



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110461225 A

(43)申请公布日 2019. 11. 15

(21)申请号 201880020946.0

(22)申请日 2018.05.03

(30)优先权数据

62/501,522 2017.05.04 US

62/571,606 2017.10.12 US

62/580,024 2017.11.01 US

62/580,308 2017.11.01 US

15/969,553 2018.05.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/061445 2018.05.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/202823 EN 2018.11.08

(71)申请人 佳明瑞士有限责任公司

地址 瑞士沙夫豪森

(72)发明人 C·J·库拉奇 P·R·麦克唐纳德

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 宿小猛

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

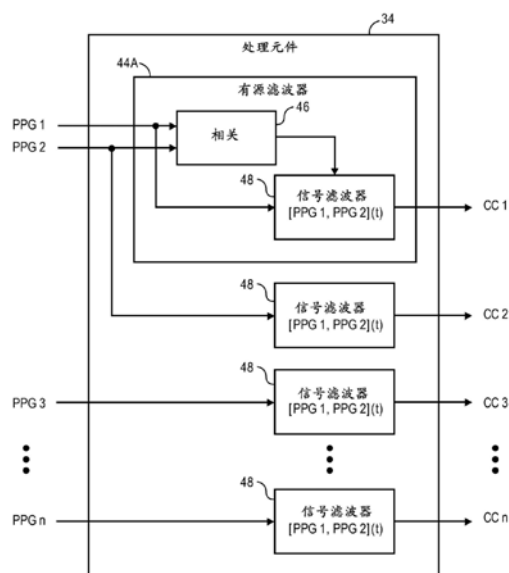
权利要求书4页 说明书22页 附图14页

(54)发明名称

脉搏光谱技术

(57)摘要

一种电子健身设备,包括第一光发射器,光接收器和处理元件。第一光发射器被配置为发送第一光信号和第二光信号。光接收器被配置为接收第一和第二光信号并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图(PPG)信号。处理元件被配置为控制第一光发射器以发送第一光信号和第二光信号,从光接收器接收第一和第二PPG信号并比较它们,基于该比较来识别第一和第二PPG信号中存在的公共心脏分量,基于公共心脏分量确定信号滤波器参数,并基于信号滤波器参数分别从第一和第二PPG信号生成第一和第二心脏分量。



1. 一种电子健身设备,包括:
  - 壳体,包括底壁;
  - 第一光发射器,沿底壁定位,所述第一光发射器配置成发射第一光信号和第二光信号,所述第一光信号具有第一波长;
  - 光接收器,沿底壁定位,所述光接收器配置成接收经用户的皮肤调制的第一光信号和第二光信号,并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图 (PPG) 信号;以及处理元件,与第一光发射器和光接收器进行电子通信,所述处理元件被配置为:
    - 控制第一光发射器在第一时间段期间发送第一光信号并且在第二时间段期间发送第二光信号;
    - 从光接收器接收第一PPG信号和第二PPG信号;
    - 比较第一PPG信号第二PPG信号;
    - 基于该比较识别第一PPG信号和第二PPG信号中存在的公共分量;
    - 基于公共分量确定信号滤波器参数;
    - 基于信号滤波器参数从第一PPG信号生成第一心脏分量;
    - 基于信号滤波器参数从第二PPG信号生成第二心脏分量;并且
    - 基于第一心脏分量和第二心脏分量确定血液相关的生理信息。
2. 根据权利要求1所述的电子健身设备,还包括多个信号滤波器,并且其中,所述处理元件还被配置为:
  - 使用信号滤波器参数利用第一信号滤波器对第一PPG信号进行滤波,以生成第一心脏分量,并且
  - 使用信号滤波器参数利用第二信号滤波器对第二PPG信号进行滤波,以生成第二心脏分量。
3. 根据权利要求2所述的电子健身设备,还包括沿所述底壁定位的第二光发射器,所述第二光发射器配置为发射具有第二波长的第三光信号,其中所述处理元件还被配置为:
  - 控制所述第二光发射器在第三时间段内发送第三光信号,
  - 从光接收器接收第三PPG信号,并且
  - 使用信号滤波器参数利用第三信号滤波器对第三PPG信号进行滤波,以生成第三心脏分量。
4. 根据权利要求1所述的电子健身设备,其中,所述处理元件还被配置为:
  - 利用信号滤波器参数来生成应用于多个信号滤波器中的每一个的传递函数,
  - 利用第一信号滤波器对第一PPG信号进行滤波以生成第一心脏分量,并且
  - 利用第二信号滤波器对第二PPG信号进行滤波以生成第二心脏分量。
5. 根据权利要求1所述的电子健身设备,其中,所述信号滤波器参数是所述公共分量的频谱参数,并且其中,所述处理元件还被配置为:
  - 使用所述频谱参数利用第一信号滤波器对第一PPG信号进行滤波,以生成第一心脏分量,并
  - 使用所述频谱参数利用第二信号滤波器对第二PPG信号进行滤波,以生成第二心脏分量。
6. 根据权利要求1所述的电子健身设备,其中,所述信号滤波器参数是与所述公共分量

相关联的公共波形,并且所述处理元件还被配置为:

将第一PPG信号与所述公共波形进行比较以生成第一心脏分量,并且  
将第二PPG信号与所述公共波形进行比较以生成第二心脏分量。

7. 根据权利要求6所述的电子健身设备,还包括沿底壁定位的第二光发射器,第二光发射器配置成发射具有第二波长的第三光信号,其中处理元件还配置成:

控制第二光发射器在第三时间段内发送第三光信号,

从光接收器接收第三PPG信号,并且

将第三PPG信号与所述公共波形进行比较以生成第三心脏分量,并且

其中第三PPG信号的信噪比低于第一PPG信号的信噪比。

8. 根据权利要求1所述的电子健身设备,其中,所述处理元件还被配置为:

使用所述信号滤波器参数确定多个信号滤波器中的每一个的多个滤波器系数的值,每个信号滤波器是离散时间、多抽头延时线滤波器,每个抽头使用所述多个滤波器系数之一被配置,

基于反馈信号周期性地更新滤波器系数,所述反馈信号基于第一心脏分量和第二PPG信号之间的差,

利用第一信号滤波器对第一PPG信号进行滤波以生成第一心脏分量,并且

利用第二信号滤波器对第二PPG信号进行滤波以生成第二心脏分量。

9. 根据权利要求8所述的电子健身设备,还包括沿底壁定位的第二光发射器,第二光发射器配置成发射具有第二波长的第三光信号,其中处理元件还配置成:

控制第二光发射器在第三时间段期间发射第三光信号,

从光接收器接收第三PPG信号,并且

用第三信号滤波器对第三PPG信号进行滤波以生成第三心脏分量。

10. 根据权利要求8所述的电子健身设备,其中,从所述第一光发射器到所述第一光接收器的第一光信号沿其行进的第一路径与从所述第二光发射器到所述第一光接收器的第二光信号沿其行进的第二路径明显不同。

11. 一种电子健身设备,包括:

壳体,包括底壁;

第一光发射器,沿底壁定位,所述第一光发射器配置成发射具有第一波长的第一光信号;

第二光发射器,沿底壁定位,所述第二光发射器配置成发射具有第二波长的第二光信号;

第一光接收器,沿底壁定位,所述第一光接收器配置成接收经用户的皮肤调制的第一光信号和第二光信号,并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图(PPG)信号;以及

处理元件,与第一光发射器、第二光发射器和第一光接收器进行电子通信,所述处理元件被配置为:

分别控制第一光发射器在第一时间段期间发送第一光信号以及控制第二光发射器在第二时间段期间发送第二光信号,

从第一光接收器接收第一PPG信号和第二PPG信号,

比较第一PPG信号和第二PPG信号，  
基于比较来识别第一PPG信号和第二PPG信号中存在的公共分量，  
基于公共分量确定信号滤波器参数，  
基于信号滤波器参数从第一PPG信号生成第一心脏分量，  
基于信号滤波器参数从第二PPG信号生成第二心脏分量，并且  
基于第一心脏分量和第二心脏分量确定血液相关的生理信息。

12. 根据权利要求11所述的电子健身设备，其中，从所述第一光发射器到所述第一光接收器的第一光信号沿其行进的第一路径与从所述第二光发射器到所述第一光接收器的第二光信号沿其行进的第二路径明显不同，并且其中，所确定的血液相关的生理信息是脉搏氧饱和度水平。

13. 根据权利要求11所述的电子健身设备，还包括：

第二光接收器，被配置为接收经用户的皮肤调制的第一光信号和第二光信号，并生成由所接收的光信号得到的第三PPG信号和第四PPG信号。

14. 根据权利要求13所述的电子健身设备，其中，所述处理元件还被配置为：

从所述第二光接收器接收所述第三PPG信号和第四PPG信号，  
比较与在所述第一时间段期间发送的第一光信号相关联的第一PPG信号和第三PPG信号，

比较与在所述第二时间段期间发送的第二光信号相关联的第二PPG信号和第四PPG信号，

基于该比较来识别第一PPG信号和第三PPG信号中存在的公共分量，并且  
基于该比较来识别第二PPG信号和第四PPG信号中存在的公共分量。

15. 一种电子健身设备，包括：

壳体，包括底壁；

第一光发射器，沿底壁定位，所述第一光发射器配置成发射具有第一波长的第一光信号；

第二光发射器，沿底壁定位，所述第二光发射器配置成发射具有第二波长的第二光信号；

光接收器，沿底壁定位，所述光接收器被配置为接收经用户的皮肤调制的第一光信号和第二光信号，并生成由所接收的光信号得到的光电血管容积图 (PPG) 信号；以及

处理元件，与第一光发射器、第二光发射器以及光接收器电子通信，所述处理元件被配置为：

分别控制第一光发射器和第二光发射器以发射第一光信号和第二光信号，

从光接收器接收由第一光信号得到的参考PPG信号，

从光接收器接收由第二光信号得到的第二PPG信号，

确定参考PPG信号的信号特性，

利用所确定的信号特性处理第二PPG信号以生成第二PPG信号的第一心脏分量，并且

基于第一心脏分量确定血液相关的生理信息。

16. 根据权利要求15所述的电子健身设备，其中，所确定的信号特性包括参考PPG信号的参考频率，并且其中，处理元件还被配置为生成参考PPG信号的参考心脏分量。

17. 根据权利要求16所述的电子健身设备,还包括沿所述底壁定位的第三光发射器,所述第三光发射器配置为发射具有第三波长的第三光信号,其中所述光接收器还被配置为接收经用户的皮肤调制的第三光信号,并生成由所接收的第三光信号得到的第三PPG信号,并且其中处理元件还被配置为:

从光接收器接收第三PPG信号,

基于信号滤波器参数从第三PPG信号生成第二心脏分量,并且

基于第一心脏分量、第二心脏分量和参考心脏分量来确定血细胞比容水平。

18. 根据权利要求15所述的电子健身设备,还包括沿所述底壁定位的第三光发射器,所述第三光发射器被配置为发射具有第三波长的第三光信号,其中所述光接收器还被配置为接收经用户的皮肤调制的第三光信号,并生成由所接收的第三光信号得到的第三PPG信号,并且其中处理元件还被配置为:

利用所确定的信号特性处理第三PPG信号以生成第三PPG信号的第二心脏分量,并

根据第一心脏分量和第二心脏分量确定血细胞比容水平。

19. 根据权利要求15所述的电子健身设备,还包括沿底壁定位的第三光发射器,第三光发射器被配置为发射具有第三波长的第三光信号,其中,光接收器还被配置为接收经用户的皮肤调制的第三光信号并生成由所接收的第三光信号得到的第三PPG信号,并且其中处理元件还被配置为:

利用所确定的信号特性处理第三PPG信号以生成第三PPG信号的第二心脏分量,并

基于第一心脏分量和第二心脏分量确定脉搏氧饱和度水平。

20. 根据权利要求15所述的电子健身设备,还包括沿底壁定位的第三光发射器和第四光发射器,第三光发射器和第四光发射器被配置为分别发射具有第三和第四波长的第三和第四光信号,其中光接收器还被配置为接收经用户的皮肤调制的第三和第四光信号,并分别生成由所接收的第三和第四光信号得到的第三PPG信号和第四PPG信号,并且其中处理元件还被配置为:

利用确定的信号特性处理第三PPG信号以生成第三PPG信号的第二心脏分量,

利用确定的信号特性处理第四PPG信号以生成第四PPG信号的第三心脏分量,并且

基于第二心脏分量和第三心脏分量确定用户水合程度。

## 脉搏光谱技术

[0001] 相关申请

[0002] 本申请根据35U.S.C§119(e)要求2017年5月4日提交的名称为“Improved SNR of Components in PPG Signal”的美国临时申请第62/501,522号,2017年10月12日提交的名称为“Improved Optical Cardiac Monitor”的临时申请第62/571,606号,2017年11月1日提交的名称为“Improved Optical Cardiac Monitor”的申请第62/580,308号和2017年11月1日提交的名称为“User Body Hydration”的临时申请第62/580,024号的权益,上述临时申请通过引用整体并入本文。

### 背景技术

[0003] 脉搏光谱技术是对于针对人体皮肤的光信号进行观察和分析,以便确定血液相关和心脏生理指标及信息,例如用户的心率,脉搏氧饱和度水平(血氧饱和度),以及血细胞比容水平,或者血细胞比率。也称为“脉搏ox”或SpO<sub>2</sub>的脉搏氧饱和度水平是血氧饱和度的水平。红细胞含有氧合血红蛋白(氧血红蛋白,O<sub>2</sub>Hb)和脱氧血红蛋白(去氧血红蛋白,HHb)。用户的脉搏氧饱和度随着氧合血红蛋白浓度的增加而增加。也称为Hct的血细胞比容水平是血液中红细胞的体积百分比(vol%),通常与血液中水的体积百分比相关联。

[0004] 脉搏光谱技术可以通过诸如与佩戴者的皮肤接触的电子健身设备的设备来执行。用户(佩戴者)可以是任何个体,其佩戴电子设备,使得电子设备的壳体贴近个体的皮肤(例如,佩戴在人的手腕、腹部,腿部等处)。电子健身设备可以包括光学器件,例如光发射器,其向用户的皮肤发射分别具有独特波长的多个光信号(光);以及光接收器,其接收来自皮肤的光信号(光)的反射并且生成多个光电血管容积图(PPG)信号,每个PPG信号包括由所接收光的波长得到的特性或者与所接收光的波长对应的特性。分析PPG信号以确定血液相关和心脏信息。

[0005] 虽然一些传统电子设备利用发射到用户皮肤中的光信号的反射来确定心脏监测信息,但是其他电子设备可以发射穿过用户皮肤(例如,通过用户的指尖)的透射光信号。传统设备可包括多个壳体,使得第一壳体包括将光信号发射到诸如指尖皮肤的用户皮肤中的光发射器,第二壳体包括接收通过用户皮肤的光信号的光接收器。这样的电子设备可以用在用户身体上的如下位置,在该位置光可以没有过度衰减地传输通过组织,而不依赖于来自组织的反射,例如通过指尖或耳垂。

### 发明内容

[0006] 本技术的实施例提供了一种用于执行脉搏光谱技术的电子健身设备。电子健身设备的一个实施例总体上包括壳体,第一光发射器,光接收器和处理元件。壳体包括底壁。第一光发射器沿底壁定位,并配置成发射第一光信号和第二光信号。光接收器沿底壁定位,并配置成接收经用户的皮肤调制的第一和第二光信号,并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图(PPG)信号。处理元件与第一光发射器和光接收器进行电子通信。处理元件被配置为控制第一光发射器在第一时间段期间发送第一光信号并且在第二时间段

期间发送第二光信号,从光接收器接收第一和第二PPG信号,比较第一PPG信号第二PPG信号,基于比较识别第一PPG信号和第二PPG信号中存在的公共分量,基于公共分量确定信号滤波器参数,基于信号滤波器参数从第一PPG信号生成第一心脏分量,基于信号滤波器参数从第二PPG信号生成第二心脏分量,并基于第一和第二心脏分量确定血液相关的生理信息。

[0007] 本技术的另一实施例提供了一种电子健身设备,其总体上包括壳体,第一光发射器,第二光发射器,第一光接收器和处理元件。壳体包括底壁。第一光发射器沿底壁定位并配置成发射具有第一波长的第一光信号。第二光发射器沿底壁定位,并配置成发射具有第二波长的第二光信号。第一光接收器沿底壁定位,并配置成接收经用户的皮肤调制的第一和第二光信号,并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图(PPG)信号。处理元件与第一光发射器、第二光发射器和第一光接收器进行电子通信。处理元件被配置为分别控制第一光发射器在第一时间段期间发送第一光信号以及控制第二光发射器在第二时间段期间发送第二光信号,从光接收器接收第一和第二PPG信号,比较第一和第二PPG信号,基于比较来识别第一和第二PPG信号中存在的公共分量,基于公共分量确定信号滤波器参数,基于信号滤波器参数从第一PPG信号生成第一心脏分量,基于信号滤波器参数从第二PPG信号生成第二心脏分量,并基于第一和第二心脏分量确定血液相关的生理信息。

[0008] 本技术的又一实施例提供了一种电子健身设备,其总体上包括壳体,第一光发射器,第二光发射器,光接收器和处理元件。壳体包括底壁。第一光发射器沿底壁定位,并配置成发射具有第一波长的第一光信号。第二光发射器沿底壁定位,并配置成发射具有第二波长的第二光信号。光接收器沿着底壁定位,并且被配置为接收经用户的皮肤调制的第一和第二光信号,并生成由所接收的光信号得到的光电血管容积图(PPG)信号。处理元件与第一和第二光发射器以及光接收器电子通信。处理元件被配置为控制第一和第二光发射器分别发射第一光信号和第二光信号,从光接收器接收由第一光信号得到的参考PPG信号,从光接收器接收由第二光信号得到的第二PPG信号,确定参考PPG信号的信号特性,利用所确定的信号特性处理第二PPG信号以生成第二PPG信号的心脏分量,并基于第一心脏分量确定血液相关的生理信息。

[0009] 提供本发明内容是为了以简化的形式介绍概念的选择,这些概念将在下面的详细描述中被进一步描述。本发明内容不旨在标识所要求保护的的主题的关键特征或必要特征,也不旨在用于限制所要求保护的的主题的范围。从以下对实施例的详细描述和附图中,本技术的其他方面和优点将变得清楚。

## 附图说明

[0010] 下面参考附图详细描述本技术的实施例,其中:

[0011] 图1是佩戴在用户手腕上的根据本技术的各种实施例构造的电子健身设备的俯视图;

[0012] 图2是可以由电子健身设备在一段时间内生成的光电血管容积图(PPG)信号波形的曲线图;

[0013] 图3是电子健身设备和用户手腕的示意性侧剖视图,描绘了光信号通过用户的皮肤和组织的传输;

[0014] 图4是由PPG信号被滤波而得到的PPG信号的心脏分量的曲线图。

[0015] 图5A是光信号的吸收系数或水平对光信号的波长的曲线图,其中光信号可以被血液的各种成分(例如含氧血液和脱氧血液)吸收;

[0016] 图5B是光信号的吸收系数或水平对光信号的波长的曲线图,其中光信号可以被血液的各种成分(例如含氧血液、脱氧血液和水)吸收;

[0017] 图6是用于执行相关脉搏光谱技术的处理元件的一个实施例的示意性框图;

[0018] 图7是用于执行相关脉搏光谱技术的处理元件的另一实施例的示意性框图;

[0019] 图8是用于执行相关脉搏光谱技术的处理元件的又一实施例的示意性框图;

[0020] 图9是用于执行增强脉搏光谱技术的处理元件的一个实施例的示意性框图;

[0021] 图10是电子健身设备的各种电子部件的示意性框图;

[0022] 图11是示出涉及发射多个光信号、接收多个光信号的反射、生成与各光信号对应的PPG信号的电子部件的概略框图;

[0023] 图12是多个光发射器阵列和光接收器的示意图,示出了由每个光发射器发射的并由多个光接收器接收的光信号的路径;以及

[0024] 图13-15是图12的光发射器和光接收器的其他示意图,光发射器被配置为输出光信号,该光信号被用于基于由光接收器接收的光信号实现所指示功能。

[0025] 附图不将本技术限制于在此公开和描述的特定实施例。虽然附图不一定提供所示部件或结构的精确尺寸或公差,但附图按比例绘制,作为关于附图中所示结构的部件之间的关系的一些实施例的示例。

## 具体实施方式

[0026] 以下对该技术的详细描述参考了附图,附图示出了可以实施该技术的特定实施例。实施例旨在充分详细地描述本技术的各方面,以使本领域技术人员能够实践该技术。在不脱离本技术的范围的情况下,可以利用其他实施例,并且可以进行改变。因此,以下详细描述不应被视为具有限制意义。本技术的范围仅由所附权利要求以及这些权利要求所赋予的等同物的全部范围来限定。

[0027] 在本说明书中,对“一个实施例”,“实施例”或“实施例”的引用意味着所涉及的一个或多个特征包括在本技术的至少一个实施例中。本领域技术人员显而易见的,在本说明书中对“一个实施例”,“实施例”或“实施例”的单独引用不一定是指相同的实施例,也不是相互排斥的,除非如此陈述和/或例外。例如,在一个实施例中描述的特征、结构、动作等也可以包括在其他实施例中,但不一定包括在内。因此,本技术可包括本文描述的实施例的各种组合和/或整合。

[0028] 可以利用光谱方法和技术基于电磁辐射(光)与各种材料和物质的相互作用来分析各种材料和物质的特性。例如,光谱技术可以应用于可见、红外(IR)、紫外(UV)、X射线、微波和无线电波电磁辐射对于各种材料和物质的吸收、发射和散射。可以应用光学光谱技术使用光学材料来对于材料和物质(例如使用者的皮肤或组织)分散和/或聚焦可见光、IR和UV光。电磁辐射(光)在其行进时振荡,并且振荡电磁辐射的波长可以在与可见光、红外(IR)和紫外(UV)光谱之一相关联的波段内。某些材料和物质的性质可能会在电磁辐射通过这些材料和物质时影响电磁辐射。结果,特定材料和物质对某些波长的电磁辐射的影响通常是已知的或以其他方式可测量的。

[0029] 传统光谱学方法和技术可包括相关光谱技术,其包括通过比较相关信号进行分析,以及增强光谱技术,其包括应用从参考信号确定的信息以分析另一信号。用于确定用户的脉搏血液相关和心脏生理指标以及信息的光学光谱技术可以称为光学“脉搏”光谱技术。

[0030] 如图5A-5B所示,对于含氧血液、脱氧血液和水提供光信号的吸收水平相对于光信号的波长的曲线图。被应用于确定血液相关和心脏生理指标及信息(例如,用户的心率、脉搏氧饱和度水平、血细胞比容水平等)的光学“脉搏”光谱技术可以利用具有波长的一个或多个光信号,其是基于含氧血液、脱氧血液、水或它们的任何组合中的光信号的吸收水平之间的关系来选择的。例如,一些传统的光学光谱技术通过发射具有如下波长的一个或多个光信号利用含氧血液和脱氧血液的吸收水平来确定血液相关和心脏生理指标及信息,该波长对应于图5A的曲线图内的在该处含氧血液和脱氧血液的吸收水平高(例如,标记为“心率”的波段)的点、最小方差或分离(例如,在该处含氧和脱氧血液的吸收水平基本相等的交点,例如标记为“等吸收点1”和“等吸收点2”的点),或可以测量含氧和脱氧血液的吸收水平的任何其他波长。

[0031] 本技术的实施例提供了一种可以佩戴在用户手腕上的电子健身设备,例如图1所示的电子健身设备,并且通过采用脉搏光谱技术分析一个或多个光电血管容积图(PPG)信号(例如图2中的波形所示的PPG信号)非侵入性地确定血液相关和心脏生理指标及信息。指标和信息可包括用户的脉搏或心率、脉搏氧饱和度(“脉搏Ox”)水平(也称为SpO2)、血细胞比容水平(也称为Hct)、估计的应力水平、最大氧消耗速率(VO2 max)等。

[0032] 电子健身设备可以为用户确定脉搏氧饱和度水平(血氧饱和度)和脉搏氧饱和度指示符,并利用存储在存储器中的将所确定的用户的脉搏氧饱和度水平和脉搏氧饱和度指示符相关联的关系。电子健身设备的处理元件可以使用两个PPG信号来确定指示符,该指示符等于第一光信号波长处的AC值和DC值的第一商除以第二光信号波长处的AC值和DC值的第二商。电子耦合到电子健身设备的存储元件的处理元件可基于脉搏氧饱和度指示符(EQ.1)和存储在存储元件中的将脉搏氧饱和度指示符与用户的脉搏氧饱和度值相关联的关系,确定用户的脉搏氧饱和度或血液中的氧百分比。指示符可以由等式EQ.1给出,其中 $\lambda_1$ 是第一光信号波长, $\lambda_2$ 是第二光信号波长:

[0033]

$$\text{脉搏氧饱和度指示符} = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad [\text{EQ. 1}]$$

[0034] 电子健身设备可通过分析两个PPG信号来确定血细胞比率(“R”),并可进一步确定血细胞比容水平(血液中红细胞的浓度)。电子健身设备还可以基于血细胞比率或血细胞比容水平确定用户的总血红蛋白。在实施例中,电子设备可以利用存储在存储器中的、将所确定的血细胞比容水平和/或血细胞比率与用户的水合水平或用户的贫血水平相关联的关系。电子健身设备的处理元件可以使用两个PPG信号来确定光信号波长的血细胞比率“R”(EQ.2),并且使用以下关系(EQ.3)确定血细胞比容水平,其中 $k_A, k_B, k_C, k_D$ 是为每个系统校准的经验或计算常数,并且其中 $\lambda_1$ 是第一光信号波长, $\lambda_2$ 是第二光信号波长:

$$[0035] \quad \text{血细胞比率 (R)} = \frac{AC_{\lambda 1} / DC_{\lambda 1}}{AC_{\lambda 2} / DC_{\lambda 2}} \quad [EQ. 2]$$

$$[0036] \quad \text{血细胞比容水平} = [k_A + (k_B (R))] / [k_C + (k_D (R))] \quad [EQ. 3]$$

[0037] 应当理解,关于脉搏氧饱和度指示符(EQ.1)的第一和第二光信号波长( $\lambda_1, \lambda_2$ )与关于血细胞比率“R”(EQ.2)的第一和第二光信号波长( $\lambda_1, \lambda_2$ )无关。如图5A所示,关于脉搏氧饱和度指示符(EQ.1)的第一和第二光信号波长( $\lambda_1, \lambda_2$ )可以分别从“脉搏ox 1”波段和“脉搏ox 2”波段内选择。类似地,如图5B所示,关于血细胞比率“R”(EQ.2)的第一和第二光信号波长( $\lambda_1, \lambda_2$ )可以分别从“血细胞比容1”波段和“血细胞比容2”波段内选择,或者基本等于“等吸收点1”和“等吸收点2”。在一些实施例中,如下文详述,波长可以对于脉搏氧饱和度指示符(EQ.1)和血细胞比率“R”(EQ.2)是共同的。例如,因为“脉搏ox 2”波段和“血细胞比容1”波段在850nm至900nm重叠,所以可以选择850nm和900nm之间的任何波长用作脉搏氧饱和度指示符(EQ.1)的第二光信号波长( $\lambda_2$ )和血细胞比率“R”(EQ.2)的第一光信号波长( $\lambda_1$ )两者。

[0038] 在实施例中,除了确定氧合血红蛋白(O<sub>2</sub>Hb)、脱氧血红蛋白(HHb)和血细胞比容(Hct)之外,电子健身设备还可以确定一种或多种不良血红蛋白的血液含量:碳氧血红蛋白(CO<sub>2</sub>Hb),高铁血红蛋白(MHb),硫血红蛋白(SHb)。在确定HHb,O<sub>2</sub>Hb,CO<sub>2</sub>Hb和Hct含量的实施例中,使用具有不同光信号波长 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ 的至少四个PPG信号来确定HHb含量( $V_{HHb}$ ),O<sub>2</sub>Hb含量( $V_{O_2Hb}$ ),CO<sub>2</sub>Hb含量( $V_{CO_2Hb}$ )和血浆含量( $V_p$ )。对于每个波长 $n=1, 2, 3, 4$ 确定AC与DC的比率( $ACR_{\lambda n}$ ) (EQ.4)。随后,针对每个分量的内容求解联立线性方程组(EQ.5-8),其中 $c_n, k_{An}, k_{Bn}, k_{Cn}, k_{Dn}$ 是经验或计算的常数。随后,确定的 $V_{HHb}, V_{O_2Hb}, V_{CO_2Hb}$ 和 $V_p$ 的值用于确定血氧饱和度( $SpO_2$ , EQ.9),碳氧血红蛋白饱和度( $SpCO$ , EQ.10)和血细胞比容(EQ.11)。在一个实施例中,具有光信号波长 $\lambda_5$ 的附加PPG信号用作心脏信号参考。在一个实施例中,参见图5A-5B, $\lambda_1$ 处于“脉搏ox 1”波段中, $\lambda_2$ 处于“血细胞比容1”波段中, $\lambda_3$ 处于“血细胞比容2”波段中, $\lambda_4$ 处于700-760nm波段中, $\lambda_5$ 处于“心率”波段中。

$$[0039] \quad ACR_{\lambda n} = AC_{\lambda n} / DC_{\lambda n} + c_n \quad [n=1, 2, 3, 4] \quad [EQ. 4]$$

$$[0040] \quad ACR_{\lambda 1} = V_p k_{A1} + V_{HHb} k_{B1} + V_{O_2Hb} k_{C1} + V_{CO_2Hb} k_{D1} \quad [EQ. 5]$$

$$[0041] \quad ACR_{\lambda 2} = V_p k_{A2} + V_{HHb} k_{B2} + V_{O_2Hb} k_{C2} + V_{CO_2Hb} k_{D2} \quad [EQ. 6]$$

$$[0042] \quad ACR_{\lambda 3} = V_p k_{A3} + V_{HHb} k_{B3} + V_{O_2Hb} k_{C3} + V_{CO_2Hb} k_{D3} \quad [EQ. 7]$$

$$[0043] \quad ACR_{\lambda 4} = V_p k_{A4} + V_{HHb} k_{B4} + V_{O_2Hb} k_{C4} + V_{CO_2Hb} k_{D4} \quad [EQ. 8]$$

$$[0044] \quad SpO_2 = V_{O_2Hb} / (V_{HHb} + V_{O_2Hb} + V_{CO_2Hb}) \quad [EQ. 9]$$

$$[0045] \quad SpCO = V_{CO_2Hb} / (V_{HHb} + V_{O_2Hb} + V_{CO_2Hb}) \quad [EQ. 10]$$

$$[0046] \quad Hct = (V_{HHb} + V_{O_2Hb} + V_{CO_2Hb}) / (V_p + V_{HHb} + V_{O_2Hb} + V_{CO_2Hb}) \quad [EQ. 11]$$

[0047] 在实施例中,电子健身设备可利用相关脉搏光谱技术、增强脉搏光谱技术或其任何组合来确定用户的血液相关和心脏生理指标及信息。例如,如图5A-5B所示,所公开的电子健身设备的实施例可通过控制一个或多个光发射器发射具有在标记为“心率”的波段内的波长的一个或多个光信号(光)利用任何PPG信号来确定用户的心率(脉搏)。类似地,所公开的电子健身设备的实施例可通过控制一个或多个光发射器发射具有在图5A的曲线图中

标记为“脉搏<sub>ox 1</sub>”

[0048] (630nm-670nm) 和/或“脉搏<sub>ox 2</sub>” (850nm-950nm) 的波段内的波长的一个或多个光信号利用相关或增强脉搏光谱技术来为用户确定脉搏氧饱和度水平。另外,在实施例中,电子健身设备可以通过控制一个或多个光发射器发射具有与在该处含氧血液和脱氧血液的吸收水平基本相等的波长(例如“等吸收点1”或“等吸收点2”)相对应的光信号(光)利用相关或增强的脉搏光谱技术来确定血细胞比容水平(从而减少因用户血液中的氧合差异而生成的任何影响)。在其他实施例中,电子健身设备可通过控制一个或多个光发射器发射具有在图5B的曲线图中标记为“血细胞比容1”(800nm-900nm)和/或“血细胞比容2”(950nm-1025nm)的波段内的波长的光信号利用相关或增强脉搏光谱技术来确定血细胞比容水平。

[0049] 参照图3,PPG信号基于从光发射器(TX)发射到邻近光发射器(TX)的用户皮肤(人体组织)中的光信号(光)。用户(佩戴者)可以是任何个体,其佩戴电子设备以使得电子设备的壳体贴近个体的皮肤(例如,佩戴在人的手腕、腹部、腿部等处)。发射的光信号穿透使用者的皮肤至数十微米至数毫米的深度,这依赖于各种准则,例如发射光的波长、血管的存在和用户皮肤层的成分。一部分光信号从皮肤反射或以其他方式传递到光接收器(RX),通常是光电二极管,其生成PPG信号。PPG信号的大小与所接收的光信号(光)的强度相关联。光信号可以被通过光信号路径中的血管的血流调制或以其他方式修改。具体地,通过对用户心脏搏动或心动周期的血流响应来调制光信号。因此,由光接收器(RX)接收的光信号已被调制为包括与用户的心脏特征相对应的心脏分量,其与用户的心跳相关联。继而,由光接收器(RX)生成的PPG信号包括对应于用户心跳对血管中的血流的影响的心脏分量。除了心脏分量之外,PPG信号还包括不期望的分量,例如由用户的运动导致的运动噪声分量,以及由光接收器(RX)的电子电路和/或设备的操作导致的其他噪声分量,等等。与被去除或滤除的其他分量隔离的PPG信号的心脏分量的示例在图4中被示出。

[0050] 通常,如图2所示,PPG信号波形包括AC分量和DC分量。PPG信号波形的AC分量在连续的短时间段内在局部极大值和局部极小值之间振荡。PPG信号波形的DC分量可以是连续短时间段内的局部极大值和局部极小值的移动平均值。在一些实施例中,处理元件可控制低通滤波器以去除DC分量或DC分量的实质部分。诸如运动分量的低频AC噪声的源可以包括在DC值中,使得PPG信号波形向上或向下移动。具有与心脏分量类似的频率的一些低频AC噪声分量调制PPG信号的心脏分量的包络和/或以其他方式使之失真。光信号通过用户的皮肤或组织的传输中所固有的噪声以及运动和其他AC噪声分量可能使得处理元件难以进行心脏分量(例如图4所示的心脏分量)的识别和提取。

[0051] 图5A-5B是示出血液的各种成分(包括含氧血液,脱氧血液和水)对于由发射器发射的具有范围从400纳米(nm)至1300nm的多个波长之一的光信号的吸收系数或吸收水平的曲线图。如图5A-5B所示,对于每种血液成分,例如含氧血液,脱氧血液或水,光信号的吸收在400-1300nm的光谱范围内是不同的。结果,发送和接收具有所示波长之一的光信号可以使处理元件能够基于该波长处的血液的已知吸收特性来确定关于用户的血液和心脏状况的信息。在实施例中,处理元件可以控制多个光发射器(独立的或光发射器阵列的一部分)发射各自具有单个波长的多个光信号,并且处理元件可以控制一个或多个光接收器基于从用户的皮肤或组织接收的光信号的反射来生成PPG信号。

[0052] 如图5A所示,处理元件可以控制光发射器发射波长在针对使用(例如心率和脉搏氧饱和度)被标记的多个波长范围(波段)内的光信号,并使用基于从用户的皮肤或组织接收的光信号的反射而生成的PPG信号以用于相应的使用。例如,在实施例中,可以控制光发射器以发射波长为550nm的光信号(绿光),该光信号在标记为“心率”的波段内,并且处理元件可以利用由光接收器基于接收到的光信号的反射而生成的PPG信号来确定用户的心率。类似地,处理元件可以控制第一光发射器发射波长为650nm的第一光信号(红光),其在标记为“脉搏ox1”的波段内,和/或控制第二光发射器发射波长为900nm的第二光信号(不可见的红外光),其在标记为“脉搏ox2”的波段内,并且利用由一个或多个光接收器基于所接收的650nm和900nm光信号的反射而生成的PPG信号,确定用户的脉搏氧饱和度水平。

[0053] 如图5B所示,处理元件可以控制光发射器发射波长在针对使用(例如心率和脉搏氧饱和度)被标记的多个波长范围(波段)内的光信号,并使用基于从用户的皮肤或组织接收的光信号的反射而生成的PPG信号以用于相应的使用。例如,在实施例中,处理元件可以控制第一光发射器发射波长为550nm的第一光信号(绿光),该第一光信号在标记为“心率”的波段内,控制第二光发射器发射具有在第一等吸收点(830nm)处的波长的第二光信号,控制第三光发射器发射具有在第二等吸收点(1300nm)处的波长的第三光信号。处理元件可以使用由具有等吸收点处的波长的光信号生成的PPG信号,以确定关于用户血液和/或心脏的信息,而没有考虑用户血液中的氧水平造成的任何影响,该波长对应于含氧血液和脱氧血液对光信号的吸收大致相同的波长。

[0054] 在其他实施例中,如图5B所示,处理元件可以控制第一光发射器发射波长为850nm的第一光信号(不可见的红外光),其在标记为“血细胞比容1”的波段内,和/或控制第二光发射器发射波长为1000nm的第二光信号(不可见的红外光),其在标记为“血细胞比容2”的波段内,并且利用由一个或多个光接收器基于所接收的850nm和1000nm(1 $\mu$ m)光信号的反射生成的PPG信号来确定用户的血细胞比容水平。在一些配置中,使用光发射器发射在非等吸收波长的光信号可能导致同时取决于用户的血细胞比容水平(Hct)和血氧饱和度水平(SpO<sub>2</sub>)的比率“R”(EQ. 2)。在实施例中,处理元件可以通过控制光发射器输出具有至少一个附加波长、第三波长的光信号来确定血细胞比容(Hct)和血氧饱和度水平(SpO<sub>2</sub>),使得处理器可以确定血细胞比率的至少两个关系(EQ. 2)。例如,处理元件可以确定第一血细胞比率(针对第一和第二波长的R<sub>12</sub>),第二血细胞比率(针对第二和第三波长的R<sub>23</sub>),并应用所确定的血细胞比率基于利用第一和第二血细胞比率(R<sub>12</sub>和R<sub>23</sub>)的方程组来确定血细胞比容水平(Hct)和/或血氧饱和度水平(SpO<sub>2</sub>)。例如,比率R<sub>12</sub>可被用于确定血氧饱和度水平,并且随后,比率R<sub>23</sub>与先前确定的血氧饱和度水平一起可用于确定血液血细胞比容水平。在此配置中,在上述EQ. 3中,参数 $k_{An}$ ,  $k_{Bn}$ ,  $k_{Cn}$ ,  $k_{Dn}$ 均可以是血氧饱和度的函数。

[0055] 在实施例中,电子健身设备可包括光发射器,其发射波长在被标记用于同时确定心率、脉搏氧饱和度水平和血细胞比容水平的多个波长范围(波段)之一内的光信号。

[0056] 电子健身设备可以包括存储一个或多个计算机可执行指令的存储元件,该计算机可执行指令在由处理元件执行时,利用由用于图5A-5B中标识的对应的波长的光信号得到的PPG信号。例如,标记为“心率”的光信号的第一波长范围可以对应于含氧血液和脱氧血液的光信号的吸收水平,处理元件可以确定该吸收水平足以或适合于确定用户的心率,因为该光信号可能得到由光接收器生成的具有高信噪比(SNR)和/或高信号与运动噪声

比 (SMNR) 的PPG信号。处理元件随后可以将心脏分量与该高SNR PPG信号隔离,并为用户确定准确的心率或脉搏。类似地,标记为“运动”的光信号的第二波长范围可以对应于含氧血液和脱氧血液的光信号的吸收水平,处理元件可以确定该吸收水平足以或适合于识别PPG信号内的运动分量。处理元件随后可以将运动分量与PPG信号隔离,或者利用PPG信号来减少或最小化来自具有其他波长的光信号得到的其他PPG信号的运动分量。

[0057] 如上所述,处理元件可以接收由具有“脉搏 $\lambda_1$ ”和“脉搏 $\lambda_2$ ”波段内的波长的光信号得到的PPG信号,并利用那些PPG信号来确定用户的脉搏氧饱和度。在实施例中,处理元件可以接收基于发送到皮肤或组织中的具有“脉搏 $\lambda_1$ ”范围中的第一波长的所接收光信号而生成的第一PPG信号,以及第二PPG信号基于具有在“脉搏 $\lambda_2$ ”范围内的第二波长的所接收光信号而生成。处理元件可以使用两个PPG信号来确定指示符,该指示符等于第一光信号波长处的AC值和DC值的第一商除以第二光信号波长处的AC值和DC值的第二商。指示符可以由上文提供的等式EQ.1给出, $\lambda_1$ 是第一光信号波长, $\lambda_2$ 是第二光信号波长。

[0058] 电子耦合到存储元件的处理元件可基于脉搏氧饱和度指示符 (EQ.1) 以及存储在存储元件中的将脉搏氧饱和度指示符与用户的脉搏氧饱和度值相关联的关系来确定用户的脉搏氧饱和度或血氧饱和度。在实施例中,该关系可以表示为存储在存储元件中的查找表,其包括用于一个或多个健康和/或生理特征的多个脉搏氧饱和度指示符及它们相关联的脉搏氧饱和度值。健康特征可包括年龄,性别,体重,身高、身体状况(例如,身体健康、肺部状况等)和健康水平(即,整体体质水平)。生理特征可包括但不限于心跳,心率,心率变异性,速度,行进距离,计算燃烧的卡路里,体温,血压,应激强度水平,体能水平等。在实施例中,处理元件可以基于确定的脉搏氧饱和度指示符 (EQ.1)、一个或多个健康特征(例如,年龄,性别或体重)和一个或多个生理特征(例如,心率、血压或心率变异性)来识别脉搏氧饱和度值。

[0059] 与使用信号确定的其他计算一样,用户的心率和脉搏氧饱和度值的准确确定可以受益于PPG信号中的噪声分量的减少。例如,用户的脉搏氧饱和度(尤其是脉搏氧饱和度指示符)的准确确定可以受益于噪声分量和运动分量的减少,以使得能够使用具有最大化的SNR和/或SMNR的PPG信号。在PPG信号中存在噪声分量的环境中,期望从PPG信号中去除噪声分量以便隔离心脏分量。隔离心脏分量可以导致更快和更准确地确定用户的心率或其他心脏相关的度量。可以利用各种形式的脉搏光谱技术,例如相关脉搏光谱技术和增强脉搏光谱技术来隔离心脏分量。

[0060] 如上所述,处理元件可以接收由具有“血细胞比容1”和“血细胞比容2”波段内的波长的光信号得到的PPG信号,并利用那些PPG信号来确定血液中的红细胞浓度、用户的绝对或相对身体水合程度、或用户的贫血程度。人类的常见血细胞比容水平可以是约45-50%,并且血细胞比容水平的变化可以指示各种保健和健康状况。例如,存储元件可以存储基于用户的一个或多个健康特征(例如,年龄,性别或体重)和一个或多个生理特征(例如,心率,血压或心率变异性)将血细胞比率 (EQ.2) 和/或血细胞比容水平 (EQ.3) 的变化与身体水合的变化相关的关系。类似地,存储元件可以存储基于用户的一个或多个健康特征(例如,年龄,性别或体重)和一个或多个生理特征(例如,心率,血压或心率变异性)将血细胞比率 (EQ.2) 和/或血细胞比容水平 (EQ.3) 的变化与贫血程度的变化相关的关系。

[0061] 如上文EQ.2和EQ.3提供地,存储在存储元件中的关系可以将血细胞比率与用户血

液中红细胞浓度的值、绝对或相对身体水合程度、或贫血程度相关联。类似于确定的脉搏氧饱和度水平,该关系可以表示为存储在存储元件中的查找表,其包括用于一个或多个健康和/或生理特征的多个血细胞比率及它们相关联的血液中红细胞浓度、绝对或相对身体水合程度、或贫血程度。健康特征可包括年龄,性别,体重,身高、身体状况(例如,身体健康、肺部状况等)和健康水平(即,整体体质水平)。光学系统可包括或耦合到存储设备,该存储设备将多个水合水平与血细胞比容水平或血细胞比容水平的变化相关联。存储器可以包括基于用户的年龄、性别、身体状况(例如,身体健康,肺部状况等)的水合水平信息。

[0062] 相关脉搏光谱技术涉及处理元件比较或关联两个PPG信号以确定用于主动调整多个信号滤波器的操作参数的信号滤波器参数。然后,每个信号滤波器从多个PPG信号之一中滤除(去除)不期望的分量。处理元件可以通过控制一个或多个光发射器发射以某种方式被区分的至少两个光信号来开始相关脉搏光谱过程。

[0063] 在实施例中,两个光信号之间的差异可以是在不同时间从光发射器发射(而具有相同的波长并且从光发射器到光接收器行进相同的路径)。例如,电子健身设备可包括第一光发射器,其在第一时间段发射第一光信号,在第二时间段发射第二光信号。作为替代,电子健身设备可包括在第一时间段发射第一光信号的第一光发射器,并且电子健身设备可包括在第二时间段发射第二光信号的第二光发射器。

[0064] 在其他实施例中,两个光信号之间的差异可以是两个光信号具有不同波长。例如,电子健身设备可包括第一光发射器,其在第一时间段发射具有第一波长(例如,650nm-红光)的第一光信号,并且电子健身设备可包括第二光发射器,在第一时间段或第二时间段发射具有第二波长(例如,900nm-红外光)的第二光信号。第一光信号可以从第一光发射器行进到第一光接收器,第二光信号可以从第二光发射器行进到第二光接收器。在实施例中,当第二光信号可以在第二时间段发射时,第一光信号和第二光信号可以分别从第一光发射器和第二光发射器行进到第一光接收器。即使光信号可以具有不同的波长,光信号也可以各自具有“心率”范围内的波长,并且一个或多个光接收器可以提供具有高SNR和/或SMNR的PPG信号。处理元件可以接收两个得到的PPG信号,并通过实现高通滤波或其他操作(例如电平移位)来去除它们的DC分量。

[0065] 在其他实施例中,两个光信号之间的差异可以是两个光信号沿着不同路径从光发射器行进到光接收器。可以通过使用多个光发射器和/或光接收器来实现或创建信号路径多样性,其涉及两个光信号经过的路径的差异。例如,电子健身设备可包括第一光发射器,其在第一时间段发射第一光信号,在第二时间段发射第二光信号。第一光信号可以从第一光发射器行进到第一光接收器,第二光信号可以从第一光发射器行进到第二光接收器。作为替代,电子健身设备可包括第一光发射器,其在第一时间段发射由第一光接收器接收的第一光信号,并且电子健身设备可包括第二光发射器,其在第一时间段发射由第二光接收器接收的第二光信号。类似地,电子健身设备可以包括第一光发射器,其在第一时间段发射由第一光接收器接收的第一光信号,并且电子健身设备可以包括第二光发射器,其在第二时间段发射由第二光接收器接收的第二光信号。

[0066] 在实施例中,电子健身设备可包括:第一光发射器,其在第一时间段发射第一光信号;第二光发射器,其在第二时间段发射第二光信号;以及第一光接收器,其接收由第一和第二光发射器发射的第一和第二光信号。作为替代,电子健身设备可包括:第一光发射器,

其在第一时间段发射第一光信号;第二光发射器,其在第一时间段发射第二光信号;以及第一光接收器,其接收由第一和第二光发射器发射的第一和第二光信号。

[0067] 处理元件可以实现用于两个PPG信号的相关脉搏光谱技术,以确定被用于主动调整多个信号滤波器的操作参数的信号滤波器参数。参考图6-8和图10,两个PPG信号(PPG 1和PPG 2)被输入到处理元件34,处理元件34包括用于信号处理和滤波的各种部件。PPG 1和PPG 2信号由有源滤波器44接收,其中它们通常彼此比较或特别相关,以生成包括两个信号共有的一个或多个信号分量的信号,该信号分量是PPG 1和PPG 2中存在的心脏分量。两个PPG信号不共有的其他分量(例如噪声分量)在相关单元46输出的信号中被有效滤除。然后,处理元件34利用两个PPG信号共有的心脏分量来确定要用于有源滤波器44并存储在存储元件32中的一个或多个信号滤波器参数。例如,一个信号滤波器参数可以是公共心脏分量的表示,例如在时域中表示的公共心脏分量波形的完整周期。附加地或替代地,可以通过处理元件34在频域中表示公共心脏分量,该处理元件34执行时域到频域变换,诸如离散傅里叶变换(DFT)或其他变换。公共心脏分量也可以或替代地由处理元件34通过诸如离散小波变换或类似数学运算的变换来表示。在实施例中,处理元件34可以将心脏分量的一个或多个频谱参数(例如基频,谐波频率,带宽,相位等)确定为信号滤波器参数。在又一个实施例中,信号滤波器参数可以是使用第一PPG信号或第二PPG信号作为输入函数并且将公共心脏分量作为输出函数而开发的传递函数。

[0068] 信号滤波器48的操作和性能可以由所确定的信号滤波器参数确定或控制。例如,每个信号滤波器48可以将其他PPG信号与公共心脏分量的时域波形或频域模型进行比较。作为替代,每个信号滤波器48可以使用时域波形或频域模型来过滤其他PPG信号。信号滤波器48可以是带通滤波器,其带通频率由频谱参数或频域变换确定。信号滤波器48可以执行传递函数。无论如何,每个信号滤波器48利用信号滤波器参数来维持和/或调整每个信号滤波器48的操作参数,例如通过频率范围,带宽等。

[0069] 在实施例中,可以在皮肤或组织中的血管对光信号的吸收低的波长下生成光信号。由光接收器基于光信号的反射生成的所得PPG信号继而可具有低SNR和/或SMNR。在这样的实施例中,仍然参考图6-8,这些PPG信号、PPG 3-PPG n中的一个或多个被输入到信号滤波器48,信号滤波器48使用基于应用于PPG 1和PPG 2的相关脉搏光谱技术确定的信号滤波器参数被配置。随后,PPG 3-PPG n中的每一个由信号滤波器48处理,以隔离每个输入PPG信号的心脏分量CC 1-CC n。

[0070] 与相关脉搏光谱技术不同,增强脉搏光谱技术涉及分析第一信号,例如具有高SNR和/或SMNR的PPG信号,以确定第一信号的一个或多个信号特性,该第一信号可以用作用于通过基于所确定的信号特性识别、隔离或生成每个其他信号的期望分量(例如,心脏分量)来处理其他信号的参考信号。处理元件可以通过如下操作来开始增强脉搏光谱过程:控制一个或多个光发射器发射第一光信号,该第一光信号通常具有与由第一光信号的反射得到的PPG信号的可接受SNR或SMNR相关联的波长,该PPG信号用作用于具有较低SNR或SMNR的其他PPG信号的参考PPG信号。例如,第一光信号可以具有在图5A-5B的“心率”范围(波段)内的波长,其与具有在“脉搏<sub>ox</sub> 1”或“脉搏<sub>ox</sub> 2”波段内的波长的第二光信号相比可以导致具有更高SNR或SMNR的第一PPG信号。处理元件可以分析第一PPG信号以确定第一PPG信号的一个或多个信号特性,并使用所确定的一个或多个信号特性通过基于所确定的第一PPG信号的

信号特性识别、隔离或生成第二PPG信号的期望心脏分量来处理第二PPG信号。

[0071] 参照图9和图10,处理元件34可去除参考PPG信号的DC分量并分析参考PPG信号(PPG REF)以确定参考PPG信号的各种特性并将所确定的信号特性存储在存储元件32中。例如,处理元件34的信号分析元件52可以确定参考PPG信号的参考频率、参考带宽、参考振幅、参考相位、参考最大值时间,参考最小值数量,参考过零时间等。这些确定的信号特性可以由信号处理使用以用于处理和调节由具有其他波长的光信号得到的具有较低SNR和/或SMNR的其他PPG信号(PPG 2-PPG n),在该其它波长处血液对光信号的吸收相对较低。信号处理器可以包括带通滤波器54,其中心通过频率为参考频率,可被实现和利用以对其他PPG信号(PPG 2-PPG n)进行滤波。放大器56可用于放大其他PPG信号(PPG 2-PPG n)。相位调整器58可用于移动其他PPG信号(PPG 2-PPG n)的相位。采样器60可以被实现为在所确定的参考最大值时间、参考最小值时间和参考过零时间对其他PPG信号(PPG 2-PPG n)进行采样,因为那些时间可能指示其它PPG信号(PPG 2-PPG n)的相应心脏分量的最大值、最小值和过零时间。结果,处理元件34可以对于参考PPG信号(PPG REF)和其他PPG信号(PPG 2-PPG n)实施增强脉搏光谱技术以隔离或过滤由光接收器基于由一个或多个光发射器发射的光信号的反射而生成的每个PPG信号的心脏分量,CC REF和CC 2-CC n。在实施例中,处理元件34可以确定参考PPG信号的参考心脏分量。处理元件可以基于参考心脏分量和一个或多个附加的心脏分量确定脉搏氧饱和度水平(血氧饱和度)、脉搏氧饱和度指示符、血细胞比容水平或用户水合程度,如本文所述。

[0072] 现在将参考附图更详细地描述本技术的实施例。首先参考图1,3和6-15,示出了配置成实现所公开的脉搏光谱技术的电子健身设备10。示例性电子健身设备10可以通过通常佩戴在用户的手腕上的智能手表或健身带得以体现,但也可以通过佩戴在用户的手臂,腿或躯干上的带或环得以体现。电子健身设备10的其他示例可以包括智能手机、个人数据助理等,其包括可操作以保持光学器件的表面,该表面可以压靠在用户的皮肤上。电子健身设备10可总体上包括壳体12,腕带14,显示器16,用户界面18,通信元件20,位置确定元件22,运动检测元件24,包括一个或多个光发射器42的光发射器组件26,一个或多个光接收器28,一个或多个透镜30,存储元件32和处理元件34。

[0073] 壳体12通常容纳或保持电子健身设备10的其他部件,并且可包括或耦合到腕带14。如图3所示,壳体12可包括限定内腔(图中未示出)的底壁36、上表面38和至少一个侧壁40。底壁36可包括下部外表面,其在用户佩戴电子健身设备10时接触用户的手腕。上表面38与底壁36相对。在各种实施例中,上表面38还可包括从上表面延伸到内腔的开口。在一些实施例中,例如图中的所示的示例性实施例,壳体12的底壁36可以具有圆形,环形或椭圆形形状,具有单个圆周侧壁40。在其他实施例中,底壁36可以具有四边形形状,例如正方形或矩形,或其他多边形形状,壳体12包括四个或更多个侧壁。底壁36包括一个或多个开口,通过该开口,一个或多个光发射器阵列26的一个或多个光发射器阵42发射或发送光信号,并且一个或多个光接收器28接收来自用户皮肤的光信号的反射。底壁36内的一个或多个开口可以被一个或多个透镜30覆盖,光信号40可以通过透镜30被发射和接收。

[0074] 显示器16通常呈现上述信息,例如一天中的时间,当前位置等。显示器16可以采用以下技术之一实现:发光二极管(LED),有机LED(OLED),发光聚合物(LEP)或聚合物LED(PLED),液晶显示器(LCD),薄膜晶体管(TFT)LCD,LED侧光或背光LCD等,或其组合。在一些

实施例中,显示器16可具有圆形,环形或椭圆形形状。在其他实施例中,显示器16可具有正方形或矩形纵横比,其可以在横向或纵向方向上观看。

[0075] 用户界面18通常允许用户直接与电子健身设备10交互,并且可以包括按钮、旋钮等。在各种实施例中,显示器16还可以包括占据整个显示器16或其一部分的触摸屏,使得显示器16用作用户界面18的至少一部分。触摸屏可以允许用户通过在显示器16的区域上物理触摸、滑动或做手势来与电子健身设备10交互。

[0076] 通信元件20通常允许与外部系统或设备通信。通信元件20可以包括信号和/或数据发射和接收电路,例如天线,放大器,滤波器,混合器,振荡器,数字信号处理器(DSP)等。通信元件20可以通过利用遵从诸如蜂窝2G,3G,4G,LTE或5G的通信标准、诸如Wi-Fi的电气和电子工程师协会(IEEE)802.11标准、诸如WiMAX,蓝牙™的IEEE 802.16标准、或它们的组合的射频(RF)信号和/或数据来无线地建立通信。另外,通信元件20可以利用诸如ANT,ANT+,蓝牙™低能量(BLE),2.4千兆赫兹(GHz)的工业、科学和医疗(ISM)频带等的通信标准。替代地或附加地,通信元件20可以通过连接器或耦合器建立通信,所述连接器或耦合器接收与诸如以太网之类的网络技术兼容的金属导线或电缆。在某些实施例中,通信元件20还可以与光纤电缆耦合。通信元件20可以与存储元件32和处理元件34电子通信。

[0077] 位置确定元件22通常确定电子健身设备10的当前地理位置,并且可以从全球导航卫星系统(GNSS)接收和处理射频(RF)信号,所述全球导航卫星系统(GNSS)例如是主要在美国使用的全球定位系统(GPS)、主要在前苏联使用的GLONASS系统、或主要在欧洲使用的伽利略系统。位置确定元件22可以伴随有或包括天线以帮助接收卫星信号。天线可以是贴片天线、线性天线或可以与位置或导航设备一起使用的任何其他类型的天线。位置确定元件22可以包括卫星导航接收器、处理器、控制器、其他计算设备或它们的组合、以及存储器。位置确定元件22可以处理来自一个或多个卫星的信号,这里称为“位置信号”,该信号包括从其导出诸如当前地理位置的地理信息的数据。当前地理位置可以包括电子健身设备10的当前位置的坐标,诸如纬度和经度。位置确定元件22可以将当前地理位置传送到处理元件34,存储元件32或两者。

[0078] 尽管位置确定元件22的实施例可以包括卫星导航接收器,但是应当理解,可以使用其他位置确定技术。例如,可以使用蜂窝塔或任何定制发射射频塔以代替卫星,可以通过从至少三个发射位置接收数据然后执行基本三角测量计算来确定设备相对于发射位置的位置,以确定电子健身设备10的位置。利用这种配置,可以使用任何标准几何三角测量算法来确定电子健身设备10的位置。位置确定元件22还可以包括计步器、加速计、指南针或其他航位推算部件,或与其耦合,这样允许其确定设备10的位置。位置确定元件22可以通过通信网络例如通过使用辅助GPS(A-GPS)或者从另一电子健身设备来确定当前地理位置。位置确定元件22甚至可以直接从用户接收位置数据。

[0079] 运动检测元件24通常检测电子健身设备10的移动,并且可包括加速度计、倾斜传感器、倾斜仪、陀螺仪、它们的组合,或包括压电、压阻、电容感测或微机电系统(MEMS)部件的其他装置。运动检测元件24可以沿一个运动轴或多个运动轴感测运动。运动检测元件24可以沿着三个正交轴(例如X,Y和Z)感测运动。在各种实施例中,运动检测元件24可以测量用户的加速度,例如由于重力(G)引起的加速度,并且可以在具有数字二值格式的运动信号中输出测量数据。

[0080] 在实施例中,一个或多个光发射器阵列26包括第一光发射器阵列26A和第二光发射器阵列26B。每个光发射器阵列26包括多个光发射器42(每个光发射器42在图11和12中用“TX”前缀指示)。在一些实施例中,每个光发射器42可以包括光子生成器,例如发光二极管(LED),调制器,顶部发射器,边缘发射器等。光子生成器接收来自处理元件34的电气输入信号,该电气输入信号可以是控制信号,诸如模拟或数字的电压或电流,或数据,其中任一个指示激活或激励光发射器42以发送(发射)具有期望的振幅、频率和持续时间的光信号。每个光发射器42的光子生成器发射具有在可见光谱中或者在红外光谱中的特定波长的电磁辐射(光信号),该可见光谱通常在大约400纳米(nm)到700nm之间,该红外光谱通常在约700nm至1毫米(mm)之间。然而,在一些实施例中,光子生成器发射在1000nm至1500nm的波长范围内的电磁辐射。光信号的波长通常由形成每个光发射器42的光子生成器的材料确定或根据其变化。光信号可包括脉冲序列,周期性或非周期性波形,给定时间段的恒定水平等,或它们的组合。在其它实施例中,每个光发射器42可以包括驱动器电路,其具有电耦合到光子生成器的电子电路,例如放大器和可选的滤波器。驱动器电路可以从处理元件34接收电气输入信号(控制信号),并且驱动器电路可以向光子生成器生成电压或电流,光子生成器继而发送(发射)光信号。

[0081] 第一光发射器阵列26A可包括四个光发射器42:第一光发射器42A1,其配置为或可操作为发射具有第一波长( $\lambda_1$ )的光信号;第二光发射器42A2,其配置为或可操作为发射具有第二波长( $\lambda_2$ )的光信号;第三光发射器42A3,其配置为或可操作为发射具有第三波长( $\lambda_3$ )的光信号;以及第四光发射器42A4,其配置为或可操作为发射具有第四波长( $\lambda_4$ )的光信号。在各种实施例中,处理元件34可以利用每个波长来执行某一功能,如图13-15所示,使用由接收来自用户皮肤的每个光信号的反射的一个或多个光接收器28生成的PPG信号。

[0082] 在示例性实施例中,处理元件34可以将控制信号输出到:光发射器,其被配置为发送具有在约520nm至约580nm的范围内的第一波长的光信号,该光信号的反射向处理元件34提供PPG信号,使得能够准确地确定用户的心率;光发射器,被配置为发送具有在从大约660nm到大约700nm的范围内的第二波长的光信号,该光信号的反射相对于心脏分量放大了PPG信号的运动分量,使得能够隔离运动分量;光发射器,被配置为发送具有在从大约620nm到大约660nm的红色光谱范围内的第三波长的光信号,该光信号的反射向处理元件34提供第一PPG信号以用于确定脉搏氧饱和度;光发射器,被配置为发送具有在从大约850nm到大约940nm的红外光谱范围内的第四波长的光信号,该光信号的反射向处理元件34提供第二PPG信号以用于确定脉搏氧饱和度。在实施例中,特定示例性波长可包括第一波长约540nm,第二波长约680nm,第三波长约660nm,第四波长约940nm。

[0083] 第一光发射器阵列26A的每个光发射器42可以集成在单个基板(例如印刷电路板)上,或者可以彼此紧邻地定位。通常,光发射器42被定向或定位以形成线性阵列,如图13-15所示,但是每个光发射器42在阵列内的相对定位可以重新排列并且仍然在本技术的范围内。第一光发射器阵列26A定位在壳体12的底壁36上的开口中,并且可以定位在透镜30下方。在一些实施例中,每个光发射器42可以定位在其自己的底壁36的开口中。

[0084] 第二光发射器阵列26B可包括两个光发射器42:第一光发射器42B1,其配置为或可操作为发射具有第五波长( $\lambda_5$ )的光信号;以及第二光发射器42B2,其配置为或可操作为发射具有第六波长( $\lambda_6$ )的光信号。类似于第一光发射器阵列26A,处理元件34可以利用第二光

发射器阵列26B的波长来执行某一功能,如图13-15所示,使用由接收来自用户皮肤的每个光信号的反射的一个或多个光接收器28生成的PPG信号。在示例性实施例中,处理元件34可以将控制信号输出到:光发射器,其被配置为发送具有在约520nm至约580nm的范围内的第五波长的光信号,该光信号的反射向处理元件34提供PPG信号,使得能够准确地确定用户的心率;以及光发射器,被配置为发送具有在大约660nm至大约700nm的范围内的第六波长的光信号,该光信号的反射向处理元件34提供PPG信号,使得能够隔离PPG信号的运动分量。

[0085] 第二光发射器阵列26B的每个光发射器42可以集成在单个基板(例如印刷电路板)上,或者可以彼此紧邻地定位。第二光发射器阵列26B定位在壳体12的底壁36上的开口中,并且可以定位在透镜30下方。在一些实施例中,每个光发射器42可以定位在它自己的底壁36的开口中。无论如何,第二光发射器阵列26B与第一光发射器阵列26A分开第一距离。在各种实施例中,第一光发射器阵列26A的纵轴线(通过每个光发射器42的中心)平行于第二光发射器阵列26B的纵轴线。

[0086] 在一些实施例中,如图13所示,第一波长和第五波长可以基本相等。类似地,第二波长和第六波长可以基本相等。因此,第二光发射器阵列26B的一个或多个光发射器42的波长可以复制第一光发射器阵列26A的一个或多个光发射器42的功能中的一些功能,但是假设从第二光发射器阵列26B发射的光信号与从第一光发射器阵列26A发射的光信号相比遵循不同的路径,在光信号之间存在信号路径差别或多样性。如这里详述的,处理元件34可以利用提供信号路径多样性的多个光信号,以更准确地确定用户的心率、脉搏氧饱和度,以及其它血液相关和心脏信息。处理元件34可以利用每个波长来执行图5A和5B中标识的特定功能。处理元件34可以使用由光接收器28A和/或28B基于从用户皮肤接收的光信号的反射生成的PPG信号来确定心率,该光信号源自于光发射器42A1和/或42B1。类似地,处理元件34可以使用由光接收器28A和/或28B基于从用户皮肤接收的光信号的反射生成的PPG信号来确定脉搏氧饱和度水平,该信号源自于光发射器42A3和/或42A4。处理元件34还可以使用由光接收器28A和/或28B基于具有基本上等于第六波长的第二波长并且源自于光发射器42A2和/或42B2的光信号的反射生成的PPG信号来以将运动分量与PPG信号隔离,并减少或最小化得自具有其他波长的光信号的其他PPG信号的运动分量。

[0087] 在其他实施例中,如图14所示,第一波长和第二波长可以明显不同,并且均可以与第五波长和第六波长不同。因此,第二光发射器阵列26B的一个或多个光发射器42的波长用于提供与第一光发射器阵列26A的一个或多个光发射器42不同的功能。在这样的实施例中,在光信号之间存在信号路径差异或多样性。从第一光发射器阵列26A发射的光信号可以传递到第一光接收器28A和第二光接收器28B两者。类似地,从第二光发射器阵列26B发射的光信号也可以传递到第一光接收器28A和第二光接收器28B两者。如这里详述的,处理元件34可以利用提供信号路径多样性的多个光信号以更准确地确定用户的心率、脉搏氧饱和度水平、血细胞比容以及其他血液相关和心脏信息。处理元件34可以利用每个波长来执行图5A和5B中标识的特定功能。处理元件34可以使用由光接收器28A和/或28B基于从用户皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定心率,该光信号源自光发射器42B2。类似地,处理元件34可以使用由光接收器28A和/或28B基于从用户皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定脉搏氧饱和度水平,该光信号源自光发射器42A3和42A4。处理元件34可以使用由光接收器28A和/或28B基于从用户皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定

血细胞比容水平,该光信号源自光发射器42A1和42A2。

[0088] 在其他实施例中,如图15所示,电子健身设备10可包括第一光发射器阵列26A,第一光发射器42B1和光接收器28A。每个光发射器发射的光信号的波长可以是唯一的。如这里详述的,处理元件34可以利用提供信号路径多样性的多个光信号,以更准确地确定用户的心率、脉搏氧饱和度水平、血细胞比容、以及其他血液相关和心脏信息。处理元件34可以利用每个波长来执行图5A和5B中标识的特定功能。处理元件34可以使用由光接收器28A基于从用户的皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定心率,该光信号源自光发射器42B1。类似地,处理元件34可以使用由光接收器28A基于从用户皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定脉搏氧饱和度水平,该光信号源自光发射器42A1和42A3。处理元件34可以使用由光接收器28A基于从用户皮肤接收的光信号的反射而生成的PPG信号来确定血细胞比容水平,该光信号源自光发射器42A1和/或42A2。在这样的实施例中,处理元件34可以利用波长来执行多种功能。如图15所示,光发射器42A1发射的光信号可用于确定脉搏氧饱和度水平和血细胞比容水平。光发射器42A1发射的光信号的波长可以是图5A的“脉搏ox 2”波段(850nm-950nm)与图5B的“血细胞比容1”波段(800nm-900nm)的任何重叠波长(850nm-900nm)。

[0089] 电子健身设备10可包括第一光接收器28A和第二光接收器28B(每个光接收器28在图11和12中以“RX”前缀表示)。在一些实施例中,每个光接收器28可以包括光检测器,例如光电二极管,光电晶体管,光敏电阻,光电管等。光电探测器接收具有多个波长(通常是光子生成器生成的波长中的任何波长)的电磁辐射,并且作为响应,生成PPG信号,该PPG信号包括电流,电压或其他电气参数,其对应于由光发射器42发射并从用户的皮肤反射的在振幅和频率方面调制后的光信号的强度。假定光接收器28可以接收多个光信号,每个光信号具有特定波长,由任一光接收器28生成的每个PPG信号可以是特定波长相关PPG信号,因为它包括由第一或第二光发射器阵列26A,26B的光发射器42发送(发射)的光信号的特定波长得到的或与之相关的特征或分量。在其他实施例中,每个光接收器28可以包括光电检测器,其电耦合到放大器电路,接着是模数转换器(ADC)。光电探测器可以接收具有多个波长的电磁辐射,并且作为响应,可以生成输出信号,该输出信号包括电流、电压或其他电参数,其对应于由光发射器42发射并从用户的皮肤反射的在振幅和频率方面调制后的光信号的强度。放大器电路可以接收来自光电检测器的输出信号并将其放大以生成放大后的输出信号,其是模拟的并被传送到ADC。ADC可以对放大后的输出信号进行采样并输出PPG信号,该PPG信号被转换成相应的数字数据流。

[0090] 每个光接收器28可以生成多个PPG信号,每个PPG信号由第一或第二光发射器阵列26A,26B的光发射器42之一发射的光信号得到。在具有多个光接收器28的实施例中,例如,第一光接收器28A可以生成由从第一光发射器42接收的光信号得到的第一PPG信号,由从第二光发射器42接收的光信号得到的第二PPG信号,等等。同样,第二光接收器28B可以生成由从第一光发射器42接收的光信号得到的第一PPG信号,由从第二光发射器42接收的光信号得到的第二PPG信号,等等。作为替代,第一光接收器28A可以生成由从第一光发射器42接收的光信号得到的第一PPG信号,而第二光接收器28B可以生成由从第一光发射器42接收的光信号得到的第二PPG信号,等等。

[0091] 光接收器28通常是光电二极管,并且可以是被配置为基于传感器元件接收的光的

强度生成PPG信号的任何其他设备。第一光接收器28A在第一光发射器阵列26A和第二光发射器阵列26B之间定位于壳体12的底壁36上的开口中,而第二光接收器28B可以在第二光发射器阵列26B(如图11和12所示)或第一光发射器阵列26A(未示出)的相对侧上定位在底壁36上的开口中。

[0092] 在一些实现中,壳体12和腕带14可以定位成使得光学部件(一个或多个光发射器阵列26和一个或多个光接收器28)基本上定位在用户的腕骨之一上(即,最接近)。例如,光学部件可以基本上定位在尺骨上或基本上定位在桡骨上。

[0093] 电子健身设备10可包括第一透镜30A,第二透镜30B,第三透镜30C和第四透镜30D。底壁36内的一个或多个开口可以被第一透镜30A,第二透镜30B,第三透镜30C和第四透镜30D覆盖,使得光信号可以通过每个透镜30被发送和接收。透镜30通常为光发射器42和光接收器28提供覆盖。另外,透镜30可以被配置为、可操作为、成形或形成为提供聚焦,准直,折射,衍射等。此外,一些透镜30(例如覆盖光发射器42的透镜30)可以提供一些功能,而其他透镜30(例如覆盖光接收器28的透镜30)可以提供其他功能。覆盖光发射器42的透镜30可以将由光发射器42发射的光信号引导到用户的皮肤。覆盖光接收器28的透镜30可以将皮肤反射的光信号引导到光接收器28。透镜30可以由玻璃,聚合物等构成。第一透镜30A可以覆盖第一光发射器阵列26A,第二透镜30B可以覆盖第一接收器28A,第三透镜30C可以覆盖第二光接收器28B,第四透镜30D可以覆盖第二光发射器阵列26B。在各种实施例中,所有透镜30可以具有相同的尺寸和形状,并且可以在底壁36上彼此对齐。另外,每个透镜30的一个表面可以耦合到壳体12的底壁36的外表面。

[0094] 存储元件32可以由通常存储数据、特别是数字或二值数据的设备或部件来实现,并且可以包括示例性电子硬件数据存储设备或部件,诸如只读存储器(ROM),可编程ROM,可擦除可编程ROM,随机存取存储器(RAM),诸如静态RAM(SRAM)或动态RAM(DRAM),高速缓冲存储器,硬盘,软盘,光盘,闪存,拇指驱动器,通用串行总线(USB)驱动器,等等,或它们的组合。在一些实施例中,存储元件32可以嵌入在处理元件34中或者与处理元件34封装在相同的封装中。存储元件32可以包括或可以构成“计算机可读介质”。存储元件32可以存储由处理元件34执行的指令,代码,代码语句,代码段,软件,固件,程序,应用程序,小程序,服务,守护进程等。存储元件32还可以存储设置,数据,文档,声音文件,照片,电影,图像,数据库等。

[0095] 处理元件34可以包括电子硬件部件,例如处理器,微处理器(单核或多核),微控制器,数字信号处理器(DSP),现场可编程门阵列(FPGA),模拟和/或数字专用集成电路(ASIC)等,或它们的组合。在一些实施例中,处理元件34还可包括ADC电路。处理元件34通常可以执行,处理或运行指令,代码,代码段,代码语句,软件,固件,程序,应用程序,小程序,进程,服务,守护进程等。处理元件34还可以包括硬件部件,例如有限状态机,顺序和组合逻辑,以及可以执行本发明的操作所必需的功能的其他电子电路。在一些实施例中,处理元件34可包括被单独封装但是作为单个单元起作用的多个计算部件和功能块。处理元件34可以通过包括通用总线,地址总线,数据总线,控制线等的串行或并行链路与其他电子部件通信。此外,处理元件34可以包括在物理上分开但是在逻辑上和电子地连接的功能块。

[0096] 处理元件34可以配置多个滤波器以基于对于一个或多个PPG信号确定的信号滤波器参数和/或信号特性对具有低SNR和/或SMNR的PPG信号进行滤波,该具有低SNR和/或SMNR

的PPG信号由具有其他波长的光信号得到,在该波长下皮肤或组织中的脉动血液对光信号的吸收低。参考图6-9,处理元件34可以进一步包括滤波器或者与滤波器电子通信,例如用于执行相关脉搏光谱技术的有源滤波器44和/或用于执行增强脉搏光谱技术的滤波器54,或者可以配置为或者被编程为执行有源滤波功能,以分析和去除PPG信号的不期望分量。

[0097] 当实施相关脉搏光谱技术时,如图6-8所示,有源滤波器44通常比较两个PPG信号,以便确定多个信号滤波器参数,这些参数用于维持和/或调整多个信号滤波器48的操作参数。示例性信号滤波器48可以包括离散时间、多抽头延时线滤波器,例如有限脉冲响应(FIR)滤波器或无限脉冲响应(IIR)滤波器,其中每个抽头包括滤波器系数。滤波器系数的值可以由任何信号滤波器参数确定。通常,选择(和调整)信号滤波器48的配置和滤波器系数的值以执行带通滤波功能。滤波器系数的值在连续和/或周期的基础上被更新或调整。在离散时间域中,每个时间段更新或调整滤波器系数的值。当用于对PPG信号进行滤波时,配置信号滤波器48并且选择(和调整)滤波器系数的值以使PPG信号在近似于PPG信号的心脏分量的基频的通带频率处带通。因此,信号滤波器48可在其接收PPG信号时生成心脏分量。

[0098] 在一个实施例中,如图6所示,有源滤波器44A包括相关单元46和信号滤波器48。相关单元46包括第一信号输入,第二信号输入和信号输出。第一和第二输入分别接收第一和第二PPG信号。相关单元46对两个PPG信号执行诸如互相关的相关,并生成包括两个PPG信号所共有的或包括在两个PPG信号中的两个相关信号的内容的输出。通常,两个信号不共有的其他内容或分量,例如噪声,被有效地滤除。假定信号是基于从用户的皮肤或组织反射的光信号的反射而生成的PPG信号,则两个PPG信号共有的或包括的信号内容包括心脏分量,如图4所示。因此,相关单元46的信号输出是或包括公共心脏分量。

[0099] 公共心脏分量用于确定要配置一个或多个信号滤波器48的多个信号滤波器参数。例如,在实施例中,一个信号滤波器参数是公共心脏分量的表示或模型,例如至少在时域中表示的公共心脏分量波形的完整周期。附加地或可替代地,可以通过执行时域到频域变换(例如DFT或其他变换)在频域中表示公共心脏分量。公共心脏分量也可以或替代地通过诸如离散小波变换或类似数学运算的变换来表示。在其他实施例中,另一信号滤波器参数是心脏分量的多个频谱参数,例如基频,谐波频率,带宽等。在其他实施例中,信号滤波器参数是通过执行使用第一PPG信号和/或第二PPG信号作为输入函数而公共心脏分量作为输出函数的传递函数而确定的滤波器系数。信号滤波器参数存储在存储元件32中,并在接收到第一和第二PPG信号时被连续和/或周期性地更新。信号滤波器参数中的任何一个或多个被用于维持和/或调整信号滤波器48的操作参数,例如通过频率范围,带宽等。

[0100] 每个信号滤波器48通常对信号(在这种情况下是PPG信号)执行滤波功能,例如高通,低通,带通,带切(陷波)等。信号滤波器48的操作和性能可以由信号滤波器参数确定或控制。在实施例中,信号滤波器48可以使用一个或多个信号滤波器参数来过滤PPG信号(例如,将第三PPG信号与公共心脏分量的时域波形进行比较以便生成第三PPG信号的心脏分量,将第三PPG信号与公共心脏分量的频域模型进行比较以便生成第三PPG信号的心脏分量,等等)。附加地或替代地,在一些实施例中,信号滤波器48可以是带通滤波器,其用于使用由第一和第二PPG信号的频谱参数或频域变换确定的通带频率来滤波第三PPG信号。附加地或替代地,信号滤波器48可以对第三PPG信号执行传递函数。信号滤波器48可以在图中标记为第一和第二PPG信号的函数:“[PPG 1,PPG 2](t)”。

[0101] 在另一个实施例中,如图7所示,处理元件34包括有源滤波器44B,其包括相关单元46,第一信号滤波器48和信号加法器50。有源滤波器44B以与有源滤波器44A基本类似的方式操作,除了处理元件34基于信号加法器50的输出以及相关单元46的输出确定信号滤波器参数。信号加法器46包括接收第一PPG信号的正输入,接收第二PPG信号的负输入,以及输出信号的输出,该信号是由正输入和负输入接收的第一和第二PPG信号的差值,这是因为负输入被取负或反转,如图7所示。随后,处理元件34可以基于两个PPG信号之间的差异确定同样的上面针对图6讨论的信号滤波器参数,并且利用所确定的信号参数来配置一个或多个附加信号滤波器48。

[0102] 在又一个实施例中,如图8所示,处理元件34包括有源滤波器44C,其包括第一信号滤波器48和信号加法器50。有源滤波器44C可被以自适应滤波器配置构造或电气连接。也就是说,第一信号滤波器48接收PPG信号之一(第一PPG信号),而从信号加法器50的输出接收另一信号(差信号)。信号加法器50的正输入接收第一PPG信号,信号加法器50的负输入接收第一信号滤波器48的输出,第一信号滤波器48的输出是经滤波的第一PPG信号。加法器50的输出信号,即第二PPG信号和第一相关分量之间的差作为反馈信号由第一信号滤波器48接收。在自适应滤波器配置中,处理元件34控制第一信号滤波器48以采用自适应函数来连续和/或周期性地(例如每个离散时域时间段)更新信号滤波器参数的值。自适应函数的示例包括最小均方算法,其基于输入PPG信号的内容、收敛因子和来自信号加法器50的反馈信号来调整系数的值。通过利用自适应函数,第一信号滤波器48对第一PPG信号进行滤波,以便找到第一PPG信号中包括在第二PPG信号中的分量。因此,有源滤波器44的第一信号滤波器48生成第一PPG信号的相关分量,其基本上是第一心脏分量。随后,处理元件34可以基于第一PPG信号的心脏分量确定上文针对图6讨论的相同信号滤波器参数,并且利用所确定的信号参数来配置一个或多个附加信号滤波器48。

[0103] 如图6-8所示,处理元件34包括在有源滤波器44A,44B,48C之外的多个附加信号滤波器48,其通过使用有源滤波器44A,44B,48C确定的一个或多个信号滤波器参数被配置。在某些实施例中,处理元件34可以包括对于光发射器42能够生成的每个光信号波长一个附加信号滤波器48,使得光接收器28基于所接收的每个光信号的反射生成至少一个PPG信号。附加信号滤波器48均可以包括与用于配置有源滤波器44中包括的信号滤波器48的配置和信号滤波器参数相同的配置和信号滤波器参数,因此,它们都以与包括在有源滤波器44中的第一信号滤波器48相同的方式执行、操作和运行。因此,处理元件34可以通过确定和使用信号滤波器参数配置多个信号滤波器48以对具有低SNR和/或SMNR的PPG信号进行滤波,该具有低SNR和/或SMNR的PPG信号由具有其他波长的光信号得到,在该其它波长下皮肤或组织中的脉动血液对光信号的吸收低。

[0104] 当实施增强脉搏光谱技术时,如图9所示,处理元件34还可以包括信号分析元件52和信号处理元件62,或者与信号分析元件52和信号处理元件62电子通信,或者可以被配置或编程为对PPG信号执行信号分析功能。信号分析元件52可以确定并记录参考PPG信号的各种信号特性。例如,处理元件34可以确定并在存储元件32中记录参考频率、参考带宽、参考振幅、参考相位、参考最大值时间、参考最小值时间、参考过零时间等。处理元件34可以使用这些信号特性来开发信号处理元件62的功能单元,用于处理和调节具有低SNR和/或SMNR的其他PPG信号,该PPG信号由具有其他波长的光信号得到,在该其它波长下皮肤或组织中的

脉动血液对光信号的吸收低。

[0105] 信号处理元件62的功能单元尤其包括滤波器54、放大器56、调相器58和采样器60。滤波器54可以是带通滤波器,例如FIR或IIR滤波器,其中心通过频率为参考频率,带宽近似等于参考带宽。放大器56可以是具有单级或多级的电流、电压、跨阻抗或跨导放大器。放大器56可以使用参考振幅或其他因子来设置其增益水平。调相器58可以包括用于信号延迟或相移的模拟和/或数字电子电路,并且可以用于将其他PPG信号的相位调整到参考相位的相位。采样器60可以包括模数转换器(ADC)或其他信号采样电子电路,其可以在特定时间采样信号,例如PPG信号。例如,采样器60可以在参考最大值时间、参考最小值时间、参考过零时间等处对PPG信号PPG<sub>2</sub>-PPG<sub>n</sub>进行采样,因为那些时间可能指示心脏分量与噪声分量相比被最大化并易于确定之处。可以在参考PPG信号和其他PPG信号上利用这些功能单元中的任何一个或多个以生成各信号的心脏分量。因此,处理元件34可以通过确定和使用参考PPG信号的信号特性来配置多个信号滤波器48以过滤具有低SNR和/或SMNR的其他PPG信号,该PPG信号由具有其他波长的光信号得到,在该其它波长下皮肤或组织中的脉动血液对光信号的吸收低。

[0106] 如图11所示,处理元件34可以是可操作、配置或编程为通过使用硬件,软件,固件或其组合来执行相关脉搏光谱技术和增强脉搏光谱技术。处理元件34可以生成电气输入信号或控制信号,并将其传送到一个或多个光发射器42,使得光发射器42发射光信号。处理元件34从光接收器28A和/或28B接收基于从用户的皮肤或组织接收的光信号的反射的一个或多个PPG信号。在一些实施例中,处理元件34可以对从光接收器28A和/或28B接收的模拟PPG信号进行采样,以生成数字形式的PPG信号作为样本流。在其他实施例中,处理元件34可以从光接收器28A和/或28B接收数字形式的PPG信号。给定光发射器42和光接收器28的配置,由任何光发射器42发射的光信号可以由光接收器28A和28B两者接收。

[0107] 通常,处理元件34生成电气输入信号或控制信号,并将信号传送到一个或多个光发射器42,以便控制光发射器阵列26内的每个光发射器42的操作。处理元件34可操作以在不同时间(顺序地)将电气输入信号或控制信号分别传送到每个光发射器42,同时传送到一组或多组光发射器42,或同时传送到所有光发射器42。处理元件34对光发射器42的操作的控制名称为“ELECTRONIC FITNESS DEVICE WITH OPTICAL CARDIAC MONITORING”的2018年1月3日提交的美国专利申请第15/860,865号中有更详细的描述,所列专利申请通过引用整体并入本文。

[0108] 当执行相关脉搏光谱技术时,处理元件34比较以至少一种方式被区分的两个PPG信号。例如,如图11-12所示,处理元件34可以将控制信号发送到光发射器42A1和/或42B1,光发射器42A1和/或42B1可以发送具有与图5A-5B的“心率”波段相对应的波长的光信号,并且从光接收器28A和/或28B接收具有高SNR和/或SMNR的PPG信号。处理元件34还可以生成电气输入信号或控制信号,并将其传送到光发射器组件26的其他光发射器42中的任何一个或多个。例如,在实施例中,处理元件34可以将控制信号发送到光发射器42A2和/或42B2,其可以发送具有与图5A-5B的“运动”波段相对应的波长的光信号,将控制信号发送到光发射器42A3,其可以发送具有与图5A的“脉搏<sub>ox1</sub>”波段相对应的波长的光信号,将控制信号发送到光发射器42A4,其可以发送具有与图5A的“脉搏<sub>ox2</sub>”波段相对应的波长的光信号。随后,处理元件34可以从光接收器28A和/或28B接收具有比由具有对应于图5A-5B的“心率”波段的

波长的光得到PPG信号更低的SNR和/或SMNR的一个或多个PPG信号。处理元件34可以生成附加的电气输入信号或控制信号,其被传送到上述光发射器42,以使相应的光信号被以预定速率(占空比)连续地发射到用户的皮肤或组织中。

[0109] 如图6-8所示,第一和第二PPG信号由有源滤波器44接收,有源滤波器44比较这两个信号以识别它们之间的任何公共分量,例如公共心脏分量。利用比较结果来确定多个信号滤波器参数。任何或所有信号滤波器参数,例如公共心脏分量的时域模型、频域模型、小波变换等,可被存储在存储元件32中。至少一个滤波器参数被用于确定和控制信号滤波器48的操作和性能。第一信号滤波器48接收并过滤第一PPG信号以生成第一心脏分量,第二信号滤波器48接收并过滤第二PPG信号以生成第二心脏分量,其他信号滤波器48接收并过滤所有其他PPG信号,以在每个PPG信号内生成心脏分量。

[0110] 在一些配置中,处理元件34可以在第一时间段从第一光接收器28A接收第一PPG信号,在第二时间段从第二光接收器28B接收第二PPG信号,使得第一和第二光接收器28A和28B以相同的采样频率但在两组不同的采样时间采样,以生成两个不同的PPG信号。在其他配置中,处理元件34可以顺序地从第一光接收器28A接收第一PPG信号和第二PPG信号,使得这两个不同PPG信号在不同时间生成,但是由经过相同路径且具有相同的波长的光信号得到。在还其他配置中,处理元件34可以同时从第一光接收器28A接收第一PPG信号,并且从第二光接收器28B接收第二PPG信号。处理元件34可以从每个PPG信号中去除DC分量。

[0111] 当执行增强脉搏光谱技术时,处理元件34分析参考PPG信号以确定用于过滤一个或多个PPG信号的一个或多个信号特性。例如,在实施例中,处理元件34可以将控制信号发送到光发射器42A1和/或42B1,其可以发送具有与图5A-5B的“心率”波段相对应的波长的光信号,并且从光接收器28A和/或28B接收具有高SNR和/或SMNR的PPG信号。处理元件34还可以生成电气输入信号或控制信号,并将其传送到光发射器组件26的其他光发射器42中的任何一个或多个。例如,处理元件34可以将控制信号发送到光发射器42A2和/或42B2,其可以发送具有与图5A-5B的“运动”波段相对应的波长的光信号,将控制信号发送到光发射器42A3,其可以发送具有与图5A的“脉搏 $\alpha_1$ ”波段相对应的波长的光信号,将控制信号发送到光发射器42A4,其可以发送具有与图5A的“脉搏 $\alpha_2$ ”波段相对应的波长的光信号。随后,处理元件34可以从光接收器28A和/或28B接收具有比由具有对应于图5A-5B的“心率”波段的波长的光得到的PPG信号低的SNR和/或SMNR的一个或多个PPG信号。处理元件34可以生成附加的电气输入信号或控制信号,其被传送到上述光发射器42,以使相应的光信号被以预定速率(占空比)连续地发射到用户的皮肤或组织中。

[0112] 如图9所示,处理元件34从光接收器28A和/或28B接收PPG信号,并且处理元件34可以分析所接收的PPG信号以确定所接收的PPG信号的一个或多个信号特性。在实施例中,处理元件34可识别并选择具有最大SNR和/或SMNR或任何其他标准的PPG信号作为参考PPG信号。处理元件34从参考PPG信号中去除DC分量。信号分析元件52分析参考PPG信号以确定参考PPG信号的一个或多个信号特性,并将确定的信号特性存储在存储元件32中。然后,处理元件34利用所确定的信号特性来确定信号处理元件62的功能单元的参数和设置,以处理或调节由具有由用户的皮肤或组织中的脉动血液吸收较差的波长的光信号生成的其他PPG信号。信号处理元件62的功能单元中的任何一个或多个可用于基于参考PPG信号的一个或多个信号特性从PPG信号识别心脏分量。例如,可以将任何PPG信号输入到滤波器54,滤波器54

对信号进行滤波以生成心脏分量。在一些情况下,信号处理元件62的功能单元可以由处理元件34以顺序方式使用。例如,PPG信号可以首先使用放大器56被放大,然后使用相位调整器58被进行相移,然后由采样器60采样,然后由滤波器54滤波以隔离心脏分量。

[0113] 如上所述,一旦处理元件34使用任一脉搏光谱方法拥有心脏分量,则处理元件34可以将用户的心率确定为心脏分量的频率(例如,作为每分钟的节拍数量(bpm)),确定信号特性(例如,最大值,最小值,过零点等),并通过确定至少两个PPG信号的AC和DC值,利用AC和DC值使用等式EQ.1来计算脉搏氧饱和度指示符,并且使用存储在存储元件32中的关系来确定用户的脉搏氧饱和度,该关系将脉搏氧饱和度指示符、一个或多个健康特征(例如,年龄,性别或体重)和一个或多个生理特征(例如,心率,血压或心率变异性)与用户脉搏氧饱和度的值相关联。

[0114] 电子健身设备10可以如下操作。用户可能希望确定他的血液相关和心脏信息。处理元件34可以利用脉搏光谱技术来确定这种血液相关和心脏信息。用户可以使用用户界面18来指示处理元件34开始确定心率、脉搏氧饱和度水平、血细胞比容水平或其他血液相关或心脏信息的过程。可替代地或附加地,处理元件34可以具有如下操作模式,其中当确定已经发生预定事件时(例如,心率变异性超过预定阈值,体温超过预定阈值等)或周期性地(例如,每秒,每分钟,每小时,每天等),处理元件34自动启动确定用户的心率、脉搏氧饱和度水平或血细胞比容水平的过程。

[0115] 在实施例中,处理器可以在健身活动开始时确定初始心率,脉搏氧饱和度水平和血细胞比容水平,以及在健身活动期间和/或健身活动结束后确定随后的心率,脉搏氧饱和度水平和血细胞比容水平。然后,处理器可以确定所确定的水平的变化,并利用所存储的心率、脉搏氧饱和度水平(血氧饱和度水平(SpO<sub>2</sub>))和血细胞比容水平(Hct)的变化之间的相关性来确定和提供血液相关和心脏信息,例如脉搏氧饱和度指示符和用户的水合水平(Hct)。

[0116] 在实施例中,处理元件34可以分别在第一和第二时间段期间将第一和第二电气输入信号或控制信号传送到光发射器42。光接收器28可以接收发射光信号的反射并生成对应于第一和第二时间段的一个或多个PPG信号。在其他实施例中,处理元件34可以分别在第一和第二时间段期间将第一和第二电气输入信号或控制信号传送到第一光发射器42和第二光发射器42。光接收器28可以接收发射光信号的反射并生成对应于第一和第二时间段的一个或多个PPG信号。在一些配置中,第一光接收器28A和第二光接收器28B接收光信号的反射,得到第一时间段的两个PPG信号和第二个时间段的两个PPG信号,它们都被传送到处理元件34。无论如何,处理元件34拥有两个PPG信号并从每个信号中去除DC分量。

[0117] 当实现相关脉搏光谱技术时,第一和第二PPG信号被输入到有源滤波器44,有源滤波器44将两个信号相互比较以识别它们之间的任何公共分量(例如,公共心脏分量,公共噪声等)。比较的结果被用于确定多个信号滤波器参数,其被用于确定和控制信号滤波器48的操作和性能,每个信号滤波器48对从光接收器28接收的PPG信号进行滤波,以识别每个PPG信号中的心脏分量。

[0118] 当实施增强脉搏光谱技术时,PPG信号之一被识别为参考PPG信号,并且由信号分析元件52分析以确定一个或多个信号特性。然后,信号特性被用于确定信号处理元件62的功能单元的参数和设置,以处理或调节PPG信号,以便识别其他PPG信号的心脏分量。

[0119] 一旦确定了多个PPG AC信号的心脏分量,处理元件34可以根据心脏分量中的至少一个确定用户的心率,根据心脏分量以及由至少两个波长得到的PPG信号的其他信息确定用户的脉搏氧饱和度值,根据心脏分量和由至少两个波长得到的PPG信号的其他信息确定用户血细胞比容,如上所述。显示器16可以根据用户的需要在一次或连续的基础上呈现所确定的血液相关和心脏信息。

[0120] 尽管已经参考附图中示出的实施例描述了该技术,但是应注意,在不背离权利要求中所述的技术的范围的情况下,可以采用等同物并且在此进行替换。

[0121] 已经描述了本技术的各种实施例,要求保护的新的和希望受专利证书保护的内容包括以下内容:

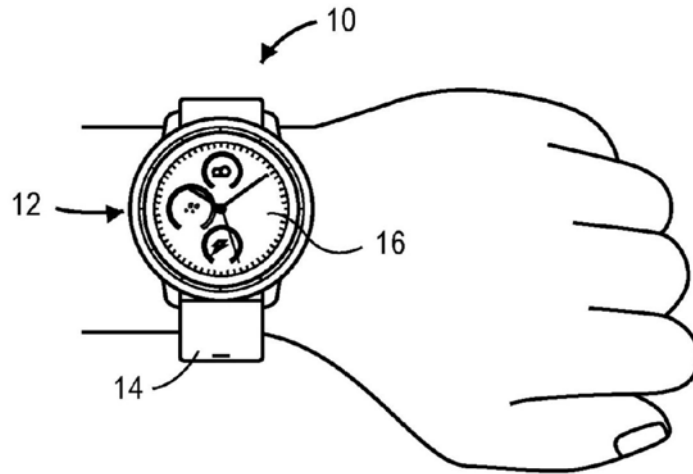


图1

光电血管容积图 (PPG) 信号波形

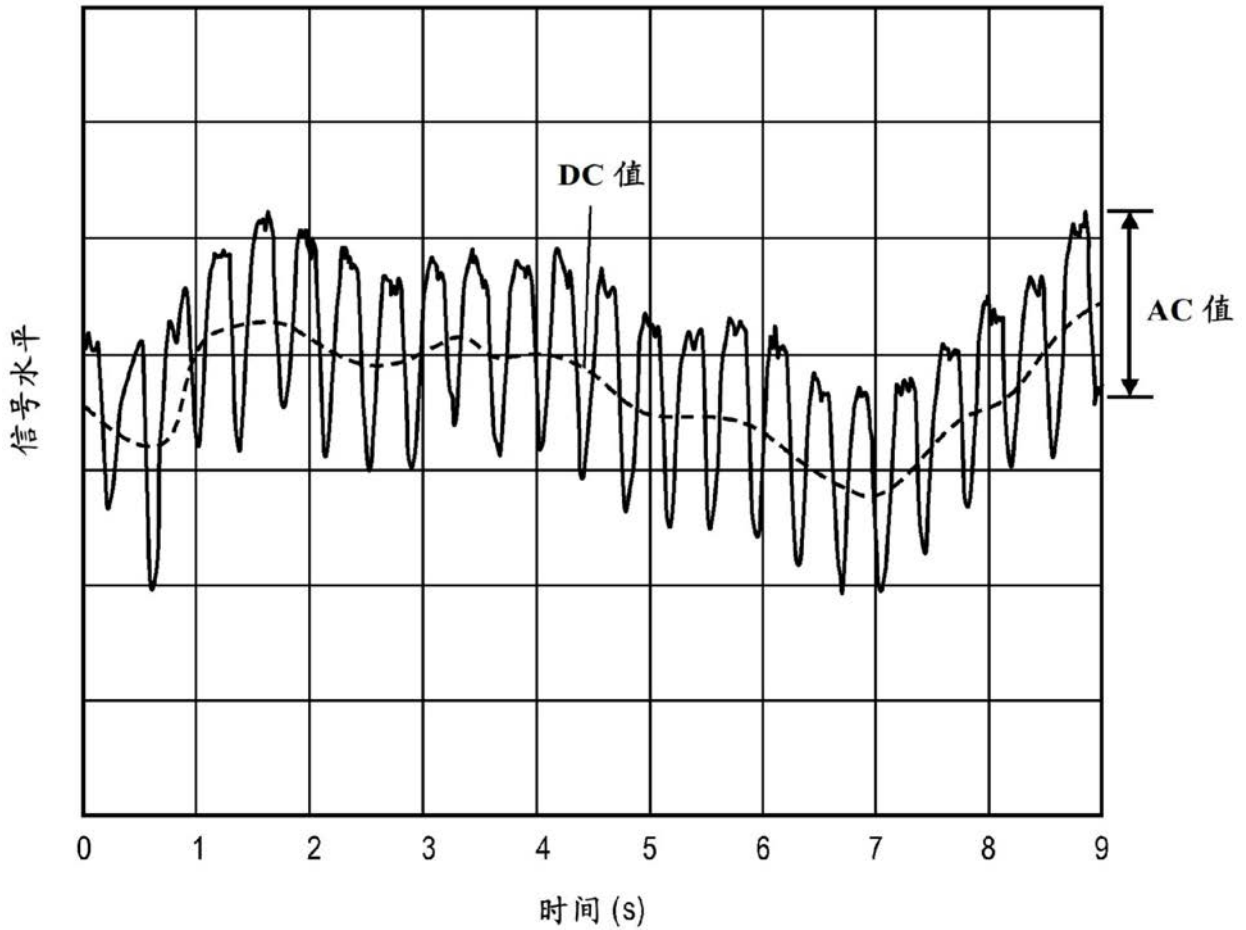


图2

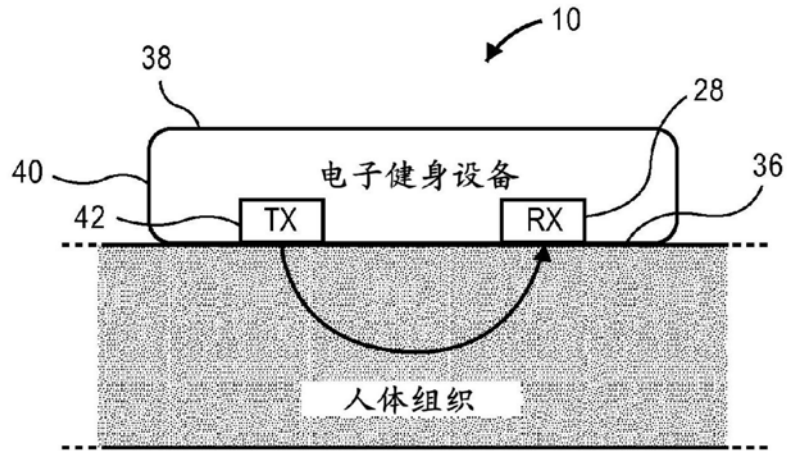


图3

PPG 信号的心脏分量

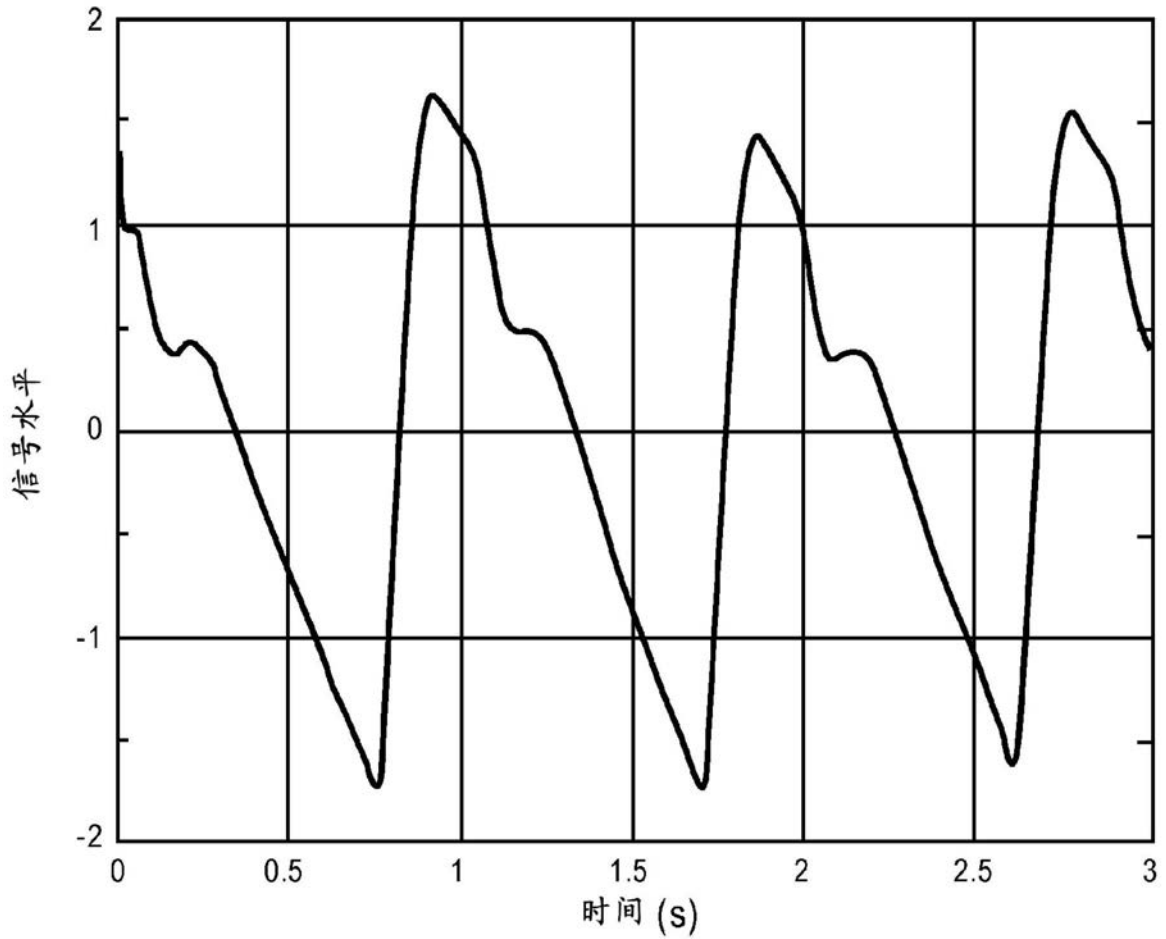


图4

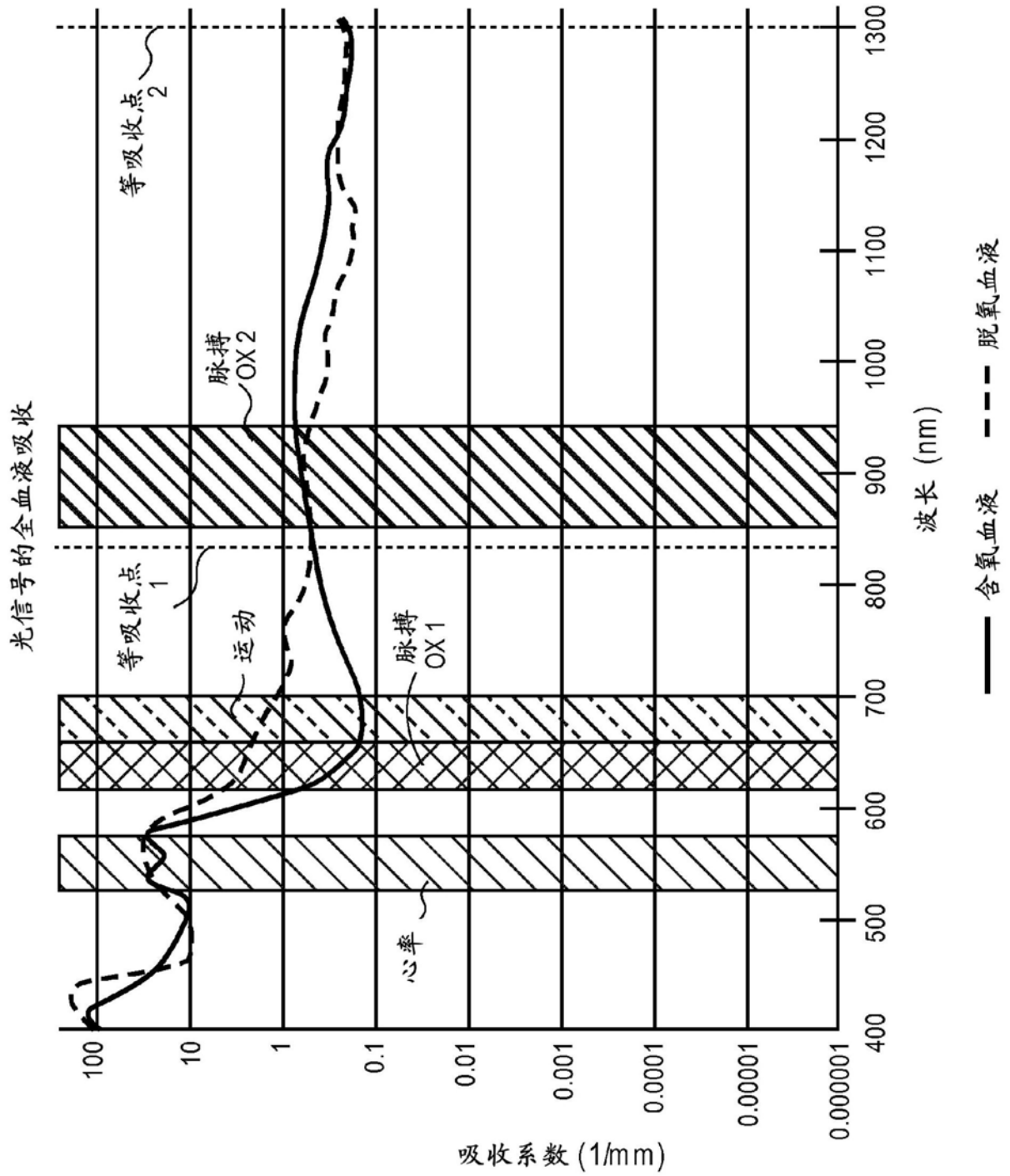


图5A

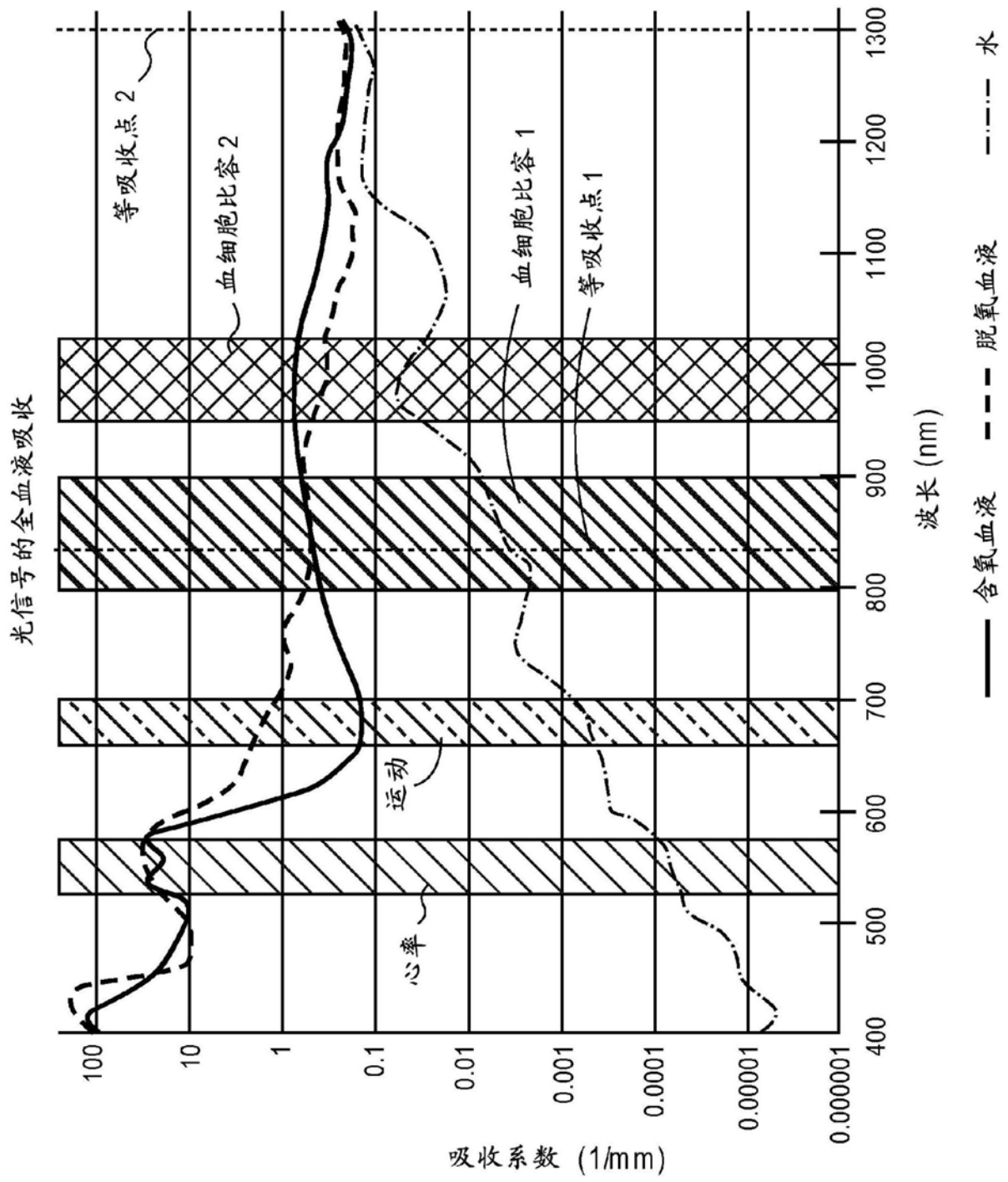


图5B

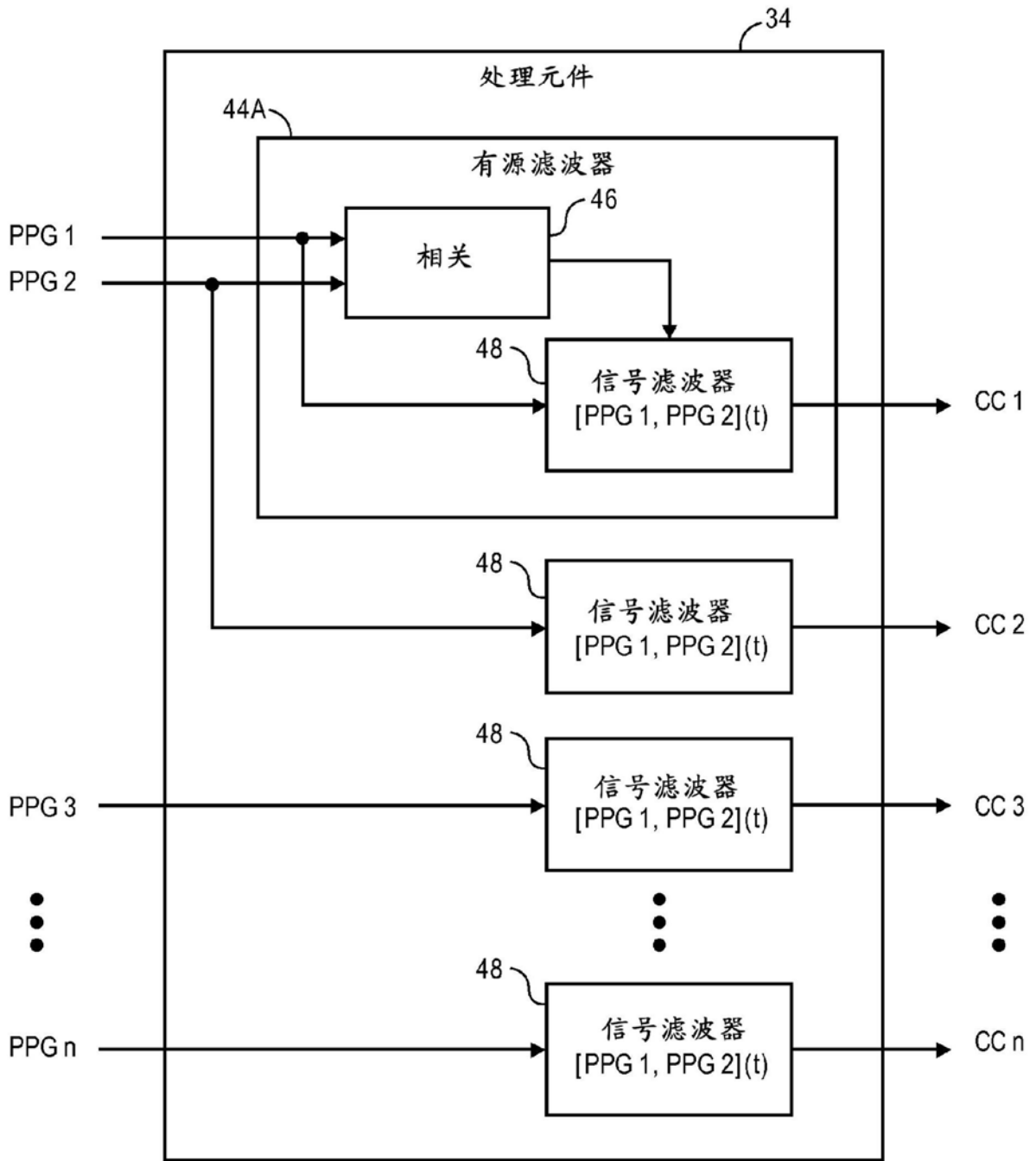


图6

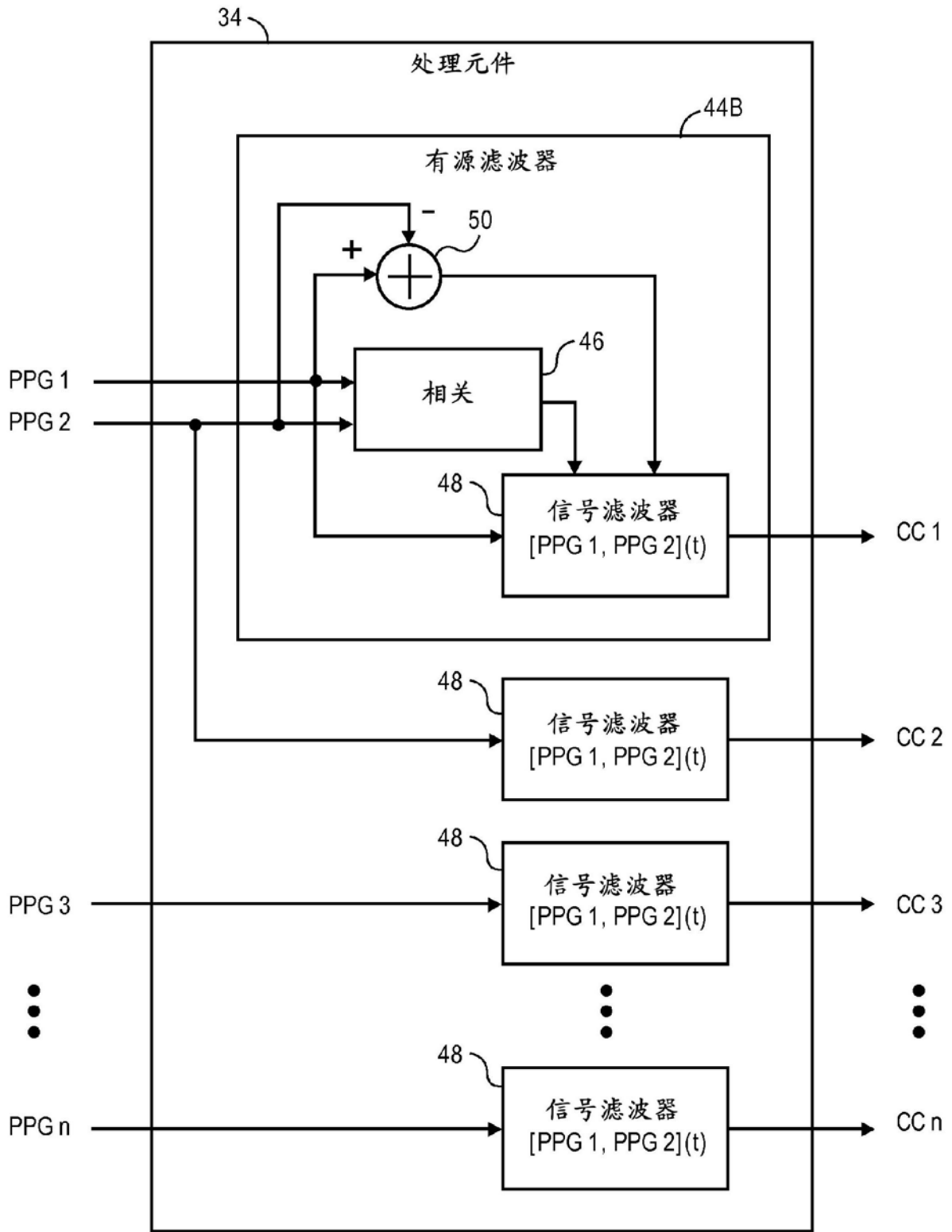


图7

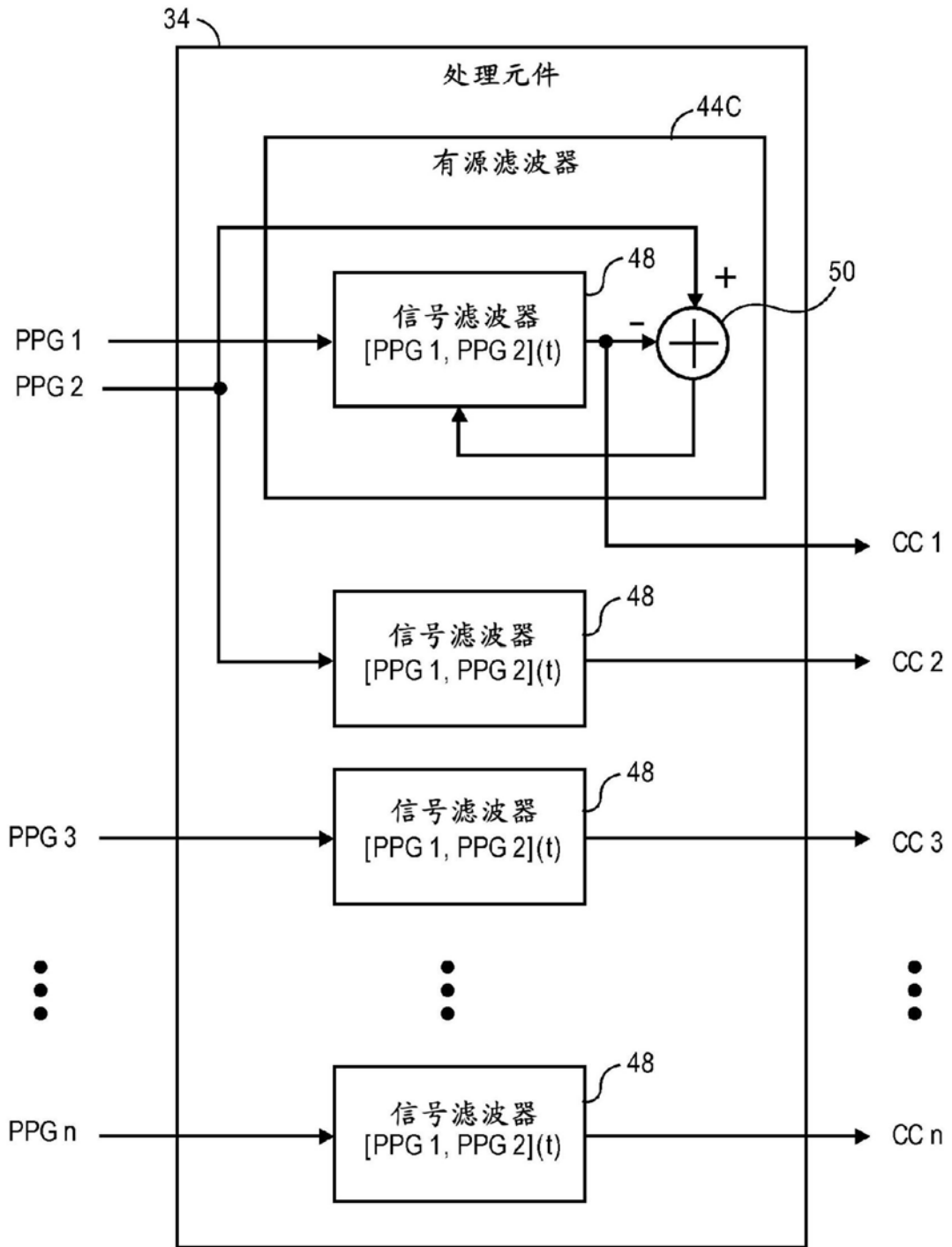


图8

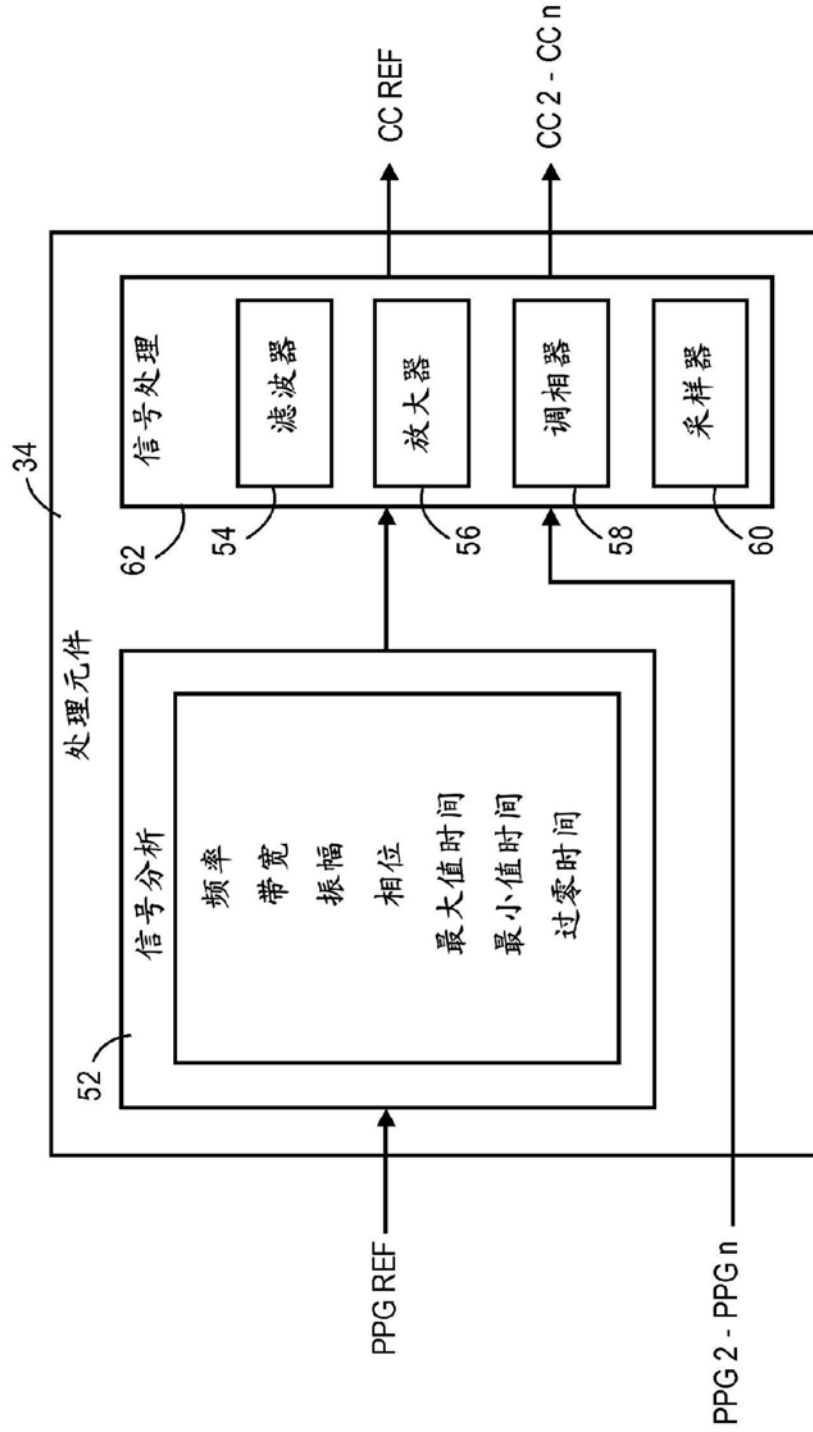


图9

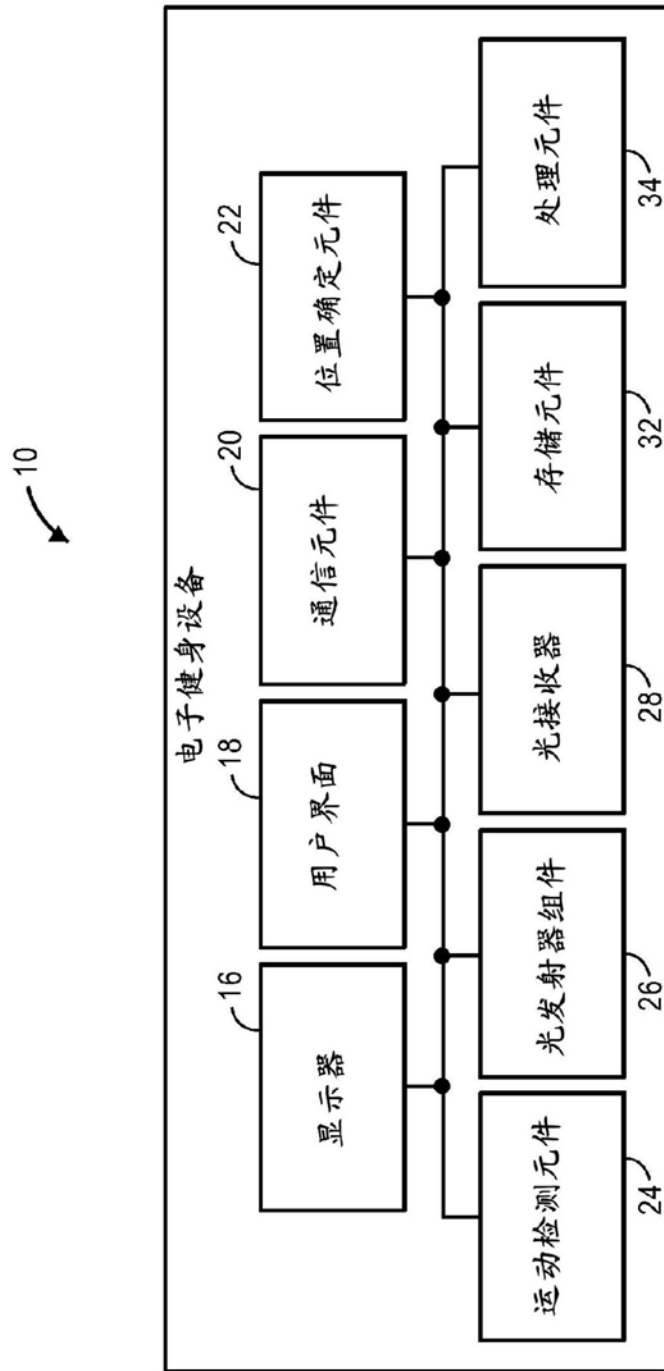


图10

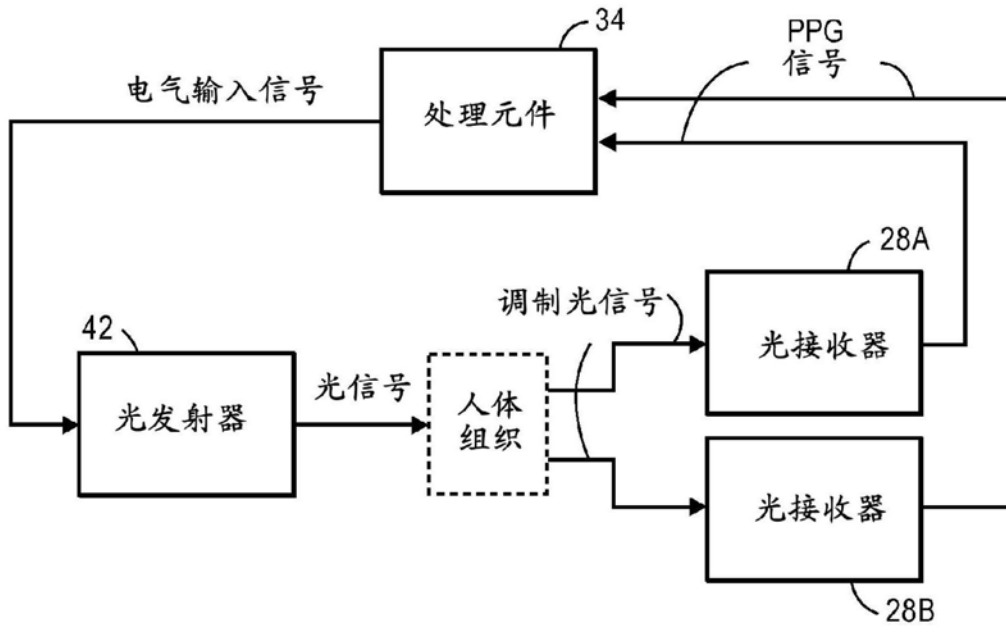


图11

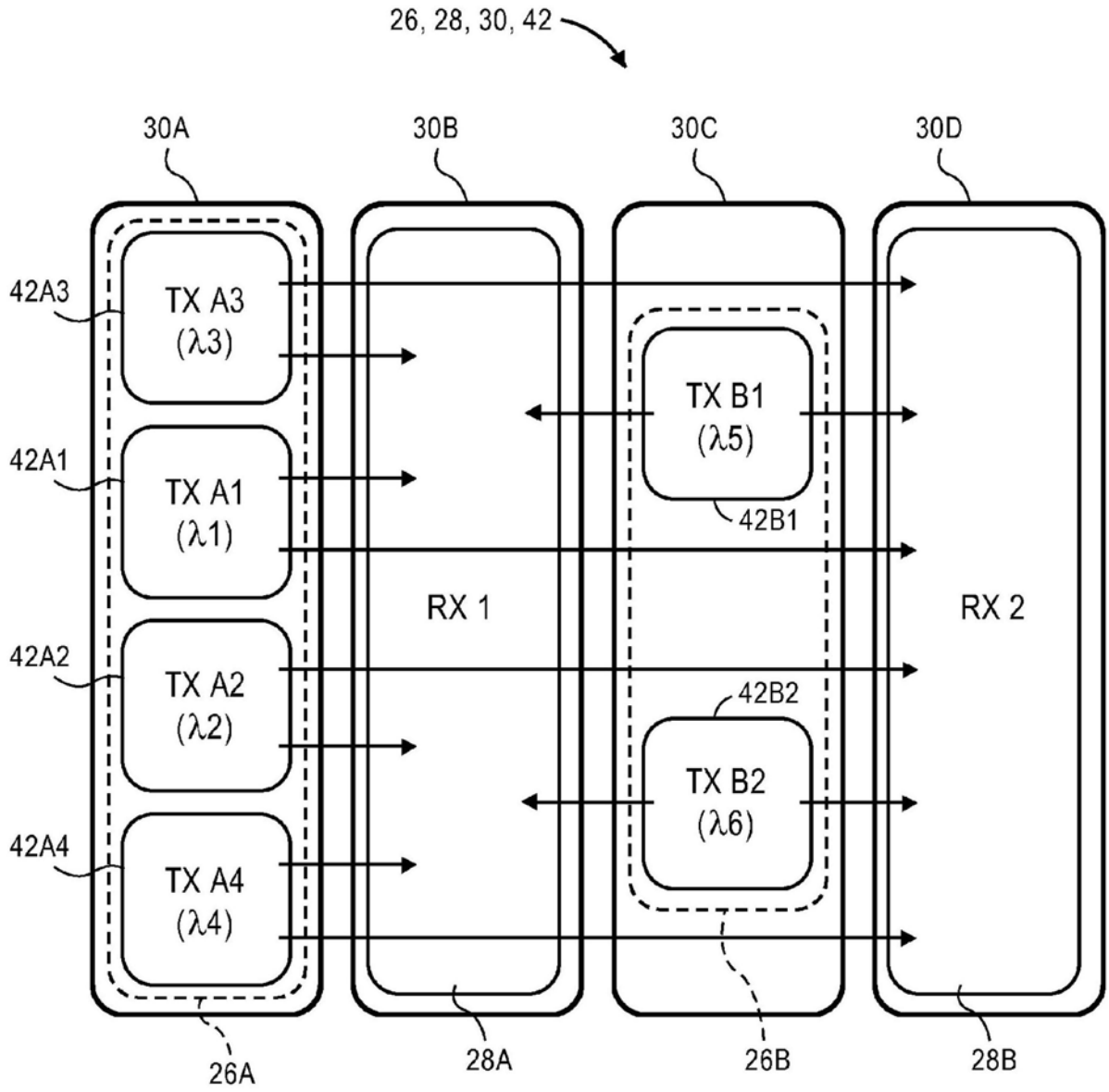


图12

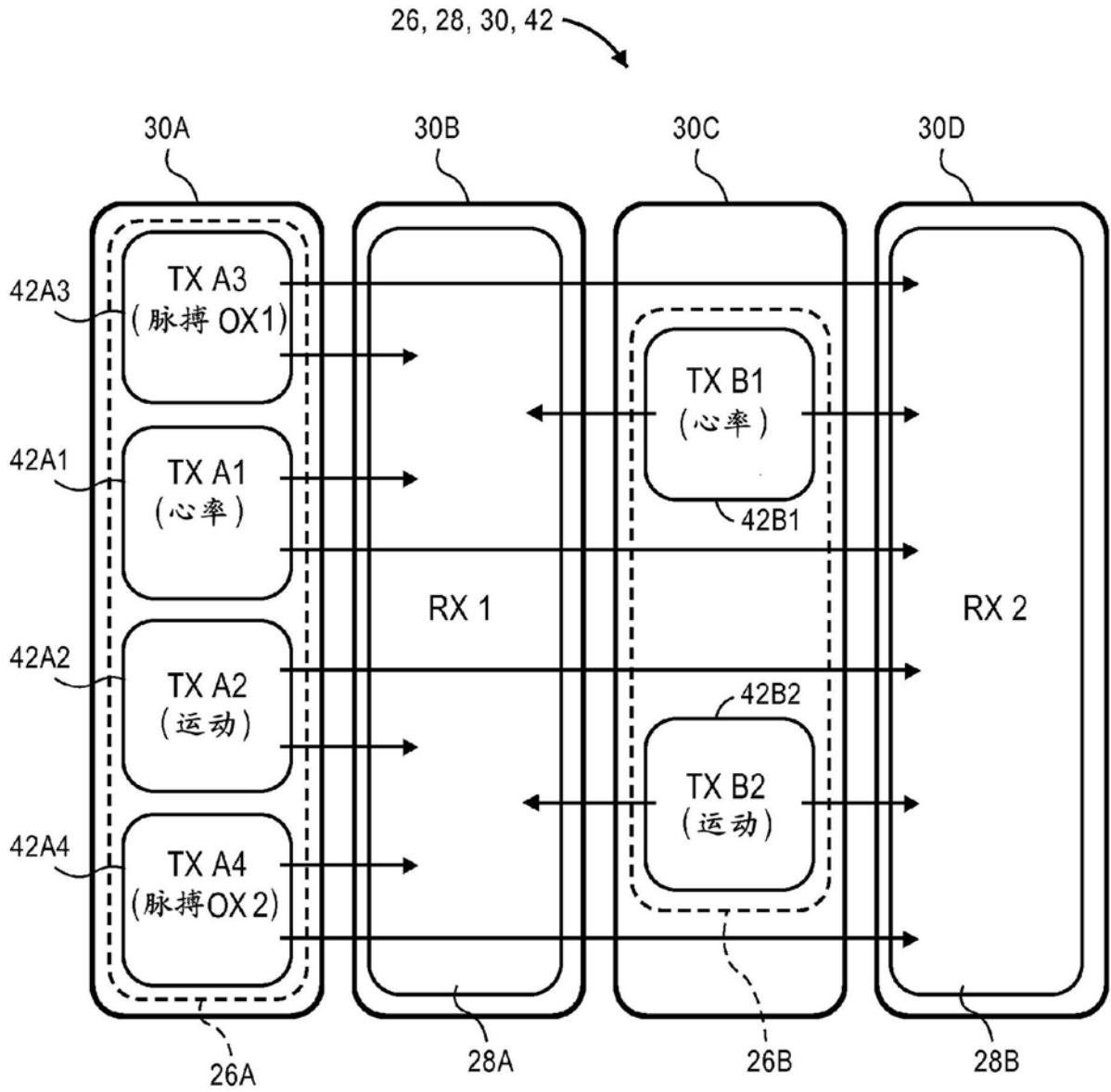


图13

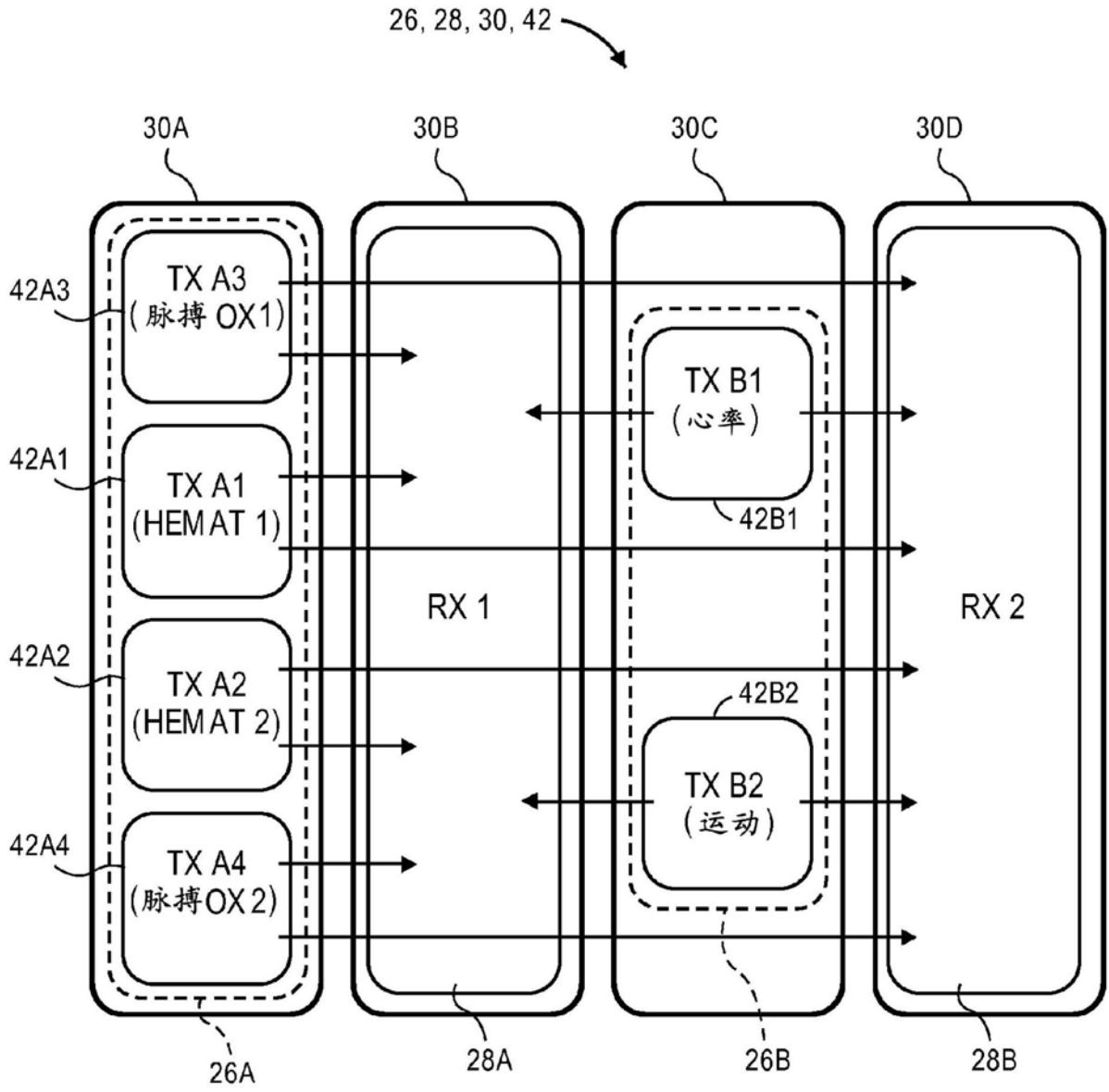


图14

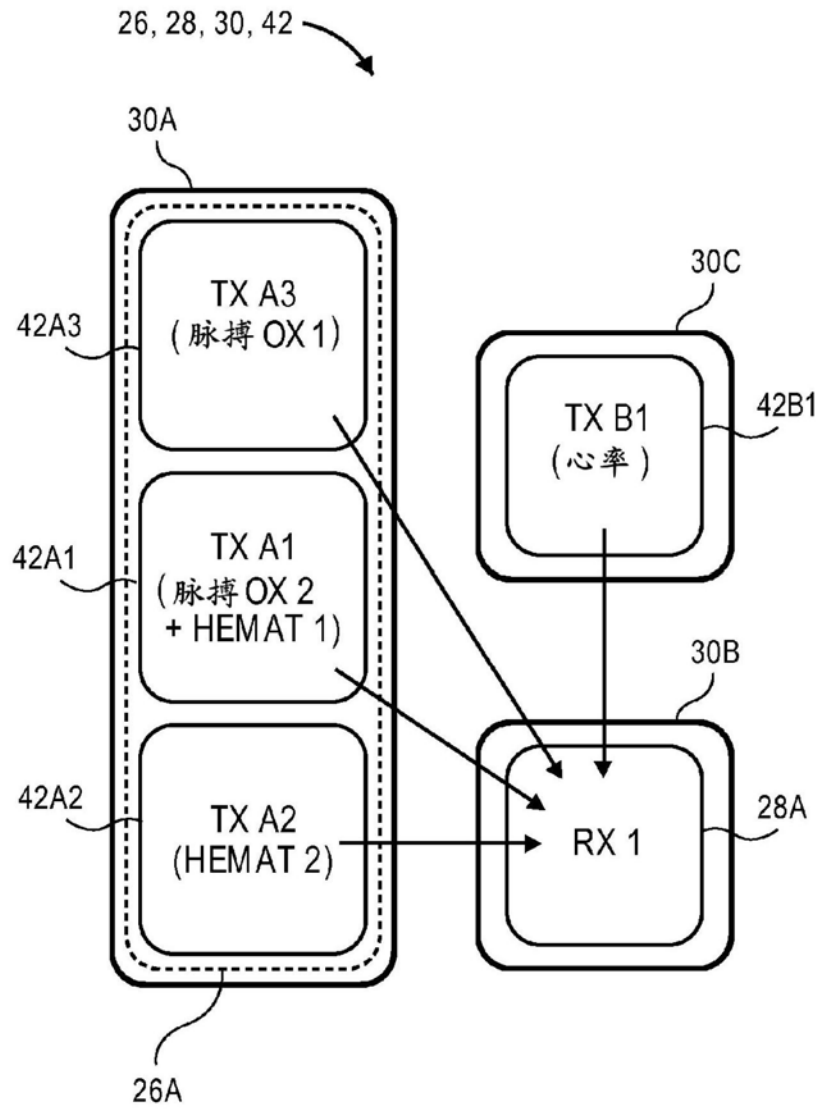


图15

专利名称(译)	脉搏光谱技术		
公开(公告)号	<a href="#">CN110461225A</a>	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201880020946.0	申请日	2018-05-03
[标]申请(专利权)人(译)	台湾国际航电股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	佳明瑞士有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	佳明瑞士有限责任公司		
[标]发明人	CJ库拉奇 PR麦克唐纳德		
发明人	C·J·库拉奇 P·R·麦克唐纳德		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/145 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/14535 A61B5/14542 A61B5/14552 A61B5/4875 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/7207 A61B5/7214 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7253 A61B2503/10 A61B2505/09 A61B2560/0462 A61B2562/0238 A61B2562/0242 A61B2562/04 A61B5/0004 A61B5 /7257 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B2562/043 A61B2562/046		
优先权	62/501522 2017-05-04 US 62/571606 2017-10-12 US 62/580024 2017-11-01 US 62/580308 2017-11-01 US 15/969553 2018-05-02 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种电子健身设备，包括第一光发射器，光接收器和处理元件。第一光发射器被配置为发送第一光信号和第二光信号。光接收器被配置为接收第一和光信号并生成由所接收的光信号得到的第一和第二光电血管容积图(PPG)信号。处理元件被配置为控制第一光发射器以发送第一光信号和第二光信号，从光接收器接收第一和第二PPG信号并比较它们，基于该比较来识别第一和第二PPG信号中存在的公共心脏分量，基于公共心脏分量确定信号滤波器参数，并基于信号滤波器参数分别从第一和第二PPG信号生成第一和第二心脏分量。

