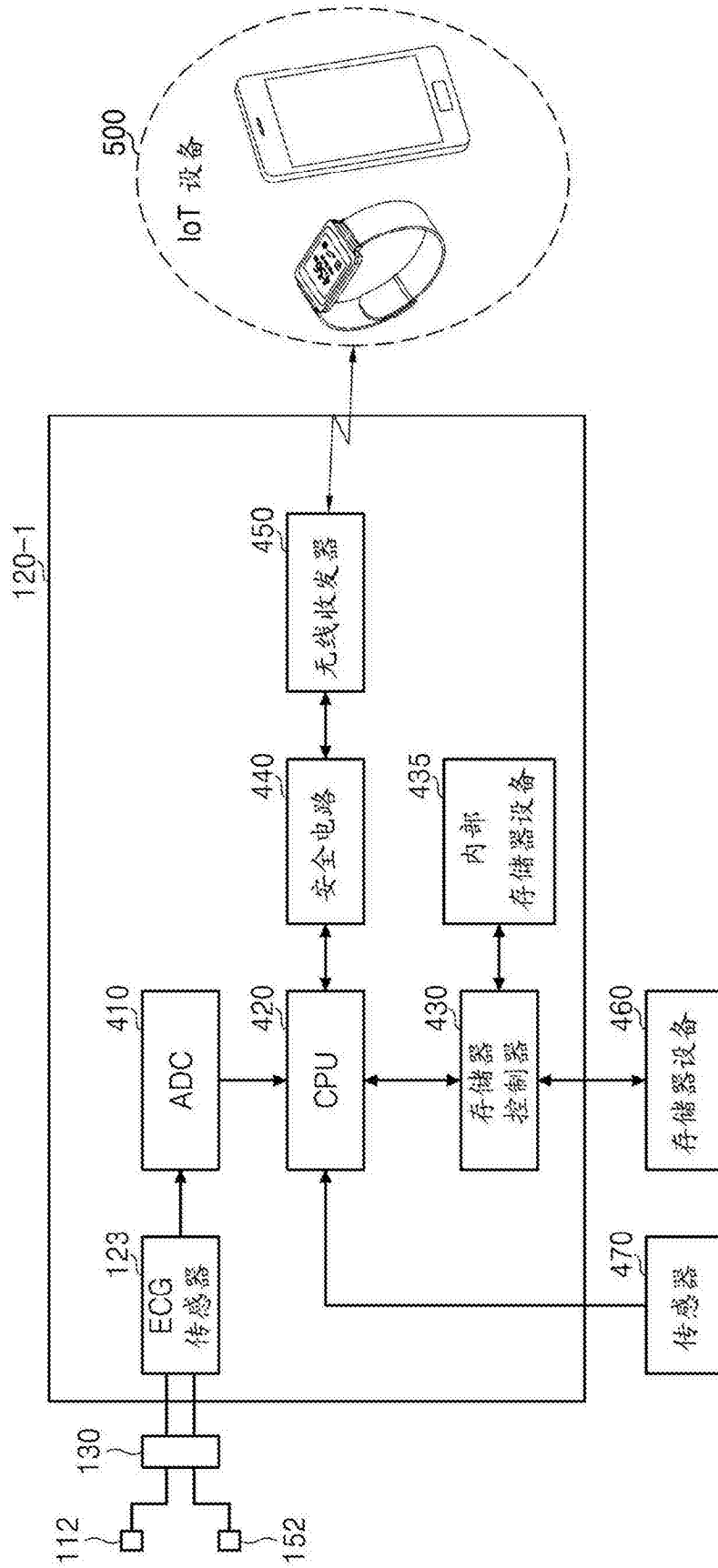


图6

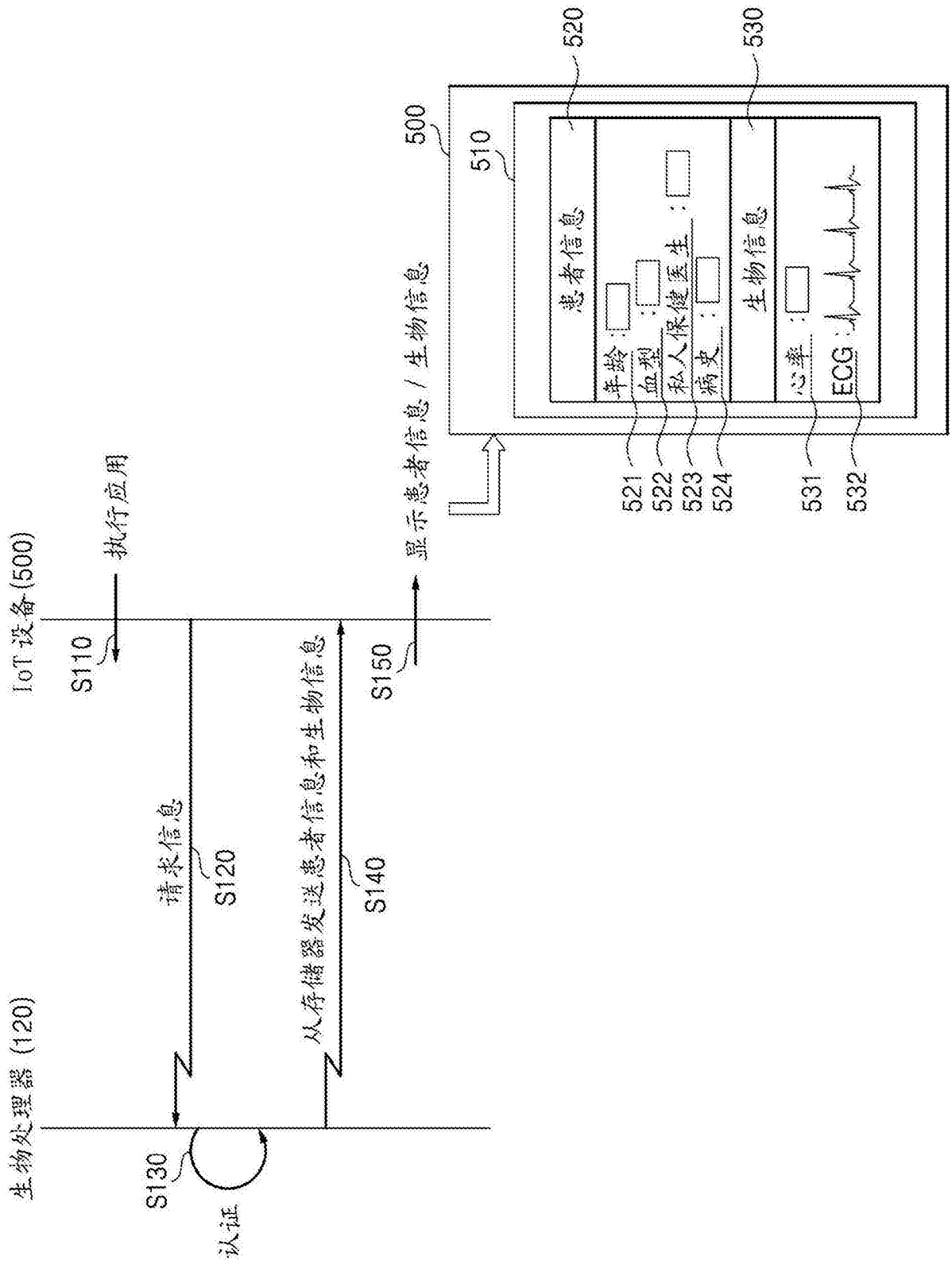


图7

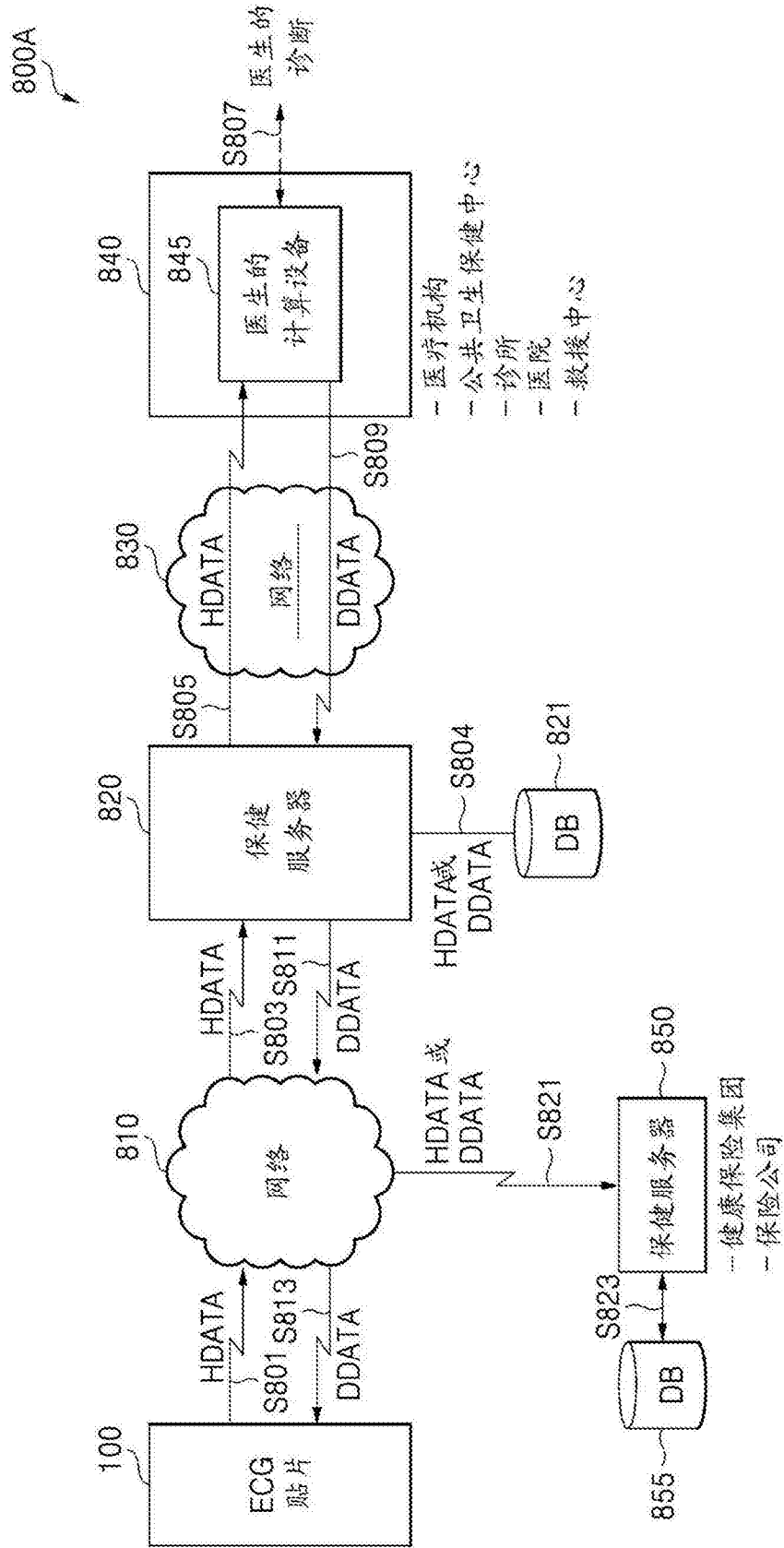


图8

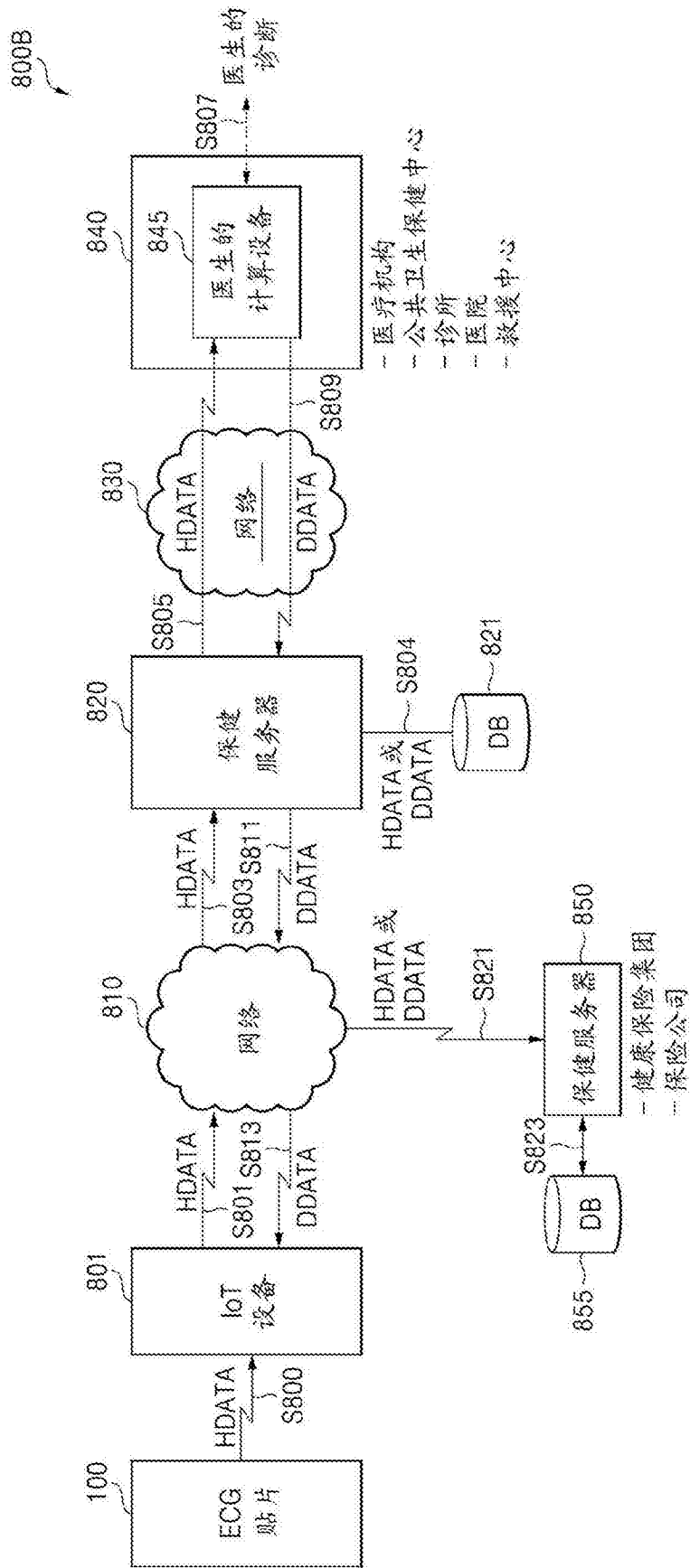


图9

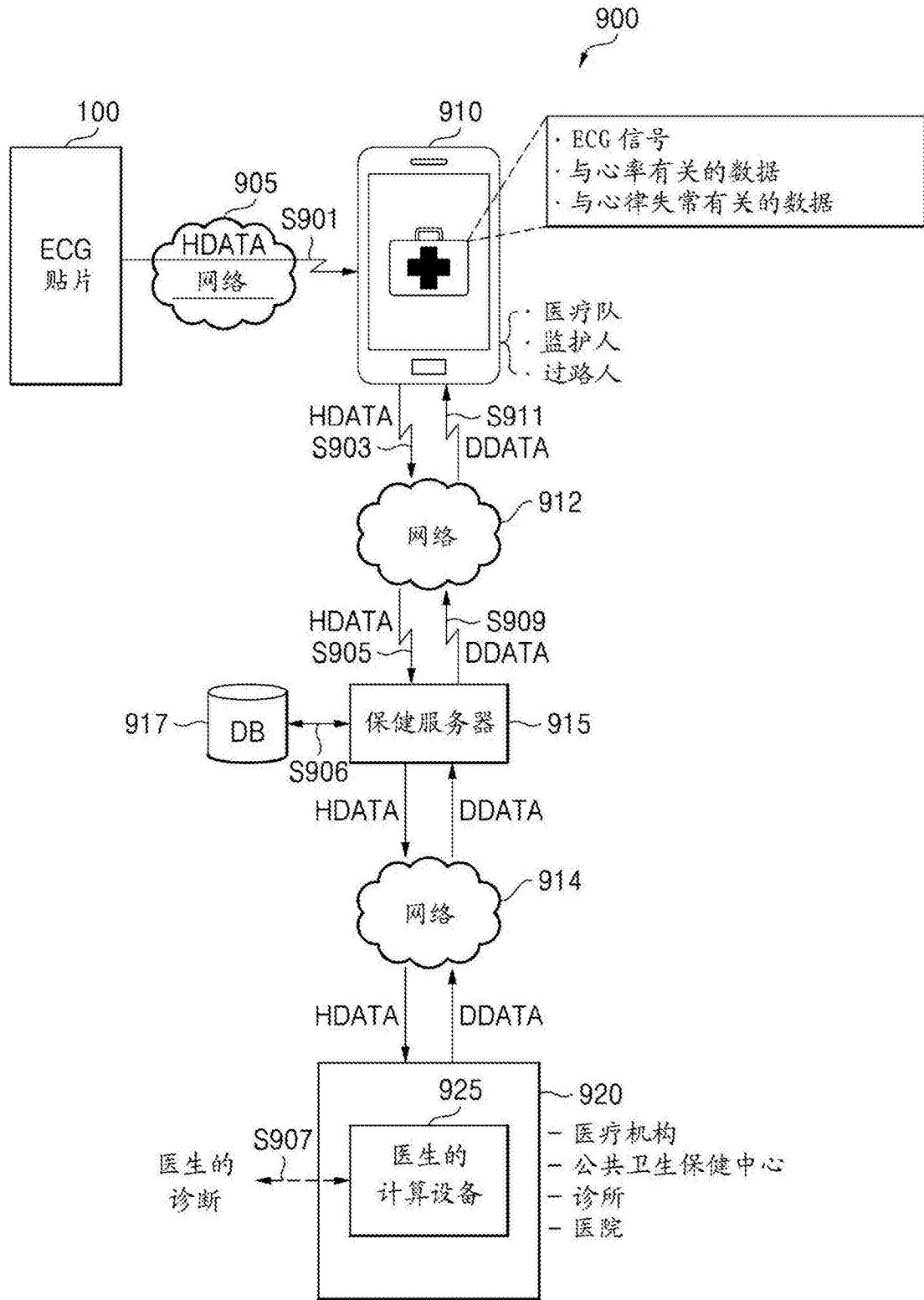


图10

