



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104837403 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201380064312. 2

安妮-伊莎贝拉·达科斯塔-马莱特

(22) 申请日 2013. 11. 25

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

(30) 优先权数据

有限责任公司 11204

61/730, 349 2012. 11. 27 US

代理人 王达佐 杨莘

61/730, 374 2012. 11. 27 US

61/846, 871 2013. 07. 16 US

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/145(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

B60H 1/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/071620 2013. 11. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/085302 EN 2014. 06. 05

(71) 申请人 佛吉亚汽车座椅有限责任公司

地址 美国密执安州

(72) 发明人 马修·K·本森 达纳·R·洛厄尔

希恩·M·蒙特戈马力

布赖恩·R·戴克斯特尔

杰弗里·T·邦克 大卫·L·卡明思

亚历山大·S·哈瑟 塞缪尔·宝都

拉多安尼·宝塞塔

皮奥特·德鲁贝特斯克伊

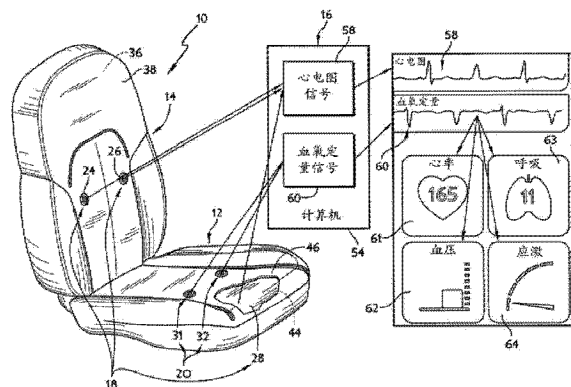
权利要求书3页 说明书19页 附图15页

(54) 发明名称

具有集成传感器的车辆座椅

(57) 摘要

一种根据本披露的车辆座椅包括一个座椅底部和一个座椅靠背。该座椅靠背被联接至该座椅底部上,并且被安排成在远离该座椅底部的一个向上的方向上延伸。该车辆座椅进一步包括一个电子系统。



1. 一种用于检测和处理多个生理学参数的车辆座椅传感器系统, 该车辆座椅传感器系统包括

一个车辆座椅, 该车辆座椅被配置用于容纳一名乘客,

至少一个血氧定量传感器, 该至少一个血氧定量传感器被整合到所述座椅的一个第一部分中, 其中该血氧定量传感器被配置用于在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择, 以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域, 以及

一个控制系统, 该控制系统被可操作地联接至血氧定量传感器上, 其中该控制系统处理由该至少一个血氧定量传感器所产生的多个信号, 以便确定针对该乘客的氧饱和度水平。

2. 根据权利要求 1 所述的车辆座椅传感器系统, 其中对该氧饱和度水平进行处理, 以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的车辆座椅传感器系统, 其中该血氧定量传感器包括

一个光电检测器平台, 该光电检测器平台被配置用于检测来自该乘客的光的反射量,

一个处理平台, 该处理平台被可操作地联接至该光电检测器平台上, 用于处理由该光电检测器平台检测到的多个信号, 其中这些被处理的信号中的至少一部分被用于切换或选择用于传输的这些多个波长的光中的一个或多个, 以及

一个发光平台, 该发光平台被可操作地联接至该处理平台上, 该发光平台被配置用于发射用于传输至该乘客区域的光。

4. 如权利要求 3 所述的车辆座椅传感器, 其中该处理平台被配置用于使这些多个波长的光中的至少一些光循环并对其执行光谱分析, 以便确定用于确定该氧饱和度水平的至少一个最佳波长。

5. 如权利要求 3 或 4 所述的车辆座椅传感器, 其中该发光平台包括在 850 纳米至 950 纳米的光范围内可操作的至少一个 LED 组。

6. 如权利要求 3 至 5 中任一项所述的车辆座椅传感器, 其中该发光平台进一步包括在 600 纳米至 1100 纳米的光范围内可操作的至少一个 LED 组。

7. 根据以上权利要求中任一项所述的车辆座椅传感器, 其中该控制系统被配置用于通过转换和过滤从该乘客接收的多个电信号来处理这些信号。

8. 根据以上任一权利要求所述的车辆座椅传感器系统, 进一步包括被整合到所述座椅的一个第二部分中的至少一个心电图 (ECG) 传感器, 其中该 ECG 传感器被可操作地联接至该控制系统上。

9. 根据权利要求 8 所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统处理由该 ECG 传感器产生的多个信号, 以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统被配置用于经由对由该 ECG 传感器产生的这些信号的阈值和峰值检测来确定心搏。

11. 根据权利要求 8 至 10 中任一项所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统被配置用于确定由该 ECG 传感器产生的多个信号的可靠性, 该确定是通过执行以下至少一个对这些输出的峰值分析,

多个输出的均方根来确定多个更强的信号, 以及

对这些输出的信噪比分析来确定更多的可靠信号。

12. 根据权利要求 8 至 11 中任一项所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统被配置用于通过转换由该 ECG 传感器产生的多个信号以便形成一个心率变异性频谱并且确定在该频谱中高频与低频的一个比率来确定心率变异性。

13. 根据权利要求 12 所述的车辆座椅传感器系统, 其中高频与低频的该比率表示为

$$\frac{LF}{(LF + HF)}。$$

14. 根据权利要求 12 或 13 所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统被配置用于基于该频谱中高频与低频的一个第二比率来确定一个应激水平。

15. 根据权利要求 14 所述的车辆座椅传感器系统, 其中高频与低频的该第二比率被表示为

$$\sqrt{\frac{LF}{(LF + HF)}}。$$

16. 根据权利要求 7 至 15 中任一项所述的车辆座椅传感器系统, 其中该控制系统被配置用于将由该 ECG 传感器和血氧定量传感器产生的这些信号结合, 以便确定脉搏传导时间和血压。

17. 一种用于从一个车辆座椅传感器系统检测和处理多个生理学参数的方法, 所述方法包括以下步骤

配置至少一个血氧定量传感器, 该至少一个血氧定量传感器被整合到一个车辆座椅的一个第一部分中, 以便在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择, 以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域,

从所述至少一个血氧定量传感器接收多个信号, 并且

基于这些接收的信号, 在一个控制系统中为在该车辆座椅中的该乘客检测氧饱和度水平。

18. 根据权利要求 17 所述的方法, 进一步包括以下步骤: 在一个控制系统中处理这些检测到的氧饱和度水平, 以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。

19. 根据权利要求 17 或 18 所述的方法, 进一步包括以下步骤

配置至少一个心电图 (ECG) 传感器, 该至少一个心电图传感器被整合到所述车辆座椅的一个第二部分中, 以便接收来自所述乘客的多个电信号并且

从所述至少一个 ECG 传感接收多个信号。

20. 根据权利要求 19 所述的方法, 进一步包括以下步骤: 在一个控制系统中处理从该 ECG 传感器接收的这些信号, 以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

21. 一种用于从一个车辆座椅传感器系统检测和处理多个生理学参数的方法, 所述方法包括以下步骤

配置至少一个血氧定量传感器, 该至少一个血氧定量传感器被整合到一个车辆座椅的一个第一部分中, 以便在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择, 以用于传输至在一个车辆座椅的表面上方的一个乘客区域,

从所述至少一个血氧定量传感器接收多个信号，  
配置至少一个心电图 (ECG) 传感器，该至少一个心电图传感器被整合到所述车辆座椅的一个第二部分中，以便接收来自所述乘客的多个电信号，  
从所述至少一个 ECG 传感器接收多个信号，并且  
在一个控制系统中处理从该至少一个血氧定量传感器和至少一个 ECG 传感器接收的这些信号，以便确定：(i) 针对该乘客的氧饱和度水平，和 / 或 (ii) 该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

22. 一种车辆座椅，包括

一个座椅底部，

一个座椅靠背，该座椅靠背被联接至该座椅底部上，并且被安排成在远离该座椅底部的一个向上的方向上延伸，以及

一个电子系统，该电子系统被配置用于提供穿过一名乘客所穿的衣服来感测坐在该车辆座椅上的该乘客的生理学属性从而使得可以响应于由该电子系统检测到的该生理学属性来采取一个预先确定的动作的装置。

23. 如权利要求 22 所述的车辆座椅，其中该电子系统包括一个心电图 (ECG) 系统，该心电图系统被联接至该车辆座椅上，以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的多个电信号，并将这些电信号转换成该乘客的心率。

24. 如权利要求 23 所述的车辆座椅，其中该 ECG 系统被联接至该座椅靠背上，并且被配置用于穿过包括在该乘客中的一个躯干来感测多个电信号。

25. 如权利要求 22 或 23 所述的车辆座椅，其中该电子系统进一步包括一个血氧定量系统，该血氧定量系统被联接至该车辆座椅上，以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的血液中的氧气，并将该感测到的氧气含量转换成呼吸速率。

26. 如权利要求 25 所述的车辆座椅，其中该血氧定量系统被联接至该座椅底部上，并且被配置用于穿过包括在该乘客中的双腿来感测该乘客的血液中的氧气。

## 具有集成传感器的车辆座椅

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请通过引用来结合并要求 2013 年 7 月 16 日提交的美国临时专利申请序列号 61/846,871、2012 年 11 月 27 日提交的美国临时专利申请序列号 61/730,349 以及 2012 年 11 月 27 日提交的美国临时专利申请序列号 61/730,374 的权益,所有这些临时申请都明确地通过引用结合在此。

### 背景技术

[0003] 本披露涉及一种车辆座椅,并且具体地讲,涉及一种包括传感器的车辆座椅。更具体地讲,本披露涉及包括一个或多个传感器的一种车辆座椅,该一个或多个传感器被配置用于感测坐在该车辆座椅上的乘客的生理学属性、状况和 / 或状态。

### 发明内容

[0004] 根据本披露的一种车辆座椅包括一个座椅底部和一个座椅靠背。该座椅靠背被联接至该座椅底部上,并且被安排成在远离该座椅底部的一个向上的方向上延伸。在一个说明性实施例中,该车辆座椅进一步包括一个电子系统。

[0005] 在说明性实施例中,该电子系统被配置用于提供穿过一名乘客所穿的衣服来感测坐在该车辆座椅上的该乘客的生理学属性从而使得可以响应于由该电子系统检测到的该生理学属性来采取一个预先确定的动作的装置。

[0006] 在其他说明性实施例中,该电子系统包括一个心电图 (ECG) 系统。该 ECG 系统被联接至该车辆座椅上,以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的多个电信号,并将这些电信号转换成该乘客的心率。在其他说明性实施例中,该电子系统包括一个血氧定量系统 (oximetry system)。该血氧定量系统被联接至该座椅底部上,以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的血液中的氧气,并将感测到的氧气含量转换成呼吸速率。

[0007] 在说明性的实施例中,披露了用于检测和处理多个生理学参数的一种车辆座椅传感器系统,其中该系统包括被配置用于容纳一名乘客的一个车辆座椅、被整合到该座椅的一个第一部分中的至少一个血氧定量传感器,其中该血氧定量传感器被配置用于在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择,以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域。该系统进一步包括可操作地联接至该血氧定量传感器上的一个控制系统,其中该控制系统处理由该至少一个血氧定量传感器产生的多个信号,以便确定针对该乘客的氧饱和度水平。该系统可以被配置为使得对该氧饱和度水平进行处理,以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。该车辆传感器系统可以进一步包括被整合到该车辆座椅的一个第二部分中的至少一个心电图 (ECG) 传感器,其中该 ECG 传感器被可操作地联接至该控制系统上。该控制系统可以被配置用于处理由该 ECG 传感器产生的多个信号,以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

[0008] 在说明性的实施例中,披露了用于从一个车辆座椅传感器系统中检测和处理多个

生理性参数的一种方法,其中该方法包括以下步骤:配置至少一个血氧定量传感器,该至少一个血氧定量传感器被整合到一个车辆座椅的一个第一部分中,以便在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择,以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域。在从该至少一个血氧定量传感器接收多个信号后,在一个控制系统中检测针对该车辆座椅中的该乘客的氧饱和度水平。该方法可以进一步包括以下步骤:在一个控制系统中处理这些检测到的氧饱和度水平,以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。还可以将至少一个心电图 (ECG) 传感器整合到该车辆座椅的一个第二部分中,以便接收来自该乘客的多个电信号,其中该控制系统处理这些 ECG 信号以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

[0009] 在说明性的实施例中,用于检测和处理多个生理性参数的一种车辆座椅传感器系统包括:被配置用于容纳一名乘客的一个车辆座椅;被整合到所述座椅的一个第一部分中的至少一个血氧定量传感器,其中该血氧定量传感器被配置用于在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择,以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域;以及可操作地联接至该血氧定量传感器上的一个控制系统,其中该控制系统处理由该至少一个血氧定量传感器产生的多个信号,以便确定针对该乘客的氧饱和度水平。

[0010] 根据本披露的另一个实施例,对该氧饱和度水平进行处理,以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。

[0011] 根据本披露的另一个实施例,该血氧定量传感器包括一个光电检测器平台,该光电检测器平台被配置用于检测来自该乘客的光的反射量;可操作地联接至该光电检测器平台上的一个处理平台,该处理平台用于处理由该光电检测器平台检测到的多个信号,其中这些处理的信号的至少一部分被用于切换或选择用于传输的多个波长的光中的一个或多个;以及可操作地联接至该处理平台上的一个发光平台,该发光平台被配置用于发射用于传输至该乘客区域的光。

[0012] 根据本披露的另一个实施例,该处理平台被配置用于使这些多个波长的光中的至少一些循环并对其执行光谱分析,以便确定用于确定该氧饱和度水平的至少一个最佳波长。

[0013] 根据本披露的另一个实施例,该发光平台包括在 850 纳米至 950 纳米的光范围内可操作的至少一个发光二极管 (LED) 组。

[0014] 根据本披露的另一个实施例,该发光平台进一步包括在 600 纳米至 1100 纳米的光范围内可操作的至少一个 LED 组。

[0015] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于通过转换和过滤从该乘客接收的多个电信号来处理多个信号。

[0016] 根据本披露的另一个实施例,该车辆座椅传感器系统进一步包括被整合到所述座椅的一个第二部分中的至少一个心电图 (ECG) 传感器,其中该 ECG 传感器被可操作地联接至该控制系统上。

[0017] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统处理由该 ECG 传感器产生的多个信号,以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

[0018] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于通过由该 ECG 传感器产生的这些信号的阈值和峰值检测来确定心搏。

[0019] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于确定由该 ECG 传感器产生的多个信号的可靠性,该确定是通过执行以下中的至少一个:对这些输出的峰值分析;多个输出的均方根,以确定多个更强的信号;以及对这些输出的信噪比分析,以确定更多的可靠信号。

[0020] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于确定心率变异性,该确定是通过将由该 ECG 传感器产生的多个信号转换以便形成一个心率变异性频谱,并且确定在该频谱中高频与低频的一个比率。

[0021] 根据本披露的另一个实施例,高频与低频的该比率被表示为  $\frac{LF}{(LF + HF)}$ 。

[0022] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于基于该频谱中高频与低频的一个第二比率来确定一个应激水平。

[0023] 根据本披露的另一个实施例,高频与低频的该第二比率被表示为  $\sqrt{\frac{LF}{(LF + HF)}}$ 。

[0024] 根据本披露的另一个实施例,该控制系统被配置用于将由 ECG 传感器和血氧定量传感器产生的这些信号结合,以便确定脉搏传导时间和血压。

[0025] 在说明性的实施例中,用于从一个车辆座椅传感器系统中检测和处理多个生理学参数的一种方法包括以下步骤:配置至少一个血氧定量传感器,该至少一个血氧定量传感器被整合到一个车辆座椅的一个第一部分中,以便在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择,以用于传输至在该车辆座椅的表面上方的一个乘客区域;从所述至少一个血氧定量传感器接收多个信号;并且基于这些接收信号,在一个控制系统中为在该车辆座椅中的该乘客检测氧饱和度水平。

[0026] 根据本披露的另一个实施例,该方法还包括在一个控制系统中处理这些检测到的氧饱和度水平的步骤,以便确定该乘客的脉搏传导时间、血压、呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度中的至少一个。

[0027] 根据本披露的另一个实施例,该方法进一步包括以下步骤:配置至少一个心电图 (ECG) 传感器,该至少一个心电图传感器被整合到所述车辆座椅的一个第二部分中,以便接收来自所述乘客的多个电信号;并且从所述至少一个 ECG 传感接收多个信号。

[0028] 根据本披露的另一个实施例,该方法进一步包括以下步骤:在一个控制系统中处理这些从 ECG 传感器接收的信号,以便确定该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

[0029] 在说明性的实施例中,用于从一个车辆座椅传感器系统中检测和处理多个生理性参数的一种方法包括以下步骤:配置至少一个血氧定量传感器,该至少一个血氧定量传感器被整合到一个车辆座椅的一个第一部分中,以便在多个波长的光之间切换或者从多个波长的光中选择,以用于传输至在一个车辆座椅的表面上方的一个乘客区域;从所述至少一个血氧定量传感器接收多个信号;配置至少一个心电图 (ECG) 传感器,该至少一个心电图传感器被整合到所述车辆座椅的一个第二部分中,以便接收来自所述乘客的多个电信号;从所述至少一个 ECG 传感器接收多个信号;并且在一个控制系统中处理这些从至少一个血氧定量传感器和至少一个 ECG 传感器接收的信号,以便确定:(i) 针对该乘客的氧饱和度水

平,和/或(ii)该乘客的心率、心率变异性、应激水平、脉搏传导时间、以及血压中的至少一个。

[0030] 在说明性的实施例中,一个车辆座椅包括一个座椅底部;联接至该座椅底部上并且被安排成在远离该座椅底部的一个向上的方向上延伸的一个座椅靠背;以及一个电子系统,该电子系统被配置用于提供穿过一名乘客所穿的衣服来感测坐在该车辆座椅上的该乘客的生理学属性从而使得可以响应于由该电子系统检测到的该生理学属性来采取一个预先确定的动作的装置。

[0031] 根据本披露的另一个实施例,该电子系统包括一个心电图(ECG)系统,该心电图系统被联接至该车辆座椅上,以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的多个电信号,并将这些电信号转换成该乘客的心率。

[0032] 根据本披露的另一个实施例,该 ECG 系统被联接至该座椅靠背上,并且配置用于穿过包括在该乘客中的躯干来感测多个电信号。

[0033] 根据本披露的另一个实施例,该电子系统进一步包括一个血氧定量系统,该血氧定量系统被联接至该车辆座椅上,以便穿过该乘客的衣服来感测该乘客的血液中的氧气,并将感测到的氧气含量转换成呼吸速率。

[0034] 根据本披露的另一个实施例,该血氧定量系统被联接至该座椅底部上,并且被配置用于穿过包括在该乘客中的双腿来感测该乘客的血液中的氧气。

[0035] 在考虑了举例说明目前所认识到的实施本披露的最佳方式的说明性实施例之后,本披露的其他特征将对本领域的技术人员来说是显而易见的。

## 附图说明

[0036] 在阅读了以下详细说明后,将更好地理解本披露,并且其他特征和优点将变得明显,包括参照附图的作为非限制性具体实例的实施例能够用于完整地理解本披露和其实现方式,并且当合适时用来帮助其定义,其中

[0037] 图 1 是根据本披露的一个车辆座椅的透视和图解视图,展示了一个示例性车辆座椅,该车辆座椅包括一个座椅底部,该座椅底部支撑有两个血氧定量传感器,这些血氧定量传感器一名乘客的衣服来感测该乘客的血液中的氧气量以便提供一个血氧定量信号;一个座椅靠背,该座椅靠背支撑有多个心电图(ECG)接收器,该多个心电图接收器与包括在该座椅底部中的一个 ECG 垫子相配合,以便通过该乘客的衣服来感测该乘客的多个电信号从而提供一个 ECG 信号;以及一台计算机,该计算机接收这些信号并且处理这些信号以便提供测得的心率、血压、呼吸,以及应激信息穿过;

[0038] 图 1A 是根据本披露的一个车辆座椅的另一个实施例的说明,示出了第一血氧定量传感器与包括在该车辆座椅中的座椅底部的前沿间隔开第一距离,并且第二血氧定量传感器与该前沿间隔开相对较小的第二距离,这样使得该乘客与这些血氧定量传感器的接触被最大化;

[0039] 图 2 是图 1 的座椅靠背的图解视图,示出了该座椅靠背包括一个座垫和围绕该座垫的装饰,并且该 ECG 传感器被联接至该座椅靠背上,以便与穿着多层衣服的一名乘客处于面对的关系,并且表明了该 ECG 传感器能够穿过多层衣服来感测该乘客的多个电信号;

[0040] 图 3 是图 1 的座椅底部的部分的图解视图,示出了该座椅底部包括一个座垫和围

绕该座垫的装饰,并且该血氧定量传感器被联接至该座椅底部上,以便与穿着多层衣服该乘客处于面对的关系,并且表明了该血氧定量传感器能够穿过多层衣服来感测该乘客的血液中的氧气含量;

[0041] 图 4 是图 1 的 ECG 传感器的局部放大透视图;

[0042] 图 5 是图 1 的传感器垫子的局部放大透视图,其中已从该座椅底部移除该装饰以便暴露该传感器垫子;

[0043] 图 6 是图 1 的血氧定量传感器的局部放大透视图,示出了该血氧定量传感器包括八个 LED 发射器,这些 LED 发射器被定位成位于一个中心光接收器的周围;

[0044] 图 7 是图 1 的血氧定量传感器的照片,该血氧定量传感器与传感器座分开,并且传感器护罩被移除以便暴露出包括在该血氧定量传感器中的下面的电路;

[0045] 图 8 是包括在图 1 的车辆座椅中的电子系统的图解视图,示出了该电子系统包括一个 ECG 传感器系统,该 ECG 传感器系统包括一个第一 ECG 接收器、一个第二 ECG 接收器、一个 ECG 单元、以及一个 ECG 垫子;一个血氧定量传感器系统,该血氧定量传感器系统包括一个第一血氧定量传感器和一个第二血氧定量传感器;以及一个控制系统,该控制系统包括一个模数转换器、一台计算机、以及一个输出端;

[0046] 图 9 是一个 ECG 信号采集过程的图解视图,示出了该 ECG 信号是通过获得来自该乘客的多个电信号、通过一个右腿驱动电路转换这些电信号、将这些转换的信号通过该 ECG 传感器垫子以便移除噪声、将这些信号通过该乘客以便移除噪声、将该信号从模拟量转换成数字量、以及过滤该信号以便移除噪声来采集的,并且表明了该 ECG 信号可以被用于确定心率、心率变异性、以及应激水平并且可与该血氧定量信号结合以便确定脉搏传导时间和血压;

[0047] 图 10 是一个血氧定量信号采集过程的图解视图,示出了该血氧定量信号是通过获得多个血氧定量信号、将这些血氧定量信号从模拟量转换成数字量、过滤这些信号以便移除噪声、以及从两个可利用的信号中确定最佳血氧定量信号来采集的,并且表明了该血氧定量信号可以被用于确定呼吸、呼吸速率、以及呼吸深度,并且该血氧定量信号可以与该 ECG 信号结合以便确定脉搏传导时间和血压;

[0048] 图 11 是一个心率确定过程的图解视图,该心率确定过程包括以下步骤:从该 ECG 信号检测心搏、对该信号求微分、确定一个原始心率、确定每个信号的可靠性、将更多可靠信号加权、以及计算一个平均心率;

[0049] 图 12 是一个心率变异性确定过程的图解视图,该心率变异性确定过程包括以下步骤:对该平均心率求导数、确定该心率变异性 (HRV) 频谱、确定高频与低频的一个比率、以及确定肾上腺素和其他神经递质对心率的影响,并且表明了解哪些神经递质正在影响心率可以被用于确定该乘客的一个应激水平;

[0050] 图 13 是一个脉搏传导时间采集过程和一个血压采集过程的图解视图,示出了该脉搏传导时间采集过程包括以下步骤:检测该 ECG 信号的多个峰值、检测该血氧定量信号的多个峰值、确定该血氧定量信号的多个峰值之间的时间、以及计算脉搏传导时间,并且示出了该血压采集过程包括以下步骤:将该脉搏传导时间信号转换并估算收缩压和舒张压;

[0051] 图 14 是一个呼吸速率确定过程的图解视图,该呼吸速率确定过程包括以下步骤:检测该血氧定量信号的多个峰值、检测该血氧定量信号的多个谷值、确定在多个峰值之间

的时间差异、计算呼吸速率、以及确定在这些峰值和谷值之间的幅值差异，以便计算呼吸深度；

[0052] 图 15 是图 8 的控制系统的图解视图，示出了该计算机包括：多个输入端，这些输入端被联接至该模数转换器上以便接收这些 ECG 信号和血氧定量信号；一个处理器，该处理器被配置用于执行存储在存储器中的多条指令；以及一个电源，该电源被联接至该处理器上以便提供电能；

[0053] 图 16 是根据本披露的一个座椅靠背的另一个实施例的图解视图，示出了该座椅靠背包括一个座垫和围绕该座垫的装饰，并且一个 ECG 传感器可以被联接至该座垫上以便位于该装饰的下方，从而穿过该装饰和多层衣服来感测一名乘客的多个电信号；

[0054] 图 17 是根据本披露的一个座椅底部的另一个实施例的图解视图，示出了该座椅底部包括一个座垫和围绕该座垫的装饰，并且该血氧定量传感器可以被联接至该座垫上以便位于该装饰的下方，从而穿过该装饰和多层衣服来感测该乘客的血液的氧气含量；

[0055] 图 18 是一个示例性示意图，示出了包括在根据本披露提供的一个血氧定量传感器组件中的多个电子部件；以及

[0056] 图 19 提供了一个表格，该表格包括关于图 18 中所示的这些电子部件的另外的信息。

### 具体实施方式

[0057] 应理解，附图不一定按比例绘制，只是代表可说明本披露的基本原理的各种特征的某种简化表示。在此所披露的本披露的这些特定的设计特征（包括，例如特定的尺寸、取向、位置、以及形状）将部分由具体的预期应用和使用环境来确定。

[0058] 在图中，参考数字在这些附图的若干图中从头到尾都指代本披露的相同或等同的部分。因此，除非另有说明，这类元件具有相似或相同的结构、尺寸、以及材特性。

[0059] 根据本披露的一种车辆座椅 10 包括一个座椅底部 12、一个座椅靠背 14、以及如图 1 所示并且图 8 中表明的一个电子系统 16。座椅靠背 14 被优选地联接至座椅底部 12 上，以便在远离座椅底部 12 的一个向上的方向上延伸。电子系统 16 被配置用于穿过一名乘客所穿的衣服来感测坐在车辆座椅 10 上的该乘客（未示出）的一个或多个生理学属性，从而使得可以响应于由电子系统 16 检测到的生理学属性来采取一个预先确定的动作。在一个说明性实例中，该预先确定的动作可以是由车辆座椅 10 提供给该乘客的声音、视觉、或者触觉反馈。

[0060] 如图 8 所示，电子系统 16 包括一个心电图 (ECG) 传感器系统 18、一个血氧定量传感器系统 20、以及一个控制系统 22。ECG 传感器系统 18 被优选地联接至座椅靠背 14 和座椅底部 12 上，以便感测由该乘客提供的多个电信号。血氧定量传感器系统 20 被优选地联接至座椅底部 12 上，以便感测该乘客的血液中的氧气含量。控制系统 22 被联接至 ECG 传感器系统 18 和血氧定量传感器系统 20 上，以便接收由每个系统提供的多个信号、处理这些信号、使用这些信号进行计算、以及确定该乘客的多个生理学属性。控制系统 22 可以基于该乘客的这些生理学属性来执行一个或多个预先确定的动作。

[0061] 图 8 的 ECG 传感器系统 18 包括例如如图 1、图 2、图 4、图 5 以及图 8 所表明的一个第一 ECG 接收器 24、一个第二 ECG 接收器 26、一个 ECG 垫子 28、以及一个 ECG 单元 30。第

一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26 被联接至座椅靠背 14 上,以便处于彼此间隔开的关系,并且在座椅底部 12 上方处于间隔开的关系。ECG 垫子 28 被联接至座椅底部 12 上,并且优选地被安排成位于乘客 50 的两个大腿之下。在一个实例中,ECG 接收器 24、26 与一名乘客的胸部对准,并且被安排用于感测由该乘客的身体提供的多个电信号。如图 8 所表明,这些感测到的电信号然后通过包括在 ECG 单元 30 中的一个右腿驱动电路被转换,并穿过位于座椅底部 12 中的 ECG 垫子 28。ECG 垫子 28 然后穿过乘客 50 将这些信号发送回,其中这些信号再次由 ECG 接收器 24、26 检测、穿过 ECG 单元 30、并发送至控制系统 22。因此,ECG 传感器系统 18 最小化了噪声,这样使得剩余信号与乘客的心率更紧密地关联。

[0062] 第一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26 以及 ECG 垫子 28 配合以便提供一个 ECG 传感器 34。如图 2 所示,ECG 传感器 34 被联接至一个座垫 36 上并且被装饰 38 围绕。如图 2 所示,ECG 传感器 34 被配置用于提供穿过第一衣服层 41、第二衣服层 42、以及第 N 衣服层 43N 来检测乘客 50 的多个电信号的装置。在一个实例中,第一衣服层 41 是一件棉制衬衫。第二衣服层 42 是一件棉制打底衫。第 N 衣服层 43N 可以是又一件由聚酯制成的打底衫。第 N 衣服层 43N 可以是一个层或者可以是另外的多个层。

[0063] 如图 1 和图 8 所示,血氧定量传感器系统 20 包括一个第一血氧定量传感器 31 和一个第二血氧定量传感器 32。如图 1、图 3、以及图 6 所示,血氧定量传感器 31、32 被优选地联接至座椅底部 12 上。如图 1 所示,血氧定量传感器 31、32 彼此间隔开并且与 ECG 垫子 28 间隔开。每个血氧定量传感器 31、32 被安排成位于该乘客的一个相关联的腿下,并且被安排用于感测该乘客的血液中的氧气含量。每个血氧定量传感器 31、32 发射一个波长的光,该光经过衣服层 41、42、43N 并进入乘客的皮肤 40,在皮肤 40 处该光的一部分被该乘客的血液吸收。该光的剩余部分被该乘客的血液反射回并经过衣服层 41、42、43N,并且被每个血氧定量传感器 31、32 检测。该检测到的光被转换成一个血氧定量信号并发送至控制系统 22。

[0064] 关于血氧定量传感器 31、32,并且出于背景的目的,氧饱和度是指氧合作用,或者是当氧气分子 ( $O_2$ ) 进入人体的组织中时。在人体中,血液在肺中氧合,在肺中,多个氧气分子从空气行进到该血液中。氧饱和度,也称为  $O_2$  饱和度,是血流中由氧气占据的血红蛋白结合位点的百分比的一个量度。一个对象的氧饱和度的测量提供了该对象的整体健康的一个指示,并且更具体地说,是该对象的肺和心血管健康的一个指示,因为肺和心血管系统两者并且与人体的其他系统合作以便执行氧合作用。通常使用脉搏血氧定量来测量动脉氧合作用,该脉搏血氧定量是一种非侵入式技术,用于监测一个对象的血红蛋白的饱和度。

[0065] 在透射式脉搏血氧定量技术中,将一个传感器放置在一个对象的身体的一个薄的部分上,例如,指尖或耳垂、或者在对于婴幼儿,横跨一个脚放置。使两个不同波长的光穿过该对象的组织到达一个光电检测器。测量在每个波长处的改变的吸光度,从而允许确定仅由于脉动的动脉血(不包括静脉血、皮肤、骨骼、肌肉、以及脂肪所引起)的吸光度。另一种类型的脉搏血氧定量是反射式脉搏血氧定量。反射式脉搏血氧定量可以被用作上述透射式脉搏血氧定量的一个替代物。反射式脉搏血氧定量不要求一个对象的身体的一个薄的部分。因此,反射式脉搏血氧定量更适合于更普通的应用,如双脚、前额、以及胸部中的血氧浓度的测量。然而,反射式脉搏血氧定量还具有一些限制。

[0066] 脉搏血氧定量是基于以下原则:氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白具有不同的光吸收谱。反射式脉搏血氧定量经由反射率来测量两个不同波长的光的光吸收;也就是说,通过已

知被传输的光量并使用一个光电检测器或类似的传感器来检测反射的光量,能够确定被该对象的身体吸收的光量,即光吸收。然而,穿过多个中间材料的非接触式脉搏血氧定量的功效会受这些材料的吸收光谱的影响。

[0067] 在一个实施例中,血氧定量传感器 31、32 是又称为 PulseOx 传感器的血氧定量传感器,这些传感器被配置用于穿过多个中间材料的可变组成来确定血液氧合作用,并且被配置为有能力在该对象的身体处有待传输的多个波长的光之间切换或者从这些多个波长的光中选择。基于由这些不同的波长所产生的光的反射量,该传感器组件能够选择在该对象的身体处有待传输的一个或多个最佳波长的光,以便经由反射式脉搏血氧定量来确定针对该对象的氧饱和度。一个示例性的血氧定量传感器被披露在于 2012 年 11 月 27 日提交的美国临时专利申请序列号 61/730,374 中,其内容通过引用以其全文结合在此。

[0068] 图 18 是一个原理图,展示了根据披露的实施例所提供的的一个传感器组件的多个电子部件。如图 18 所示,传感器组件 400 的至少一个披露的实施例包括三个示例性平台:一个光电检测器平台 405、一个输入/输出和处理平台 415、以及一个发光平台 430。光电检测器平台 405 包括被用于检测来自一个对象的身体的光的反射量的一个光电检测器或光电二极管 410。光电检测器平台 405 进一步包括各种电路元件,这些电路元件能够将检测到的信号缓冲和过滤,这些电路元件包括多个运算放大器,这些运算放大器用于建立一个虚拟接地并将来自光电检测器 410 的信号输出缓冲和过滤。

[0069] 美国专利号 5,348,004 的名为“用于脉搏血氧定量的电子处理器”(Electronic Processor for Pulse Oximeter) 和美国专利号 6,839,580 的名为“用于脉搏血氧定量的自适应校准”(Adaptive Calibration for Pulse Oximetry) 的传授都通过引用以其全部内容结合在此。这些专利中的每一个披露了不同的设备、部件、以及方法,这些设备、部件、以及方法可被用于实现用于在一个座椅环境中感测和监测血氧的这些披露的实施例。

[0070] 光电检测器平台 405 的输出端被联接至输入/输出和处理平台 415 上,从而使得能够对由该光电检测器检测的该信号进行分析,以便执行该传感器组件的校准以及该对象的血氧含量的检测和监测。输入/输出和处理平台 415 包括一个通信总线 420,该通信总线将平台 405 和 430 的多个传感器组件部件与处理器 425 联接。这个联接和相关联的双向通信使得处理器 425 能够经由发光平台 430 来控制光的发射,并且从光电检测器平台 405 接收多个反射信号,以便执行用于该对象的血氧含量的校准、检测、以及监测的过程。

[0071] 发光平台 430 包括一个或两个 LED 组 435、440。这些 LED 组可以被优化以便使用在例如 850 纳米和 950 纳米光下能很好地穿透大范围材料的现有 LED。发光平台 430 可以使用另外的或可替代的多个 LED 组,例如,在 600 纳米和 1100 纳米之间的另外的波长的 LED 组,用于信噪比确定的更大的鲁棒性。在实施时,图 18 中展示的这些平台和这些结合的部件是从图 19 的表格中列出的可商购获得的多个电子部件中选择的。此外,应当注意的是,光电二极管 410(即接收器)和 LED 组 435、440 的这些 LED(即发射器)可以是大约 7.5 毫米,从而避免从这些 LED 到该发光二极管的溢出。

[0072] 在此披露的多个实施例提供了执行非侵入式的、不分散注意力的穿过多层材料的血氧接触监测的能力。用于传感器和传感器组件的一个校准子程序获知了针对正在被监测的具体对象的最佳光部件。这是因为这些用于反射式监测的光部件是取决于一个具体对象的衣服层的数量、类型、以及数目来改变的。因此,这些披露的实施例可以使用定制设计

的电路,该定制设计的电路被开发用于读取穿过一个对象所穿的中间衣服的不同层的多个 PulseOx(也称为光电容积脉搏波描记 (photoplethysmogram) 或 PPG) 信号。因此,这些披露的实施例使得传感器组件校准通过多个波长的光循环操作,以使得材料的光谱分析和氧合/脱氧血红蛋白吸收能够进行,以便确定用于材料穿透的多个最佳波长,并且当最大程度地识别移动和其他伪影时,能够确定氧饱和度曲线。

[0073] 该传感器组件的多个披露的实施例还可以被配置用于执行自动校准,这使得能够实现穿透中间材料的一个未知组成,以便读取反射光中的改变,该反射光中的改变伴随着每次心搏的氧合/脱氧血红蛋白的波动。由于 PulseOx 信号的一些相关方面以非常慢的时间尺度(例如,呼吸改变 10 秒以上)改变,仅使用该信号的高通滤波只会产生大量的失真和延迟。为了避免高通滤波器的这些问题,定制的电路和算法被开发并且被披露在美国临时专利申请序列号 61/730,374 中,其在上文中被引用。

[0074] 参考回图 8,控制系统 22 被配置用于与每个血氧定量传感器 31、32 通信,以便每次当一名乘客坐在车辆座椅 10 上时,来命令每个血氧定量传感器 31、32 执行一个自动校准过程。该自动校准过程导致了从血氧定量传感器 31、32 发射的光的量是有所不同的。在一个实施例中,使用高频脉冲宽度调制来改变正在被发射的光。然而,还可以使用一个数控电位计。光照水平是以一个步进的方式增加的,直到充足的光穿过多层衣服被从乘客的皮肤反射回来。每次当一名乘客坐在车辆座椅 10 上时,层的数量和层的类型可以改变。因此,穿过这些衣服层所需的、被从该乘客的皮肤反射、并返回穿过这些衣服层以便提供该乘客血液中的氧气含量的一个指示的光量也是可以改变的。该自动校准过程引起光的输出逐渐增加,直到返回一个足够强的信号,而没有引起该氧气含量被过量的光掩盖过。

[0075] 如图 3 所示,血氧定量传感器 31、32 被联接至包括在座椅底部 12 中的一个座垫 44 上,并且被装饰 46 环绕。如图 3 所示,血氧定量传感器 31、32 被配置用于穿过第一衣服层 51、第二衣服层 52、以及第 N 衣服层 53N 来检测一名乘客的血液中的氧气含量。在一个实施例中,第一衣服层 51 是由斜纹粗棉布制成的一条裤子。第二衣服层 52 是一条棉制底裤。第 N 衣服层 53N 可以是包括在该条裤子中的一个口袋或者任何其他适合的替代物。第 N 衣服层 53N 可以是一个层或多个层。

[0076] 如图 8 所示,控制系统 22 包括一个模数转换器 48、一台计算机 54、以及一个输出端 56。一旦获得这些血氧定量信号和 ECG 信号,这些模拟信号就接着由模数转换器 48 转换成多个数字信号。这些数字信号接着由计算机 54 处理。如图 1 所示,这些信号可以由计算机 54 处理,以便确定一个心率 61、血压 62、呼吸速率 63、以及应激水平 64。用于确定心率 61、血压 62、呼吸速率 63、以及应激水平 64 的过程如图 9- 图 14 所示。

[0077] 例如,在图 9 中,示出了 ECG 信号采集过程 70。ECG 信号采集过程 70 包括以下步骤:71 获得来自乘客 50 的多个电信号、72 在 ECG 单元 30 中转换这些电信号、73 使多个信号穿过 ECG 垫子 28、74 使该信号穿过乘客 50、75 将该模拟信号转换成一个数字信号、以及 76 过滤该信号以便提供用于由计算机 54 所使用的一个 ECG 信号。如图 9 所示,计算机 54 使用该 ECG 信号来确定心率 61、心率变异性 65、应激水平 64、脉搏传导时间 66、以及血压 62。当第一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26 感测到乘客 50 的多个电信号时,获得 ECG 信号 58。基于该过程的该输出,计算机 54 可以执行一个预先确定的动作。该预先确定的动作可以是将计算值存储在计算机 54 的存储器 542 中。该预先确定的动作可以是激活输出端 56

以便将该输出传达至该乘客。

[0078] 如图 8 所示,获得步骤 71 是获得来自乘客 50 的多个电信号。ECG 接收器 24、26 感测来自乘客 50 的多个电信号。这些感测到的电信号然后被 (1) 传送到 ECG 单元 30,然后 (2) 穿过 ECG 垫子 28,该 ECG 垫子 28 将这些信号向回传送 (3) 至乘客 50。第一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26 然后再次感测 (4) 已被清理和放大的该信号。如图 8 所示,该信号再次被传达 (1) 至 ECG 单元 30,ECG 单元 30 然后将该信号传达 (5) 至模数转换器 48。

[0079] 例如,在图 10 中,示出了一个血氧定量信号采集过程 80。血氧定量信号采集过程 80 包括以下步骤:81 获得来自乘客 50 的多个血氧定量信号、82 将这些模拟信号转换成多个数字信号、83 过滤这些数字信号以便移除噪声、以及 84 从两个血氧定量传感器 31、32 确定最佳的血氧定量信号。如图 10 所示,计算机 54 使用该血氧定量信号来计算脉搏传导时间 66、血压 62、呼吸 67、呼吸速率 68、以及呼吸深度 69。当第一血氧定量传感器 31 和第二血氧定量传感器 32 感测到乘客的血液中的氧气含量时,获得血氧定量信号 60。基于该过程的该输出,计算机 54 可以激活输出端 56。

[0080] 如图 8 所示,获得步骤 81 是获得来自乘客 50 的多个血氧定量信号。在第一子步骤中,每个血氧定量传感器 31、32 发射 (1) 光,该光穿过该乘客的衣服并进入乘客 50 中。该光的一部分然后被从乘客 50 反射 (2) 回来,并且被每个相关联的血氧定量传感器 31、32 捕获。如图 8 所示,每个血氧定量传感器 31、32 然后取得捕获的光并将其转变 (3) 成一个信号,该信号然后被传达至模数转换器 48。

[0081] 由计算机 54 使用如图 11 所示的心率确定过程 90 来计算心率 61。心率确定过程 90 包括以下步骤:91 从该 ECG 信号检测心搏、92 对该心搏信号求微分、93 确定一个原始心率、94 确定每个信号的可靠性、95 将更多可靠信号加权、以及 96 计算一个平均心率(图 10,参考数字 61)。检测步骤 91 优选地使用 ECG 信号 58 的阈值和峰值检测来检测心搏。确定步骤 94 确定了每个信号的可靠性。在一个实例中,确定步骤 94 使用峰值分析来移除错误数据,使用该信号的均方根来确定更强的信号,并且使用信噪比来确定更多可靠的信号。一旦从步骤 90 确定了心率数据,就可以进行关于心率变异性 100 和应激水平 110 的进一步确定,如下文所讨论。

[0082] 一旦在心率确定过程 90 中由计算机 54 确定了心率 61,计算机 54 就可以接着前进至如图 12 所示的一个心率变异性确定过程 100。心率变异性确定过程 100 包括:101 对该心率求导数、102 通过对该信号进行一个傅里叶变换来确定心率变异性频谱、103 确定高频与所有频率的一个比率、104 以及确定肾上腺素对该乘客的影响。肾上腺素影响心率变异性的多个低频。因此,如果这些低频正驱动心率变异性,计算机 54 可以前进至如图 12 所示的应激确定步骤 110。在应激确定步骤 110 中,计算机 54 识别到当肾上腺素在增加时,该乘客是处于应激之下。

[0083] 确定步骤 103 包括:计算高频与所有频率的一个比率。作为一个实例,LF 是包含在低频(0.05 赫兹至 0.125 赫兹)中的功率,并且 HF 是包含在高频(0.2 赫兹至 0.3 赫兹)中的功率。

[0084]

$$\text{LH2HF 比率} = \frac{LF}{(LF + HF)}$$

$$\text{情绪应激} = \sqrt{\frac{LF}{(LF + HF)}}$$

[0085] 在这个实例中,当该值接近百分之零时,乘客的应激水平是最低的。当该值接近百分之百时,该乘客的应激水平是最高的。

[0086] 如图 13 所示,计算机 (54) 可以将 ECG 信号 58 与血氧定量信号 60 结合,以便获得脉搏传导时间 66 和血压 62。计算机 (54) 执行一个脉搏传导时间确定过程 120。脉搏传导时间确定过程 120 包括以下步骤:121 检测 ECG 信号 58 的多个峰值、122 检测血氧定量信号 60 的多个峰值、123 确定血氧定量信号 60 的峰值之间的时间、以及 124 计算脉搏传导时间 66。一旦由计算机 54 确定了脉搏传导时间 66,计算机 54 就前进至如图 13 所示的一个血压确定过程 130。如图 13 所示,血压确定过程 130 包括以下步骤:131 将脉搏传导时间 66 转换、132 估算收缩压、以及 133 估算舒张压。

[0087] 通过将乘客的人体测量数据添加到该计算中,可进一步改进血压确定过程 130。确切地,关于在乘客的心脏和该乘客的腿的位置之间的一个距离的认知(在该腿处这些血氧定量传感器中的一个正进行一个测量)可以改进准确性。佛吉亚 (Faurecia) 公司的 SMARTFIT® 技术可以被用于向计算机 54 提供这种人体测量数据。

[0088] 例如,如图 14 所示,计算机 54 可以仅仅使用血氧定量信号 60 来确定呼吸速率 68 和呼吸深度 69。如图 14 所示,计算机 54 执行一个呼吸速率确定过程 140,包括以下步骤:141 检测血氧定量信号 60 的多个谷值、142 检测血氧定量信号 60 的多个峰值、143 检测在这些峰值之间的时间、144 计算呼吸速率 68、以及 145 确定在峰值和谷值之间的幅值差。一旦确定了该幅值差,计算机 54 可以前进至 146 计算呼吸深度 69。呼吸速率 68 和呼吸深度 69 对于确定乘客 50 的情绪状态、乘客 50 的意识、乘客 50 的警觉、以及其他适合的健康和 / 或生理指标是有用的。

[0089] 如图 15 所示,计算机 54 使用包括在计算机 54 中的一个处理器 541 来执行上述的这些不同过程。这些过程 70、80、90、100、110、120、130、以及 140 被存储在例如计算机 54 的被联接至处理器 541 上的存储器 542 中。计算机 54 进一步包括多个输入端 543 和电源 544。多个输入端 543 被安排用于使处理器 541 和模数转换器 48 互连,这样使得 ECG 信号 58 和血氧定量信号 60 可以被传达至处理器 541 用于处理。如图 8 和图 15 所示,处理器 541 被进一步联接至输出端 56 上。电源 544 被联接至处理器 541 上,并且配置用于向处理器 541 和存储器 542 提供电能。

[0090] 在一个实例中,计算机 54 位于车辆座椅 10 中,并且被联接至包含在该车辆中的一个控制器局域网上。在另一个实例中,计算机 54 处于与车辆座椅 10 间隔开的关系中,并且可以是控制该车辆中的其他设备的一台计算机。在任一实例中,输出端 56 可以被用于提供听觉、视觉、或者触觉反馈。

[0091] 在一个实例中,输出端 56 可以是位于该车辆中的一个视频屏幕,该视频屏幕提供来自计算机 54 的输出并接收来自该乘客的输入。这种输入可以通过多个输入端 543 中的一个被捕获,并且可以被传达至处理器 541 用于进一步的处理。在另一个实例中,输出端 56

还可以是包含在该车辆中的一个仪表盘。在另一个实例中,输出端 56 可以是远程发送由处理器 541 提供的数据的一台个人计算机、一个移动装置或智能手机、或通信装置。数据可以被远程发送给一名医生、一个车辆制造商、或者任何其他适合的替代物。在一名医生的实例中,该数据可以被用于指定可以利用或不利用该车辆座椅来执行的治疗。在另一个实例中,输出端 56 可以是包含在车辆座椅 10 中的一个致动器,该致动器将车辆座椅 10 中的多个部分移动。在此实例中,该致动器可以被用于调节座椅靠背 14 远离座椅底部 12 向上延伸的一个角度。

[0092] 电子系统 16 从多个获得的信号获得传感器数据,并且计算机 54 处理这些信号以便获得与乘客 50 有关的信息。电子系统 16 可以配合座椅底部 12、座椅靠背 14、其他的车辆系统、以及与该车辆分开的多个系统,以便最大化乘客舒适性、最大化乘客控制该车辆的能力、最大化乘客健康、以及最大化该乘客正处于的良好情绪。

[0093] 乘客舒适性可以根据若干示例性的模式被最大化,如自动配合模式、智能记忆模式、积极主动舒适性模式、积极主动热调节模式、下一个位置模式、舒适性验证器模式、智能按摩模式、定向供暖和降温处理模式、推荐的中断活动模式、更好的循环模式、紧张减轻模式、供能模式、以及到达指导模式。

[0094] 一个自动配合模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据和经由输入端 543 传达至计算机 54 的其他数据,来自动地改变车辆座椅 10 和该车辆中的其他部件的位置和取向。因此,根据生理数据将乘客的舒适性最大化。

[0095] 一个智能记忆模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该乘客的身份并根据该乘客的身份来保存车辆座椅 10 的设置。因此,电子系统 16 可以根据与该识别的身份相关联的该乘客的存储的配置文件来定位车辆座椅 10 和车辆设备。

[0096] 一个积极主动舒适性模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来预测身体或热量的不舒适并且作为响应来进行改变。改变可以发生在该乘客意识到身体或热量的不舒适之前。该传感器数据可以被计算机 54 处理并且与已知的或获知的趋势作比较,以便预测身体或热量的不舒适。计算机 54 可以获知当某些传感器数据产生时,一名乘客手动地执行一个动作,如将包括在该车辆的暖通空调 (HVAC) 系统中的一个风扇关小。

[0097] 一个积极主动热调节模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来预测热不舒适并且作为响应来进行改变。在一个实例中,电子系统 16 可以感测一名乘客面部上的热不舒适,并且经由输出端 56 命令该车辆的暖通空调 (HVAC) 系统,以便仅仅为该乘客的面部提供减少的供暖或降温。

[0098] 一个下一个位置模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来基于已知的生理数据(如乘客的多个身体部分的尺寸)来计算该车辆座椅的一个新的安排。因此,根据实时的传感器数据,计算机 54 通过输出端 56 命令车辆座椅 10 来做出位置和取向上的调节,以便进一步最大化患者舒适性。

[0099] 一个舒适性验证器模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定由计算机 54 经由输出端 56 做出的改变是否已经引起了改善的舒适性的客观度量标准。因此,与他们是否认为该舒适性已经被改善相比,一名乘客可以确定他们的舒适性是否已经实际上得到改善。

[0100] 一个智能按摩模式可以使用由电子系统 16 和输出端 56 收集的传感器数据,来针

对一名特定乘客的应激和疲劳提供不断改进的治疗。在一个实例中,可以建立一个第一按摩算法以便治疗一名乘客。在旅途中,电子系统 16 可以确定应当建立一个不同的第二按摩算法,以便进一步缓解该乘客的应激和疲劳。

[0101] 一个定向供暖和降温处理模式可以使用由电子系统 16 和输出端 56 收集的传感器数据,来命令该车辆的暖通空调 (HVAC) 系统向该乘客提供局部供暖或降温。因此,用于向该乘客提供热舒适性的能量被最小化,而同时乘客的舒适性被最大化。

[0102] 一个推荐的间断活动模式可以在该乘客采取一个旅途中的间歇之前以及在由该乘客在旅途中采取一个中断之后使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定用于由该乘客所使用的最有效的中断活动。作为一个实例,通过比较在其他中断活动之前和之后获得的传感器数据,计算机 54 可以随时间变化获知当该乘客驾驶了至少两个小时时,针对该乘客的最有效的中断活动是一个特定的伸展活动。此外,通过监测中断后的传感器数据,计算机 54 可以确定这些先前执行的中断活动是不充足的并指定多个新的中断活动。

[0103] 一个更好的循环模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定在一名乘客的一个或多个位置中的血流是弱的或者可能很快会变弱。在一个实例中,该座椅中的这些血氧定量传感器可以被计算机 54 使用以便确定与血流相关的趋势。因此,计算机 54 可以通过输出端 56 命令该车辆和车辆座椅的不同的特征结构接合并最大化该乘客的循环。在一个实例中,计算机 54 可以命令由该车辆座椅提供按摩。在另一个实例中,计算机 54 可以命令该车辆座椅致动该车辆座椅的改变和取向,以便促进增加的循环。在又一个实例中,计算机 54 可以命令由该车辆座椅对施加该乘客供暖。在又一个实例中,计算机 54 可以建议该乘客采取的一个中断以及该乘客采取一个或多个中断活动(例如,伸展、散步等)。

[0104] 一个紧张减轻模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定一名乘客的紧张水平。在一个实例中,紧张可以被描述为该乘客的肌肉紧张的一个度量。肌肉紧张可以从这些输出被确定,如应激、姿势、以及在该乘客身上产生的压力。在一个说明性的情况中,计算机 54 可以确定一名乘客正在经历高度紧张。因此,计算机 54 可以询问该乘客是否该乘客想要通过使用一个或多个特征结构来减少感测到的紧张。在另一个实例中,计算机 54 可以检测增加的紧张并自动地接合一个或多个特征结构以便最小化该乘客的紧张。

[0105] 在一个实例中,计算机 54 可以经由输出端 56 命令由该车辆座椅提供按摩。按摩的不同特征可以由计算机 54 改变,以便最小化紧张,如针对该乘客的频率、强度、位置、以及应用模式。

[0106] 在另一个实例中,计算机 54 可以命令使用该车辆座椅和/或车辆供暖和降温系统对该乘客应用供暖或降温,以便最小化紧张。供暖和降温的不同特征包括针对该乘客的应用位置、施加的温度、持续时间、以及应用模式。应用模式可以包括热冷交替或者缓慢地增加热或冷的强度。

[0107] 在又一个实例中,计算机 54 可以命令改变该车辆的车厢内的空气流,以便最小化紧张。在一个实例中,可以降低车厢窗户以便允许空气从该车辆的外部吹进车厢中。在另一个实例中,计算机 54 可以命令将具有变化的压力、体积、以及温度量值的加压的空气吹到该乘客的多个特定的位置上。

[0108] 在又一个实例中,计算机 54 可以命令改变该车辆中的照明的一个或多个特征,以便最小化紧张。照明的不同特征包括照明的位置、颜色、波长、强度、以及持续时间。

[0109] 在又一个实例中,计算机 54 可以使用音乐来最小化紧张。确切地,计算机 54 可以随时间变化监测不同的音乐类型影响该乘客的紧张的程度。因此,计算机 54 可以确定不同的音乐类型最小化紧张,并且当发现该乘客的紧张程度较高时来播放那些类型的音乐。

[0110] 在另一个实例中,计算机 54 可以接合将不同的气味扩散至该车辆的车厢。这些气味可以联系到已知的芳香疗法 (aroma therapies),据信芳香疗法当被施加给乘客时可最小化紧张。

[0111] 在另一个实例中,计算机 54 可以为该乘客提供关于建议的运动的命令,以便最小化紧张。在一个说明性的实例中,计算机 54 可以检测增加的紧张并向该乘客提供命令,以便执行一个或多个伸展活动来最小化紧张。

[0112] 一个供能模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定一名乘客的能量水平。在一个实例中,计算机 54 可以使用若干个输入来确定该乘客的能量水平。这些输入包括:基于车辆的度量、行为度量、以及生理学度量。基于车辆的度量包括计算与所希望的车道定位的多个偏差,并且监测与先前监测的正常使用明显地偏离的方向盘移动的改变和油门踏板或刹车踏板上压力的改变。行为度量可以通过该车厢内的一个摄像机监测,并且包括例如打哈欠、闭眼、眨眼、以及头部位置。生理学度量包括在 ECG 信号、肌电图 (EMG)、眼电图 (EOG) 以及脑电图 (EEG) 之间的相关性,这些相关性可以被用于确定该乘客的睡意或低能量水平。

[0113] 在一个说明性的情况中,计算机 54 可以确定一名乘客具有低能量。因此,计算机 54 可以询问该乘客是否该乘客想要通过使用一个或多个特征结构来增加感测到的能量。在另一个实例中,计算机 54 可以检测减少的能量并自动地接合一个或多个特征结构,以便基于该乘客的位置或时间计划来增加该乘客的能量。

[0114] 在一个实例中,计算机 54 经由输出端 56 命令由该车辆座椅提供按摩。按摩的不同特征可以由计算机 54 改变,以便最大化该乘客的能量,如针对该乘客的频率、强度、位置、以及应用模式。

[0115] 在另一个实例中,计算机 54 可以命令使用该车辆座椅和 / 或该车辆供暖和降温系统对该乘客应用供暖或降温,以便最大化该乘客的能量。供暖和降温的不同特征包括针对该乘客的应用位置、施加的温度、持续时间、以及应用模式。应用模式可以包括热冷交替或者缓慢地增加热或冷的强度。

[0116] 在又一个实例中,计算机 54 可以命令改变该车辆的车厢内的空气流,以便最大化该乘客的能量。在一个实例中,可以降低车厢窗户以便允许空气从该车辆的外部吹进车厢中。在另一个实例中,计算机 54 可以命令将具有变化的压力、体积、以及温度量值的加压的空气吹到该乘客的多个特定的位置上。

[0117] 在又一个实例中,计算机 54 可以命令改变该车辆中的照明的一个或多个特征,以便最大化该乘客的能量。照明的不同特征包括照明的位置、颜色、波长、强度、以及持续时间。

[0118] 在又一个实例中,计算机 54 可以使用音乐来最大化该乘客的能量。确切地,计算机 54 可以随时间变化监测不同的音乐类型影响该乘客的能量水平的程度。因此,计算机 54 可以确定不同的音乐类型最大化该乘客的能量,并且当发现该乘客的能量水平较低时来播放那些类型的音乐。

[0119] 在另一个实例中,计算机 54 可以接合将不同的气味扩散至该车辆的车厢。这些气味可以联系到已知的芳香疗法,据信芳香疗法当被施加给乘客时可最大化该乘客的能量。

[0120] 在又一个实例中,计算机 54 可以为该乘客提供关于建议的运动的命令,以便最大化该乘客的能量。在一个说明性的实例中,计算机 54 可以检测减少的能量并向该乘客提供命令,以便执行一个或多个伸展活动来最大化能量。

[0121] 一个到达指导模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来针对一个特定的位置或一天中的时间来确定该乘客应当是处于什么样的心理状态。在一个实例中,电子系统 16 可以使用全球定位系统 (GPS) 数据,来确定一个车辆的一个位置并自动地接合上面提及的这些模式中的一个或多个,从而使得该乘客处于针对该位置的适当的心理状态。在一种情况中,电子系统 16 可以确定在一天结束的时候该车辆正在接近该乘客的家并且该乘客具有较高的紧张。因此,计算机 54 可以接合该紧张减轻模式,以便最小化该乘客的紧张。在另一个实例中,电子系统 16 可以从一名乘客的日历确定,在不久后即将有一个工作会议并且该乘客的能量水平较低。因此,计算机 54 可以接合该供能模式,以便引起该乘客的能量水平增加来为参加该会议做准备。

[0122] 在一个实例中,特定的位置和会议类型可以由该乘客进行编程,用于与该到达指导模式一起使用。在另一个实例中,计算机 54 可以通过不同的因素自动地确定某些位置导致增加的紧张而其他位置导致减少的紧张。因此,计算机 54 可以试图自动地在进入高紧张位置时提升该乘客的能量水平,并且在进入低紧张位置时降低该乘客的紧张。

[0123] 可以根据若干个示例性的模式来最大化乘客操作该车辆的能力。这些模式包括驾驶员能力评定模式、行为指导模式、在登记模式、就医时间模式、发作警报模式、发作指导模式、以及正确响应者模式。

[0124] 一个驾驶员能力评定模式使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该驾驶员的操作该车辆的能力是否由于超载、疲劳、睡意、应激、以及酒精或药物损害而受损。因此,计算机 54 可以经由输出端 56 命令该车辆中的不同设备向该驾驶员传达他们的能力受损。计算机 54 还可以指挥该车辆放慢车速或寻求协助。

[0125] 一个行为指导模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该乘客的行为对他们操作该车辆的能力的影响。作为一个实例,计算机 54 可以记录一个呼入电话,该呼入电话接着伴有一个心率的尖峰,这是由于该乘客被该电话分心并且对改变的路况感到意外。因此,计算机 54 可以提醒该乘客之前不同的活动已经引起了注意力的分散。

[0126] 一个在登记模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该乘客正以全部的能力在操作。在一个实例中,计算机 54 可以经由输出端 56 将传感器数据传达至一个远程人,从而向该远程人示出该乘客正在以足够的水平操作。在这个实例中,该乘客可以是一名年长乘客,该远程人可以是一名家庭成员。

[0127] 一个就医时间模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定感测的数据可指示访问该医生是被获准的。作为一个实例,计算机 54 可以确定该乘客的血压已经持续数天是足够高的。因此,计算机 54 可以经由输出端 56 将一个建议传达至该乘客以便访问他们的医生。

[0128] 一个发作警报模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该乘客正在遭受一个医疗发作,如心脏病发作。因此,计算机 54 可以经由输出端 56 命令医疗人员或

- 家庭成员进行联系。计算机 54 还可以引起该车辆被减速和停止,并且危险信号灯被开启。
- [0129] 一个发作指导模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定该乘客正在遭受一个医疗发作,如心脏病发作。因此,计算机 54 可以经由输出端 56 将多条指令传达至该乘客,这些指令引起该乘客以一个最佳方式响应该发作。在一个实例中,计算机 54 可以将减速、开到路边、以及寻求协助的需求传达至该乘客。
- [0130] 一个正确响应者模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定在一个意外发生时和发生后该乘客的生物计量数据。该乘客的实际生物计量数据可以然后由电子系统 16 传达至第一响应者,这样使得该第一响应者更好地准备治疗该乘客。在另一个说明性的实例中,电子系统 16 可以随时间变化存储该乘客的生物计量数据。一旦发生意外,电子系统 16 可以向该第一响应者发送历史生物计量数据和来自该意外和之后的生物计量数据。在这个实例中,第一响应者能够确定什么样的生物计量数据与该意外有关,而不是该乘客的典型生物计量数据。在又一个实例中,电子系统 16 收集关于该乘客的已知的医疗数据,并将该已知的医疗数据与来自该碰撞的生物计量数据一起发送至第一响应者。在这个实例中,第一响应者可以被告知与该乘客相关的一个过敏症或其他医疗信息。
- [0131] 可以根据若干个示例性的模式使该乘客的情绪健康最大化。这些模式包括改变环境模式、应激映射模式、任务管理人模式、情绪地理标记模式、以及最佳心情播放列表模式。
- [0132] 一个改变环境模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来改变该乘客的环境以便最大化情绪健康。在一个实例中,计算机 54 可以分析收集到的传感器数据,以便确定从该车辆的声音系统发出的声音的一个改变将改善该乘客的情绪健康。
- [0133] 一个应激映射模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据以及由该车辆收集的其他数据,来确定多个地理位置和 / 或路线是否曾引起增加的应力。因此,计算机 54 可以能够将多个特定的位置、交通模式、以及路线与增加的应激相关联并推荐替代物以便最小化应激。
- [0134] 一个任务管理人模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据、从车辆系统可获得的其他数据、以及由智能装置提供的数据,来确定有待完成的多个任务的一个最佳安排。因此,计算机 54 可以经由输出端 56 建议该乘客的时间计划、路线、媒体、以及电话的改变,以便最大化生产力而同时最小化应激。
- [0135] 一个情绪地理标记模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据和由该车辆提供的其他数据,如位置数据,以便将位置与情绪状态联系在一起。此外,计算机 54 可以将情绪数据和位置一起与由该车辆接收和记录的通信结合。因此,计算机 54 可以获知影响该乘客的情绪状态的不同的因素。
- [0136] 一个最佳心情播放列表模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来改变由该车辆的声音系统提供的音乐播放列表。计算机 54 可以将情绪状态与播放的多首歌曲映射,以便确定组织多首歌曲以提供最小化应激的一个治疗的一个响应。计算机 54 可以监测传感器数据以便确认该最佳心情播放列表正具有预期的功能并且响应于获得的传感器数据来做出改变。
- [0137] 可以根据若干个示例性的模式将一名乘客的健康最大化。这些模式包括健康指标收集模式、健康指标跟踪模式、健康指标分享模式、训练优化模式、终点预备模式、以及姿势指导模式。

[0138] 一个健康指标收集模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来收集和存储不同的健康指标,如心率、血压、以及呼吸速率。因此,计算机 54 可以按需提供关于该乘客的存储的或实时的健康指标。

[0139] 一个健康指标跟踪模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来通过在计算机 54 的存储器 542 中存储处理的传感器数据或者将处理的传感器数据传达至远离车辆座椅的一方来随时间变化跟踪健康指标的改变。因此,健康指标可以在一段时间内被观察。

[0140] 一个健康指标分享模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来提供可以被间歇地或持续地与一个第三方分享的健康指标。计算机 54 可以经由输出端 56 将例如在一段时间内收集的心率信息传达至一名医生。

[0141] 一个训练优化模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定安排一个训练以便完成该乘客的目标的一个训练程序。在一个实例中,该乘客可能想要最大化肌肉增量并且计算机 54 可以安排一个训练,该训练通过感测哪些肌肉将从一个训练受益最多并提供完成这个结果的锻炼来最大化肌肉增量。计算机 54 还可以分析训练前传感器数据和训练后传感器数据以便确定该训练是否是最佳的。计算机 54 还可以最佳化一名乘客的训练以便最大化该乘客的新陈代谢。

[0142] 一个目标预备模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据和提供至计算机 54 的其他数据,来使该乘客为他们到达终点做准备。因此,该乘客可以能够采取多个步骤,这些步骤允许他们处于最好的位置来到达他们的终点。作为一个实例,计算机 54 可以从传感器数据确定该乘客是昏昏欲睡的并建议在到达之前咖啡或食物可能是有益的,从而使得该乘客是清醒的。

[0143] 一个姿势指导模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定当坐在车辆座椅 10 上,该乘客的目前的姿势可以被改进。计算机 54 可以经由输出端 56 向该乘客提供如何改进该乘客的姿势的建议,以及可以来自姿势改变的益处如改善的心情、背部的某些区域增加的血流、减少的背部疼痛、以及更好的能见度。

[0144] 可以根据若干个示例性的模式来使该车辆的可用性和价值最大化。这些模式包括识别模式和洞察模式。

[0145] 一个识别模式可以使用由电子系统 16 收集的传感器数据,来确定一名乘客的身份。计算机 54 可以检查由电子系统 16 收集的不同的信号并使用这些信号的多个特征来识别一名乘客。在一个实例中,多个时间域特征可以被从该 ECG 信号中提取并被用于识别一名乘客。在一个实例中,计算机 54 可以收集数据,如心率和呼吸速率,并基于当前正由计算机 54 接收的 ECG 信号的多个特征将数据与一名特定的乘客相关联。因此,由计算机 54 收集的该数据与该适当的用户得以关联并存储为该适当的用户。因此,被存储和传递给一名医疗保健提供者或第一响应者的生物计量历史被确认是属于该乘客的。

[0146] 在另一个实例中,某些车辆特征可以基于该乘客的身份被启用或禁用。作为一个实例,计算机 54 可以检测到一名车主的十六岁的儿子正在驾驶该车辆。计算机 54 还可以检测到不是父母中的一个的一名乘客正坐在乘车座椅上。因此,由于通过该车主设置好的预先编程的限制,计算机 54 可以不允许该车辆启动。

[0147] 一个洞察模式可以由该乘客使用来随时间变化确定健康、舒适性、以及心理状态的趋势和改变。在一个实例中,每一天当该乘客结束工作返回家中时,电子系统 16 可以确

定该乘客的一个初始紧张水平。随时间变化,计算机系统 54 可以示出例如该紧张减轻模式已随时间变化将该乘客的紧张水平减少,这样使得当该乘客到家时,该乘客是更加放松的。计算机 54 可以经由一个车内显示器、用在智能手机上的一个应用程序、平板电脑或移动计算装置、或者经由一个网页浏览器将这个信息传达至该乘客。因此,该乘客能够随时间变化看到由电子系统 16 所引起的这些改变。

[0148] 如图 8 所示,电子系统 16 包括 ECG 传感器系统 18、血氧定量传感器系统 20、以及控制系统 22。电子系统 16 还可以包括被配置用于感测一名乘客何时进入并离开车辆座椅 10 的另一个乘客传感器系统。在一个实例中,该乘客传感器系统包括一个压力开关,该压力开关被偏置成一个打开位置并且当一名乘客坐在该车辆座椅上时被移动至一个关闭位置。该压力开关可以被联接至计算机 54 的一个输入端 543(见图 15)上,以便引起血氧定量传感器系统 20 起动并执行一个校准循环。虽然讨论的是一个压力开关,但可以使用任何其他的适合的替代物。

[0149] 如上所述,ECG 传感器系统 18 包括第一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26、ECG 垫子 28、以及 ECG 单元 30,如图 8 所示。在一个说明性的实例中,第一 ECG 接收器 24 和第二 ECG 接收器 26 是普莱思 (Plessey) 公司的 EPIC™ 超高阻抗传感器 (Ultra High Impedance Sensors) (PS25102)。ECG 接收器 24、26 是基于电容的接收器。ECG 垫子 28 是一个导电垫子或者任何其他适合的替代物。ECG 单元 30 包括,例如,一个 Plessey 控制和接口箱 (Plessey Control and Interface Box) (PS25001A) 和联接至该控制和接口箱上的一个右腿驱动电路。

[0150] 在另一个说明性的实施例中,如图 16 所示,ECG 传感器 34 被联接至一个座垫 36 上并且定位成位于围绕座垫 36 延伸的装饰 38 的下方。如图 16 所示,ECG 传感器 34 被配置用于提供穿过装饰 38、第一衣服层 41、第二衣服层 42、以及第 N 衣服层 43N 用于检测乘客 50 的多个电信号的装置。在一个实例中,装饰 38 是布料装饰。然而,装饰 38 还可以是皮革装饰或者任何其他适合的材料。在这个实例中,第一衣服层 41 是一件棉制衬衫。第二衣服层 42 是一件棉制打底衫。第 N 衣服层 43N 可以是一件羊毛制成的礼服或者是任何其他适合的替代物。第 N 衣服层 43N 可以是一个层或者可以是另外的多个层。

[0151] 在另一个说明性的实施例中,如图 17 所示,血氧定量传感器 31、32 被联接至包括在座椅底部 12 中的一个座垫 44 上,并且安排成位于围绕座垫 44 延伸的装饰 46 的下方。如图 17 所示,血氧定量传感器 31、32 被配置用于穿过装饰 46、第一衣服层 51、第二衣服层 52、以及第 N 衣服层 53N 来检测一名乘客的血液中的氧气含量。在一个实例中,装饰 46 是布料。第一衣服层 51 是斜纹粗棉布制成的一条裤子。第二衣服层 52 是一条棉制底裤。第 N 衣服层 53N 可以是包括在该条裤子中的一个口袋或者任何其他适合的替代物。第 N 衣服层 53N 可以是一个层或多个层。

[0152] 在另一个实例中,电子系统 16 可以进一步包括一个热传感器系统。该热传感器系统可以被联接至控制系统 22 上并且被配置用于提供与一名乘客周围的温度和湿度分布相关的信息、与一名乘客的受伤区域相关的信息、以及与一名乘客周围的温度梯度相关的信息。

[0153] 在提供与该乘客周围的温度和湿度分布相关的信息的实例中,可以由计算机 54 使用该车辆的 HVAC 系统针对乘客的要处理的目标部分提供对该乘客的供暖和降温的个性

化的自动调节。因为已知该乘客身体上的特定的多个热点和冷点,对该乘客的供暖和降温的调节可以实时地发生而不需要乘客指导或控制。

[0154] 在提供与该乘客的受伤区域相关的信息的实例中,流向受伤肌肉区域的增加的血液可以向计算机 54 指示需要对该区域降温以便最小化肿胀、减少该区域中的支撑物使得在该受损区域上的压力被最小化、或者提供按摩来促进增加的血液流向该区域。在提供与该乘客周围的温度梯度相关的信息的实例中,与其他人体测量数据的合作可以对该车辆和车辆座椅的目标响应是有用的。

[0155] 该热传感器系统可以包括一个热液垫,该热液垫包括多个热敏层或一个温度传感器阵列。该热液垫可以被定位成位于该车辆座椅的该装饰的下方,并且可以被配置用于通过该装饰感测热量,不论该装饰是布料还是皮革。该热液垫将获取关于该乘客的背侧的热量信息。该热传感器系统还可以包括一个红外线摄像机,该红外线摄像机被联接至该车辆中处于当该乘客坐在该车辆座椅中时来扫描该乘客的位置上。在另一个实例中,该红外线摄像机可以被联接至该车辆上处于在该乘客坐在该车辆座椅上之前来扫描该乘客的位置上。用于提供这样一种扫描并且在该扫描过程中定向该乘客的一个界面可以是佛吉亚 (Faurecia) 公司的 SMARTFIT® 技术。

[0156] 汽车传感器系统可以被用于感测和监测车辆性能,包括发动机性能和诊断、胎压和安全性。另外开始感兴趣的是使用其他类型的汽车传感器系统,以便监测和加强终端用户的汽车驾驶体验的某些方面。例如,汽车座椅传感器技术已被展开从而使得这样的系统能够识别汽车驾驶员、提供汽车安全性、加强儿童安全等等。

[0157] 就汽车座椅传感器系统而言,许多系统关于 (i) 乘客的环境的和 / 或生理学参数,以及 (ii) 乘客座椅环境和 / 或汽车车厢环境提供有限的信息。此外,在此类系统中的某些传感器可能是有限制性的,因为许多传感器不便于集成到该座椅系统中并且较笨拙地配备在该座椅中的该乘客的人身上。例如,为了检测多个生理学状态或条件,某些系统可能需要多个传感器被物理地附接至该乘客的皮肤上。其他系统需要乘客穿着包含生理学检测所必需的多个传感器的定制衣服。另外,由常规传感器系统产生的这些生理学数据集不足以考虑到从可能是一个座椅传感器系统的部分的多个、有时是不同的类型的传感器所产生的数据。

[0158] 因此,就需要具有灵活使用的并且能够容纳不同类型乘客的一种座椅传感器系统。该座椅传感器系统应当能够穿过一层或多层衣服检测某些生理学参数。该座椅传感器系统还应当结合由多个传感器产生的数据以便提供更稳定的乘客生理学测量结果。

[0159] 尽管已经在前面的详细说明中呈现了某些示例性实施例,但是还存在大量的变化形式。在此描述的一个或多个示例性的实施例并不旨在以任何方式限制本披露的范围、适用性、或配置。可以对元件的功能和安排作出不同改变,而不偏离本披露的范围及其合法等效物。

[0160] 各种其他实施例和对该或这些披露的实施例的各种改变和修改将对本领域技术人员是显而易见的。更具体地,除非明确提出,本披露的所有上述特征、替代物和 / 或实施例可以互相结合,只要它们不是彼此不相容或互相排斥的。所有这些其他的实施例、改变、和修改旨在落入所附的权利要求书的范围之内。

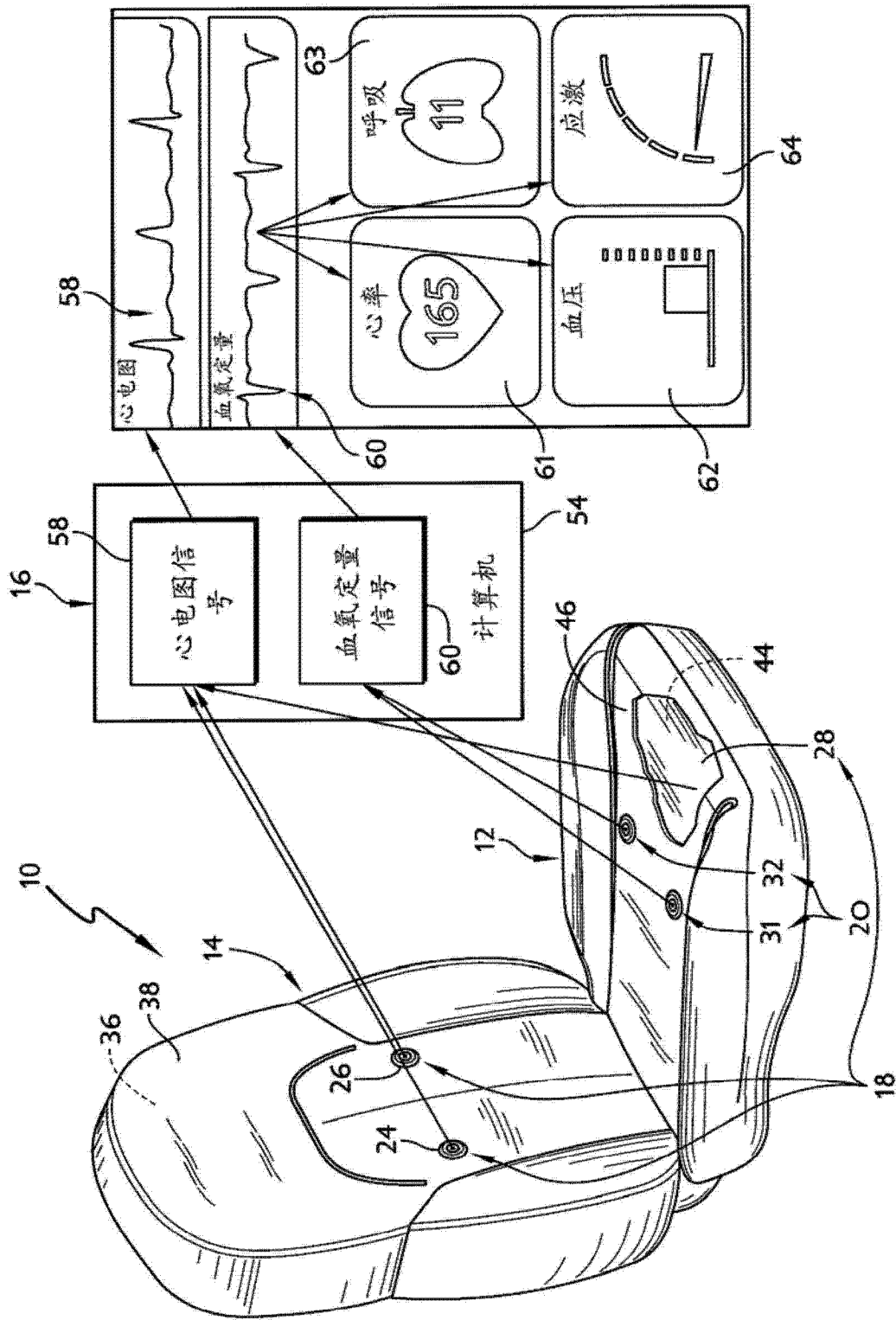


图 1

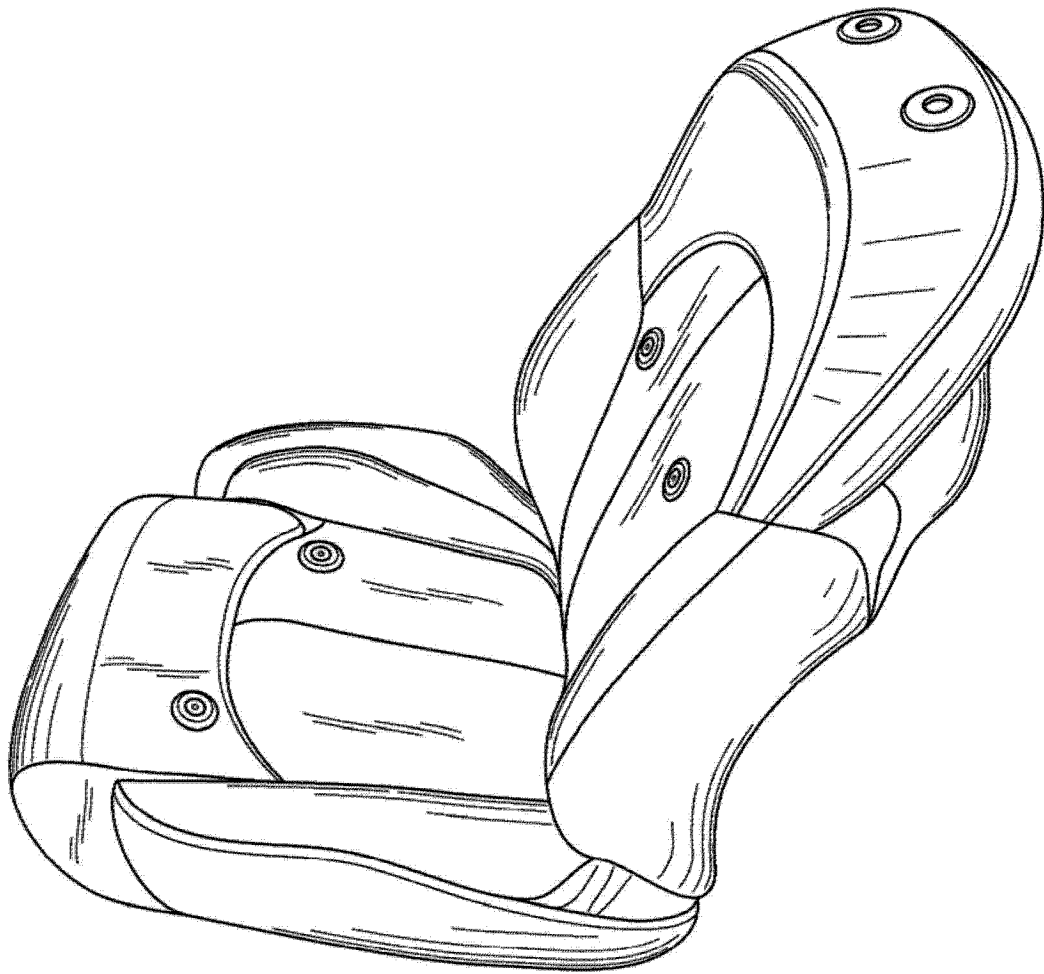


图 1A

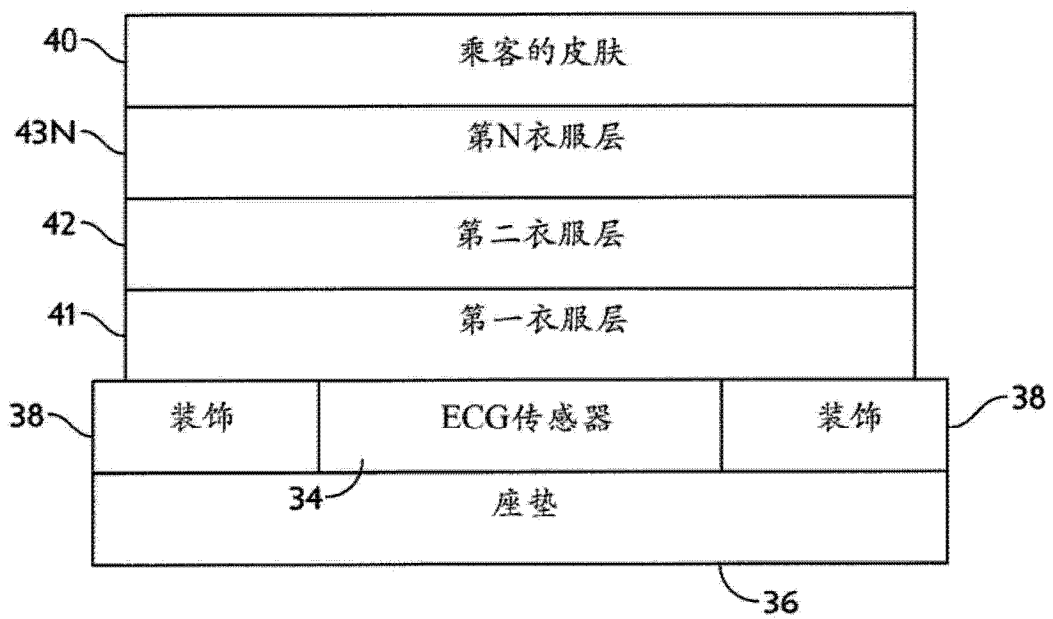


图 2

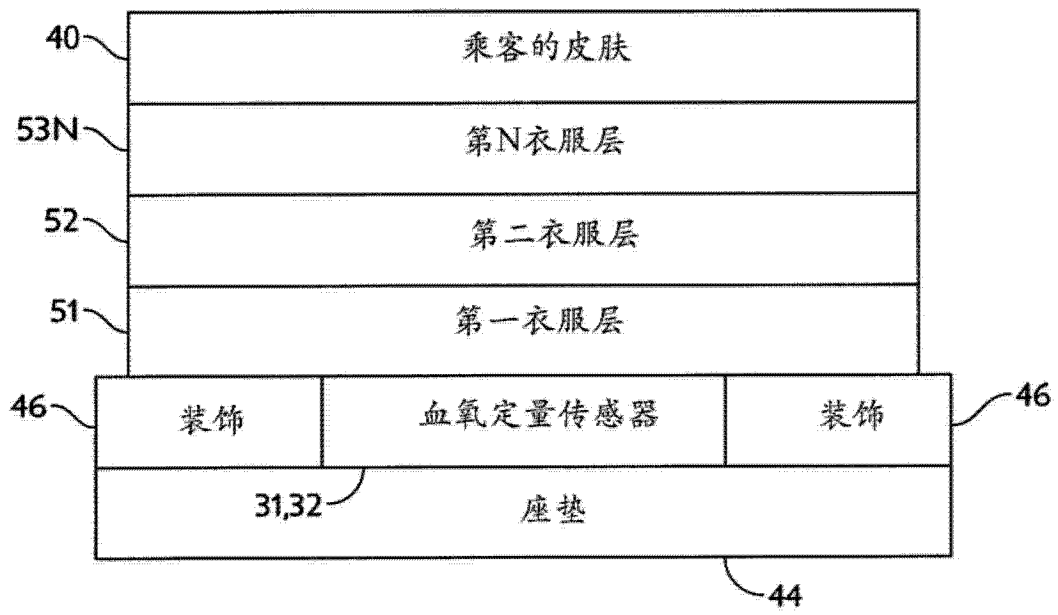


图 3

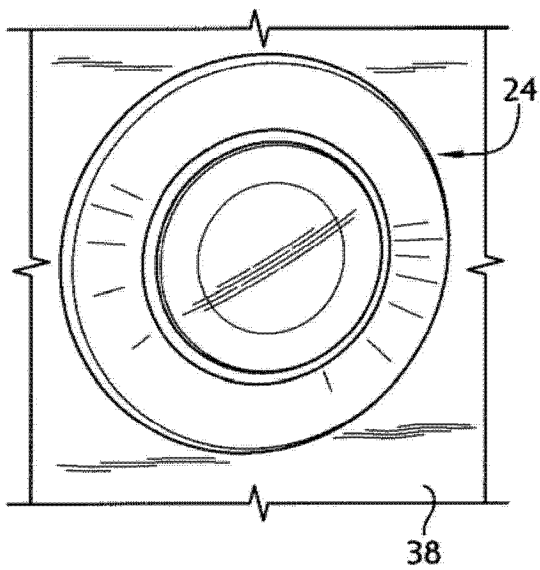


图 4

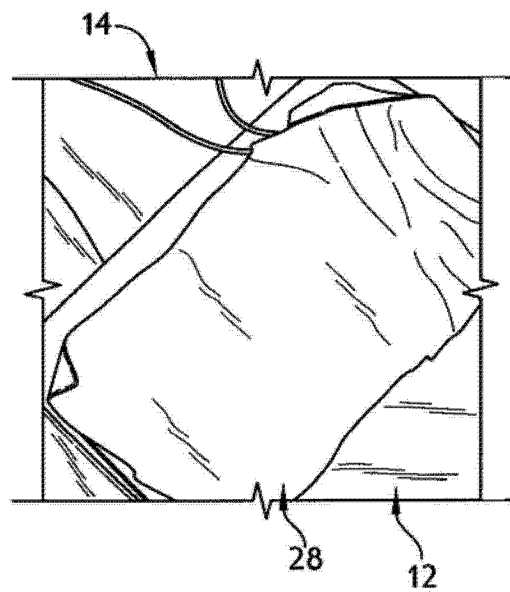


图 5

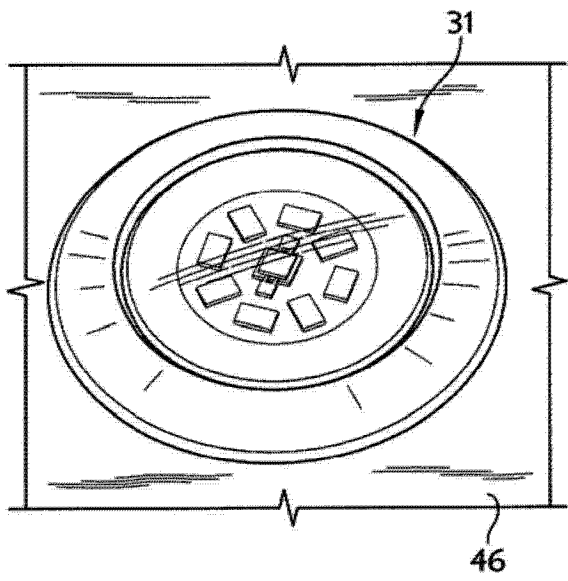


图 6

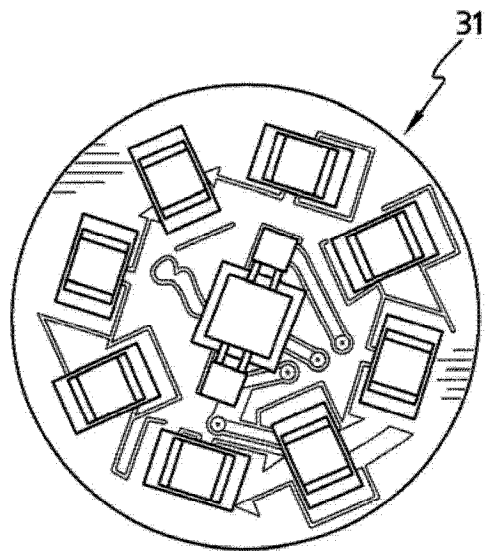


图 7

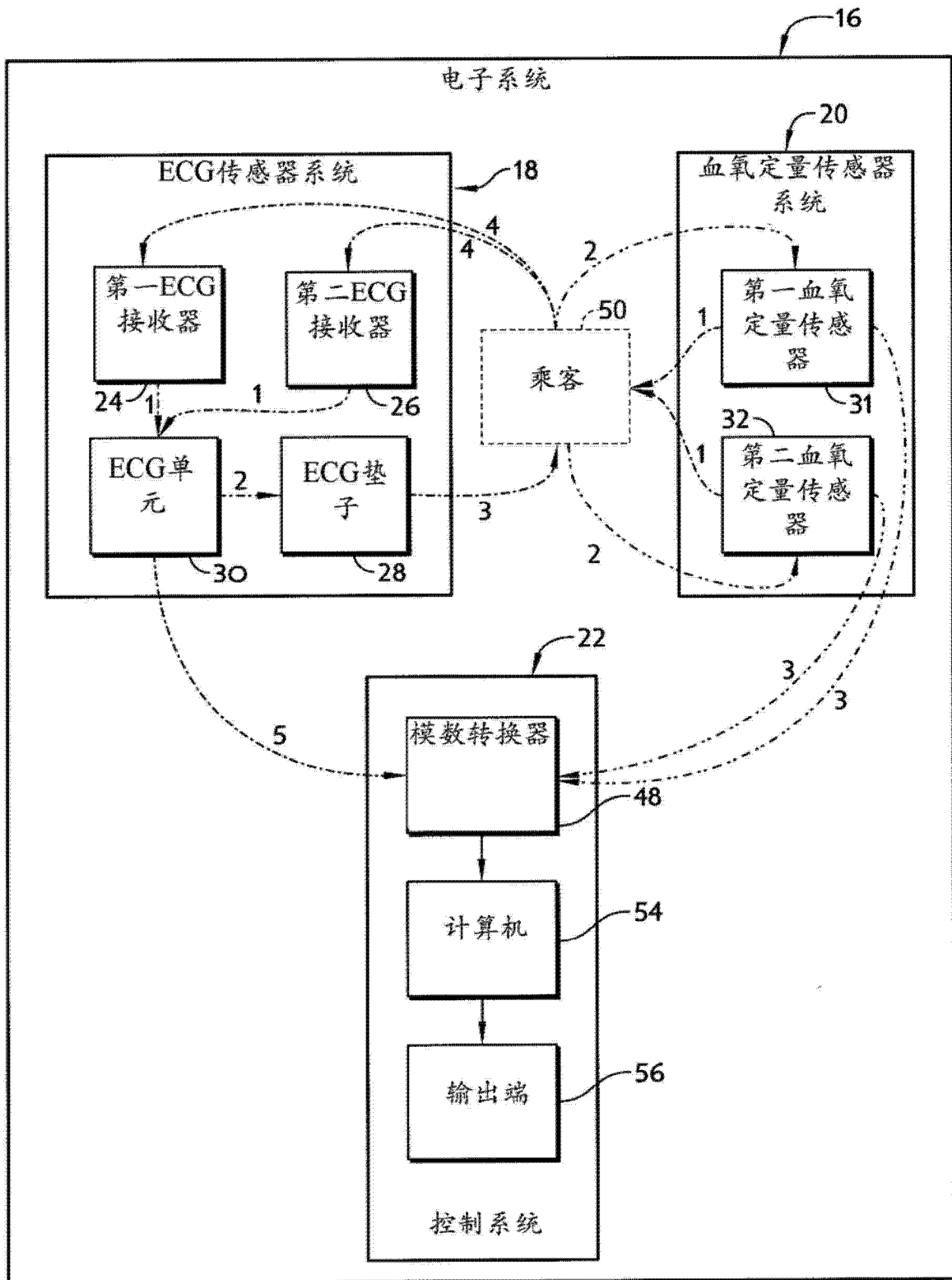


图 8

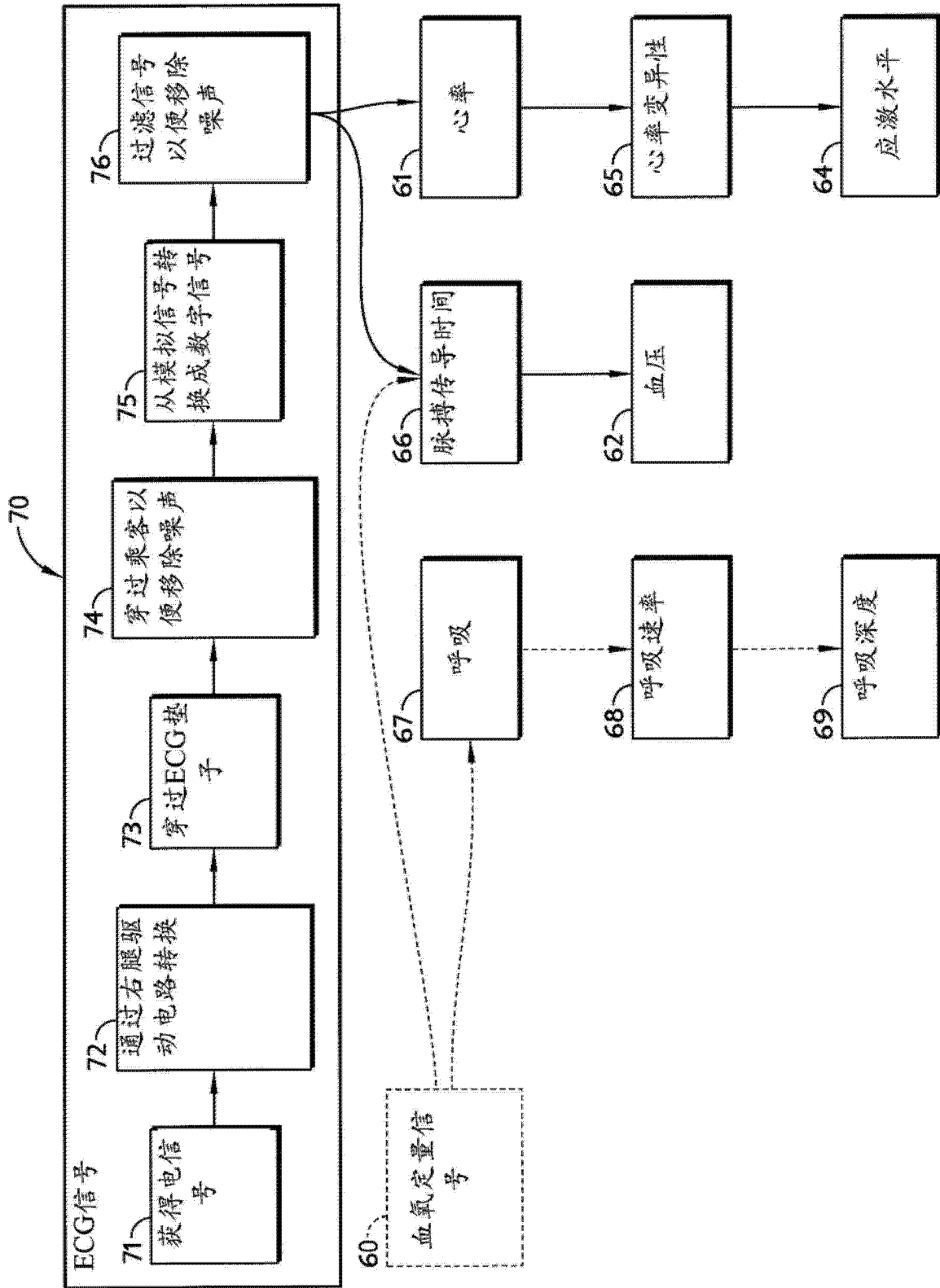


图 9

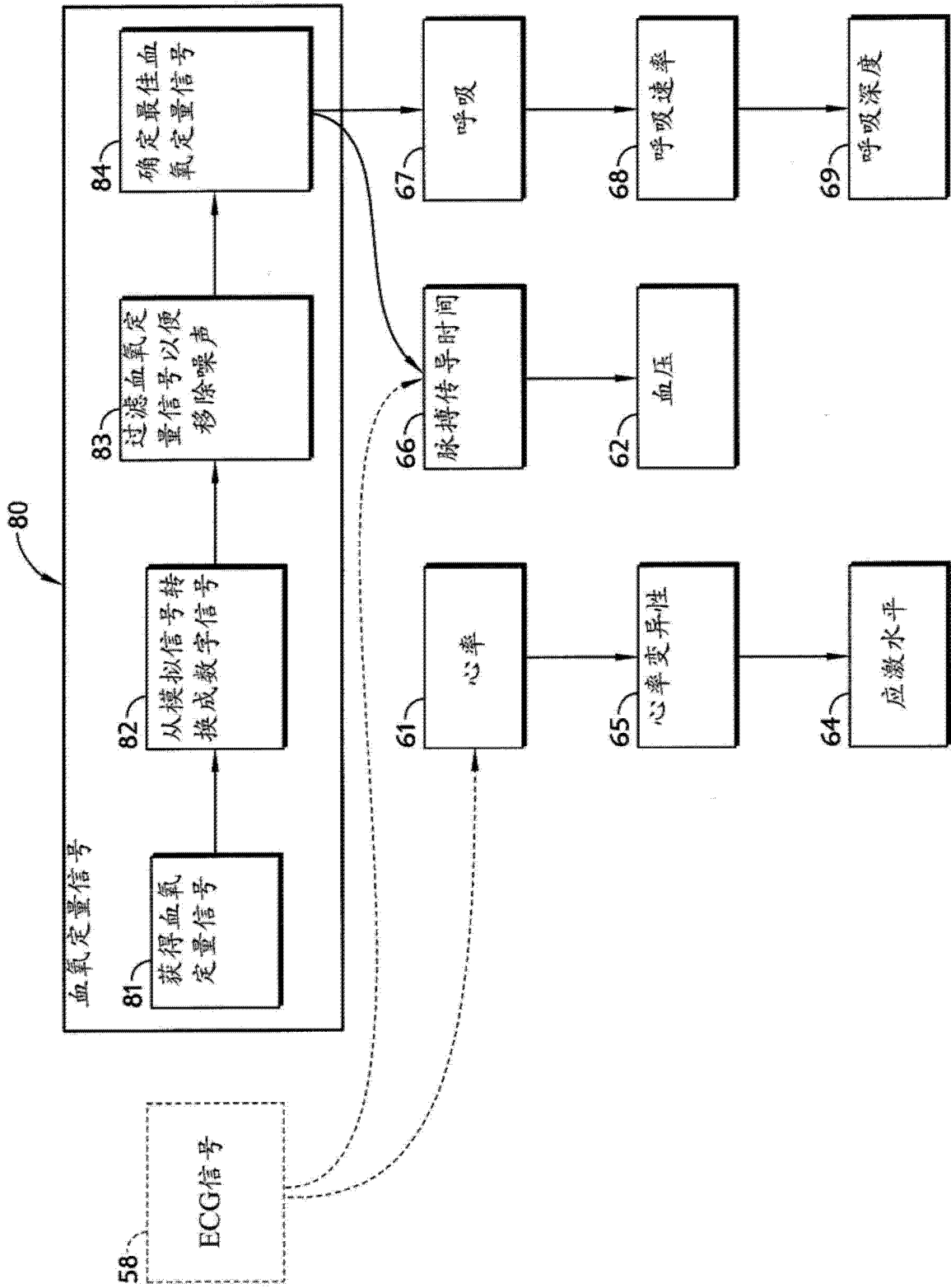


图 10

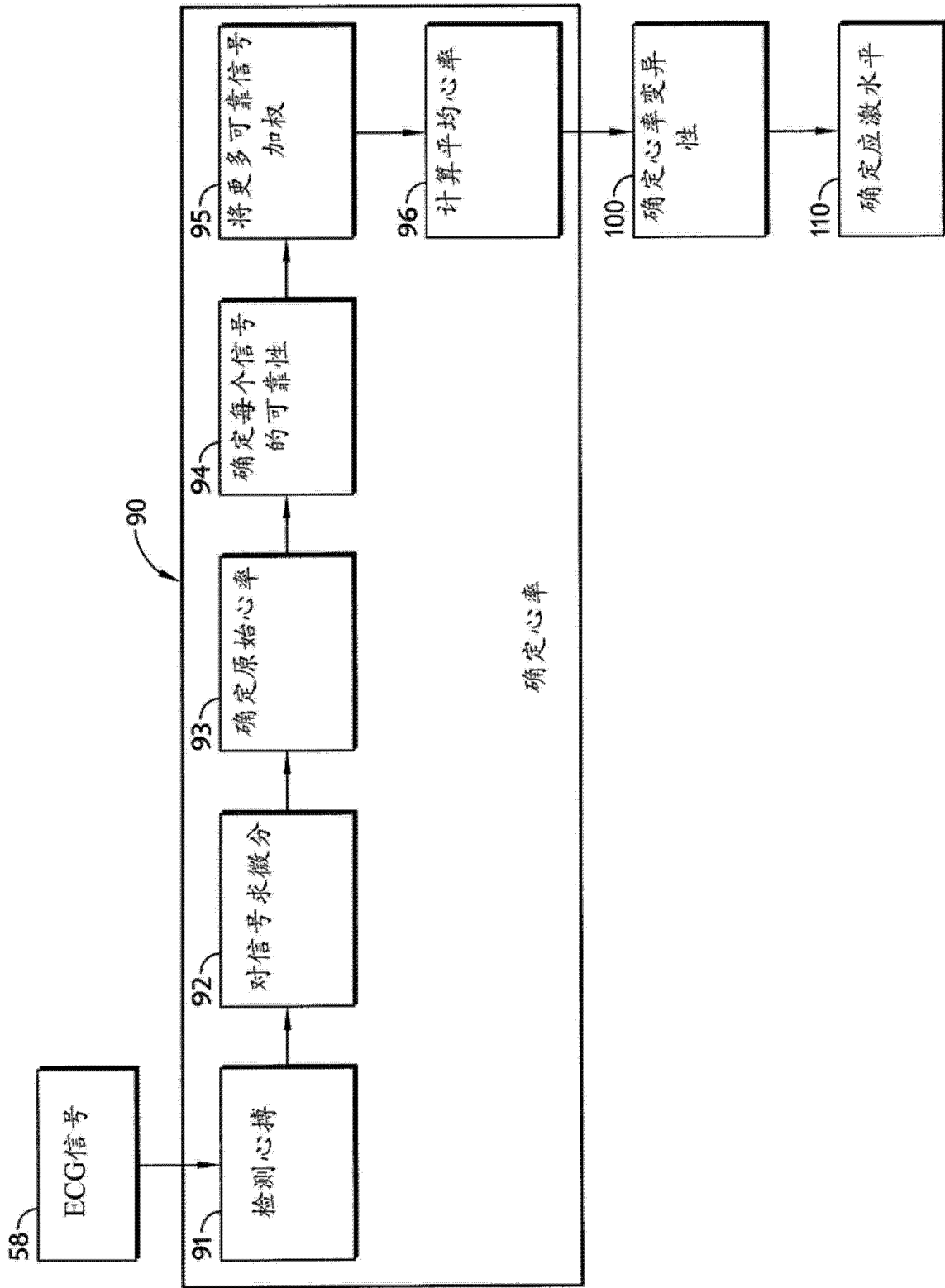


图 11

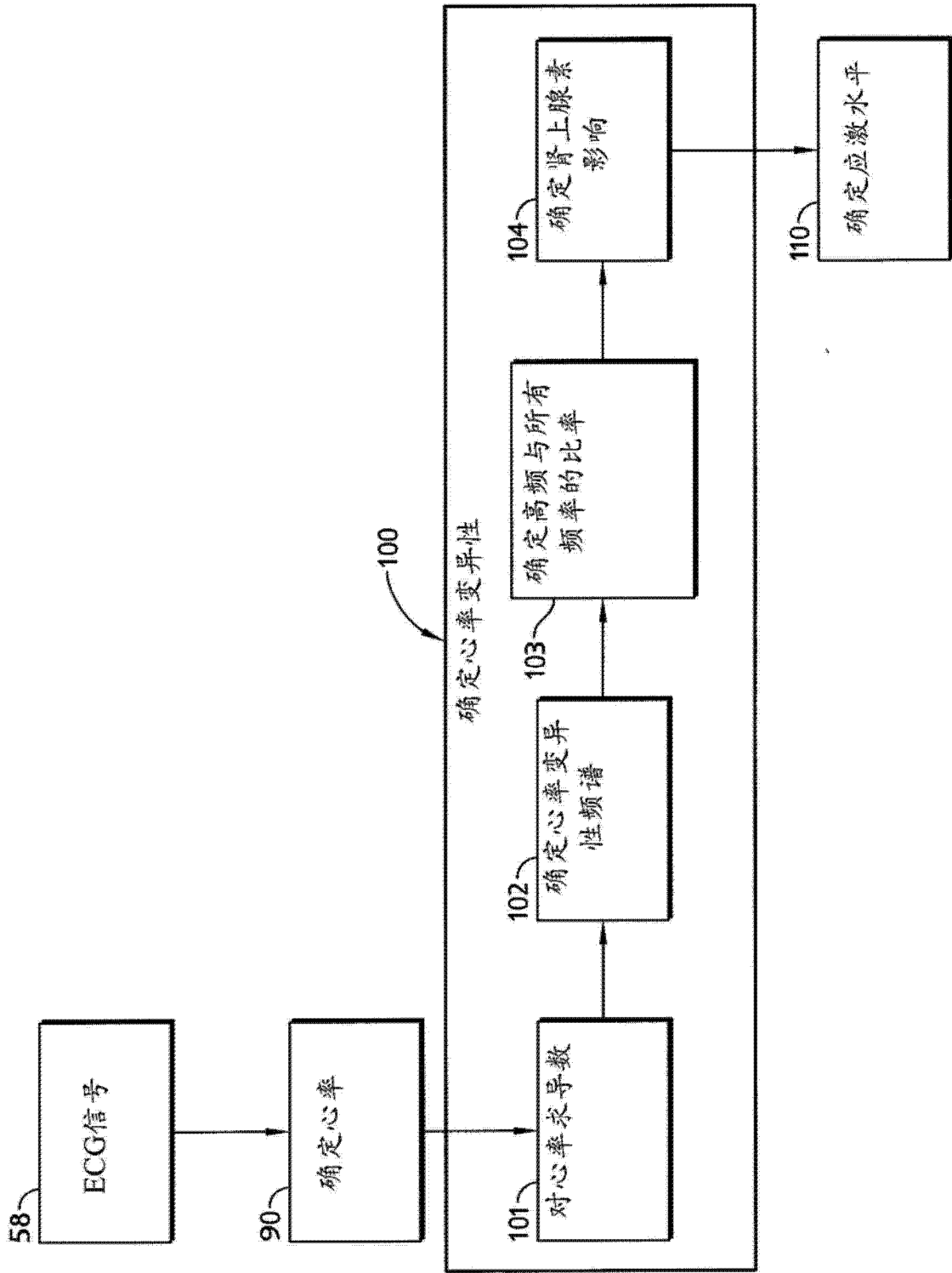


图 12

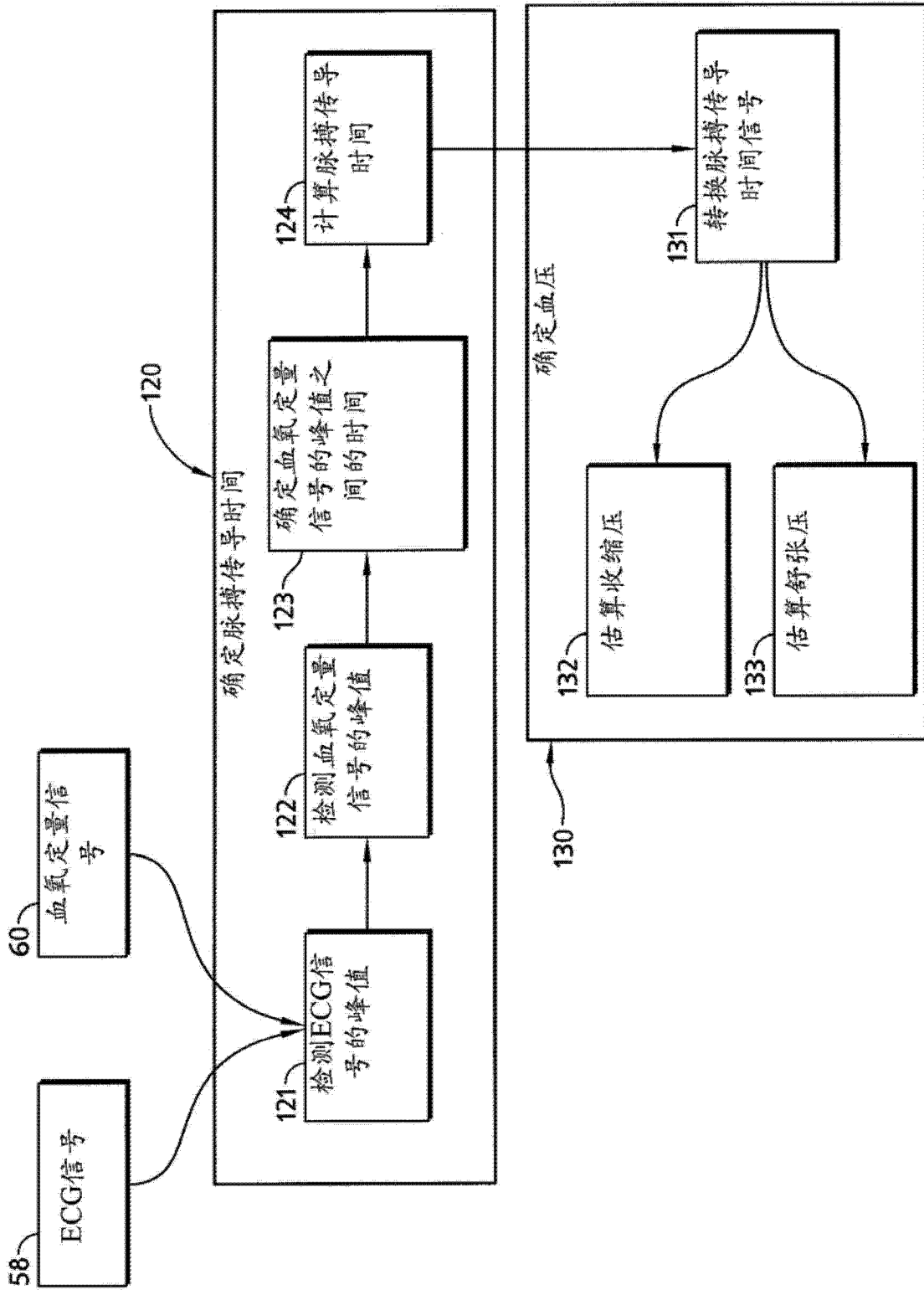


图 13

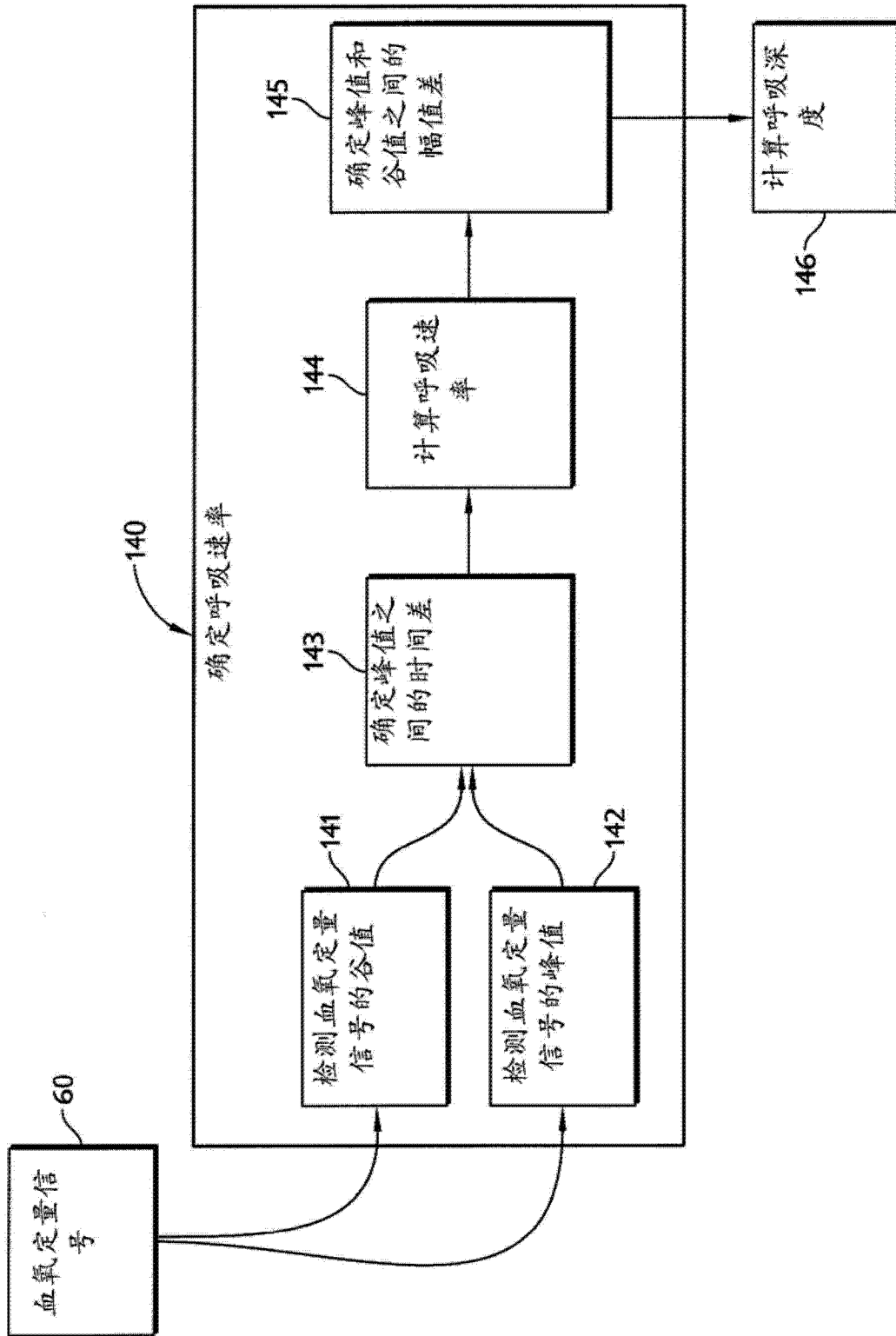


图 14

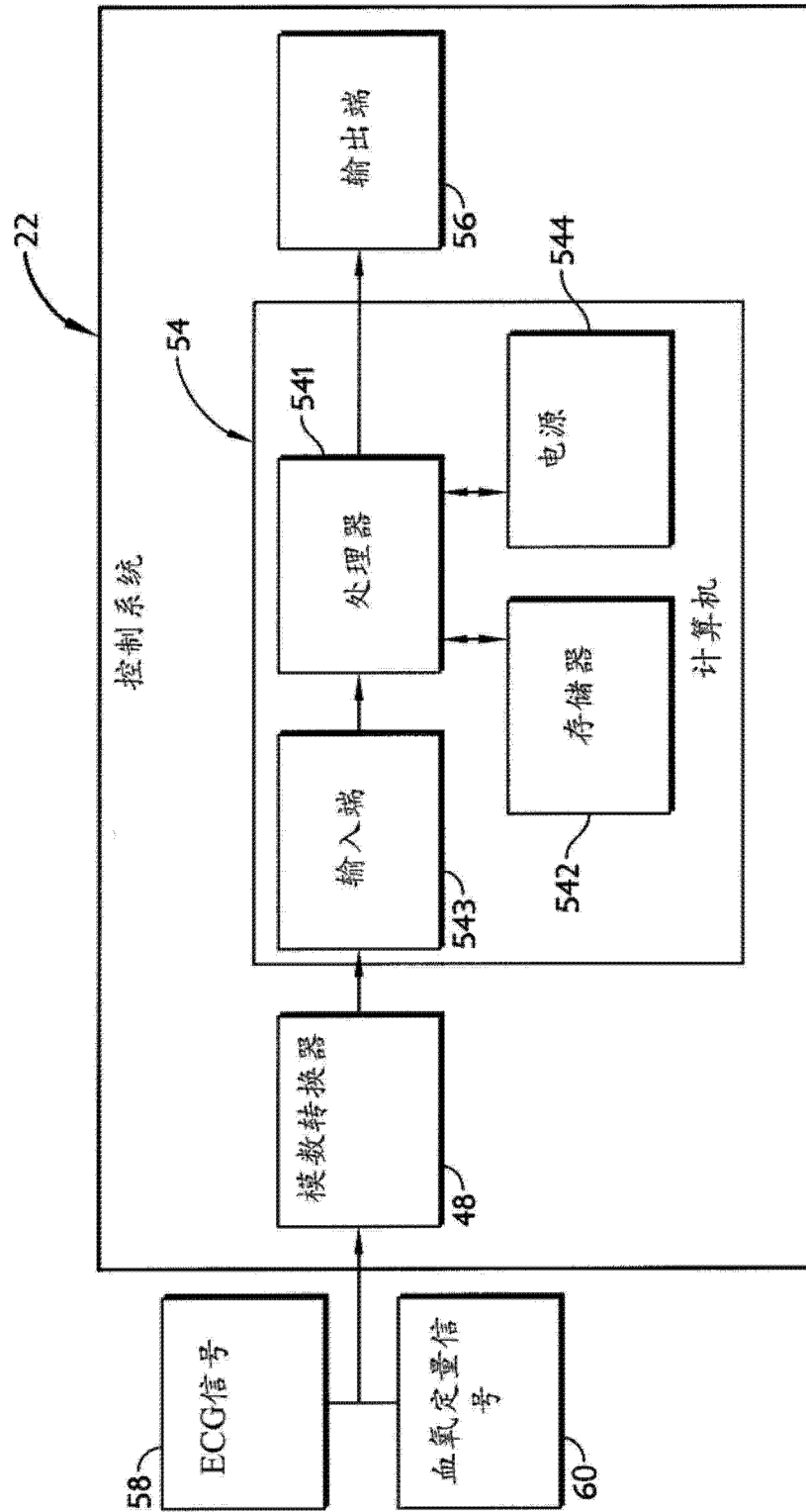


图 15

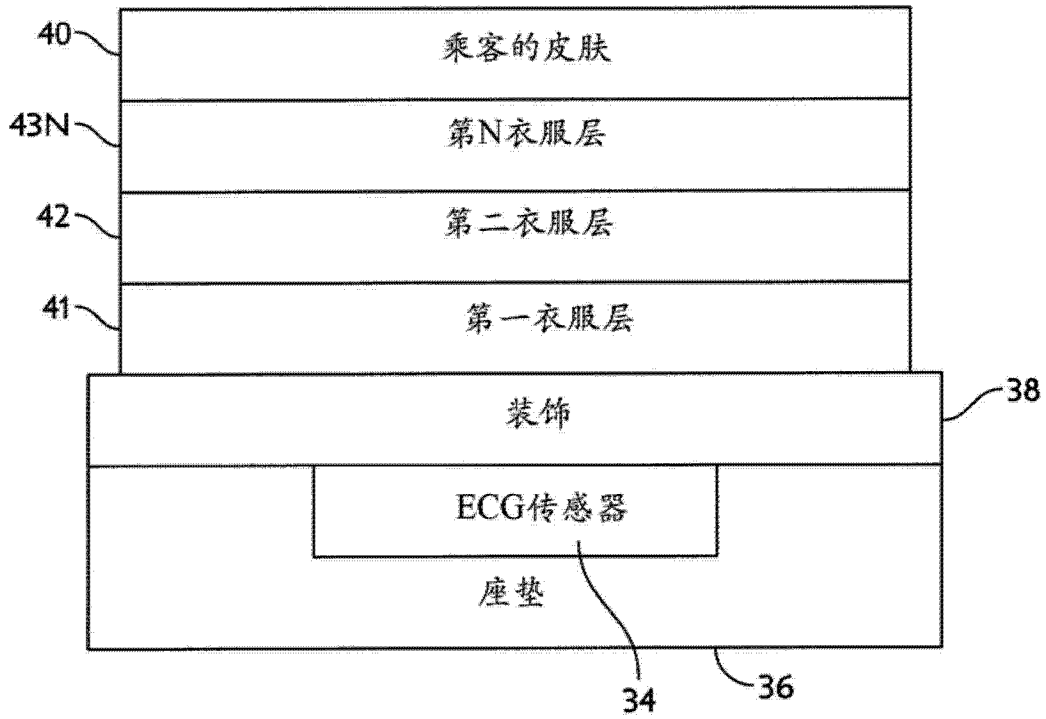


图 16

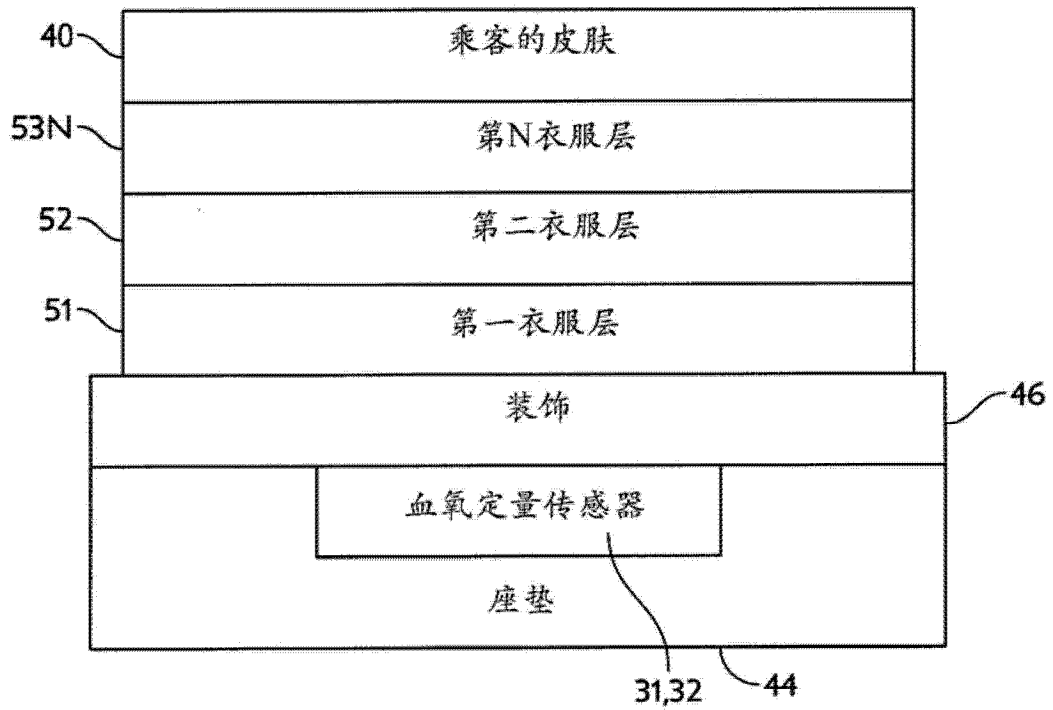


图 17

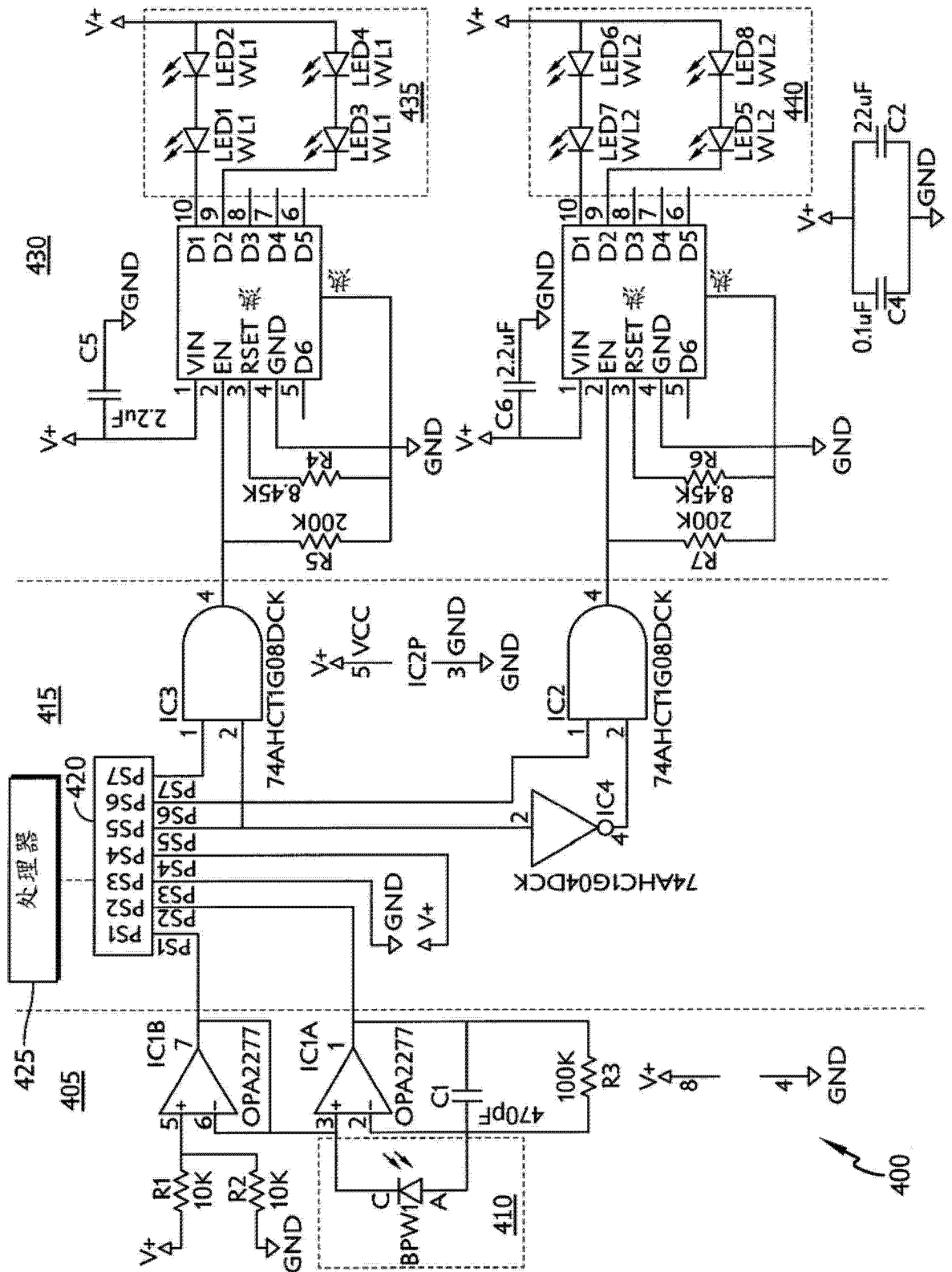


图 18

脉搏血氧定量传感器	描述	制造商	部件号
	高速引脚光电检测器 带有DL滤波器的高速传感器 OPA2277 10K 电阻器 100K 电阻器 0.47nF 电容器 1050nm LED 950nm LED 850nm LED 830nm LED 810nm LED 反相器逻辑门 与门 MIC4812 8.45K 电阻器套件 200K 电阻器 2.2uF 电容器 22uF 电容器 0.1uF 电容器 CONN RCPT 7POS 1.25MM R/A SMD CONN RCPT 7POS 1.25MM W/B VERT CONN PLUG HSNG 7POS 1.25MM WTB PLUG TERM 1.25 26-28AWG TIN	TI Yageo Yageo TDK Epitex Vishay Vishay Vishay Epitex Micrel Vishay Vishay Murata TDK Murata Molex Molex Molex Molex	VBPW34FAS OPA2277UA RC0603FR-0710KL RC0603FR-07100KL C1608C0G1H471F SMT1050 VSMS3700-GS08 VSMY3850-GS08 VSMG2700-GS08 SMT810N SN74LVC1GU04DCKR SN74LVC1G08DCKR MIC4812YMME CRCW06038K45FKEA CRCW0603200KFKEA GRM188R60J225KE19D C1608X5R0J226M GRM188R71C104KA01D 5023860770 5023820770 5023800700 5023810000 CRCW06038K25FKEA VBPW34S PHG2A-KIT S-0603-DIGI SN74LVC1G32DCKR
脉搏血氧定量额外部件	8.25K Res 高速引脚光电检测器 不带DL滤波器的高速传感器 0603 电阻器套件 0603 容器套件10pF-0.1uF 或门	TI	CRCW06038K25FKEA VBPW34S PHG2A-KIT S-0603-DIGI SN74LVC1G32DCKR

图 19

专利名称(译)	具有集成传感器的车辆座椅		
公开(公告)号	<a href="#">CN104837403A</a>	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201380064312.2	申请日	2013-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	佛吉亚汽车座椅有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	佛吉亚汽车座椅有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	佛吉亚汽车座椅有限责任公司		
[标]发明人	马修K本森 达纳R洛厄尔 希恩M蒙特戈马力 布赖恩R戴克斯特尔 杰弗里T邦克 大卫L卡明思 亚历山大S哈瑟 塞缪尔宝都 拉多安尼宝塞塔 皮奥特德鲁贝特斯克伊 安妮伊莎贝拉达科斯塔马莱特		
发明人	马修·K·本森 达纳·R·洛厄尔 希恩·M·蒙特戈马力 布赖恩·R·戴克斯特尔 杰弗里·T·邦克 大卫·L·卡明思 亚历山大·S·哈瑟 塞缪尔·宝都 拉多安尼·宝塞塔 皮奥特·德鲁贝特斯克伊 安妮·伊莎贝拉·达科斯塔·马莱特		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/145 A61B5/00 B60H1/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/021 A61B5/14551 B60H1/00742 A61B5/6893 A61B5/7278 A61B5/0816 A61B5/18 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/14552 B60N2/002		
代理人(译)	杨莘		
优先权	61/730374 2012-11-27 US 61/846871 2013-07-16 US 61/730349 2012-11-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种根据本披露的车辆座椅包括一个座椅底部和一个座椅靠背。该座椅靠背被联接至该座椅底部上，并且被安排成在远离该座椅底部的一个向上的方向上延伸。该车辆座椅进一步包括一个电子系统。

