



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069038 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780021084.9

(22)申请日 2017.03.06

(30)优先权数据

15/089,501 2016.04.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/021006 2017.03.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/172288 EN 2017.10.05

(71)申请人 英特尔公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 V·纳塔拉詹 D·达德希奇

K·兰甘纳坦

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 何焜 黄嵩泉

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

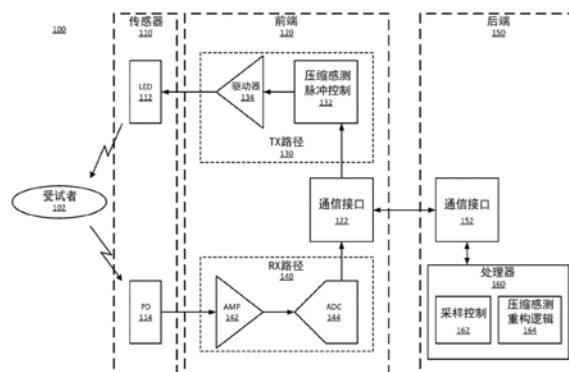
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54)发明名称

压缩感测稀疏采样光电容积描记图(PPG)测量

(57)摘要

光电容积描记图(PPG)测量包括基于根据固定模式生成的样本的压缩感测的使用。脉动式血氧计电路可以根据该固定模式驱动LED以产生稀疏测量的压缩感测样本矩阵。该固定模式可以是二进制级数。PPG信号重建可以包括对样本矩阵进行零填充。



1. 一种用于光电容积描记图 (PPG) 测量的脉动式血氧计系统, 包括:
接口电路, 所述接口电路包括:
驱动器, 所述驱动器耦合到发光二极管 (LED), 并使所述LED发射光脉冲以用于光电容积描记图 (PPG) 测量, 包括根据固定排程控制所述光脉冲的切换; 以及
模数转换器 (ADC), 所述模数转换器耦合到光电检测器以基于由所述光电检测器检测到所述LED光脉冲与受试者的光干扰而生成一系列数字测量数据;
其中所述光电检测器用于根据所述固定排程生成一系列数字测量数据, 并且所述一系列数字测量数据用于PPG信号的压缩感测重构。
2. 如权利要求1所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述固定排程能够被选择以针对不同受试者生成不同数量的样本, 并且所述接口电路将被预先配置有所选择的固定排程。
3. 如权利要求2所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述驱动器用于控制所述光脉冲的切换, 包括根据基于所述受试者的基于二进制的几何级数排程来切换所述LED光脉冲。
4. 如权利要求3所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述接口电路用于根据针对所述光电检测器采样的每个采样窗口的相同的基于二进制的几何级数来切换所述LED光脉冲。
5. 如权利要求2所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述PPG信号重构还包括信号处理器, 用于将所述固定排程表示为稀疏测量矩阵。
6. 如权利要求1至5中任一项所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述PPG信号重构还包括信号处理器, 用于基于离散傅立叶变换稀疏基表示来执行重构。
7. 如权利要求1至6中任一项所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述PPG信号重构还包括信号处理器, 用于基于离散余弦变换稀疏基表示来执行重构。
8. 如权利要求1至7中任一项所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述PPG信号的所述压缩感测重构还包括基于所述PPG信号的稀疏基表示的L1范数恢复。
9. 如权利要求8所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述PPG信号的所述压缩感测重构还包括在执行所述L1范数恢复之前对测量矩阵进行零填充。
10. 如权利要求1至9中任一项所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 还包括发射器, 所述发射器用于将所述一系列测量数据发送到处理器以执行所述PPG信号的压缩感测重构, 其中所述处理器位于与所述驱动器、ADC和发射器分离的电路设备中。
11. 如权利要求1至10中任一项所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 还包括耦合到所述接口电路的处理器, 所述处理器用于执行所述PPG信号重构。
12. 如权利要求11所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述传感器电路还包括通信电路, 用于将原始测量数据从所述光电检测器传递到所述网关设备, 以供所述网关设备执行PPG信号重构。
13. 如权利要求12所述的脉动式血氧计系统, 其特征在于, 所述网关设备包括移动计算设备。
14. 一种脉动式血氧计系统, 包括:
发光二极管 (LED), 所述发光二极管用于发射用于光电容积描记图 (PPG) 测量的光脉冲;

光电检测器,所述光电检测器用于基于检测到所述LED光脉冲与受试者的光干扰来生成测量;以及

接口电路,所述接口电路用于根据固定排程控制所述LED的所述光脉冲的切换,以使所述光电检测器基于所述固定排程光脉冲的压缩感测生成用于PPG信号重构的测量。

15.如权利要求14所述的脉动式血氧计系统,其特征在于,所述接口电路包括根据权利要求1至13中任一项所述的接口电路。

16.一种用于光电容积描记图 (PPG) 测量的方法,包括:

根据固定排程切换发光二极管 (LED) 以使所述LED向受试者发射光脉冲以用于PPG测量;

测量所述LED光脉冲与所述受试者的光干扰;

生成对应于所述固定排程的一系列测量数据,所述一系列测量对应于稀疏样本矩阵中的条目;

发送所述一系列测量以用于PPG信号的压缩感测重构。

17.如权利要求16所述的方法,其特征在于,根据所述固定排程切换所述LED包括根据可选择的固定排程切换所述LED,所述可选择的固定排程被预先配置为针对不同受试者生成不同数量的样本。

18.如权利要求17所述的方法,其特征在于,根据所述固定排程切换所述LED包括根据基于二进制的几何级数切换所述LED。

19.如权利要求18所述的方法,其特征在于,根据基于二进制的几何级数来切换所述LED包括对每个采样窗口应用相同的基于二进制的几何级数。

20.如权利要求16至19中任一项所述的方法,其特征在于,发送所述一系列测量包括将所述一系列测量发送到信号处理器以基于离散傅立叶变换稀疏基表示或离散余弦变换稀疏基表示来执行重构。

21.如权利要求16至20中任一项所述的方法,其特征在于,发送所述一系列测量还包括将稀疏样本矩阵发送到处理器以基于所述PPG信号的稀疏基表示进行L1范数恢复。

22.如权利要求21所述的方法,其特征在于,还包括在执行所述L1范数恢复之前对所述稀疏采样矩阵进行零填充。

23.如权利要求16至22中任一项所述的方法,其特征在于,发送所述一系列测量还包括将原始测量数据发送到分离的电路设备。

24.一种制品,包括计算机可读存储介质,其上存储有内容以使得执行操作来执行根据权利要求16至23中任一项所述的用于光电容积描记图 (PPG) 测量的方法。

25.一种用于光电容积描记图 (PPG) 测量的装置,包括用于执行操作以便执行根据权利要求16至23中任一项所述的方法的装置。

压缩感测稀疏采样光电容积描记图 (PPG) 测量

相关申请

[0001] 本申请依据35U.S.C.365 (c) 要求于2016年4月2日提交的题为“压缩感测稀疏采样光电容积描记图 (PPG) 测量” (COMPRESSIVE SENSING SPARSE SAMPLING PHOTOPLETHYSMOGRAM (PPG) MEASUREMENT) 的美国申请第15/089,501号的优先权。

技术领域

[0002] 描述总体涉及传感器设备,并且更具体的描述涉及基于压缩感测稀疏采样来操作的可穿戴PPG(光电容积描记图)系统。

版权通知/许可

[0003] 本专利文献公开的部分可包含作为受版权保护的素材。版权所有人不反对任何人对出现在专利和商标局的专利文件或记录中的专利文献或专利公开的摹本复制,但无论如何保留对版权的所有权利。版权通知适用于下文和所附附图中描述的所有数据,并适用于下面描述的任何软件:版权© 2016,英特尔公司,版权所有。

背景技术

[0004] 计算技术和传感器设备的进步鼓励在可穿戴传感器和个人计算系统中结合更多技术。这类技术提供了从足够小且不显眼以便于携带和/或佩戴的设备获得合理精确的生物特征数据的希望。生物特征数据尤其关注健康和身体状态监测以及运动表现监测。生物特征数据对于身份验证也是有用的,诸如用于实现双因素认证的数据。然而,在设计和实现生成可用生物特征数据的实际系统时,传统上存在许多限制。

[0005] 例如,脉动式血氧计是使用光脉冲或光电容积描记图 (PPG) 测量容积描记图的设备。脉动式血氧计使LED(发光二极管)发出脉冲以便测量血液脉动。血液脉动提供了心电图(或心电图(EKG))的良好心率测量替代方案。脉动式血氧计还可以提供血压估计以及血氧饱和度水平估计。因此,可穿戴传感器中的连续PPG信号感测可以实现对自由生活条件下的心率、血压和/或氧饱和度的实时监测。自由生活条件是指当受试者进行他或她的活动时遇到的现实生活场景,而不是仅在受控环境中获得测量。非连续方式下的PPG信号感测不提供可从连续监测获得的信息。

[0006] 然而,设计可穿戴脉动式血氧计的传统方法导致具有功耗要求的系统,该功耗要求导致差的电池寿命。利用这种传统方法,在延长电池寿命和恢复准确的PPG信号之间存在取舍。通常,延长电池寿命的技术牺牲了PPG信号准确度,并且试图获得更好的PPG信号准确度会导致电池耗尽,这使得 PPG不适合长时间连续感测。在传统的32Hz PPG设计中,LED脉冲消耗大约80%的系统功率。

[0007] 因此,以32Hz连续运行的传统PPG系统具无法接受的电池寿命。节省功率的一个提议是利用智能采样算法以较低的速率进行采样。然而,传统的智能采样算法需要使用机载随机数发生器,因此消耗相当大的功率。智能采样节省了LED功率,但增加了其他功率使用,这限制了节省的总体系统功率的量。结果是仍然具有差的电池性能的系统。

附图说明

[0008] 以下描述包括对附图的讨论,这些附图具有通过本发明的实施例的实现的示例的方式给出的例示。这些附图应被理解成作为示例,而不是作为限制。如此处所使用的,对一个或多个“实施例”的引用应被理解成描述本发明的至少一个实现中所包括的特定特征、结构、和/或特性。因此,此处出现的诸如“在一个实施例中”或“在替换实施例中”之类的短语描述本发明的各种实施例和实现,并且不一定全部指代同一实施例。然而,它们也不一定是相互排斥的。

[0009] 图1是具有PPG系统的系统的实施例的框图,该PPG系统基于稀疏测量模式执行采样和PPG信号重构。

[0010] 图2是用于从稀疏测量矩阵重构PPG信号的系统的实施例的框图。

[0011] 图3A是压缩感测重构矩阵的实施例的表示,其具有采样序列的映射。

[0012] 图3B是零填充压缩感测重构矩阵的实施例的表示。

[0013] 图4A-图4C是根据受控环境中的压缩感测重构的恢复的PPG信号的实施例的图解表示。

[0014] 图5A-图5C是根据有噪声的环境中的压缩感测重构的恢复的PPG 信号的实施例的图解表示。

[0015] 图6A-图6D是根据压缩感测PPG信号重构的实施例的PPG测量系统获得的功率节省的图解表示。

[0016] 图7A是用于生成用于压缩感测PPG信号重构的稀疏测量矩阵的过程的实施例的流程图。

[0017] 图7B是用于将压缩感测应用于稀疏测量矩阵以进行PPG信号重构的过程的实施例的流程图。

[0018] 图8是其中可以实现压缩感测PPG信号重构系统的计算系统的实施例的框图。

[0019] 图9是其中可以实现压缩感测PPG信号重构系统的移动设备的实施例的框图。

[0020] 以下是对某些细节和实现的描述,包括对可描绘部分或全部下述实施例的附图的描述,以及对此处呈现的发明概念的其它潜在实施例或实现的讨论。

具体实施方式

[0021] 如本文所述,脉动式血氧计系统根据固定模式生成光电容积描记图 (PPG) 信号样本。脉动式血氧计系统基于所生成的样本的稀疏矩阵来应用压缩感测。压缩感测指的是采样系统中的数据压缩,其中用足够的数据对输入信号进行二次采样以便执行具有可接受的准确度的信号恢复。。二次采样是指以低于奈奎斯特速率对输入信号进行采样。可以理解,奈奎斯特速率是指以希望恢复的数据的频率的至少两倍的频率对输入信号进行采样的采样率。利用奈奎斯特采样,系统可以以低于希望恢复的数据的频率的最小损耗来重构信号。

[0022] 压缩感测可以通过以比传统的32Hz连续采样更慢的速率切换 (toggle) 脉动式血氧计的LED (发光二极管) 来提供高功率效率的采样和重构。基于压缩感测的使用,脉动式血氧计系统可以对PPG测量进行二次采样并恢复32Hz PPG信号。更具体地,在一个实施例中,脉动式血氧计电路可以根据固定模式驱动LED以便产生稀疏测量的压缩感测样本矩阵。在

一个实施例中,脉动式血氧计系统被分成单独的传感器和处理器元件,并且压缩感测可以控制传感器的功率效率。

[0023] 传统的PPG测量涉及使用连续采样。与连续采样相比,设计用于节省功率的一种方法涉及使用随机采样。随机采样矩阵可以满足压缩感测的足够的数学特性以便实现信号恢复。然而,随机采样对于可穿戴设备不是良好的匹配。随机采样需要传感器处的机载随机数发生器,其非但没有效率并且消耗大量功率。如本文所述,脉动式血氧计系统可以应用固定的采样排程 (schedule) 以用于PPG信号的压缩感测重构。在一个实施例中,脉动式血氧计电路根据利用PPG信号中的固有稀疏性的切换排程生成PPG测量样本。

[0024] 切换排程或切换序列或模式是指脉动式血氧计的LED的一系列脉冲。应当理解,光电检测器响应于LED的光脉冲来检测与目标的光干扰。对与目标的干扰或干扰目标的参考是指来自LED的光将被受试者吸收和/或散射的事实,并且光电检测器处的光检测可以测量有多少来自LED光脉冲的光到达光电检测器。因此,光电检测器生成表示PPG信息样本的测量。基于血液通过受试者组织的脉动,即使来自相同的LED脉冲输出,光检测也会变化。因此,基于由于血液脉动对受试者的不同干扰,在每个脉动上从LED输出的一致的功率将导致光电检测器处的不同光检测。因此,光检测可以表示对应于切换序列的采样序列。光电检测器测量提供稀疏测量或样本矩阵的数据,系统可以从中计算PPG信号重构。

[0025] 在一个实施例中,采样序列符合幂律。例如,在一个实施例中,脉动式血氧计以二进制级数排程使LED发出脉冲,其生成具有根据二进制几何级数间隔开的测量的样本矩阵。二进制序列的使用产生尽可能少量的样本。二进制序列提供具有低样本相干性的固定模式,并且不需要使用随机数发生器。虽然本文讨论了二进制序列,但应理解,可替代地使用不需要随机数生成的另一固定序列,并且还满足压缩感测的数学特性。相信二进制序列提供最稀疏的样本矩阵,但是稀疏度较低的样本矩阵也可以比使用的传统方法节省大量功率。因此,二进制序列将被理解为非限制性示例。通常,脉动式血氧计系统基于用于压缩感测重构的固定排程来生成稀疏样本。

[0026] 在一个实施例中,固定排程是根据 2^i 的二进制级数,其中 i 是样本编号 $\{0, 1, 2, \dots\}$ 。除了满足压缩感测的特性之外,这种采样序列还提供了改进的恢复。在一个实施例中,压缩感测信号恢复或重构基于离散变换稀疏基表示(诸如离散傅里叶变换表示、离散余弦变换或其他变换)来执行计算。样本矩阵中的二进制模式使得能够在频域中进行基于二进制的恢复。在一个实施例中,PPG信号重构处理可以包括对样本矩阵进行零填充。以下提供了零填充的更多细节,但是简单地说,零填充以更多处理为代价提供更准确的恢复。然而,基于二进制的频域恢复的简化可以证明来自零填充的附加处理是有利的。

[0027] 基于用于压缩感测PPG信号恢复的固定序列稀疏样本矩阵的脉动式血氧计提供适合于移动或自由生活系统中的PPG监测的架构。稀疏采样显著降低了采样要求,并且节省了足够的功率以便防止过快地耗尽电池。在一个实施例中,该架构包括生成测量样本的可穿戴传感器和执行信号恢复的计算或处理元件的分离。可以通过有线和/或无线通信来组合这两个元件。这种架构可以提供可以在片上系统(SOC)设计上实现的简单感测节点。SOC可以与本地或远程处理器互连以便对样本执行信号处理。

[0028] 图1是具有PPG系统的系统的实施例的框图,该PPG系统基于稀疏测量模式执行采样和PPG信号重构。系统100提供脉动式血氧计或PPG监测系统的一个示例。受试者102代表

PPG监测的人类目标。系统100可以通过在受试者102上使LED发出脉冲光并在光电检测器中测量来自受试者的光来进行监测。

[0029] 系统100包括传感器组件110,其包括一个或多个LED 112和一个或多个光电检测器(PD) 114。应当理解,取决于系统100的应用,LED 112 可以代表发射不同类型光的不同类型的LED。例如,对于某些系统,LED

112发射绿光,该绿光将从受试者102反射。因此,PD 114可以检测反射光。在另一个示例中,LED 112可以发射将穿透受试者102的皮肤的红光和/ 或红外光。因此,PD 114可以检测穿透受试者102的光。离开受试者102的表面的散射或穿过102的光的穿透可以被称为光脉冲与受试者102的干扰。如果存在多个LED 112,则LED可以具有彼此不同的类型。取决于系统100 的实现,不同的PD类型也可用于补充不同的LED类型。

[0030] 传感器110表示与受试者102直接对接的硬件组件。前端120表示驱动LED 112并从PD 114接收输入信号的电路或SOC组件。在一个实施例中,前端120可以被称为模拟前端或AFE。前端120可以被称为接口电路,指的是传感器与后端150或其他处理单元的对接。在一个实施例中,前端120 包括发送(TX) 路径130和接收(RX) 路径140。

[0031] 在一个实施例中,TX路径130包括脉冲控制132,其具体指使LED 112根据用于压缩感测(CS) 重构的模式发射光脉冲的脉冲控制电路和/或逻辑。在一个实施例中,脉冲控制132包括执行脉冲排程所必需的前端120上的逻辑和/或存储。在一个实施例中,脉冲控制132经由通信(comm) 接口 122从后端150接收数据和/或命令。例如,后端可以在一个实现中将脉冲序列提供给脉冲控制132。TX路径130包括驱动器134以便生成使LED 112发光所需的电压和/或电流。脉冲控制132使驱动器134根据用于PPG测量的固定模式操作以便使LED 112发出脉冲。

[0032] 在一个实施例中,RX路径140包括放大器(amp) 142,用于接收和放大来自PD 114的模拟信号。当PD 114检测到光时,它生成输出。通常,PD 114基于在检测器处接收的光的强度来输出电流变化的信号。因此,放大器142通常可以是或包括跨阻抗放大器(TIA),其将电流输出变化的输入信号转换为电压电平变化的信号。在一个实施例中,RX路径140包括模数转换器(ADC) 144,其可以将模拟信号转换为数字表示(1和0表示)。在一个实施例中,ADC 144将放大器142的输出转换为数字表示。可以将数字样本视为用于信号恢复的数据点或测量数据。

[0033] 对于传感器设备,通常将“原始”信号或“原始数据”与不是“原始”的数据区分开。原始数据是指作为测量的纯表示的数据。因此,原始数据可以指由传感器设备或传感器电路生成的实际模拟电压和/或电流水平。然而,如果模拟版本被简单地转换成测量的数字表示,则原始数据也可以指代该数据的数字表示。应当理解,处理器或控制器不能处理模拟信号,而是使用二进制数字表示进行计算。因此,虽然转换成数字表示的信号可以从一个角度被认为是在电路设备对数据进行操作以便将其转换为数字形式的意义上被处理,但是通常仍将仅转换为数字表示的数据视为原始。非原始数据已经通过一些计算或处理而被解释或插入,并且该数据是除纯测量数据之外的其他内容的表示。

[0034] 在一个实施例中,前端120向后端150提供原始测量数据以用于处理。虽然未在系统100中具体示出,但前端120包括用于存储一系列测量数据的缓冲器或存储。系统100的实现将确定测量缓冲器的大小。在一个实施例中,前端120仅存储测量,然后可以由后端150将

其解释以便定时。因此,在脉冲控制132经由驱动器134使LED 112产生通过二进制几何级数在时间上分离的脉冲的实现中,PD 114可以测量由LED 112产生的每个脉冲的反射,该测量到的反射然后可以被放大器142和ADC 144转换为数字表示。即使样本之间以不同时间量分离,每个数字测量也可以存储在随后的缓冲器条目中。后端150知道前端120和传感器110使用的采样模式,并且可以在知道该系列采样的每个连续采样的定时的情况下执行计算。

[0035] 在一个实施例中,后端150经由通信接口152与前端120对接,该通信接口152通信地耦合到通信接口122。通信的耦合是指通过通信链路在组件之间交换信息。在一个实施例中,通信链路包括有线连接。在一个实施例中,通信链路包括无线连接。在一个实施例中,通信接口122是或包括发射器或收发器或其他通信电路。在一个实施例中,通信接口122是或包括无线电电路,其向对应的通信接口152生成无线信号。这种无线电电路可以包括例如蓝牙信号或其他RF(射频)信号。

[0036] 在一个实施例中,后端150是与容纳前端120和传感器110的设备分离的物理设备。例如,在一个实施例中,前端120和传感器110在SOC上实现,该SOC通过面向受试者的皮肤的LED 112和PD 114而绑在手腕、手臂、胸部或受试者102的其他部位上。后端150可以包括处理设备在另一设备中,诸如手表、电话或具有处理单元的其他处理单元或设备。这样的处理单元可以是受试者102的个人区域网络的一部分。在一个实施例中,传感器 110生成测量信息,前端120对该测量信息进行缓冲并发送到后端150。然后,后端150可以处理测量信息以便提取PPG信号信息。

[0037] 脉冲控制132经由驱动器134非均匀地切换一个或多个LED 112。在一个实施例中,LED 112平均以大约5-6Hz发出脉冲,PD 114和RX路径 140从该脉冲生成相应的测量。基于LED 112的5-6Hz脉动,系统100在处理器160处应用压缩感测重构以便恢复PPG信号,如同它以32Hz采样得到。然而,不是使用与以32Hz连续监测的传统系统一样多的功率(例如,用于使每秒生成32个样本的LED发出脉冲的固定排程),系统100的LED功耗相应地减少并且边缘节点(例如,前端120和传感器110)的总体系统功耗可以减少大约68%,如下面参考图6A-图6D更详细地描述的。应当理解,相对于传统系统,系统100中的测量较少,通信接口122的发送功率可以减少大约 5X(例如,5到6个样本而不是32个样本)。

[0038] 后端150包括处理器160,其被示为包括采样控制162和CS重构逻辑164。处理器160可以是或包括任何类型的处理单元以便执行重构计算。在一个实施例中,处理器160包括数字信号处理器。在一个实施例中,处理器 160包括微控制器。在一个实施例中,处理器160包括中央处理单元。处理器 160可以是专用处理设备的一部分,或多用途或通用设备的处理器。

[0039] 采样控制162表示处理器160和/或后端150的另一组件内的逻辑,其知道传感器110的采样排程。在一个实施例中,采样控制162可以向前端 120提供一个或多个命令或信号,以便使前端能够根据排程驱动传感器110。在一个实施例中,采样控制162仅表示在处理器处知晓采样排程,这使得处理器160能够根据从前端120接收的测量来计算PPG信号。

[0040] 重构逻辑164表示处理器160内的逻辑,用于从接收的样本执行 PPG信号恢复。在一个实施例中,前端120生成一系列测量并将其发送到后端150。即使作为一系列样本,当采样排程已知时,由样本指示的一系列测量表示稀疏测量矩阵。因此,虽然用于PPG信号重构的矩阵必须在未根据稀疏采样填充的区域中包括零(例如,没有测量数据的32Hz信号的每

个区间),但是由前端发送的数据120可以被认为是采样矩阵。在一个实施例中,直到处理器160(或后端150的另一组件)根据所接收的样本数据生成矩阵(诸如通过将测量数据表示为基于采样排程的稀疏测量矩阵)之前,不认为有任何矩阵。

[0041] 在一个实施例中,系统100用计算能力弱但节能的传感器节点以及包括后端150的计算能力更强的处理器节点实现,该传感器节点包括传感器100和前端120。传感器节点生成用于压缩感测重构的测量。处理器节点完全恢复初始信号,并且不一定被设计为与传感器节点一样低的功率。通常,处理器节点或网关设备将包括更大的电池。在一个实施例中,重构逻辑164实现基于CS的信号重构算法。在一个实施例中,传感器节点在时域中实现非均匀切换测量序列,并且处理器160经由具有重构逻辑164的基于CS的信号重构算法以稀疏傅立叶为基础重构PPG信号信息。当传感器节点基于2序列的幂捕获样本之间的时间间隔的测量时,系统100要求比其它技术更少的样本。系统100甚至可以实现具有其他标准压缩感测采样编码方案(诸如随机采样)所需的采样数量的大约1/4到1/2的信号恢复。在一个实施例中,系统100在所有采样窗口上应用相同的LED切换/采样模式或排程。这种固定模式采样与传统的基于CS的方法中那样使用特殊嵌入逻辑动态地改变每个窗口的采样相反。

[0042] 图2是用于从稀疏测量矩阵重构PPG信号的系统的实施例的框图。系统200提供了根据图1的系统100的实施例的脉动式血氧计系统的一个示例。尽管系统100提供了简化系统硬件的一种表示,但系统200图示了根据本文描述的任何实施例的PPG测量系统的数据处理流水线的简化表示。系统200具体图示了传感器节点202和网关204。传感器节点202指的是通过与受试者的交互来生成测量数据的硬件元件。网关204指的是接收测量数据并从测量数据执行PPG信号恢复的处理单元。在一个实施例中,传感器节点202和网关204是同一物理设备的一部分。在一个实施例中,传感器节点202和网关204是两个分离的物理设备的一部分,并且通信地耦合。

[0043] 传感器节点202可以被认为是数据处理的“获取”侧,指的是它生成用于恢复PPG信号的测量数据。网关204可以被认为是数据处理的“处理”侧或重构侧。在一个实施例中,系统200表示非对称系统架构。在非对称架构中,通过具有低计算能力来节省功率,使得传感器节点202在计算上受到约束。网关204不受计算约束,并且可以执行用于信号重构所需的计算。

[0044] 在一个实施例中,传感器节点202包括执行LED切换序列(212),以便产生获取(多个)LED的非均匀切换。LED切换序列可以是或包括逻辑或编码器以便捕获带限PPG信号中的大多数主要频率。在一个实施例中,LED切换序列使LED根据切换序列发射光脉冲,根据切换序列的定时生成一系列测量数据。因此,在压缩感测分析中,LED切换序列可以被认为是编码器逻辑或稀疏测量矩阵。图3A提供了可以实现为LED切换序列的切换序列矩阵的一个示例。

[0045] 传感器节点202根据序列使LED发出脉冲(214)。光脉冲干扰受试者(216),并且光电检测器测量光(218)。基于LED脉冲的定时(时域中的数据),光电检测器相应地在时域中生成测量数据。测量表示填充稀疏测量矩阵的数据。在一个实施例中,传感器节点202的AFE将测量值转换为数字数据样本(220),以用于发送到网关204。

[0046] 在系统200的一个实施例中,所有数据处理由网关204处理。因此,传感器节点202可以将测量数据转换为数字格式,但是不对数据执行任何预处理。因此,传感器节点202可

以将原始数据发送到网关202。不出于滤波、校正噪声或其他处理操作的目的而处理原始数据。利用少量原始数据样本,从传感器节点202到网关204的发送是较低功率并且被简化。另外,可以简化网关204处的数据的缓冲和流水线操作。在一个实施例中,传感器节点202在获得每个测量值时发送该每个测量值并将其转换为数字表示。在一个实施例中,传感器节点202缓冲数据并批量发送到网关204。

[0047] 在网关204处,在一个实施例中,网关执行基于L1范数的重构。在一个实施例中,网关204对从传感器节点202接收的数据测量值进行零填充。这种操作可以被视为应用零填充解码器的网关202(222)。因此,网关202可以包括填充逻辑,以便增强L1范数恢复算法的区间(bin)分辨率。零填充可以使网关204上的处理或计算逻辑(例如,处理器或处理单元)能够在重构期间更准确地定位频率系数。在一个实施例中,处理器执行L1范数稀疏矩阵重构(224),以便恢复PPG信号。通过重构,处理器参考PPG信号表示来生成奈奎斯特PPG信号(226),该PPG信号表示具有基于奈奎斯特采样生成的PPG信号的数据或与之几乎相同的数据。

[0048] PPG信号的重构或信号的恢复指的是计算频率系数。在一个实施例中,PPG信号重构包括基于傅里叶变换(诸如用于测量矩阵的FFT(快速傅立叶变换))的计算的执行。PPG信号的重构被理解为包括基于稀疏间隔信号测量所指示的信号的稀疏基表示的计算。信号测量应包括足够的频率信息以便恢复频率系数从而生成信号的表示。零填充可以是稀疏基表示测量的填充。

[0049] 为了计算频率分量的正确系数以便获得信号的准确表示,处理器需要区域化至右侧区间或矩阵内的右侧列的测量数据的放置。应当理解,PPG信号的“奈奎斯特”表示包括32Hz信号,其通常包括32个频带,或具有1Hz间隔的32个区间。对非零填充测量数据的计算提供了适当的放置,但是没有非常好的粒度。零填充使处理器增加区间的数量,这转而增加了相同信号的区间间距,或产生更宽范围的计算用于恢复信号信息。增加的区间数量增加了L1范数计算的计算成本,但提供了更准确的最终结果。

[0050] 因此,系统200可以以高功率效率的方式利用来自稀疏测量的高重构准确度恢复初始PPG信号。LED切换排程可以容易地嵌入资源受限的传感器节点202,并且也是高功率有效的。

[0051] 图3A是压缩感测重构矩阵的实施例的表示,其具有采样序列的映射。在一个实施例中,矩阵310(矩阵 Φ)可以被表示为稀疏测量矩阵的编码器逻辑。X表示假想的连续时域PPG信号。矩阵310的列表示采样的时刻(并且对应于激励LED或使LED发出脉冲)。矩阵310中的行数表示根据压缩感测逻辑获取的样本的数量。相对于其他方法,样本的数量显著减少。测量矩阵310中的行仅填充单个“1”,以便指示每个测量到的原始PPG样本直接用作编码值。因此,矩阵310可以被认为是可以用于恢复PPG信号的最稀疏编码器。在一个实施例中,为了捕获尽可能多的信息,矩阵310将每行中的单个“1”分配给测量矩阵的特定列,其中列索引形成几何级数。

[0052] 如矩阵310中所表示的,各个测量的时间间隔对应于二进制序列(2的幂)。通过采样序列320更明确地指出间距。采样序列320表示用于生成测量的固定排程。在一个实施例中,固定排程可根据将要进行测量的受试者或人员以及测量目的来调整。可以通过调整将生成多少测量或将生成多少元素来调整排程或序列320,这取决于进行了什么测量以及测

量的主题是什么。当可以调整排程时,可以基于主题和系统的实现利用适当的排程来预先配置系统。

[0053] 在一个实施例中,采样序列320是 2^i ,其中 i 是样本号。样本330图示了根据采样序列320获取的样本,其中样本 s_i 被来自先前样本的等于 $2^{(i-1)}-1$ 的数量的零分开。因此,在1秒支持窗口的一个实施例中,所采集的样本的顺序是1,2,4,8,16,...。如图所示,样本 s_2 与样本 s_1 隔开1个零($(2^{(2-1)})-1$),样本 s_3 与样本 s_2 隔开3个零($(2^{(3-1)})-1$),等等。在一个实施例中,采样排程320在所有采样窗口(例如,每10秒采样窗口或其他采样窗口)上是固定的。

[0054] 在一个实施例中, Y 表示二次采样到的LED测量。在一个实施例中,传感器节点AFE经由蓝牙LE将 Y 直接发送到网关设备,并且网关重构整个PPG信号。传统的L1范数恢复算法可以表示为: $\min\{\|x\|_1: \Phi \Psi^{-1}x = y\}$,其中 Φ 表示稀疏测量矩阵或信号解码器矩阵(例如,矩阵310), Ψ^{-1} 表示稀疏基表示矩阵(例如,离散傅立叶变换(DFT)表示矩阵的逆), y 表示编码信号,并且 x 表示稀疏基上的相应恢复信号。

[0055] 图3B是零填充压缩感测重构矩阵的实施例的表示。在一个实施例中,网关无法通过使用传统的L1范数恢复算法从诸如矩阵310的极稀疏矩阵中以所需准确度恢复整个PPG信号。矩阵340表示增强或零填充解码矩阵。可以通过填充逻辑从矩阵310生成矩阵340,该填充逻辑将提高可以在离散傅立叶基础上重构欠采样信号的准确度。如图所示,矩阵340包括传感器节点测量矩阵部分342,并且包括增强的零填充部分344。虽然示出了八个零,但是应该理解,零填充344可以包括任何数量的零。

[0056] 矩阵340表示增强的稀疏测量矩阵,其在恢复期间提供增加的区间分辨率,并且可以显著减少重构误差。矩阵340可以表示为 Φ' ,指的是上面的矩阵310的数学表示。在一个实施例中,网关侧的处理器实现如上所述的常规恢复算法,但是用 Φ' 代替 Φ 。实验表明,用于32Hz PPG(具有窗口支持=10s)的100-400个填充元素的填充大小范围提供最好的性能。为了类似的性能改进,所需的填充程度随着采样频率而增加。

[0057] 图3A的编码器矩阵310和图3B的零填充编码器矩阵340都与DFT(离散傅立叶变换)表示矩阵 Ψ 高度不相干。相干性是指在采样点或测量中存在多少信息冗余的度量。低相干性表示更多的测量信号信息是实际数据,而不是冗余信息。下表指示矩阵尺寸,并且指示矩阵的相干性值“1”。

压缩率	编码矩阵尺寸 (mxn)	填充后解码矩阵尺寸	可接受的相干范围 (1, $\sqrt{n}$)	编码矩阵的相干性	解码矩阵的相干性
CR=2 至 CR=10	160x320 至 32x320	160x520 至 32x520	(1,22.8)	1	1

[0058] 应当理解,填充是指将零值插入稀疏测量矩阵中。插入零会增加解码过程中的区间数。区间的数量是指区间宽度或积分范围,其是指要在计算中使用的多个元素。增加区间间距提供了更精细的颗粒计算,用于恢复区间的主瓣外部的信号信息。增加区间间距导致更高的计算要求,但提供更准确的信号恢复。

[0059] 图4A-图4C是根据受控环境中的压缩感测重构的恢复的PPG信号的实施例的图解表示。在受控环境中,PPG信号在“干净”环境或针对噪声受控制的环境中被恢复。图4A的图410包括信号412,其表示输入32Hz奈奎斯特PPG信号,其是以32Hz采样的PPG信号的形状。从沿y轴的振幅点处测量的沿x轴的样本数生成信号412。根据本文描述的实施例的系统原型执行图表420的测量和图表430的重构。如图所示,重构处理器对欠采样数据应用零填充。

[0060] 图4B的图表420图示了信号的欠采样表示。欠采样曲线422是由线连接的采样点的图形。图表420还图示了相对于y轴上的幅度绘制的x轴上的样本数量。将观察到,图表420包括比图表410少5倍的样本,示出了它是5X欠采样的事实。如上所述,从曲线422上的采样点还可以观察到PPG信号已经通过根据基于CS的测量矩阵经由采样排程切换一个或多个LED而被非均匀地欠采样。

[0061] 图4C的图表430图示了信号432,其表示通过处理曲线422的测量数据而获得的重构信号。更具体地,绘制信号432,覆盖图表410的信号412的曲线。信号412和432之间存在一些分离区域(两条信号线之间的白色空间),但是将观察到信号432跟踪信号412的接近程度。尽管通过32Hz采样获得信号412,但是通过5X欠采样获得信号432,具有与信号412几乎相同的重构信号表示,示出了如本文所述的系统的恢复准确度。

[0062] 图5A-图5C是根据有噪声的环境中的压缩感测重构的恢复的PPG信号的实施例的图解表示。应当理解,即使在嘈杂条件下操作,所描述的信号处理流水线也应该再现输入信号的形态。在嘈杂的环境中,从有噪声的信号中恢复PPG信号。图5A的图510包括信号512,其表示输入32Hz奈奎斯特PPG信号,其是以32Hz采样的PPG信号的形状。从沿y轴的振幅点处测量的沿x轴的样本数生成信号512。根据本文描述的实施例的系统原型执行图表520的测量和图表530的重构。如图所示,重构处理器对欠采样数据应用零填充。

[0063] 图5B的图表520图示了信号的欠采样表示。欠采样的绘图点522是测量样本点的绘图。图表520还图示了相对于y轴上的幅度绘制的x轴上的样本数量。将观察到,图表520包括比图表510少5倍的样本,示出了它是5X欠采样的事实。如上所述,从绘图点522还可以观察到PPG信号已经通过根据基于CS的测量矩阵经由采样排程切换一个或多个LED而被非均匀地欠采样。

[0064] 图5C的图表530图示了信号532,其表示通过处理绘图点522的测量数据而获得的重构信号。更具体地,绘制信号532,覆盖图表512的信号510的曲线。与上面关于图4C提到的“干净”PPG信号一样,在图表530中,信号512和532之间存在分离区域(两条信号线之间的空白区域),但是将观察到信号532跟踪信号512的接近程度。尽管通过32Hz采样获得信号512,但是通过5X欠采样获得信号532,具有与信号512几乎相同的重构信号表示,示出了如本文所述的系统的恢复准确度,即使是对有噪声的信号进行采样时。

[0065] 图6A-图6D是根据压缩感测PPG信号重构的实施例的PPG测量系统获得的功率节省的图解表示。图6A的图表610图示了LED欠采样比(x轴)相对于误差数(y轴)的比较。更具体地,曲线612图示了本文描述的压缩感测PPG信号重构的误差数相对于欠采样比。曲线614图示了使用随机采样而不是如所描述的固定模式采样的先前压缩感测恢复技术的误差数相对于欠采样比。图表610中的特定曲线由系统生成,该系统还使用二进制采样序列并将零填充应用于信号重构。可以观察到,尽管获得较少的样本,但是本文所述的固定模式采样提供了改进的误差性能。

[0066] 图6B的图表620图示了用于支持图形图表610的表格结果。使用两种不同的信号要求作为测试条件。在第一种要求中,要求系统重构32Hz PPG 信号,并且在第二种要求中要求重构100Hz PPG信号。对于32Hz PPG信号,根据本文描述的内容的系统的实施例能够针对心率数据中的2%误差从每秒6个LED样本重构信号。为了获得仅提供用于传统CS技术的心率数据中的2%误差的信号,另一系统需要每秒12个样本,或两倍的采样。

[0067] 100Hz PPG信号重构说明该技术扩展到更高频率。如图所示,对于具有98%心率提取准确度的信号重构,传统系统每秒需要22个样本,而根据本文描述的系统的实施例仅需要每秒11个样本。通常,与传统系统相比,本文所述的系统可以在重构误差 (PRD%, 诸如图6A的图表610中所示) 和 98%的心率提取准确度 (HR%, 诸如图6B的图表620中所示) 双方的约束下将LED切换速率降低多达2X-4X。

[0068] 图6C的图表630图示了在根据本文描述的系统的实施例与传统的 32Hz采样系统之间进行比较的功率节省。图630的功率表征图示了测试系统的实际结果。条形图632图示了根据本文描述的系统的实施例的总功率使用和由PPG系统组件分解的功率使用。条形图634图示了传统连续采样系统的总功率使用和由PPG系统组件分解的功率使用。

[0069] BTLE (蓝牙LE) 表示无线电组件从传感器节点发送到计算网关的功率使用,其用于在图表630中提供的图示包括对膝上型计算机网关的腕带传感器实现。计算功率表示传感器系统的计算组件 (例如,微控制器) 的功率。AFE功率表示用于驱动LED并将检测到的信号转换为数字表示的功率。LED功率表示LED消耗的功率量。

[0070] 图6D的图表650图示了对应于图表630的表格信息。如图所示,本文所述系统的LED功率降低比传统系统高80%。与标准32Hz PPG采集系统相比,总传感器节点系统功率节省68%。因此,应当理解,PPG采集系统可以具有显著降低的数据采集功率而不损失心率估计准确度。

[0071] 图7A是用于生成用于压缩感测PPG信号重构的稀疏测量矩阵的过程的实施例的流程图。过程700图示了根据本文描述的传感器系统的实施例的由传感器节点进行的用于PPG信号测量的操作。在一个实施例中,传感器系统获得LED切换序列 (702)。在一个实施例中,传感器节点预编程有切换序列。例如,传感器节点可以包括一个或多个计算组件,其触发LED驱动器以便根据固定的LED切换序列进行操作。

[0072] 驱动器根据固定模式驱动LED发射光脉冲 (704)。来自LED的光脉冲干扰用于PPG测量的受试者 (706)。在一个实施例中,光脉冲穿透受试者的皮肤。在一个实施例中,光脉冲从受试者皮肤的表面反射。光电检测器测量来自受试者的光 (708)。在一个实施例中,AFE从光电检测器接收信号并放大信号并将它们转换为数字表示 (710)。应当理解,传感器节点在测量窗口上获取PPG测量,其生成与固定切换排程相对应的一系列测量数据。该系列测量数据在时域中可以是不均匀的,在样本之间具有不同的定时延迟。该系列样本对应于要在重构中使用的稀疏样本矩阵。

[0073] 在一个实施例中,AFE一次一个地向处理单元发送信号。在一个实施例中,AFE缓冲多个测量并批量发送它们。在任一种情况下,AFE将测量发送到处理器组件,用于从测量矩阵数据对PPG信号进行压缩感测重构 (712)。在一个实施例中,AFE将原始测量数据发送到处理器。在一个实施例中,AFE在将数据发送到处理器之前生成测量矩阵。在一个实施例中,处理器根据传感器节点发送的测量数据生成测量矩阵。在一个实施例中,传感器节点和处

理器节点在分离的设备中。

[0074] 图7B是用于将压缩感测应用于稀疏测量矩阵以用于PPG信号重构的过程的实施例的流程图。过程720表示可以由PPG系统的处理器节点执行的PPG信号重构的操作。处理器节点从传感器节点接收测量数据(722)。在一个实施例中,处理器节点根据接收的数据生成测量矩阵。在一个实施例中,处理器节点在测量矩阵上执行零填充(724)。零填充可以根据上面描述的内容,其可以改善恢复的PPG信号的质量。

[0075] 在一个实施例中,处理器节点基于离散变换稀疏基表示来执行计算(726)。例如,变换可以是或包括离散傅立叶变换、离散余弦变换或其他变换。处理器节点基于用于重构和信号估计的变换来执行计算。变换可以是L1范数重构的一部分。处理器执行L1范数重构计算以便生成频率系数从而指定PPG信号(728)。

[0076] 图8是其中可以实现压缩感测PPG信号重构系统的计算系统的实施例的框图。系统800表示根据本文描述的任何实施例的计算设备,其可以提供根据本文描述的任何实施例的处理单元或网关。系统800可以是膝上型计算机、台式计算机、服务器、游戏或娱乐控制系统、扫描仪、复印机、打印机、路由或交换设备或其他电子设备。系统800包括处理器820,其为系统800提供处理、操作管理和指令的执行。处理器820可以包括任何类型的微处理器、中央处理单元(CPU)、处理核或其他处理硬件,以便为系统800提供处理。处理器820控制系统800的整体操作,并且可以是或包括一个或多个可编程通用或专用微处理器、数字信号处理器(DSP)、可编程控制器、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑设备(PLD)等、或这些设备的组合。处理器820可以执行存储在存储器832中的数据和/或写入或编辑存储在存储器832中的数据。

[0077] 存储器子系统830表示系统800的主存储器,并且提供用于由处理器820执行的代码或者用于执行例程的数据值的临时存储。存储器子系统830可以包括一个或多个存储器设备,诸如只读存储器(ROM)、闪存、一种或多种随机存取存储器(RAM)、或其他存储器设备、或这些设备的组合。存储器子系统830尤其存储和托管操作系统(OS)836,以便提供用于在系统800中执行指令的软件平台。另外,从存储器子系统830存储和执行其他指令838以便提供系统800的逻辑和处理。OS 836和指令838由处理器820执行。存储器子系统830包括存储器设备832,其中存储器设备832存储数据、指令、程序或其他项目。在一个实施例中,存储器子系统包括存储器控制器834,其是用于生成命令并向存储器设备832发出命令的存储器控制器。应当理解,存储器控制器834可以是处理器820的物理部分。

[0078] 处理器820和存储器子系统830耦合到总线/总线系统810。总线810是抽象,其表示通过适当的桥接器、适配器和/或控制器连接的任何一个或多个单独的物理总线、通信线路/接口和/或点对点连接。因此,总线810可包括例如系统总线、外围组件互连(PCI)总线、超传输或工业标准架构(ISA)总线、小型计算机系统接口(SCSI)总线、通用串行总线(USB)、或者电气和电子工程师协会(IEEE)标准的1394总线(通常被成为“火线”)中的一个或多个。总线810的总线还可以对应于网络接口850中的接口。

[0079] 电源812耦合到总线810以便向系统800的组件提供电力。在一个实施例中,电源812包括AC到DC(交流到直流)适配器用于插入壁装插座。这种AC电力可以是可再生能源(例如,太阳能)。在一个实施例中,电源812仅包括DC电力,其可以由DC电源提供,诸如外部AC到DC转换器。在一个实施例中,电源812包括无线充电硬件,用于通过接近充电场来充电。在一

个实施例中,电源812可包括内部电池或燃料电池源。

[0080] 系统800还包括一个或多个输入/输出(I/O)接口840、网络接口 850、一个或多个内部大容量存储设备860、以及耦合到总线810的外围接口 870。I/O接口840可以包括用户通过其与系统800进行交互的一个或多个接口组件(例如,视频、音频和/或字母数字接口)。在一个实施例中,I/O接口840基于存储在存储器中的数据 and/或由处理器820执行的操作来生成显示。网络接口850向系统800提供通过一个或多个网络与远程设备(例如,服务器、其他计算设备)通信的能力。网络接口850可以包括以太网适配器、无线互连组件、USB(通用串行总线)或其他有线或无线标准或专有接口。网络接口850可以与远程设备交换数据,其可以包括发送存储在存储器中的数据 and/或接收要存储在存储器中的数据。

[0081] 存储860可以是或包括用于以非易失性方式存储大量数据的任何常规介质,诸如一个或多个磁性、固态或基于光学的盘、或组合。存储860保持代码或指令和处于持久状态的数据862(即,尽管中断对系统800的供电,值仍保留)。存储860一般可以被认为是“存储器”,尽管存储器830是用于向处理器820提供指令的执行或操作存储器。尽管存储860是非易失性的,但是存储器830可以包括易失性存储器(即,如果电力被中断到系统 800,则数据的值或状态是不确定的)。

[0082] 外围接口870可以包括上面没有具体提到的任何硬件接口。外围设备通常指的是依赖于系统800连接的设备。从属连接是其中系统800提供在其上执行操作并且用户利用其进行交互的软件和/或硬件平台的连接。

[0083] 在一个实施例中,系统800包括到PPG传感器880的接口。在一个实施例中,PPG传感器880直接耦合到处理器820。在一个实施例中,PPG传感器880经由外围接口870或系统800的其他连接耦合到处理器820。PPG传感器880根据本文描述的任何实施例生成稀疏测量矩阵数据样本。PPG传感器880根据固定模式测量数据。该模式可以是非均匀的。该模式可以是二进制级数序列。传感器将测量数据发送到处理器820以用于基于压缩感测重构计算进行PPG信号恢复。系统800可以作为网关设备操作以便基于稀疏矩阵执行计算。在一个实施例中,处理器820执行来自PPG传感器880的测量数据的零填充。

[0084] 图9是其中可以实现压缩感测PPG信号重构系统的移动设备的实施例的框图。设备900表示移动计算设备,诸如计算平板设备、移动电话或智能电话、支持无线的电子阅读器、可穿戴计算设备或其他移动设备。应当理解,总体上示出了某些组件,并且并非这种设备的所有组件都被示出在设备 900中。

[0085] 设备900包括处理器910,其执行设备900的主要处理操作。处理器910可包括一个或多个物理设备,诸如微处理器、应用处理器、微控制器、可编程逻辑设备或其他处理装置。由处理器910执行的处理操作包括操作平台或操作系统的执行,应用和/或设备功能在该操作平台或操作系统上执行。处理操作包括与通过人类用户和/或通过其他设备的I/O(输入/输出)相关的操作、与功率管理相关的操作、和/或与将设备900连接至另一设备相关的操作。处理操作还可以包括与音频I/O和/或显示I/O有关的操作。处理器 910可以执行存储在存储器中的数据 and/或存储在存储器中的写入或编辑数据。

[0086] 在一个实施例中,设备900包括音频子系统920,该音频子系统920 表示与向设备提供音频功能相关联的硬件(例如,音频硬件和音频电路)和软件(例如,驱动器、编解码器)组件。音频功能可包括扬声器和/或头戴式耳机输出,以及麦克风输入。用于此类功能的设

备可被集成至设备900中,或被连接至设备900。在一个实施例中,用户通过提供由处理器900接收并处理的音频命令来与设备910交互。

[0087] 显示子系统930表示向用户提供视觉和/或触觉显示以与计算设备交互的硬件(例如,显示设备)和软件(例如,驱动器)组件。显示子系统930包括显示接口932,该显示接口932包括用于向用户提供显示的特定屏幕或硬件设备。在一个实施例中,显示接口932包括与处理器910分开的用于执行与显示相关的至少一些处理的逻辑。在一个实施例中,显示子系统930包括向用户提供输出和输入的触摸屏设备。在一个实施例中,显示子系统930包括向用户提供输出的高清(HD)显示器。高清可以指具有大约90PPI(每英寸像素)或更大的像素密度的显示器,并且可以包括诸如全高清(例如,980p)、视网膜显示器、4K(超高清或UHD)、或其它的格式。在一个实施例中,显示子系统930基于存储在存储器中的数据 and/或由处理器910执行的操作来生成显示信息。

[0088] I/O控制器940表示与同用户的交互相关的硬件设备和软件组件。

I/O控制器940可操作用于管理作为音频子系统920和/或显示子系统930的一部分的硬件。另外,I/O控制器940例示出用于附加设备的连接点,该附加设备连接至计算设备900,用户可通过设备2100与系统进行交互。例如,可被附连至设备900的设备可包括麦克风设备、扬声器或音响系统、视频系统或其他显示设备、键盘或小键盘设备、或用于与特定应用一起使用的其他I/O设备(诸如,读卡器或其他设备)。

[0089] 如以上所提到的,I/O控制器940可与音频子系统920和/或显示子系统930交互。例如,通过麦克风或其他音频设备的输入可提供用于设备900的一个或多个应用或功能的输入或命令。另外,音频输出可被提供作为显示输出的替代或附加。在另一示例中,如果显示子系统包括触摸屏,则显示设备还充当可至少部分地由I/O控制器2140管理的输入设备。在设备900上可能存在附加的按钮或开关,以提供由I/O控制器940管理的I/O功能。

[0090] 在一个实施例中,I/O控制器940管理多个设备,诸如加速度计、相机、光传感器或其他环境传感器、陀螺仪、全球定位系统(GPS)、或者可被包括在设备900中的其他硬件。该输入可以是直接用户交互的部分,以及向系统提供环境输入以影响其操作(诸如,过滤噪声、调整用于亮度检测的显示器、应用相机的闪光灯或其他特征)。

[0091] 在一个实施例中,设备900包括功率管理950,该功率管理2150用于管理电池功率使用、电池充电、以及与功率节省操作相关的特征。电源管理950管理来自电源952的电力,该电源952向系统900的组件提供电力。在一个实施例中,电源952包括AC到DC(交流到直流)适配器用于插入壁装插座。这种AC电力可以是可再生能源(例如,太阳能)。在一个实施例中,电源952仅包括DC电力,其可以由DC电源提供,诸如外部AC到DC转换器。在一个实施例中,电源952包括无线充电硬件,用于通过接近充电场来充电。在一个实施例中,电源952可包括内部电池或燃料电池源。

[0092] 存储器子系统960包括用于在设备900中存储信息的(多个)存储器设备962。存储器子系统960可包括非易失性(如果到存储器设备的功率中断,则状态不会改变)和/或易失性(如果到存储器设备的功率中断,则状态不确定)存储器设备。存储器960可存储应用数据、用户数据、音乐、照片、文档或其他数据、以及与系统900的应用和功能的执行相关的系统数据(不论是长期的还是暂时的)。在一个实施例中,存储器子系统960包括存储器控制器964(其也可以被认为是系统900的控制的一部分,并且可能被认为是处理器910的一部

分)。存储器控制器964包括用于生成命令并向存储器设备962发出命令的排程器。

[0093] 连接970包括用于使设备900能够与外部设备通信的硬件设备(例如,无线和/或有线连接器和通信硬件)和软件组件(例如,驱动器、协议栈)。外部设备可以是诸如其他计算设备、无线接入点或基站之类的分开的设备,以及诸如头戴式设备、打印机之类的外围设备或其他设备。在一个实施例中,系统900与外部设备交换数据以用于存储在存储器中和/或用于在显示设备上显示。交换的数据可包括要存储在存储器中的数据 and/或已经存储在存储器中用于读取、写入或编辑数据的数据。

[0094] 连接970可包括多种不同类型的连接。为了概述,图示出设备900 具有蜂窝连接972和无线连接974。蜂窝连接972一般指由无线载体提供的蜂窝网络连接,诸如通过GSM(全球移动通信系统)或其变型或衍生类型、CDMA(码分多址)或其变型或衍生类型、TDM(时分复用)或其变型或衍生类型、LTE(长期演进-也称为“4G”)或其他蜂窝服务标准提供的蜂窝网络连接。无线连接974指不是蜂窝式的无线连接,并且可以包括个域网(诸如,蓝牙)、局域网(诸如,Wi-Fi)和/或广域网(诸如,WiMax)或其他无线通信。无线通信是指通过使用经调制的电磁辐射通过非固体介质来传输数据。有线通信通过固体通信介质发生。

[0095] 外围连接980包括硬件接口和连接器以及用于制造外围连接的软件组件(例如,驱动器、协议栈)。应当理解,设备900既可以都是连接至其它设备的外围设备(“去往”982),也可以具有连接至计算设备的外围设备(“来自”984)。设备900通常具有“对接”连接器用于连接到其他计算设备,以用于诸如管理(例如,下载和/或上载、改变、同步)设备900上的内容之类的目的。此外,对接连接器可允许设备900连接至某些外围设备,这些外围设备允许设备900控制例如对视听或其他系统的内容输出。

[0096] 除了专用对接连接器或其他专用连接硬件之外,设备900还可通过公共或基于标准的连接器来建立外围连接980。公共类型可包括通用串行总线(USB)连接器(其可包括数种不同硬件接口中的任何一种)、包括 MiniDisplayPort(微型显示端口)(MDP)的 DisplayPort(显示端口)、高清晰度多媒体接口(HDMI)、火线或其他类型。

[0097] 在一个实施例中,系统900包括到PPG传感器990的接口。在一个实施例中,PPG传感器990直接耦合到处理器910。在一个实施例中,PPG传感器990经由连接970、外围连接980或系统900的其他连接耦合到处理器 910。PPG传感器990根据本文描述的任何实施例生成稀疏测量矩阵数据样本。PPG传感器990根据固定模式测量数据。该模式可以是非均匀的。该模式可以是二进制级数序列。传感器将测量数据发送到处理器910以用于基于压缩感测重构计算进行PPG信号恢复。系统900可以作为网关设备操作以便基于稀疏矩阵执行计算。在一个实施例中,处理器910执行来自PPG传感器 990的测量数据的零填充。

[0098] 在一个方面,脉动式血氧计系统包括:发光二极管(LED),所述发光二极管用于发射用于光电容积描记图(PPG)测量的光脉冲;光电检测器,所述光电检测器用于基于检测到所述LED光脉冲与受试者的光干扰来生成测量;以及接口电路,所述接口电路用于根据固定排程控制所述LED的所述光脉冲的切换,以便使所述光电检测器基于所述固定排程光脉冲的压缩感测生成用于PPG信号重构的测量。

[0099] 在一个实施例中,所述固定排程能够被选择以便针对不同受试者生成不同数量的样本,并且所述接口电路将被预先配置有所选择的固定排程。在一个实施例中,所述接口电路用于控制所述光脉冲的切换,包括根据基于所述受试者的基于二进制的几何级数排程来

切换所述LED光脉冲。在一个实施例中,所述接口电路用于根据所述光电检测器采样的每个采样窗口的相同的基于二进制的几何级数来切换所述LED光脉冲。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,以便将所述固定排程表示为稀疏测量矩阵。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于基于离散傅里叶变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于基于离散余弦变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于基于稀疏基表示来执行 L1范数恢复。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于在执行所述L1范数恢复之前执行稀疏测量矩阵的零填充。在一个实施例中,还包括耦合到所述接口电路的处理器,所述处理器用于执行所述PPG信号重构。在一个实施例中,所述脉动式血氧计电路包括传感器设备上的电路,并且还包括与所述传感器设备分离的网关设备上的处理器,其中所述传感器设备和所述网关设备通信地耦合在一起。在一个实施例中,所述传感器电路还包括通信电路,用于将原始测量数据从所述光电检测器传递到所述网关设备,以供所述网关设备执行PPG信号重构。在一个实施例中,所述网关设备包括移动计算设备。

[0100] 在一个方面,脉动式血氧计电路包括:驱动器,所述驱动器耦合到发光二极管(LED),并使所述LED发射光脉冲用于光电容积描记图(PPG)测量,包括根据固定排程控制所述光脉冲的切换;以及模数转换器(ADC),所述模数转换器耦合到光电检测器以便基于由所述光电检测器检测到所述LED光脉冲与受试者的光干扰而生成一系列数字测量数据;其中所述光电检测器用于根据所述固定排程生成一系列数字测量数据,并且所述一系列数字测量数据用于PPG信号的压缩感测重构。

[0101] 在一个实施例中,所述固定排程能够被选择以便针对不同受试者生成不同数量的样本,并且所述接口电路将被预先配置有所选择的固定排程。在一个实施例中,所述驱动器用于控制所述光脉冲的切换,包括根据基于所述受试者的基于二进制的几何级数排程来切换所述LED光脉冲。在一个实施例中,所述接口电路用于根据所述光电检测器采样的每个采样窗口的相同的基于二进制的几何级数来切换所述LED光脉冲。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,以便将所述固定排程表示为稀疏测量矩阵。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于基于离散傅里叶变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中,所述PPG信号重构还包括信号处理器,用于基于离散余弦变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中,所述PPG信号的所述压缩感测重构还包括基于所述PPG信号的稀疏基表示的L1范数恢复。在一个实施例中,所述PPG信号的所述压缩感测重构还包括在执行所述L1范数恢复之前对测量矩阵进行零填充。在一个实施例中,还包括发射器,所述发射器用于将所述一系列测量数据发送到处理器以便执行所述PPG信号的压缩感测重构,其中所述处理器位于与所述驱动器、ADC和发射器分离的电路设备中。在一个实施例中,还包括耦合到所述接口电路的处理器,所述处理器用于执行所述PPG信号重构。在一个实施例中,所述传感器电路还包括通信电路,用于将原始测量数据从所述光电检测器传递到所述网关设备,以供所述网关设备执行PPG信号重构。在一个实施例中,所述网关设备包括移动计算设备。

[0102] 在一个方面,一种用于光电容积描记图(PPG)测量的方法,包括:根据固定排程切换发光二极管(LED)以便使所述LED向受试者发射光脉冲以用于PPG测量;测量所述LED光脉冲与所述受试者的光干扰;生成对应于所述固定排程的一系列测量数据,所述一系列测量

对应于稀疏样本矩阵中的条目；发送用于PPG信号的压缩感测重构的所述一系列测量。在一个实施例中，根据所述固定排程切换所述LED包括根据可选择的固定排程切换所述LED，该可选择的固定排程预先配置为针对不同受试者生成不同数量的样本。在一个实施例中，根据所述固定排程切换所述LED包括根据基于二进制的几何级数切换所述LED。在一个实施例中，根据基于二进制的几何级数来切换所述LED包括对每个采样窗口应用相同的基于二进制的几何级数。在一个实施例中，发送所述一系列测量包括将所述一系列测量发送到信号处理器以便将所述固定排程表示为稀疏测量矩阵。在一个实施例中，发送所述一系列测量包括将所述一系列测量发送到信号处理器以便基于离散傅立叶变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中，发送所述一系列测量包括将所述一系列测量发送到信号处理器以便基于离散余弦变换稀疏基表示来执行重构。在一个实施例中，发送所述一系列测量还包括将稀疏样本矩阵发送到处理器以便基于所述PPG信号的稀疏基表示进行L1范数恢复。在一个实施例中，还包括在执行所述L1范数恢复之前对所述稀疏采样矩阵进行零填充。在一个实施例中，发送用于所述PPG信号的压缩感测重建的所述稀疏样本矩阵还包括将所述稀疏样本矩阵发送到位于单独电路设备中的处理器。在一个实施例中，发送所述一系列测量还包括将原始测量数据发送到所述单独电路设备。在一个实施例中，所述单独电路设备包括移动计算设备。

[0103] 在一个方面，一种制品，包括计算机可读存储介质，其上存储有内容以使得执行操作来执行根据上述方法的方面的任何实施例的用于光电容积描记图 (PPG) 测量的方法。在一个方面，一种用于光电容积描记图 (PPG) 测量的设备包括用于执行操作以便执行根据上述方法的方面的任何实施例的方法的装置。

[0104] 此处示出的流程图提供各种过程动作的序列的示例。流程图可以指示由软件或固件例程执行的操作以及物理操作。在一个实施例中，流程图可以图示出有限状态机 (FSM) 的状态，其可以以硬件和/或软件实现。尽管以特定顺序或次序示出，但是这些动作的次序可被更改，除非另行指出。因此，所示实施例应被理解成仅作为示例，并且该过程可按不同次序来执行，且一些动作可被并行执行。另外，在多种实施例中可省略一个或多个动作；因而，并不是每个实施例都需要全部动作。其他过程流程是可能的。

[0105] 在本申请中描述的各个操作或功能的意义上，它们可被描述或限定为软件代码、指令、配置和/或数据。内容可以是可直接执行的（“对象”或“可执行”形式）、源代码、或差异代码（“ Δ ”或“补丁”代码）。本文中所述的实施例的软件内容可经由具有存储于其上的内容的制品来提供，或者可经由操作通信接口以便经由此通信接口来发送数据的方法来提供。机器可读存储介质可导致机器执行所描述的功能或操作，且包括以机器（例如计算设备、电子系统等等）可存取的形式存储信息的任意机构，诸如可记录/不可记录介质（诸如，只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、磁盘存储介质、光存储介质、闪存设备，等等）。通信接口包括对接至硬连线的、无线的、光学介质等中的任一者以向另一设备通信的任何机制，诸如，存储器总线接口、处理器总线接口、网际连接、盘控制器等。通信接口可通过提供配置参数和/或发送信号来配置，以预备通信接口提供描述软件内容的数据信号。可经由发送至该通信接口的一个或多个命令或信号来访问此通信接口。

[0106] 本文描述的各种组件可以是用于执行所描述的操作或功能的装置。本文所述的每个组件包括软件、硬件、或者软件和硬件的组合。组件可实现为软件模块、硬件模块、专用硬

件(例如,专用硬件、专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)等)、嵌入式控制器、硬连线路等。

[0107] 除了本文中所述的内容之外,还可对本发明的所公开的实施例和实现方式进行各种修改而不背离它们的范围。因此,本文中的示例和范例应当被解释成解说性的,而非限制性的。本发明的范围应当仅通过参照所附权利要求书来界定。

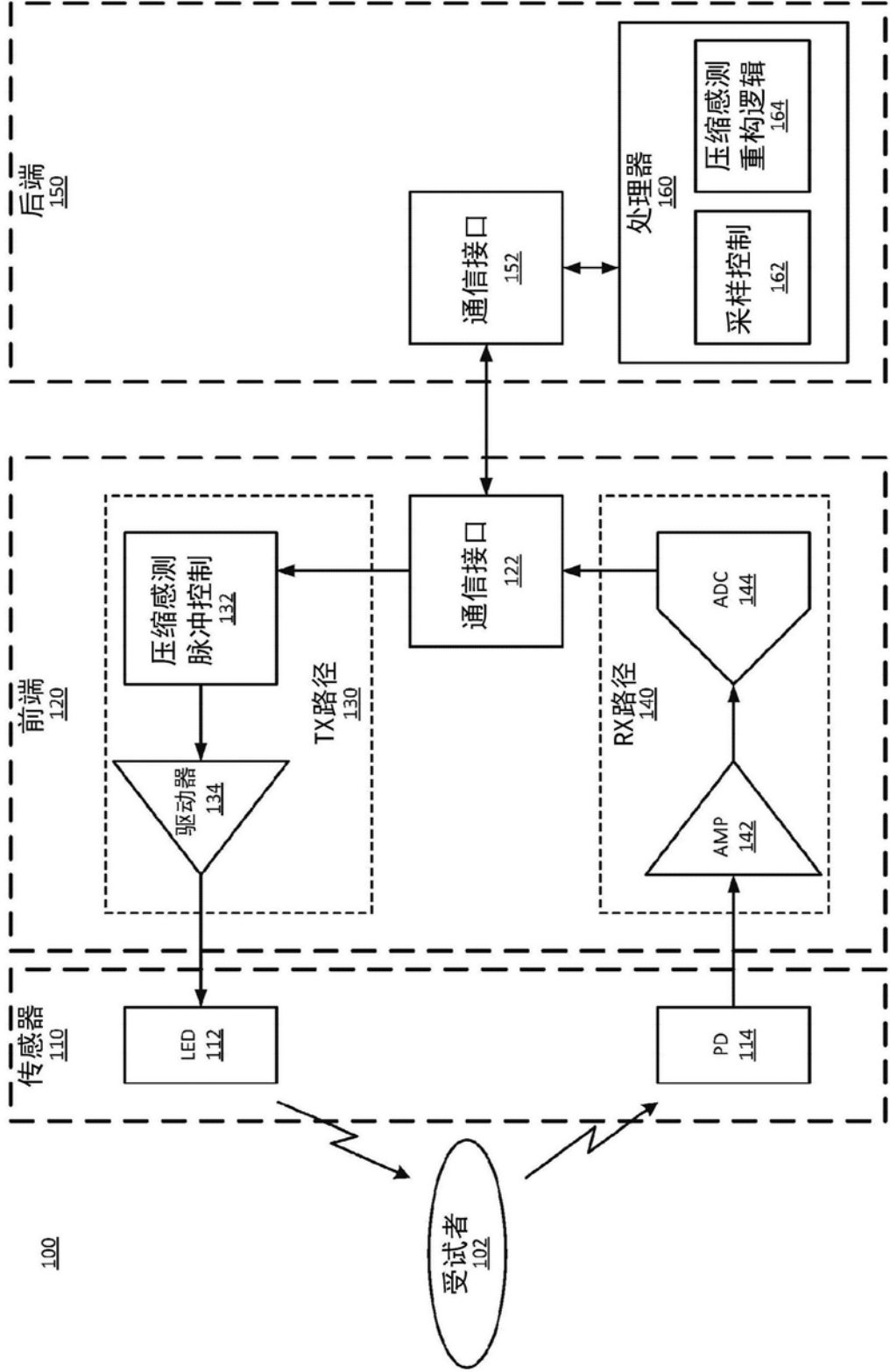


图1

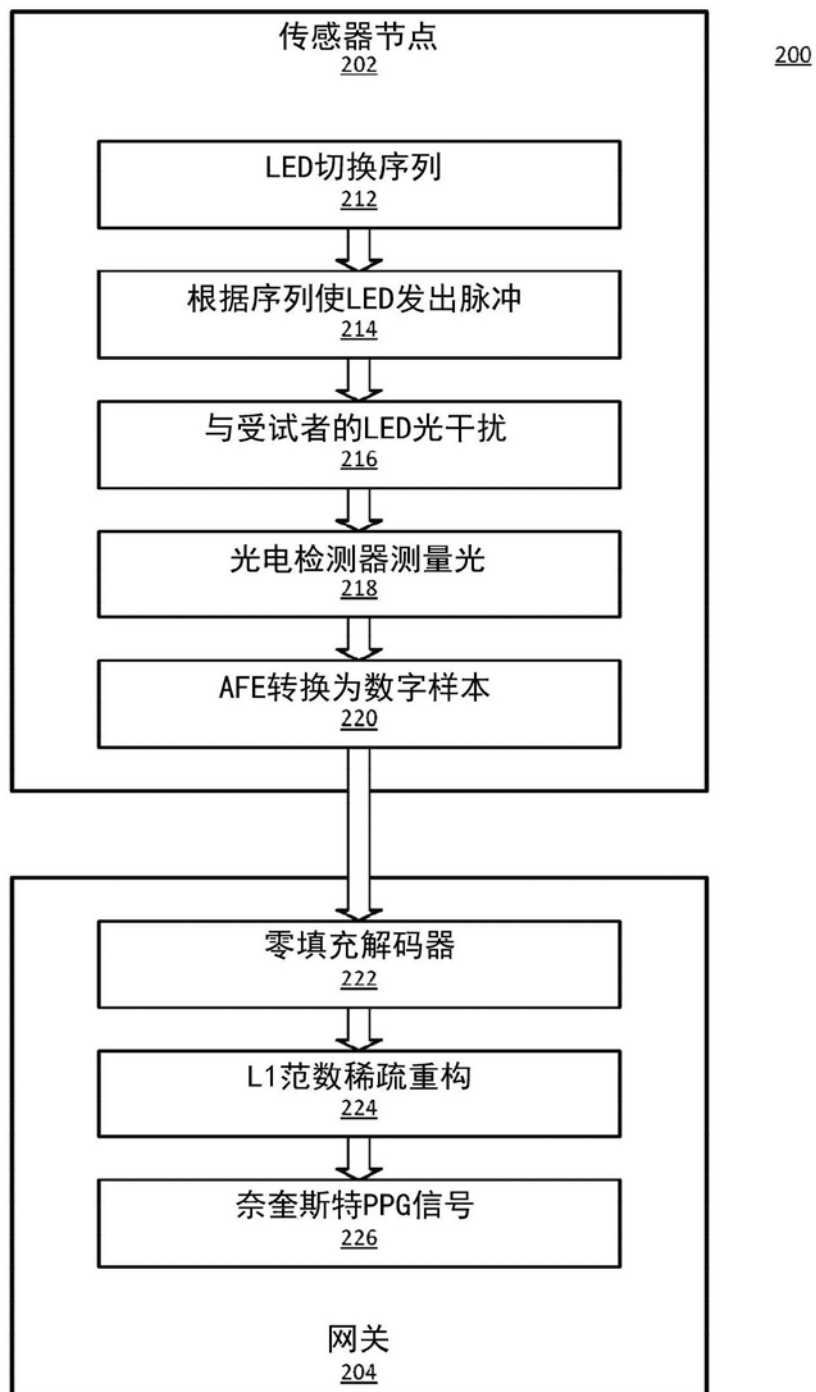


图2

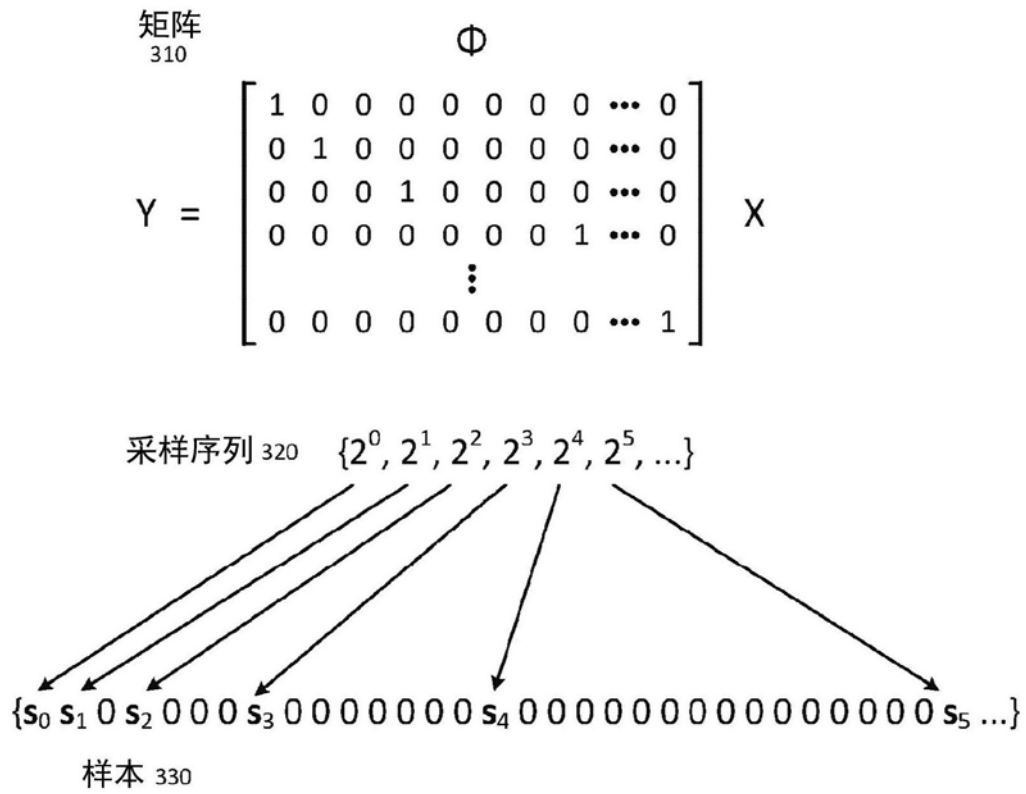


图3A

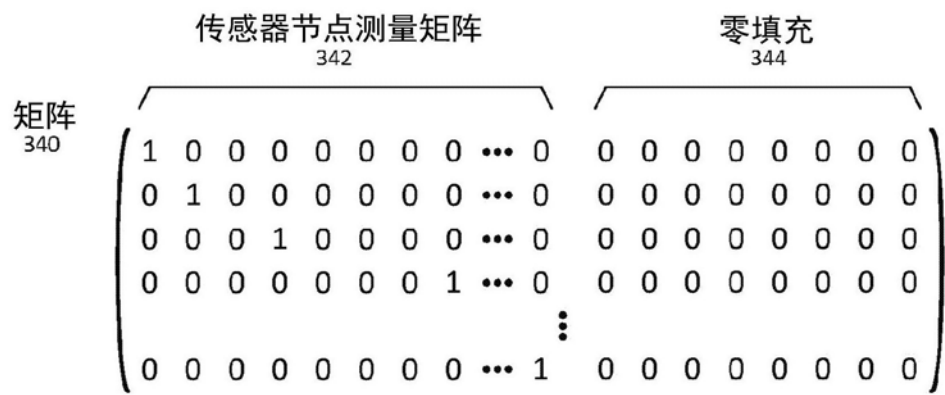


图3B

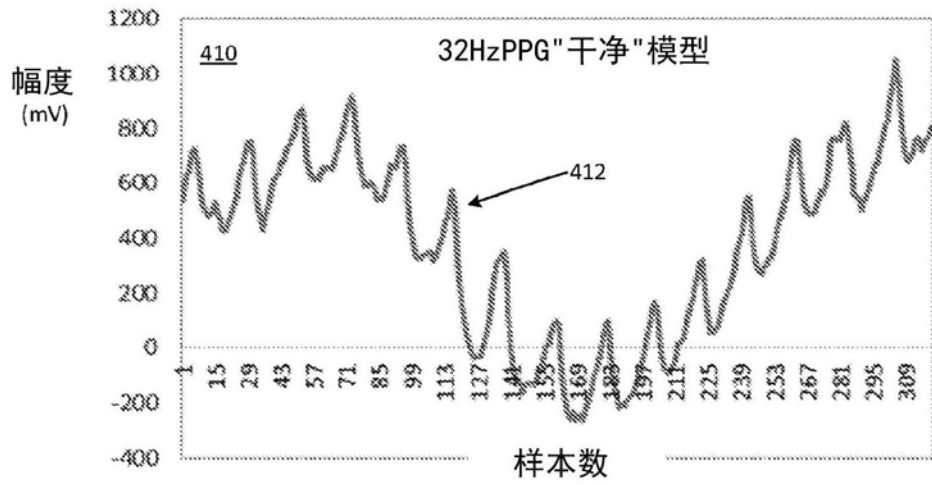


图4A

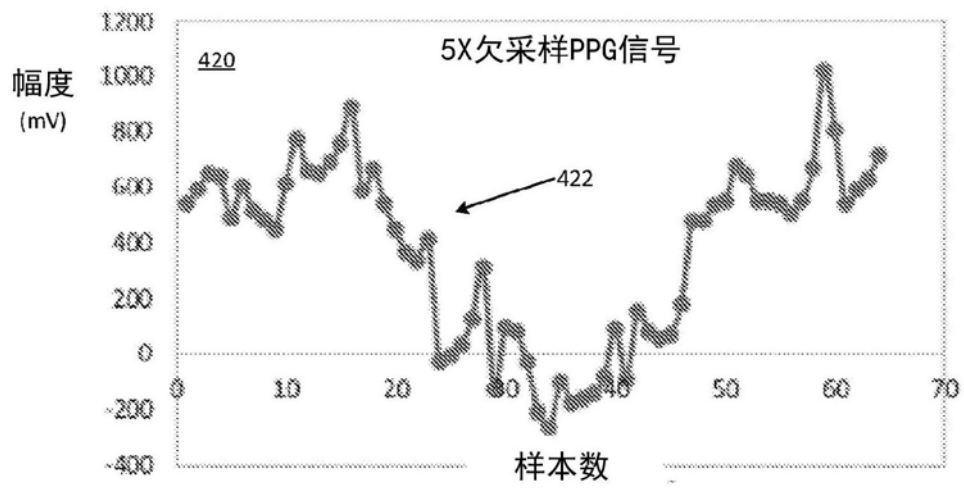


图4B

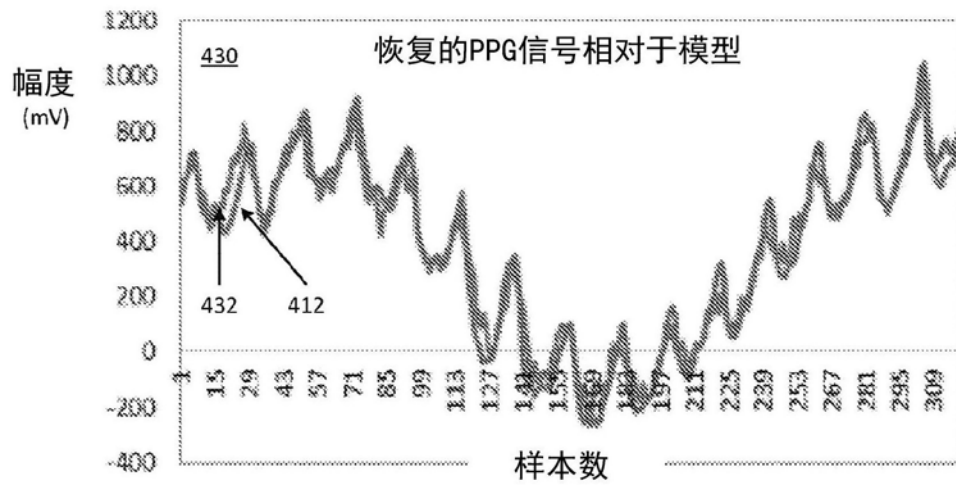


图4C

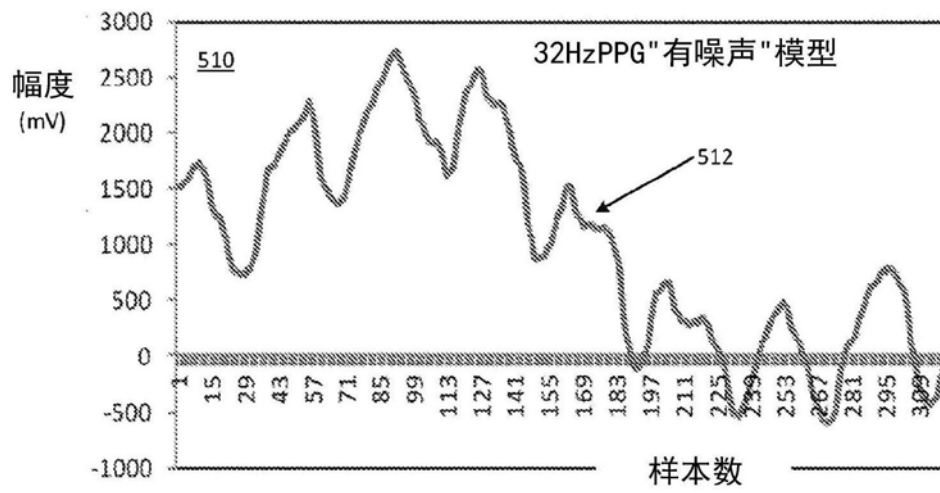


图5A

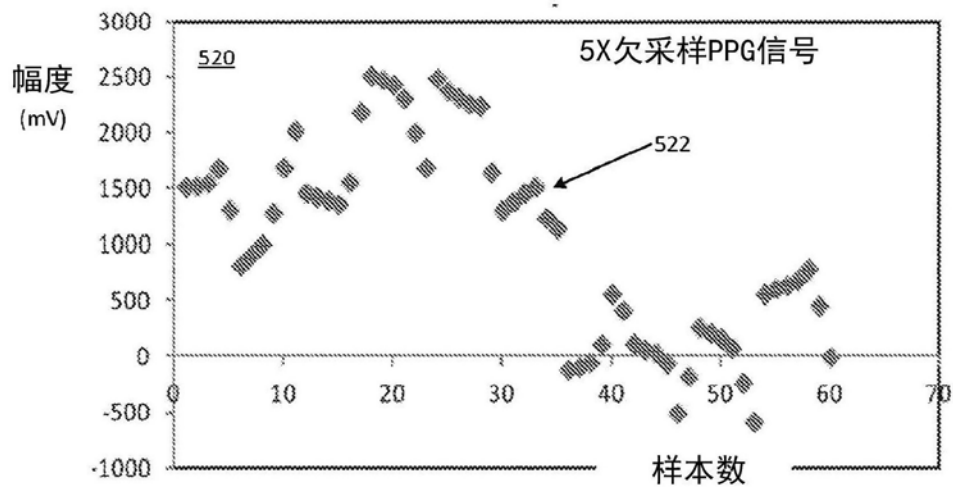


图5B

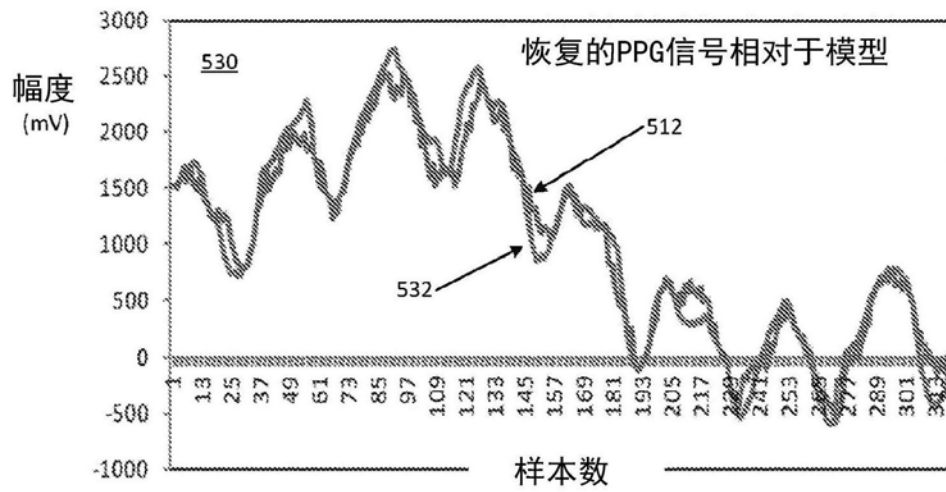


图5C

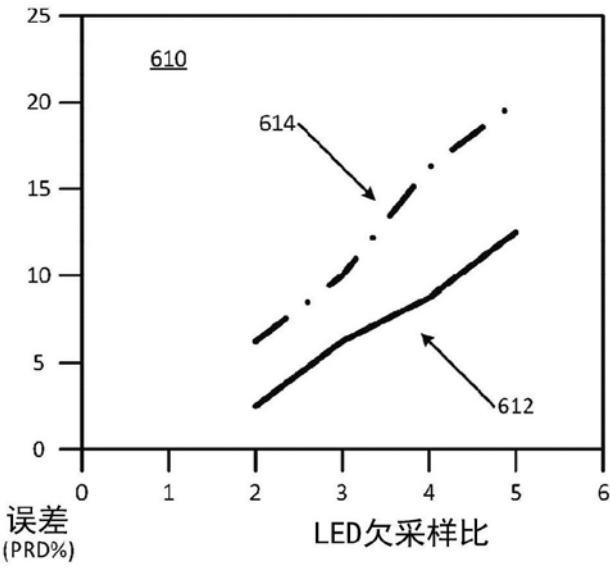


图6A

表 620

重 构 的 PPG 频 率 (Hz)	压 缩 感 测 LED 样 本 REQ/SEC	HR 误 差 %	传 统 样 本 REQ/SEC
32	6	2	12
100	11	2	22

图6B

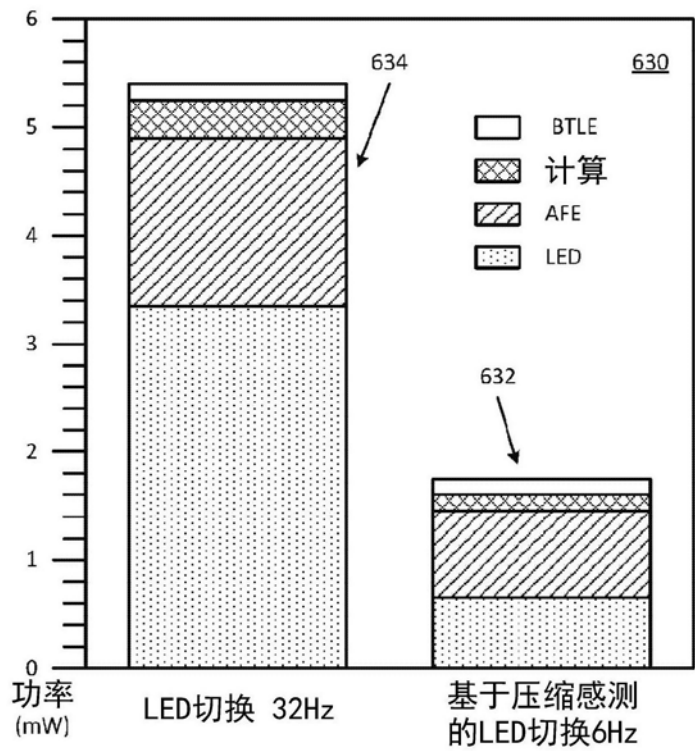


图6C

表 640

子系统	功率节省 %
LED	80.4
AFE	48.7
LED	59.8
BTLE	-
总计	68

图6D

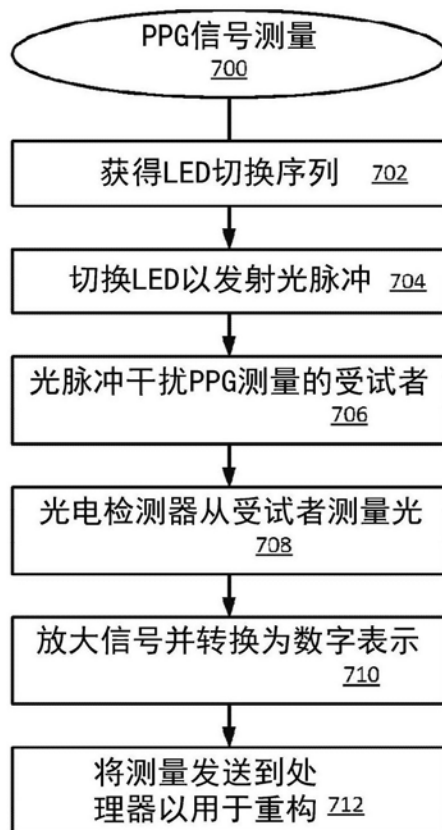


图7A

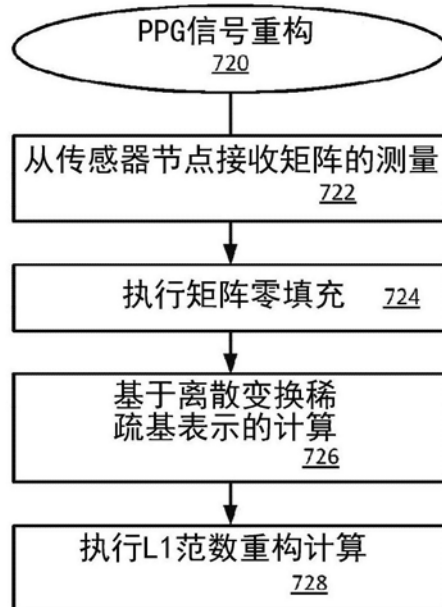


图7B

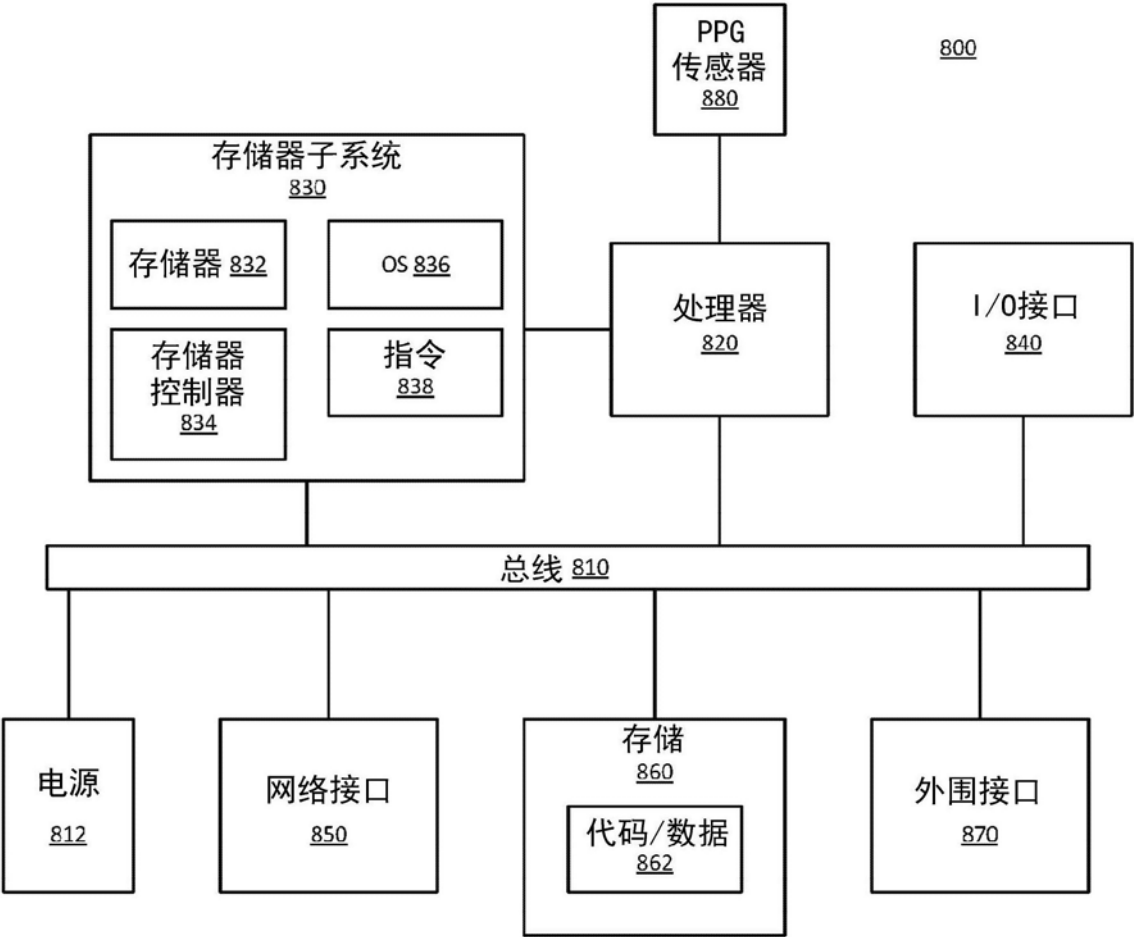


图8

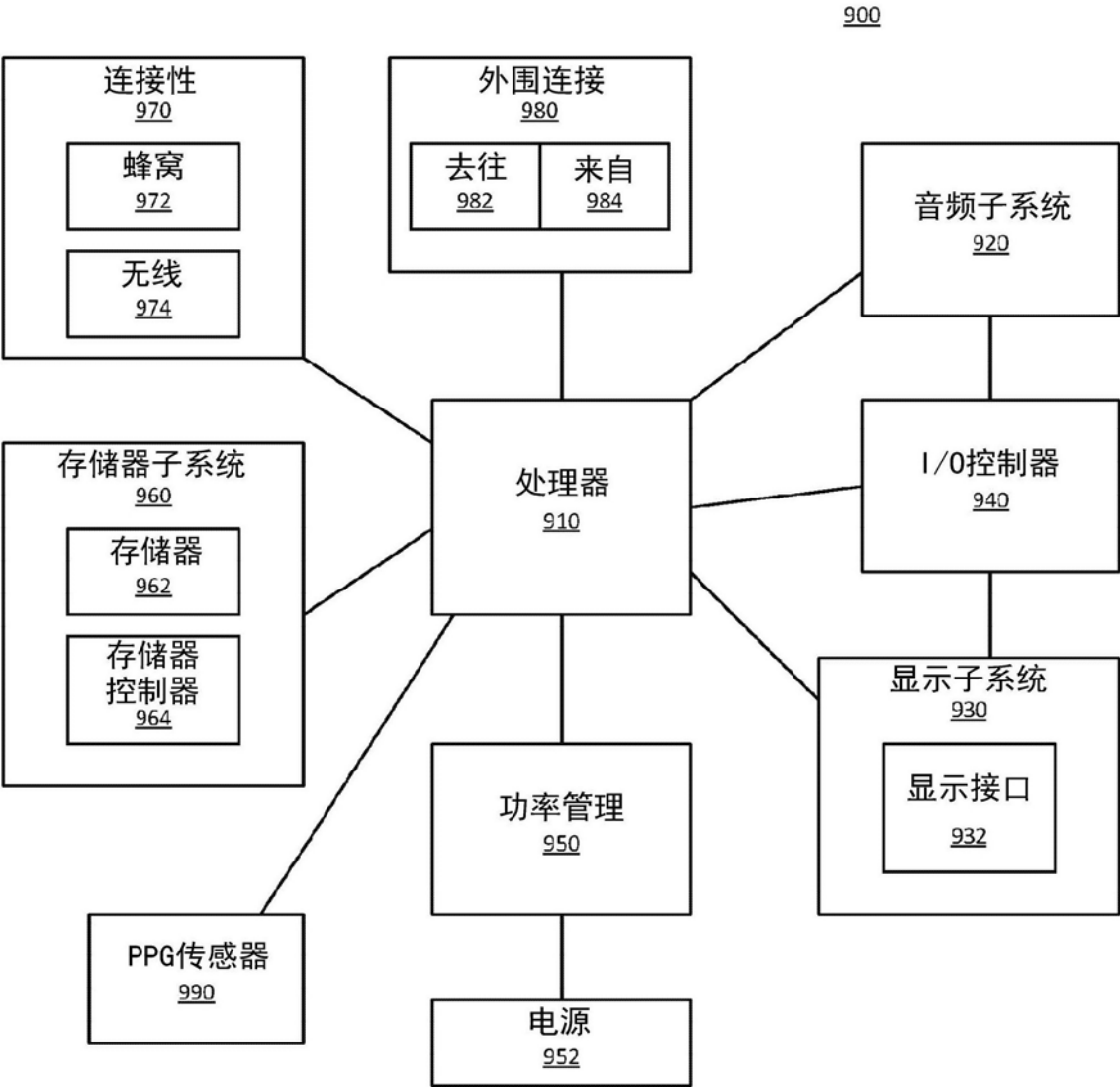


图9

专利名称(译)	压缩感测稀疏采样光电容积描记图 (PPG) 测量		
公开(公告)号	CN109069038A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780021084.9	申请日	2017-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
[标]发明人	V纳塔拉詹 D 达德希奇 K 兰甘纳坦		
发明人	V·纳塔拉詹 D·达德希奇 K·兰甘纳坦		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/002 A61B5/14551 A61B5/6802 A61B5/7225 A61B5/7257 A61B2560/0204		
优先权	15/089501 2016-04-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

光电容积描记图(PPG)测量包括基于根据固定模式生成的样本的压缩感测的使用。脉动式血氧计电路可以根据该固定模式驱动LED以产生稀疏测量的压缩感测样本矩阵。该固定模式可以是二进制级数。PPG信号重建可以包括对样本矩阵进行零填充。

