



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106880351 A

(43)申请公布日 2017. 06. 23

(21)申请号 201611138819.X

(22)申请日 2016.12.12

(30)优先权数据

14/970,434 2015.12.15 US

(71)申请人 德州仪器公司

地址 美国德克萨斯州

(72)发明人 塔凯什·潘德

大卫·帕特里克·马吉

(74)专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限

责任公司 11287

代理人 林斯凯

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

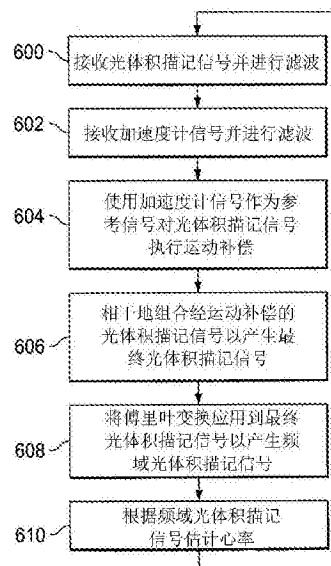
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

减少光体积描记(PPG)信号中运动诱发的伪影

(57)摘要

本发明涉及减少光体积描记PPG信号中运动诱发的伪影。提供一种用于在光体积描记器PPG心率监测器装置中进行心率测量的方法,其包含:对PPG信号执行(604)运动补偿,其中参考X轴加速度信号产生经运动补偿PPG信号 PPG_{accX} ,参考Y轴加速度信号产生经运动补偿PPG信号 PPG_{accY} ,且参考Z轴加速度信号产生经运动补偿信号 PPG_{accZ} ;组合(606) PPG_{accX} 、 PPG_{accY} 及 PPG_{accZ} 以产生最终经运动补偿PPG信号,其中将第一权重应用于 PPG_{accX} ,将第二权重应用于 PPG_{accY} ,且将第三权重应用于 PPG_{accZ} ;对所述最终经运动补偿PPG信号执行(608)单个傅立叶变换FT以产生频域PPG信号;以及基于所述频域PPG信号估计(610)心率。



1. 一种用于在光体积描记器PPG心率监测器装置中进行心率测量的方法,所述方法包括:

从所述心率监测器装置的PPG传感器接收PPG信号;

从所述心率监测装置的加速度计接收X轴加速度信号、Y轴加速度信号及Z轴加速度信号;

对所述PPG信号执行运动补偿,其中参考所述X轴加速度信号产生第一经运动补偿PPG信号,参考所述Y轴加速度信号产生第二经运动补偿PPG信号,且参考所述Z轴加速度信号产生第三经运动补偿PPG信号;

组合所述第一经运动补偿PPG信号、所述第二经运动补偿PPG信号及所述第三经运动补偿PPG信号以产生第四经运动补偿PPG信号,其中将第一权重应用于所述第一经运动补偿PPG,将第二权重应用于所述第二经运动补偿PPG信号,且将第三权重应用于所述第三经运动补偿PPG信号;

对所述第四经运动补偿PPG信号执行单个傅立叶变换FT以产生频域PPG信号;以及
基于所述频域PPG信号估计心率。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中通过以所述X轴加速度信号作为参考信号将第一自适应滤波器应用于所述PPG信号来产生所述第一经运动补偿PPG信号,通过以所述Y轴加速度信号作为参考信号将第二自适应滤波器应用于所述PPG信号来产生所述第二经运动补偿PPG信号,且通过以所述Z轴加速度信号作为参考信号将第三自适应滤波器应用于所述PPG信号来产生所述第三经运动补偿PPG信号。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器是相同的滤波器类型,所述滤波器类型选自归一化最小均方NLMS滤波器及递归最小二乘RLS滤波器中的一者。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中仅在所述心率监测器装置的用户处于运动时才更新所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器的权重。

5. 根据权利要求2所述的方法,其中当所述心率监测器装置的用户静止时,将所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器的权重复位为初始值。

6. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括确定所述心率监测器装置的用户是否静止。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中确定所述心率监测器装置的用户是否静止包括:
计算在时间窗口上的所述X轴加速度信号、所述Y轴加速度信号及所述Z轴加速度信号的平方和的方差;以及

将所述方差与阈值进行比较。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一权重、所述第二权重及所述第三权重是相等的。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一权重的值、所述第二权重的值及所述第三权重的值是基于所述PPG信号与所述X轴加速度信号之间的相关量、所述PPG信号与所述Y轴加速度信号之间的相关量及所述PPG信号与所述Z轴加速度信号之间的相关量。

10. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一权重的值、所述第二权重的值及所述第三权重的值是基于由所述第一自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量、由所

述第二自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量及由所述第三自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量。

11. 一种光体积描记器PPG心率监测器装置,其包括:

PPG传感器组件,其经配置以产生模拟PPG信号;

加速度计,其经配置以产生X轴加速度信号、Y轴加速度信号及Z轴加速度信号;

运动补偿组件,其耦合到所述PPG传感器以接收所述PPG信号且耦合到所述加速度计以接收所述X轴加速度信号、所述Y轴加速度信号及所述Z轴加速度信号,其中所述运动补偿组件经配置以参考所述X轴加速度信号产生第一经运动补偿PPG信号,参考所述Y轴加速度信号产生第二经运动补偿PPG信号,且参考所述Z轴加速度信号产生第三经运动补偿PPG信号;

组合器,其经配置以组合所述第一经运动补偿PPG信号、所述第二经运动补偿PPG信号及所述第三经运动补偿PPG信号以产生第四经运动补偿PPG信号,其中将第一权重应用于所述第一经运动补偿PPG,将第二权重应用于所述第二经运动补偿PPG信号,且将第三权重应用于所述第三经运动补偿PPG信号;

傅里叶变换FT组件,其经配置以对所述第四经运动补偿PPG信号执行单个FT以产生频域PPG信号;及

心率跟踪器组件,其经配置以基于所述频域PPG信号来估计心率。

12. 根据权利要求11所述的PPG心率监测器装置,其中所述运动补偿组件包括:第一自适应滤波器,其经配置以使用所述X轴加速度信号作为参考信号来产生所述第一经运动补偿PPG信号;第二自适应滤波器,其经配置以使用所述Y轴加速度信号作为参考信号来产生所述第二经运动补偿PPG信号;及第三自适应滤波器,其经配置以使用所述Z轴加速度信号作为参考信号来产生所述第三经运动补偿PPG信号。

13. 根据权利要求12所述的PPG心率监测器装置,其中所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器是相同的滤波器类型,所述滤波器类型选自归一化最小均方NLMS滤波器及递归最小二乘RLS滤波器中的一者。

14. 根据权利要求12所述的PPG心率监测器装置,其中仅在所述心率监测器装置的用户处于运动时才更新所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器的权重。

15. 根据权利要求12所述的PPG心率监测器装置,其中当所述心率监测器装置的用户静止时,将所述第一自适应滤波器、所述第二自适应滤波器及所述第三自适应滤波器的权重复位为初始值。

16. 根据权利要求11所述的PPG心率监测器装置,其进一步包括经配置以确定所述心率监测器装置的用户是否静止的静止检测器组件。

17. 根据权利要求16所述的PPG心率监测器装置,其中所述静止检测器组件耦合到所述加速度计以接收所述X轴加速度信号、所述Y轴加速度信号及所述Z轴加速度信号,且经配置以通过计算在时间窗口上的所述X轴加速度信号、所述Y轴加速度信号及所述Z轴加速度信号的平方和的方差并将所述方差与阈值进行比较来确定所述心率监测器装置的用户是否静止。

18. 根据权利要求11所述的PPG心率监测器装置,其中所述第一权重、所述第二权重及所述第三权重是相等的。

19. 根据权利要求11所述的PPG心率监测器装置, 其中所述第一权重的值、所述第二权重的值及所述第三权重的值是基于所述PPG信号与所述X轴加速度信号之间的相关量、所述PPG信号与所述Y轴加速度信号之间的相关量及所述PPG信号与所述Z轴加速度信号之间的相关量。

20. 根据权利要求12所述的PPG心率监测器装置, 其中所述第一权重的值、所述第二权重的值及所述第三权重的值是基于由所述第一自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量、由所述第二自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量及由所述第三自适应滤波器从所述PPG信号去除的所预测干扰能量。

减少光体积描记 (PPG) 信号中运动诱发的伪影

技术领域

[0001] 本发明的实施例大体上涉及心率测量,且更特定来说,涉及减少用于心率测量的光体积描记 (PPG) 信号中运动诱发的伪影。

背景技术

[0002] 光体积描记 (PPG) 是用于测量血流改变的众所周知的光学方法。在 PPG 中,将特定波长 (通常为红色、红外或绿色) 的光源保持在皮肤表面,并测量反射光且使其与血流相关。血流的改变可用于计算生命统计资料,例如心率、呼吸率及其它健康相关的统计资料。许多消费型健身装置使用 PPG 来估计佩戴所述装置的人的心率。运动期间基于 PPG 的心率估计可受到 PPG 信号中的运动伪影的不利影响。运动伪影可由 (例如) 血液动力学效应、组织变形及相对于皮肤的传感器移动引起。

发明内容

[0003] 本发明的实施例涉及用于减少用于心率测量的光体积描记 (PPG) 信号中的运动诱发伪影的方法、设备及计算机可读媒体。一方面,提供一种用于在光体积描记器 (PPG) 心率监测器装置中进行心率测量的方法,其包含:从所述心率监测器装置的 PPG 传感器接收 PPG 信号;从所述心率监测器装置的加速度计接收 X 轴加速度信号、Y 轴加速度信号及 Z 轴加速度信号;对所述 PPG 信号执行运动补偿,其中参考所述 X 轴加速度信号产生第一经运动补偿 PPG 信号,参考所述 Y 轴加速度信号产生第二经运动补偿 PPG 信号,且参考所述 Z 轴加速度信号产生第三经运动补偿 PPG 信号;组合所述第一经运动补偿 PPG 信号、所述第二经运动补偿 PPG 信号及所述第三经运动补偿 PPG 信号以产生第四经运动补偿 PPG 信号,其中第一权重应用于所述第一经运动补偿 PPG,将第二权重应用于所述第二经运动补偿 PPG 信号,且将第三权重应用于所述第三经运动补偿 PPG 信号;对所述第四经运动补偿 PPG 信号执行单个傅立叶变换 (FT) 以产生频域 PPG 信号;以及基于所述频域 PPG 信号估计心率。

[0004] 一方面,提供了一种光体积描记器 (PPG) 心率监测器装置,其包含:PPG 传感器组件,其经配置以产生模拟 PPG 信号;加速度计,其经配置以产生 X 轴加速度信号、Y 轴加速度信号及 Z 轴加速度信号;运动补偿组件,其耦合到所述 PPG 传感器以接收所述 PPG 信号且耦合到所述加速度计以接收所述 X 轴加速度信号、所述 Y 轴加速度信号及所述 Z 轴加速度信号,其中所述运动补偿组件经配置以参考所述 X 轴加速度信号产生第一经运动补偿 PPG 信号,参考所述 Y 轴加速度信号产生第二经运动补偿 PPG 信号,且参考所述 Z 轴加速度信号产生第三经运动补偿 PPG 信号;组合器,其经配置以组合所述第一经运动补偿 PPG 信号、所述第二经运动补偿 PPG 信号及所述第三经运动补偿 PPG 信号以产生第四经运动补偿 PPG 信号,其中将第一权重应用于所述第一运动补偿 PPG,将第二权重应用于所述第二经运动补偿 PPG 信号,且将第三权重应用于所述第三经运动补偿 PPG 信号;FT 组件,其经配置以对所述第四经运动补偿 PPG 信号执行单个快速傅里叶变换 (FFT) 以产生频域 PPG 信号;及心率跟踪器组件,其经配置以基于所述频域 PPG 信号来估计心脏。

附图说明

- [0005] 现在将仅通过实例并参考附图来描述特定实施例：
- [0006] 图1及图2是曲线图；
- [0007] 图3是实例性光体积描记器 (PPG) 心率监测器装置的框图；
- [0008] 图4及图5是说明可在例如图3的经适当配置的心率监测器装置中执行的PPG信号的运动补偿及心率跟踪的实施例的框图；以及
- [0009] 图6是可在例如图3的经适当配置的心率监测器装置中执行的用于PPG信号的运动补偿及心率跟踪的方法的流程图。

具体实施方式

[0010] 现将参照附图详细描述本发明的特定实施例。为了一致性，各种图式中的相似元件由相似参考数字表示。

[0011] 如先前所提及，PPG信号中的运动伪影可不利地影响心率估计。用于在运动伪影可能存在于PPG信号中时改进心率估计的一些当前方法尝试使用来自例如加速度计的外部信号参考的信息来去除PPG信号中的运动分量。举例来说，在H.福岛 (H.Fukushima) 等人的“在跑步时使用手腕式光体积描记及加速度传感器来估计心率 (Estimating Heart Rate using Wrist-type Photoplethysmography and Acceleration Sensor While Running)” (第34届IEEE医学及生物学工程协会内部年会，第2901-2904页，2012年8月28日到9月1日 (Annual Internal Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.2901-2904, August 28-September 1, 2012)) 中提出一种频谱相减技术，其在水率估计之前从PPG信号的频谱中去除加速度数据的频谱。

[0012] 在另一实例中，在Z.张 (Z.Zhang) 等人的“TR01KA:用于在剧烈体育锻炼期间使用手腕式光体积描记信号进行心率监测的总体框架 (TR01KA: A General Framework for Heart Rate Monitoring using Wrist-type Photoplethysmographic Signals During Intensive Physical Exercise)” (IEEE生物医学工程学报，第62卷，第2期，第522到531页，2015年2月 (IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.62, No.2, pp.522-531, February, 2015)) 中提出一种使用与信号分解组合的压缩感测技术来进行去噪及频谱跟踪的算法。所述算法应用于从执行一组活动的十二个不同个体收集的数据。在所有数据集中的每分钟心跳 (BPM) 的平均误差是2.34 BPM。此技术随后在T.夏克 (T.Schack) 等人的“一种在体育锻炼期间使用光体积描记信号进行心率监测的新方法 (A New Method for Heart Rate Monitoring During Physical Exercise using Photoplethysmographic Signals)” (第23届欧洲信号处理会议 (EUSIPCO))，第2716-2720页，2015年8月31日到9月4日 (23rd European Signal Processing Conference (EUSIPCO), pp.2716-2720, August 31-September 4, 2015)) (“夏克”是本文所提到的夏克) 中得到改进。在改进的技术中，使用归一化最小均方 (NLMS) 滤波器清理PPG信号，并非相干地组合PPG信号。将算法应用于十二个数据集导致1.77BPM的平均误差。如下文更详细地描述，此算法需要三个快速傅立叶变换 (FFT)，其可能不适合于嵌入式应用。

[0013] 基于加速度测量术的运动伪影的消除 (如先前描述的算法) 中的固有假设是：PPG

信号中的运动诱发的伪影与加速度信号高度相关。图1是使用来自具有PPG传感器及三轴加速度计传感器的腕戴装置的数据说明此假设的曲线图,其中手运动在加速度计的Y轴方向上执行。此曲线图展示,当在Y轴上存在运动时Y轴加速度信号与PPG信号成反比。此观察促使使用例如NLMS滤波器的干扰消除过程来从PPG信号去除运动分量。

[0014] PPG信号与加速度计信号之间的互信息的量可在一阶近似中通过计算定义为如下的皮尔逊 (Pearson) 相关系数来捕获

$$[0015] \quad r = \frac{\text{cov}(\text{ppg}, \text{acc})}{\sigma_{\text{acc}} \sigma_{\text{ppg}}}$$

[0016] 其中 $\text{cov}(\text{ppg}, \text{acc})$ 表示在时间长度为T的窗口上的PPG信号及加速度计信号之间的协方差, σ_{acc} 是在时间长度为T的相同窗口上的加速度计信号的标准偏差,且 σ_{ppg} 是在时间长度为T的窗口上的PPG信号的标准偏差。图2是说明在运动主要沿着Y轴时加速度计的X轴加速度信号(accX)、Y轴加速度信号(accY)及Z轴加速度信号(accZ)相对于PPG信号的皮尔逊相关性。在此曲线图中,与Y轴加速度信号相关联的皮尔逊相关系数始终大于与X轴及Z轴相关联的皮尔逊相关系数,这是因为手的运动主要在Y轴方向上。

[0017] 在正常的人类移动中,运动发生在所有三个轴上。因此,运动干扰消除应相对于来自所有三个加速度计轴信号的输入来进行。在夏克中,相对于 accX 、 accY 及 accZ 的经运动滤波的PPG输出被非相干地组合,并相对于所得到的频谱计算心率。夏克的算法可写成

$$[0018] \quad S(f) = \sqrt[3]{|FFT(\text{PPG}_{\text{accX}})|^2 \times |FFT(\text{PPG}_{\text{accY}})|^2 \times |FFT(\text{PPG}_{\text{accZ}})|^2}$$

[0019] 心率=心率跟踪器($S(f)$)

[0020] 其中 $S(f)$ 是非相干功率频谱,心率跟踪器根据功率频谱计算心率, PPG_{accX} 是具有以 accX 信号作为参考信号的PPG信号的输入的NLMS滤波器输出, PPG_{accY} 是具有以 accY 信号作为参考信号的PPG信号的输入的NLMS滤波器输出,且 PPG_{accZ} 是具有以 accZ 信号作为参考信号的PPG信号的输入的NLMS滤波器输出。心率跟踪器的简单版本将心率与 $S(f)$ 中最大谱峰的频率指数相关联。

[0021] 本发明的实施例提供减少PPG信号中运动诱发的伪影,其与现有技术相比具有降低的复杂性及改进的性能。如本文更详细描述,在一些实施例中,代替如夏克中需要具有非相干平均化的三个FFT,在单个傅立叶变换(FT)之前执行NLMS滤波器输出(或其它合适的自适应滤波器输出)的相干组合。接着,可将所得信号用于心率估计。实验已显示出至少为1.27 BPM的平均误差。

[0022] 在本发明的实施例中,PPG信号的运动补偿功率频谱可被计算为

$$[0023] \quad S(f) = |FFT(a \cdot \text{PPG}_{\text{accX}} + b \cdot \text{PPG}_{\text{accY}} + c \cdot \text{PPG}_{\text{accZ}})|^2$$

[0024] 其中a、b及c是应用于合适的自适应滤波器的输出的权重。本文描述的实施例假设自适应滤波器是NLMS滤波器。所属领域的一般技术人员将理解使用其它自适应滤波器的实施例,例如(举例来说)递归最小二乘(RLS)滤波器。在S.赫金(S. Haykin)的“自适应滤波器原理(Adaptive Filter Theory)”(第320到324页,皮尔逊教育公司,2002年(pp. 320-324, Pearson Education, Inc., 2002))中描述NLMS滤波器,其以引用的方式并入本文中。在赫金的第443页中描述RLS滤波器,其以引用的方式并入本文中。可使用用于确定功率频谱计算的权重值的任何合适技术。现在描述合适技术的一些实例。

[0025] 在一些实施例中,权重都是相同的值,即 $a=b=c=K$,其中 K 是常数。此相等加权可用于(举例来说)简化实施方案。 K 的选择是取决于实施方案的。在一些实施例中, $K=1$,使得三个NLMS输出信号在没有加权的情况下相加。

[0026] 在一些实施例中,权重的值是基于PPG信号与相应加速度信号的相关量。加权是基于这样的理念:PPG信号与对应加速度信号的相关性越高,对应NLMS滤波器的输出应得到的运动补偿的就越多。为了确定权重值,在 T 秒窗口中计算每一加速度信号与PPG信号之间的相关系数,且接着依据相关系数计算权重。在一个实施例中,使用最大相关系数。

[0027] 举例来说,如果在 T 秒窗口中存在 m 个样本,那么 $accX$ 信号与PPG信号之间在时间 $n+m/2$ 处的相关性 r_{1accX} 可被计算为

$$[0028] \quad \mu_{accX} = \frac{1}{m} \sum_{k=n}^{n+m-1} accX(k)$$

$$[0029] \quad \mu_{PPG} = \frac{1}{m} \sum_{k=n}^{n+m-1} PPG(k)$$

$$[0030] \quad r_{1accX}(n+m/2) = \frac{\sum_{k=n}^{n+m-1} (accX(k) - \mu_{accX})(PPG(k) - \mu_{PPG})}{\sqrt{\sum_{k=n}^{n+m-1} accX(k)} \sqrt{\sum_{k=n}^{n+m-1} PPG(k)}}$$

[0031] T 秒窗中的相关系数的最大值可被计算为

$$[0032] \quad r_{accX} = \max(r_{1accX}(n) \dots r_{1accX}(n+m-1))$$

[0033] 可类似地计算 $accY$ 信号与PPG信号之间的相关系数的最大值 r_{accY} ,以及 $accZ$ 信号与PPG信号之间的相关系数的最大值 r_{accZ} 。接着,可将权重值确定为 r_{accX} 、 r_{accY} 及 r_{accZ} 的函数。举例来说,在一个实施例中,可将权重值确定为

$$[0034] \quad a = \frac{r_{accX}}{r_{accX} + r_{accY} + r_{accZ}}; b = \frac{r_{accY}}{r_{accX} + r_{accY} + r_{accZ}}; c = \frac{r_{accZ}}{r_{accX} + r_{accY} + r_{accZ}}$$

[0035] T 的值通常经选择为执行FT的数据的大小,并且具有几秒的数量级。

[0036] 在一些实施例中,权重的值是基于在 T 秒的窗口上由NLMS滤波器去除的所预测的运动伪影能量,即干扰能量。当传感器参考是 X 轴加速度信号时,在时间 n 处的NLMS滤波器输出由以下等式给出

$$[0037] \quad PPG_{accX}(n) = PPG(n) - Interf_{accX}(n)$$

[0038] 其中 $PPG(n)$ 是时间 n 处的PPG信号,且 $Interf_{accX}(n)$ 是所去除的参考能量,其由以下等式给出

$$[0039] \quad Interf_{accX}(n) = \sum_{k=1}^N accX(n-k) * w(n-k)$$

[0040] 其中 w 表示 $accX$ 的NLMS滤波器系数,且 $[accX(n-1), \dots, accX(n-N)]$ 表示 $accX$ 测量。

[0041] 因此,由对应于 $accX$ 的NLMS滤波器在 T 秒($Tsec$)的窗口上去除的所预测干扰能量可根据以下等式来确定

$$[0042] \quad \text{IntEn}_{\text{accX}} = \sum_{T_{\text{sec}}} |\text{Interf}_{\text{accX}}(n)|^2$$

[0043] 可类似地确定对应于accY的所预测干扰能量IntEn_{accY}及对应于accZ的所预测干扰能量IntEn_{accZ}。接着,可将权重的值确定为IntEn_{accX}、IntEn_{accY}及IntEn_{accZ}的函数。举例来说,在一个实施例中,权重值可被确定为

[0044]

$$a = \frac{\text{IntEn}_{\text{accX}}}{\text{IntEn}_{\text{accX}} + \text{IntEn}_{\text{accY}} + \text{IntEn}_{\text{accZ}}}; b = \frac{\text{IntEn}_{\text{accY}}}{\text{IntEn}_{\text{accX}} + \text{IntEn}_{\text{accY}} + \text{IntEn}_{\text{accZ}}}; c = \frac{\text{IntEn}_{\text{accZ}}}{\text{IntEn}_{\text{accX}} + \text{IntEn}_{\text{accY}} + \text{IntEn}_{\text{accZ}}}$$

[0045] T的值通常经选择为执行FT的数据的大小,并且具有几秒的数量级。

[0046] 在一些实施例中,不是组合由NLMS滤波器输出的所有信号以产生用于心率估计的信号,而是根据一些合适的选择准则来选择信号中的一者。一个选择准则可为基于PPG信号与参考加速度信号之间的最大相关来选择输出信号中的一者。更具体来说,具有最大相关的输出信号可被赋予权重1,而其它输出信号可被赋予0权重。举例来说,如果r_{accY}是最大相关,那么a=0,b=1且c=0并且

$$[0047] \quad S(f) = |\text{FFT}(0 * \text{PPG}_{\text{accX}} + 1 * \text{PPG}_{\text{accY}} + 0 * \text{PPG}_{\text{accZ}})|^2 = |\text{FFT}(\text{PPG}_{\text{accY}})|^2$$

[0048] 决策规则可写为

$$[0049] \quad \text{if } r_{\text{accX}} = \max(r_{\text{accX}}, r_{\text{accY}}, r_{\text{accZ}})$$

$$[0050] \quad a = 1; b = 0; c = 0$$

$$[0051] \quad \text{if } r_{\text{accY}} = \max(r_{\text{accX}}, r_{\text{accY}}, r_{\text{accZ}})$$

$$[0052] \quad a = 0; b = 1; c = 0$$

$$[0053] \quad \text{if } r_{\text{accZ}} = \max(r_{\text{accX}}, r_{\text{accY}}, r_{\text{accZ}})$$

$$[0054] \quad a = 0; b = 0; c = 1$$

[0055] 另一选择准则可为选择具有最大的所去除的干扰能量的输出信号中的一者。更具体来说,具有最大的所去除的干扰能量的输出信号可被赋予权重1,而其它输出信号可被赋予0权重。举例来说,如果IntEn_{accY}具有最大的所去除的干扰能量,那么a=0,b=1且c=0并且

$$[0056] \quad S(f) = |\text{FFT}(0 * \text{PPG}_{\text{accX}} + 1 * \text{PPG}_{\text{accY}} + 0 * \text{PPG}_{\text{accZ}})|^2 = |\text{FFT}(\text{PPG}_{\text{accY}})|^2$$

[0057] 决策规则可写为

$$[0058] \quad \text{if } \text{IntEn}_{\text{accX}} = \max(\text{IntEn}_{\text{accX}}, \text{IntEn}_{\text{accY}}, \text{IntEn}_{\text{accZ}})$$

$$[0059] \quad a = 1; b = 0; c = 0$$

$$[0060] \quad \text{if } \text{IntEn}_{\text{accY}} = \max(\text{IntEn}_{\text{accX}}, \text{IntEn}_{\text{accY}}, \text{IntEn}_{\text{accZ}})$$

$$[0061] \quad a = 0; b = 1; c = 0$$

$$[0062] \quad \text{if } \text{IntEn}_{\text{accZ}} = \max(\text{IntEn}_{\text{accX}}, \text{IntEn}_{\text{accY}}, \text{IntEn}_{\text{accZ}})$$

$$[0063] \quad a = 0; b = 0; c = 1$$

[0064] 在一些实施例中,不是持续地对PPG信号进行滤波以补偿运动伪影,而是在装置的用户处于运动中时对PPG信号进行滤波,否则不进行滤波。当装置的用户不处于运动中时,对PPG信号进行滤波以去除运动伪影可能由于不存在运动伪影而使PPG信号降级。可使用任何合适的技术来确定用户是否处于运动中。如表1所展示,可使用的一种合适的技术是计算在具有m1个样本的T1秒的窗口上的加速度信号的平方和的方差,并将所述方差与预定阈值

Thresh进行比较。如果方差超过阈值,那么确定用户在时刻n处于运动中;否则确定用户是静止的。可使用任何合适的阈值。在一些实施例中,基于对加速度信号执行的实验而经验性地确定阈值,从而确定静止的良好表示。

[0065] Let

[0066] $accsq(n) = accX(n)^2 + accY(n)^2 + accZ(n)^2$

[0067] $\mu_{accVar}(n) = \frac{1}{m1} \sum_{k=n}^{n+m1-1} accsq(k)$

[0068] Then,

[0069] $accVar(n) = \frac{1}{m1-1} \sum_{k=n}^{n+m1-1} (accsq(k) - \mu_{accVar}(n))^2$

[0070] if

[0071] $accVar(n) < Thresh \rightarrow stationary$

[0072] elseif

[0073] $accVar(n) \geq Thresh \rightarrow motion$

[0074] 表1

[0075] 图3是经配置以如本文所描述那样对PPG信号执行运动补偿的实例嵌入式光体积描记器(PPG)心率监测器装置300的框图。PPG心率监测器装置300包含:PPG传感器组件304,其经配置以捕获来自佩戴监测器装置300的人的PPG信号;及处理组件302,其经配置以处理PPG信号以测量佩戴监测器装置的人的心率。

[0076] PPG传感器组件304可为任何合适的PPG传感器。一般来说,PPG传感器组件包含一或多个三个发光二极管(LED)及经布置成来自一或多个LED的光的波长的光电二极管。在一些实施例中,PPG传感器组件304包含三个发光二极管(LED):绿色发光二极管(LED)、红色LED及红外LED。

[0077] 处理组件302包含微控制器(MCU)308、惯性测量单元(IMU)312、蓝牙收发器314、模拟前端(AFE)310及存储器318。MCU 308可为任何合适的微控制器,例如(举例来说)可从德州仪器公司(Texas Instruments, Inc)购得MSP430装置。MCU 308包含存储器(计算机可读媒体的一个实例),其可用于存储如本文所描述那样对PPG信号执行运动补偿并基于经运动补偿的PPG信号执行心率测量所需的软件指令。参考图4、5及6描述可由MCU 308执行的运动补偿的实施例。存储器318可为任何合适的存储器装置,例如(举例来说)一或多个铁电随机存取存储器(FRAM)装置。存储器318耦合到MCU 308,并且可用于(举例来说)存储在执行心率监测时所使用的数据,且用于存储心率历史。

[0078] IMU 312经由由MCU 308提供的接口耦合到MCU 308,并向MCU 308提供关于佩戴监测器装置300的人的运动的数据。更具体地来说,IMU 312包含三轴加速度计以向MCU 308提供X轴加速度信号(accX)、Y轴加速度(accY)信号及Z轴加速度(accZ)信号。IMU 312可为任何合适的IMU装置,例如(举例来说)可从应美盛公司(Invensense, Inc)购得的IMU装置。

[0079] 蓝牙收发器314耦合到MCU 308,且可用于(举例来说)将佩戴监测器装置300的人的计算出的心率测量传送到另一个装置以用于显示及/或进一步处理。举例来说,心率测量可被发射到智能电话或其它个人数字助理、膝上型计算机、台式计算机、医疗监测装置等等。蓝牙收发器314可为任何合适的蓝牙装置,例如(举例来说),可从德州仪器公司购得的

CC25xx蓝牙芯片上系统(SOC)。

[0080] USB(通用串行总线)收发器316耦合到MCU 308,且可用于(举例来说)将佩戴监测器装置300的人的计算出的心率测量传送到另一装置以用于显示及/或进一步处理。举例来说,心率测量可被发射到智能电话或其它个人数字助理、膝上型计算机、台式计算机、医疗监测装置等等。相关联的USB端口还可用于为监测器装置300中的电池(未展示)充电。

[0081] AFE 310耦合到MCU 308及PPG传感器组件304,并在MCU 308与PPG传感器组件304之间提供控制接口。AFE 310包含以下功能:从PPG传感器组件304接收PPG信号,将所述信号转换为数字信号,应用模拟信号调节(例如改变信号的增益),以及将所述数字PPG信号提供到MCU 308以用于心率测量。AFE 310还包含按照MCU 308指示将电流驱动到PPG传感器304中的一或多个LED的功能。待使用的特定电流及何时施加电流的时序可由MCU 308控制。AFE 310可是为任何合适的AFE装置,例如(举例来说)由德州仪器公司提供的AFE4400。

[0082] 在一些实施例中,PPG心率监测器装置300包含耦合到MCU 308的显示器组件(未展示)。显示器组件可用于显示佩戴监测器装置300的人的心率。

[0083] 图4及图5是说明可在经适当配置的心率监测器装置(例如(举例来说)图3的心率监测器设备300)中执行的PPG信号及心率跟踪的运动补偿的实施例的框图。为了简化解释,参考心率监测器装置300描述实施例。所属领域的一般技术人员将理解用于其它硬件架构的实施例。此外,在假设各种组件被实施为由例如MCU 308的处理器执行的软件的情况下描述实施例。所属领域的一般技术人员将理解其中组件中的一或多者可在硬件中实施的实施例。举例来说,FT组件410可为与MCU 308的中央处理单元紧密耦合的FFT硬件加速度计。在另一实例中,组件中的一或多者可在专用集成电路(ASIC)中实施。

[0084] 首先参考图4,带通滤波器402接收来自AFE 310的PPG信号且输出经滤波的PPG信号。带通滤波器404从IMU 312接收X轴加速度信号(accX)、Y轴加速度信号(accY)及Z轴加速度信号(accZ),并输出这些加速度信号的经滤波版本。带通滤波器402、404是具有相同带内及带外特性的滤波器。

[0085] 运动补偿组件(MCC) 406接收经滤波的PPG信号及经滤波的加速度信号,且基于加速度信号对PPG信号执行运动补偿。更具体来说,MCC 406相对于加速度信号中的每一者对PPG信号执行运动补偿,且产生三个输出信号 PPG_{accX} 、 PPG_{accY} 及 PPG_{accZ} 。参考图5更详细地描述运动补偿。在一些实施例中,MCC 406还输出加权数据,其可由组合器408使用以确定用于组合三个经运动滤波的PPG信号的权重(例如,PPG信号与每一加速度信号的相关性的指示及/或从PPG信号中去除的所预测干扰能量)以产生由MCC406输出信号中的每一者。

[0086] 组合器408按照以下方式组合由MCC 406输出的三个信号

[0087] $a*PPG_{accX}+b*PPG_{accY}+c*PPG_{accZ}$

[0088] 以产生最终经运动补偿PPG信号。此外,组合器408可基于来自MCC 406的加权数据按照本文先前描述的方法中的一者来确定的权重的值,或权重可皆具有相同的值,即 $a=b=c=K$ 其中K是预定常数。在一些实施例中, $K=1$ 。

[0089] FT组件410将FFT应用于最终经运动补偿PPG信号以将信号从时域转换到频域。接着,将所得信号提供给心率跟踪器412以用于心率估计。

[0090] 图5的框图说明由MCC 406执行的运动补偿的实施例。相关指示器组件516接收经滤波的PPG信号及经滤波的加速度信号,并产生用于组合器408的加权数据,其指示PPG信号

与加速度信号中的每一者之间的相关性。也就是说,相关指示器组件516计算在T秒窗口中每一加速度信号与PPG信号之间的相关系数。本文先前描述了相关系数的计算。

[0091] 在一些实施例中,相关指示器组件516的输出是PPG信号及加速度信号的每一组合的相关系数,且组合器408使用相关系数来确定用于组合运动补偿PPG信号 PPG_{accX} 、 PPG_{accY} 及 PPG_{accZ} 的权重值。在一些实施例中,相关指示器组件516的输出是PPG信号及加速度信号的每一组合的相关系数的最大值,且组合器408使用最大系数来确定权重值。本文先前描述了相关系数的最大值的计算。

[0092] 干扰能量检测组件514从每一自适应滤波器502、504、506接收经滤波的PPG信号、经滤波的加速度信号及当前滤波器系数,并产生用于组合器408的加权数据,其指示由每一自适应滤波器502、504、506从PPG信号中去除的所预测的干扰能量。也就是说,干扰能量检测组件514计算在T秒窗口中由每一自适应滤波器502、504、506从PPG信号中去除的所预测干扰能量。本文先前描述了所预测干扰能量的计算。

[0093] 静止检测器组件518接收经滤波的加速度信号并产生佩戴监测器装置300的人是否静止的指示,即,静止指示符。静止检测器组件518可使用任何合适的技术来确定人是否处于运动中。本文先前描述了一种此类合适技术的实例。

[0094] 自适应滤波器502、504、506各自接收经滤波的PPG信号及相应加速度信号 $accX$ 、 $accY$ 、 $accZ$ 并输出相应经运动补偿PPG信号 PPG_{accX} 、 PPG_{accY} 及 PPG_{accZ} 。在此实施例中,每一自适应滤波器502、504、506是归一化最小均方(NLMS)滤波器,其中输入信号是PPG信号,且参考信号是相应加速度信号。如所属领域的一般技术人员所熟知,NLMS滤波器是最小均方(LMS)滤波器的变体,其为用于通过寻找与产生误差信号(即所要信号及实际信号之间的差)的最小均方相关的滤波器系数来模拟所要滤波器的一类自适应滤波器。如本文先前所提及,可使用其它自适应滤波器,例如(举例来说)递归最小平方(RLS)滤波器。

[0095] 自适应滤波器502、504、506还从静止检测器组件518接收静止指示符。如果静止指示符指示人是静止的,那么自适应滤波器502、504、506不对输入PPG信号进行滤波,且每一自适应滤波器的输出是输入PPG信号。此外,组合器408不执行组合且传递输入PPG信号中的一者作为输出PPG信号。在一些实施例中,如果静止指示符指示人是静止的,那么自适应滤波器的权重不改变,即,权重保持在其当前值。因此,仅当人处于运动中时才更新滤波器权重。在一些实施例中,如果静止指示符指示人是静止的,那么将自适应滤波器的权重复位到其初始值。

[0096] 为便于描述,图5包含相关指示器组件516及干扰能量检测组件514。所属领域的一般技术人员将理解其中这些组件中的一者不存在或未被使用的实施例。此外,所属领域的一般技术人员将理解其中不存在任一组件的实施例,例如在其中组合器使用权重值是常数的加权方案的实施例中。

[0097] 图6是可在经适当配置的心率监测器装置(例如(举例来说)图3的心率监测器装置300)中执行的用于PPG信号的运动补偿及心率跟踪的方法的流程图。为简化解释,参考心率监测器装置300描述实施例。所属领域的一般技术人员将理解用于其它硬件架构的实施例。所述方法可在心率监测器装置开启时持续执行。

[0098] 由MCU 308经由AFE 310从PPG传感器组件304接收600 PPG信号,并使用带通滤波器对PPG信号进行滤波。也由MCU 308从IMU 312接收602加速度计信号(即X轴加速度信号、Y

轴加速度信号及Z轴加速度信号), 并使用带通滤波器对其进行滤波。接着, 使用经滤波的加速度信号作为参考信号对经滤波的PPG信号执行604运动补偿, 以产生三个经运动补偿PPG信号。更具体来说, 使用X轴加速度信号、Y轴加速度信号及Z轴加速度信号中的每一者作为参考信号来自适应地对经滤波的PPG信号进行滤波, 以产生三个经运动补偿PPG信号。自适应滤波器可为(例如)NLMS滤波器或RLS滤波器。

[0099] 接着, 按照以下方式相干地组合606三个经运动补偿PPG信号

[0100] $a * PPG_{accX} + b * PPG_{accY} + c * PPG_{accZ}$

[0101] 以产生最终经运动补偿PPG信号。可按照本文先前描述的方法中的一者来确定权重的值, 或权重可皆具有相同的值, 即 $a = b = c = K$, 其中K是预定常数。在一些实施例中, $K = 1$ 。

[0102] 接着, 将单个FT应用608到最终经运动补偿PPG信号以产生频域PPG信号。接着, 将频域信号用于估计610心率。

[0103] 在一些实施例中, 还确定心率监测装置的用户是否静止或处于运动中。任何合适技术可用于做出此确定。本文先前了描述一种此类合适技术。如果用户静止, 那么PPG信号未被自适应地滤波。在一些实施例中, 自适应滤波器的权重在用户静止的情况下保持不变。在一些实施例中, 自适应滤波器的权重在用户静止的情况下被复位到初始值。

[0104] 其它实施例

[0105] 尽管已参考有限数目的实施例描述了本发明, 但是受益于本发明的所属领域的技术人员将了解, 可设计出不脱离如本文所揭示的本发明的范围的其它实施例。

[0106] 举例来说, 所属领域的一般技术人员将理解, 本发明的实施例可用于PPG心率监测装置, 所述装置以适合于监测心率的形状因数容纳于人的身体上的各种位置(例如(举例来说)前额、耳垂、手指、上臂、手腕或胸部)中。

[0107] 在另一实例中, 所属领域的一般技术人员将理解其中在进一步处理之前对经滤波的PPG信号及经滤波的加速度信号进行下采样的实施例。

[0108] 在另一个实例中, 所属领域的一般技术人员将理解其中不存在静止检测器组件且IMU确定人是否处于运动中并产生静止指示符的值的实施例。

[0109] 在另一个实例中, 虽然本文在假设使用FFT的情况下描述了一些实施例, 但所属领域的一般技术人员将理解其中使用其它合适的傅里叶变换的实施例。

[0110] 本文所描述的方法可在硬件、软件、固件或其任何组合中实施。如果完全或部分地在软件中实施, 那么软件可在一或多个处理器中执行, 例如微控制器、微处理器, 专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或数字信号处理器(DSP)。软件指令可最初存储在计算机可读媒体中, 且在处理器中加载及执行。在一些情况下, 软件指令还可在计算机程序产品中销售, 所述计算机程序产品包含计算机可读媒体及用于计算机可读媒体的封装材料。在一些情况下, 软件指令可经由可装卸计算机可读媒体、经由传输路径从另一数字系统上的计算机可读媒体等等来分配。计算机可读媒体的实例包含不可写存储媒体(例如只读存储器装置)、可写存储媒体(例如磁盘、快闪存储器、存储器或其组合)。

[0111] 尽管可以循序方式在本文中呈现及描述方法步骤, 但图中所展示及本文所描述的步骤中的一或多者可同时执行、可组合及/或可以不同于图中所展示及/或本文所述的顺序来执行。因此, 实施例不应被视为受限于图中所展示及/或本文所描述的步骤的特定排序。

[0112] 因此,预期所附权利要求书将涵盖落入本发明的真实范围内的对实施例的任何此类修改。

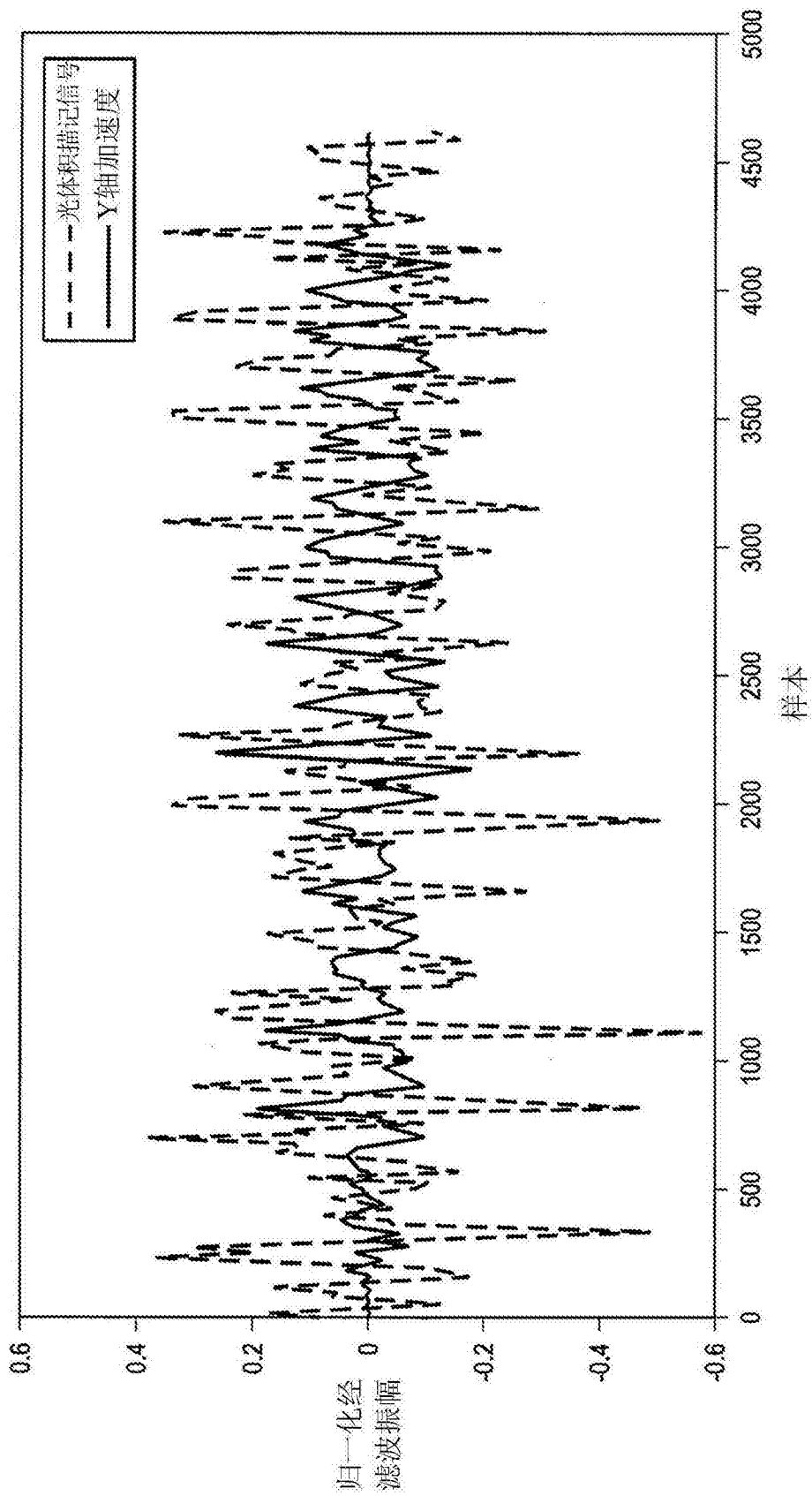


图1

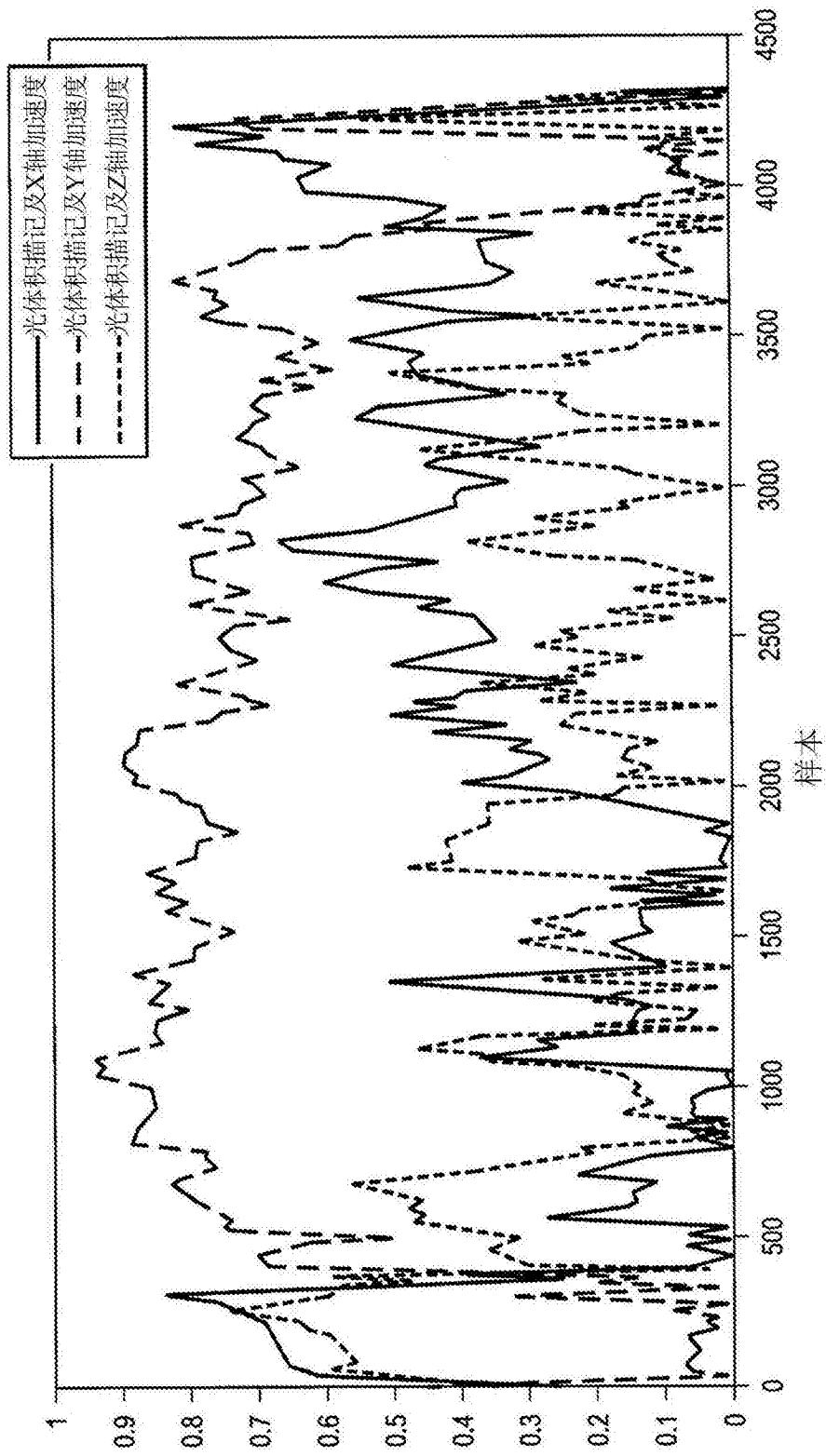


图2

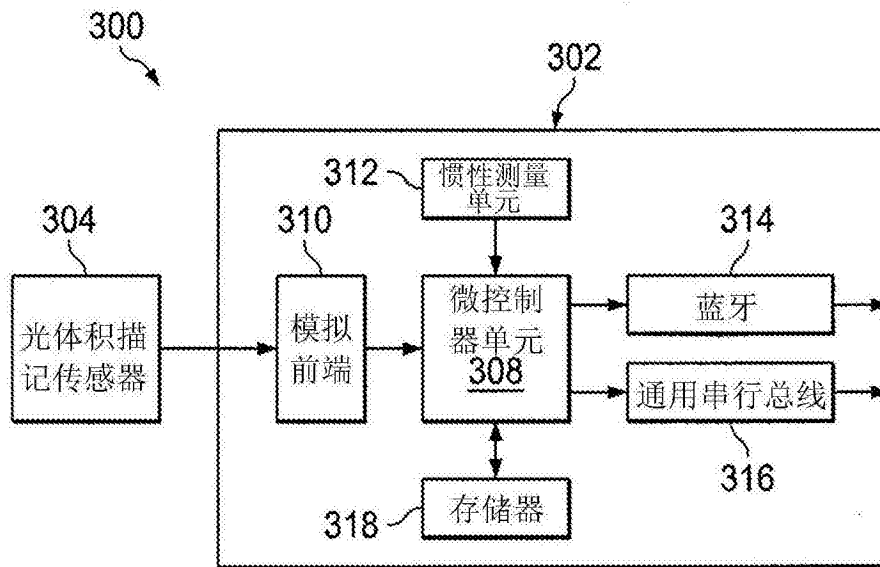


图3

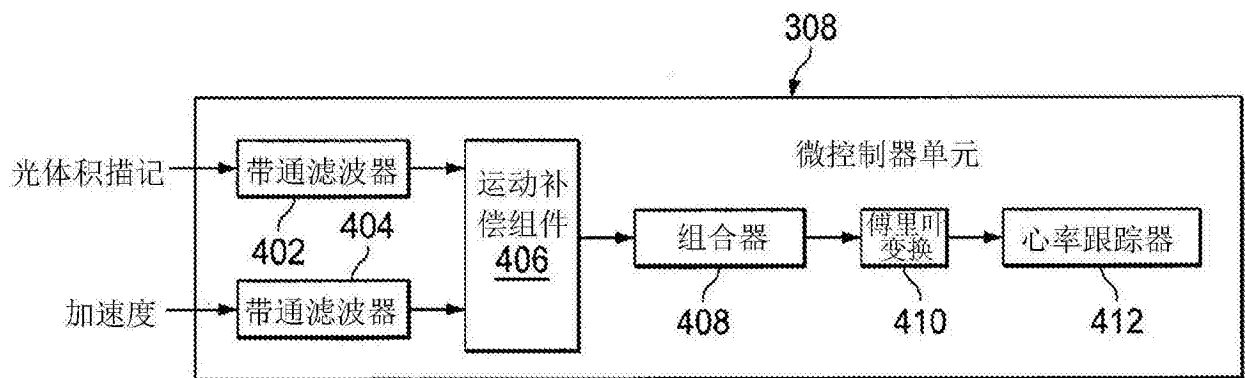


图4

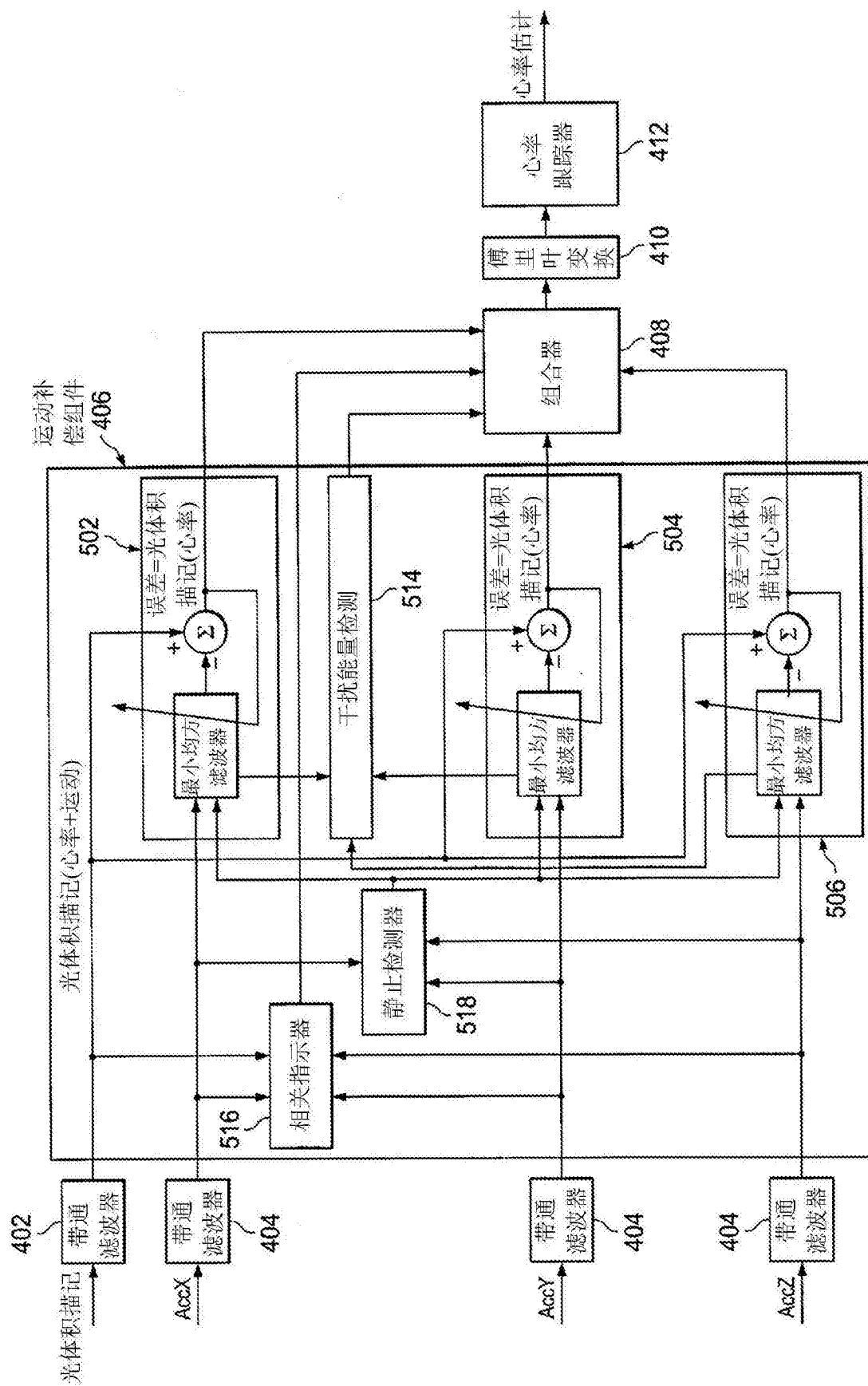


图5

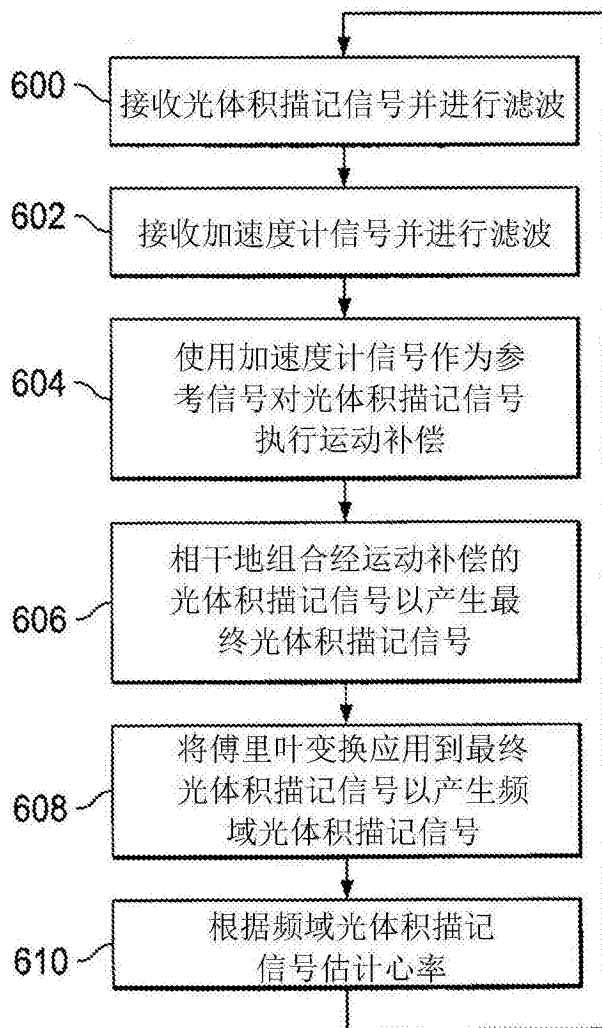


图6

专利名称(译)	减少光体积描记(PPG)信号中运动诱发的伪影		
公开(公告)号	CN106880351A	公开(公告)日	2017-06-23
申请号	CN201611138819.X	申请日	2016-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	德州仪器公司		
申请(专利权)人(译)	德州仪器公司		
当前申请(专利权)人(译)	德州仪器公司		
[标]发明人	塔凯什·潘德 大卫·帕特里克·马吉		
发明人	塔凯什·潘德 大卫·帕特里克·马吉		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/0002 A61B5/721 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7257 A61B5/024 A61B5/1118 A61B5/7207 A61B5/7235		
代理人(译)	林斯凯		
优先权	14/970434 2015-12-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及减少光体积描记PPG信号中运动诱发的伪影。提供一种用于在光体积描记器PPG心率监测器装置中进行心率测量的方法，其包含：对PPG信号执行(604)运动补偿，其中参考X轴加速度信号产生经运动补偿PPG信号PPGaccX，参考Y轴加速度信号产生经运动补偿PPG信号PPGaccY，且参考Z轴加速度信号产生经运动补偿信号PPGaccZ；组合(606)PPGaccX、PPGaccY及PPGaccZ以产生最终经运动补偿PPG信号，其中将第一权重应用于PPGaccX，将第二权重应用于PPGaccY，且将第三权重应用于PPGaccZ；对所述最终经运动补偿PPG信号执行(608)单个傅立叶变换FT以产生频域PPG信号；以及基于所述频域PPG信号估计(610)心率。

