



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104684459 B

(45)授权公告日 2017.09.12

(21)申请号 201380040597.6

(22)申请日 2013.07.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104684459 A

(43)申请公布日 2015.06.03

(30)优先权数据
61/678,132 2012.08.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.01.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/055999 2013.07.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/020484 EN 2014.02.06

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 W·宗 D·威金斯 B·D·格罗斯
L·尼尔森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

审查员 熊狮

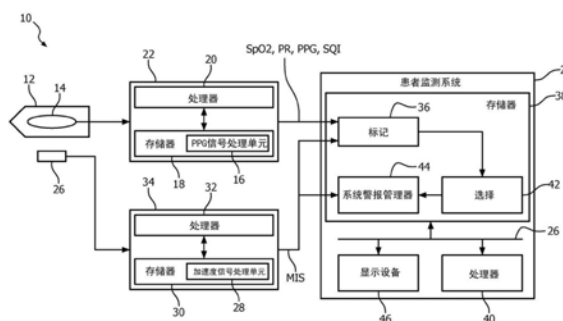
权利要求书3页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

光体积描记术测量中识别运动伪影并且改善测量结果和警报的可靠性的方法和系统

(57)摘要

一种识别运动伪影的系统(10)和方法。从探头(12)接收相关联的患者的生理参数的测量结果,所述探头被安置在所述相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置。而且,从加速度计(26)接收加速度的测量结果,所述加速度计被安置在所述探头(12)上、被邻近于所述探头(12)安置或被与所述探头(12)集成在一起。基于所测量的加速度来标记所述生理参数的测量结果,例如,存在运动或不存在运动。



1. 一种用于识别运动伪影的系统(10),所述系统(10)包括:

探头(12),其被配置为感测相关联的患者的生理参数并且生成指示所感测的生理参数的一个或多个生理信号,所述探头(12)被安置在所述相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置;

加速度计(26),其被配置为被安置在所述探头(12)上、被邻近于所述探头(12)安置或被与所述探头(12)集成在一起,所述加速度计(26)被配置为生成测量加速度的一个或多个加速度信号;

第一信号处理单元,其被配置为处理来自所述探头(12)的所述一个或多个生理信号以确定所述生理参数的测量结果;

第二信号处理单元,其被配置为处理来自所述加速度计(26)的所述一个或多个加速度信号以确定运动特性并且被配置为根据所确定的运动特性生成运动指示信号(MIS),所述第二信号处理单元的处理与所述第一信号处理单元的处理并行地执行并且独立于所述第一信号处理单元的处理而执行;以及

标记单元(36),其被配置为基于所生成的运动指示信号将所述生理参数的测量结果标记有在时间上对应的运动特性。

2. 根据权利要求1所述的系统(10),其中,所述运动指示信号的幅度对应于所测量的加速度。

3. 根据权利要求1或2所述的系统(10),还包括:

警报单元,其被配置为基于所述生理参数的被标记有所述在时间上对应的运动特性并且指示可接受的运动特性的测量结果来生成警报;并且

其中,所述警报单元被配置为响应于指示所述运动指示信号超出预定阈值的所述运动特性在预定时间段内来使得警报的生成失效。

4. 根据权利要求1或2所述的系统(10),还包括:

显示设备(46),其被配置为显示所述生理参数的测量结果和所述运动指示信号的视觉表示。

5. 根据权利要求1或2所述的系统(10),其中,所述加速度计(26)被配置为测量三维的加速度,并且所述运动指示信号包括指示沿着每个轴的平移和围绕每个轴的旋转的合成信号。

6. 根据权利要求1或2所述的系统(10),其中,所述生理参数是以下中的一种:氧饱和度(SpO₂)、脉搏率(PR)、百分比饱和碳氧血红蛋白(SpCO)、脉压变化(PPV)、脉搏瞬变时间(PPT)、血红蛋白(HB)、血细胞比容(HCT)、葡萄糖(GLU)以及胆固醇(CHOL)。

7. 根据权利要求1或2所述的系统(10),还包括:

选择单元(42),其被配置为丢弃所述生理参数的被标记有不可接受的运动特性的测量结果。

8. 根据权利要求1或2所述的系统(10),其中,所述第一信号处理单元还被配置为生成指示所测量的生理参数的信噪比的信号质量指数;并且所述系统还包括:

信号质量指数(SQI)阈值单元,其被配置为丢弃所述生理参数的具有低于信号质量指数(SQI)阈值的信号质量指数的测量结果或降低所述生理参数的具有低于信号质量指数阈值的信号质量指数的测量结果的权重,并且将所述生理参数的剩余的或被降低权重的测量

结果传送至所述标记单元(36);并且

其中,所述信号质量指数阈值单元被配置为通过以下来确定所述信号质量指数阈值:

基于所测量的加速度来确定(50)是否存在运动;

响应于对不存在运动的确定,将所述信号质量指数阈值设置(52)为预定值;

响应于对存在运动的确定,确定(54)所述运动是否与从所述探头(12)接收的运动伪影相关;

响应于对所述运动是相关的确定,使用所述运动强度的相关的查找函数将所述信号质量指数阈值设置(58)为第一值;并且,

响应于对所述运动是不相关的确定,使用所述运动强度的不相关的查找函数将所述信号质量指数阈值设置(56)为第二值。

9.一种用于识别运动伪影的方法,所述方法包括:

通过至少一个处理器(40)从探头(12)接收相关联的患者的被感测的生理参数的一个或多个生理信号,所述探头被安置在所述相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置;

通过所述至少一个处理器(40)从加速度计(26)接收测量加速度的一个或多个加速度信号,所述加速度计被安置在所述探头(12)上、被邻近于所述探头(12)安置或被与所述探头(12)集成在一起;

通过第一信号处理单元处理所述一个或多个生理信号以确定所述生理参数的测量结果;

通过第二信号处理单元处理所述一个或多个加速度信号以确定运动特性并且根据所确定的运动特性生成运动指示信号(MIS),所述第二信号处理单元的处理与所述第一信号处理单元的处理并行地执行并且独立于所述第一信号处理单元的处理而执行;并且

通过标记单元(36)基于所生成的运动指示信号将所述生理参数的测量结果标记有在时间上对应的运动特性。

10.根据权利要求9所述的方法,

其中,所述运动指示信号的幅度对应于所测量的加速度。

11.根据权利要求9或10所述的方法,还包括:

基于所述生理参数的被标记有所述在时间上对应的运动特性并且指示可接受的运动特性的测量结果来生成警报;并且

响应于指示所述运动指示信号超出预定阈值的所述运动特性在预定时间段内来使得警报失效。

12.根据权利要求9或10所述的方法,还包括:

显示所述生理参数的测量结果和所述运动指示信号的视觉表示。

13.根据权利要求9或10所述的方法,其中,所述生理参数是以下中的一种:氧饱和度(SpO₂)、脉搏率(PR)、百分比饱和碳氧血红蛋白(SpCO)、脉压变化(PPV)、脉搏瞬变时间(PPT)、血红蛋白(HB)、血细胞比容(HCT)、葡萄糖(GLU)以及胆固醇(CHOL)。

14.根据权利要求9或10所述的方法,还包括:

丢弃所述生理参数的被标记有不可接受的运动特性的测量结果。

15.根据权利要求14所述的方法,还包括:

生成指示所测量的生理参数的信噪比的信号质量指数；
基于所测量的加速度来确定 (50) 是否存在运动；
响应于对不存在运动的确定，将信号质量指数阈值设置 (52) 为预定值；
响应于对存在运动的确定，确定 (54) 所述运动是否与从所述探头 (12) 接收的运动伪影相关；
响应于对所述运动是相关的确定，使用所述运动强度的相关的查找函数将所述信号质量指数阈值设置 (58) 为第一值；并且，
响应于对所述运动是不相关的确定，使用所述运动强度的不相关的查找函数将所述信号质量指数阈值设置 (56) 为第二值。

光体积描记术测量中识别运动伪影并且改善测量结果和警报的可靠性的方法和系统

技术领域

[0001] 本申请总体上涉及生理监测。本申请具体应用在与脉搏血氧测定法的结合中,并且将具体参考其进行描述。然而,应当理解,本申请也可应用在其他光体积描记术测量场景中,而不必限于前述应用。

背景技术

[0002] 脉搏血氧测定法是允许监测患者的血红蛋白的氧化的无创方法。将传感器放置在患者的身体的细薄部分上。在婴儿的情况下,通常将传感器跨越足部放置。否则,通常将该传感器跨越指尖或耳垂放置,或者备选地放置在前额上。然后,将在红(例如,大约660nm)和红外(例如,大约940nm)波长处的光按次序地穿过患者至光检测器。测量两个波长中的每个的变化的吸光率,以创建针对红光和红外光中的每个的光体积描记图(PPG)。

[0003] 基于该PPG,能够确定归因于单独搏动动脉血而排除静脉血、皮肤、骨骼、肌肉、脂肪、指甲油(在大部分情况下)等的吸光率。使用由结合了氧的(亮红色)与未结合氧的(暗红色或在严重情况下为蓝色)血液血红蛋白之间的色差引起的红光与红外光的变化吸光率的比率,可以确定氧饱和度(SpO₂)。氧饱和度是结合了氧分子的血红蛋白分子与总的血红蛋白(氧化的和未氧化的)的百分比。

[0004] 由于脉搏血氧测定法是无创的并且便于使用,因此其已经在用于患者监测的医院环境之内以及在家庭医疗保健环境中变得平常。然而,归因于光体积描记术测量的本性,有很多情形会降低SpO₂计算的准确度。这对于通过使用光体积描记术测量从PPG导出的百分比饱和碳氧血红蛋白(SpCO)、脉搏率(PR)、脉压变化(PPV)、脉搏瞬变时间(PPT)、血红蛋白(HB)、血细胞比容(HCT)、葡萄糖(GLU)、胆固醇(CHOL)以及任何其他生理参数而言也是如此。该降低的准确度继而增大了假警报的数目。

[0005] 降低准确度的一种情形是低灌注(即,灌注不足)。低灌注能够例如引起假的低SpO₂读数。然而,该情形能够通过分析PPG信号本身而被识别出,只要该PPG信号是纯净的(即,无噪声和/或伪影)。然后能够向用户通知该情形,因此用户知道当前的测量结果是不准确的。

[0006] 降低准确度的另一情形是传感器的移动。当传感器移动时,测量条件受到干扰(即,来自红光传感器和红外光传感器的吸光率之间的关系不再处于理论上的逻辑状况),使得从该移动期间的测量结果不再可靠,并且因此不应当用于例如显示和/或报警目的以指示患者的SpO₂、SpCO、PR、PPV、PPT、HB、HCT、GLU以及CHOL中的一个或多个。

[0007] 为了补偿伪影,要求识别传感器的移动并且识别PPG信号的与运动伪影相关联的那些部分。识别运动伪影的一种方法是分析PPG信号并且找出非典型的样式。然而,这是挑战性的任务,这是因为与疾病生理状况相关联的PPG样式和与运动伪影相关联的PPG样式两者都能够在大的范围上变化并且相互交叠。即,PPG信号中的与传感器移动相关联的噪声和/或伪影的时域和/或频域特征看起来能够与PPG自身的那些是类似的。而且,用于识别

PPG信号中的运动伪影的PPG信号处理技术常常是复杂的,并且要求特定的操作控制,例如“学习期”和“再学习”动作。

[0008] 本申请提供了一种克服以上提及的问题和其他问题的新的且改进的系统和方法。

发明内容

[0009] 根据一个方面,提供了一种用于识别运动伪影的系统。所述系统包括测量相关联的患者的生理参数的探头。所述探头被安置在所述相关联的患者上或者被邻近于所述相关联的患者安置。被安置在所述探头上、邻近于所述探头被安置或被与所述探头集成在一起的加速度计测量加速度。标记单元基于所测量的加速度来标记所述生理参数的测量结果和在时间上对应的运动特性。

[0010] 根据另一方面,提供了一种用于识别运动伪影的方法。所述方法通过至少一个处理器来执行。从被安置在相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置的探头接收所述相关联的患者的生理参数的测量结果。而且,从被安置在所述探头上、被邻近于所述探头安置或被与所述探头集成在一起的加速度计接收加速度的测量结果。基于所测量的加速度来标记所述生理参数的测量结果和在时间上对应的运动特性。

[0011] 根据另一方面,提供了一种用于识别运动伪影的系统。所述系统包括至少一个处理器,所述处理器被编程为从被安置在相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置的探头接收所述相关联的患者的生理参数的测量结果。而且,从被安置在所述探头上、被邻近于所述探头安置或被与所述探头集成在一起的加速度计接收加速度的测量结果,并且基于所测量的加速度来将所述生理参数的测量结果标记为存在或不存在运动。

[0012] 一个优点在于降低了假警报的数目。

[0013] 另一优点在于通过使用光体积描记术测量而导出了更加准确测量的氧饱和度和脉搏率或任何其他生理计算结果。

[0014] 另一优点在于直接检测运动伪影的方法。

[0015] 本领域普通技术人员在阅读和理解了以下的详细描述的基础上将理解本发明的其他优点。

附图说明

[0016] 本发明可以采取各种部件和部件布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不得被解释为对本发明的限制。

[0017] 图1图示了脉搏血氧测定系统的实施例。

[0018] 图2图示了脉搏血氧测定系统的另一实施例。

[0019] 图3图示了用于对信号质量指数(SQI)进行取阈的流程图。

[0020] 图4图示了不相关的运动SQI查找函数。

[0021] 图5图示了相关的运动SQI查找函数。

具体实施方式

[0022] 提供了一种用于识别运动伪影的脉搏血氧测定系统。所述系统包括被与光体积描记图(PPG)传感器集成在一起的、被安置在PPG传感器上或被邻近于PPG传感器安置的加速

度计,使得直接检测PPG传感器的移动。能够通过处理来自加速度计的一个或多个加速度计信号来可靠地识别移动强度和持续时间。基于识别出的移动,能够将PPG传感器产生的生理测量结果(例如,氧饱和度(SpO₂)和脉搏率(PR)测量结果)分类为可靠的(即,无运动伪影)或不可靠的(即,遭受运动伪影)。有利地,只有可靠的测量结果能够被呈现给临床医生和/或用于报警。所识别的移动也能够用于指示应当给所测量的数据多少权重。

[0023] 参考图1和图2,脉搏血氧测定系统10包括被放置在相关联的患者的身体的细薄部分上或其周围的PPG探头12。在婴儿的情况下,通常将PPG探头12跨越足部放置。否则,通常将PPG探头12跨越指尖、耳垂放置,或者放置在前额上。PPG探头12包括具有一个或多个光源的传感器14,所述光源将在红(例如,大约660nm)和红外(例如,大约940nm)波长处的光按次序地穿过相关联的患者至光检测器。测量两个波长中的每个的变化的吸光率,以创建针对红光和红外光中的每个的PPG信号。

[0024] PPG信号处理单元(PSPU)16处理PPG信号以确定SpO₂、PR、信号质量指数(SQI)以及PPG中的至少一个。PSPU 16根据公知的脉搏血氧测定技术来处理PPG信号。例如,能够基于由结合了氧的(亮红色)血液血红蛋白与未结合氧的(暗红色或在严重情况下为蓝色)血液血红蛋白之间的色差引起的红光和红外光的变化的吸光率的比率来确定SpO₂。PSPU 16能够是软件(即,处理器可运行指令)、硬件或两者的组合。如所图示的,当PSPU 16是或包括软件时,软件被存储在一个或多个的程序存储器18上并且由一个或多个的处理器20运行。

[0025] 脉搏血氧测定计设备(POD)22被邻近于相关联的患者,典型地为相关联的患者的床来安置,接收来自PPG探头12的PPG信号。如所图示的,POD 22典型地包括PSPU 16。使用PSPU 16,POD 22处理PPG信号以确定SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个。然而,也预期PSPU 16远离在例如患者监测系统(PMS)24之内的POD 22。在这样的情况下,POD 22传送PPG信号给PSPU 16。POD 22也能够被与PPG探头12集成在一起。

[0026] 被与PPG探头12集成在一起、被安置在PPG探头12上或被邻近于PPG探头12安置的加速度计26测量运动以生成一个或多个的加速度计信号。如图1所图示的,加速度计26被邻近于PPG探头12安置,并且如图2所图示的,加速度计26被与PPG探头12集成在一起。典型地,加速度计26是三维(3D)或3轴加速度计。然而,加速度计26能够测量三维或更少维度的加速度。加速度计信号典型地包括针对加速度计26的每个轴(或维度)的加速度信号。

[0027] 加速度信号处理单元(ASPU)28分析加速度信号以检测加速度计26的移动。例如,在加速度信号包括针对加速度计26的每个轴的加速度信号的情况下,信号整合处理能够用于收集来自每个轴的移动信息。然后能够形成合成信号并对其取阈以检测加速度计26的移动。例如,合成信号能够指示沿着每个轴的平移和围绕每个轴的旋转。基于该分析,ASPU 28生成运动指示信号(MIS)。

[0028] 能够采用MIS来运载数字消息,所述数字消息指示移动速度、加速度、方向、持续时间等。例如,每个消息能够识别在移动期期间的运动,以及移动期的开始时间和结束时间。备选地,能够改变MIS的幅度以指示移动强度(即,加速度)。典型地,通过将一个或多个阈值应用于检测到移动的加速度来确定移动强度,其中阈值识别不同的移动强度。例如,能够采用单个阈值来区分无运动(或不足的运动)和存在运动(或足够的运动)。作为另一范例,能够采用多个阈值来区分任何方向或每个方向上的无运动、低运动、中运动、高运动以及极高运动。

[0029] 分析和生成被合适地与由PSPU 16进行的PPG信号处理并行地执行并且独立于由PSPU 16进行的PPG信号处理而执行。而且,ASPU 28能够是软件(即,处理器可运行的指令)、硬件或两者的组合。如所图示的,当ASPU 28是或包括软件时,所述软件被存储在一个或多个程序存储器30上并且由一个或多个的处理器32运行。

[0030] 加速度计分析设备34被邻近于相关联的患者,典型地在相关联的患者的床处安置,接收来自加速度计26的加速度信号。如所图示的,加速度计分析设备34典型地包括ASPU 28。使用ASPU 28,加速度计分析设备34分析加速度信号,以检测加速度计的移动并且基于所述分析来生成MIS。然而,也预期ASPU 28远离例如在PMS 24之内的加速度计设备34。在这样的情况下,加速度计分析设备34传送加速度信号给ASPU 28。加速度计分析设备34也能够被与POD 22和/或加速度计26集成在一起。

[0031] 具体参考图1,脉搏血氧测定系统10的一个实施例包括标记单元36,所述标记单元36从PSPU 16接收SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个。标记单元36进一步从ASPU 28接收MIS信号。如所图示的,标记单元36远离ASPU 28和PSPU 16,并且通过有线和/或无线通信连接来单独地接收MIS信号以及SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个。

[0032] 基于MIS信号,标记单元36以每心跳或每秒为基础,将SpO₂、PR、SQI以及PPG中至少一个的每个标记有在时间上对应的运动特性,例如标记存在运动或无运动。例如,将当前的心跳周期中的SpO₂或PR标记为存在运动。当存在运动时,能够将测量结果进一步标记为与低、中、高、极高运动或其他运动特性相关联。标记单元36能够是软件(即,处理器可运行的指令)、硬件或两者的组合。如所图示的,当标记单元36是或包括软件时,所述软件被存储在一个或多个的程序存储器38上并且由一个或多个的处理器40运行。

[0033] 选择单元42接收所标记的SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个,并且选择被标记为无运动或具有可接受的运动特性的SpO₂和/或PR测量结果。不能满足这些标准的SpO₂和/或PR测量结果被丢弃或被标记为不给予权重。基于所选定的SpO₂和/或PR测量结果,能够生成短期中值的SpO₂和/或PR测量结果和/或短期平均的SpO₂和/或PR测量结果。例如,当前的SpO₂或PR测量结果(用于输出给用户)是被标记为无运动的预定数目的紧接在前的测量结果的平均值。选择单元42能够是软件(即,处理器可运行的指令)、硬件或两者的组合。如所图示的,当选择单元42是或包括软件时,所述软件被存储在程序存储器38上并且由处理器40运行。

[0034] 当一个或多个选定的、平均的以及中值的SpO₂和/或PR测量结果满足预定警报标准时,系统警报管理器单元(SAMU) 44生成警报。例如,当选定的、平均的、中值的SpO₂或PR测量结果、SpO₂或PR测量结果的变化速率等超出针对选定的时间长度的阈值或其他警报标准时,生成警报。SAMU 44也能够基于MIS信号来监测相关联的患者。当MIS信号指示运动在紧接在前的预定时间量(例如,10秒)的时期之内时,能够暂缓生成警报。换言之,仅在针对预定时间量不存在运动或存在可接受的运动水平时,能够生成警报。SAMU 44能够是软件(即,处理器可运行的指令)、硬件或两者的组合。如所图示的,当SAMU 44是或包括软件时,所述软件被存储在程序存储器38上并且由处理器40运行。

[0035] PMS 24基于选定的、平均的、中值的SpO₂和/或PR测量结果或SpO₂和/或PR测量结果的变化速率来监测相关联的患者。使用显示设备46,PMS24能够向用户呈现MIS信号的视觉表示。例如,能够显示当前的移动强度。而且,PMS 24能够呈现选定的、中值的以及平均的

SpO₂和/或PR测量结果中的一个或多个的视觉表示。例如,能够显示当前的SpO₂和/或PR测量结果。作为另一范例,能够将SpO₂和/或PR测量结果与MIS条件一起显示为趋势。甚至,PMS 24能够呈现所产生的警报的视觉表示。如所图示的,PMS 24包括SAMU 44,并且能够包括标记单元和选择单元36、42。然而,也预期POD 22包括标记单元和选择单元36、42。

[0036] 具体参考图2,提供了脉搏血氧测定系统10的另一实施例。该实施例与图1的实施例中所描述的相同,除了其额外地包括SQI单元48。SQI单元48从PSPU 16接收SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个。SQI单元48进一步从ASPU 28接收MIS信号。如所图示的,SQI单元48远离ASPU28和PSPU 16,并且通过有线和/或无线通信连接来单独地接收MIS信号以及SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个。基于MIS信号以及SpO₂、PR、SQI以及PPG中的至少一个,SQI单元48在将测量结果传送至标记单元36之前,基于SQI来对测量结果进行滤波。

[0037] 根据图3的流程图合适地做出滤波。使用MIS信号来做出是否检测到对运动的确定50。当MIS信号是可获得的并且MIS信号指示存在运动(或足够的运动)时,检测到运动。如果不存在运动,则将SQI阈值设置52到默认的、预定阈值或由例如脉搏血氧测定系统10的操作者确定的其他标准。如果存在运动,则做出对所检测到的运动是否与PPG的时间对准或频率内容相关的确定54。

[0038] 如果运动是不相关的,则采用不相关的运动SQI查找函数来设置56SQI阈值。查找函数对于脉搏血氧测定系统是特异性的并且是运动强度的函数。图4图示了这样的查找函数的范例的曲线图,其中,横轴对应于运动强度并且纵轴对应于SQI阈值。如果运动是相关的,则采用相关的运动SQI查找函数来设置58SQI阈值。查找函数对于脉搏血氧测定系统是特异性的并且是运动强度的函数。图5图示了这样的查找函数的范例的曲线图,其中,横轴对应于运动强度并且纵轴对应于SQI阈值。

[0039] 在设置52、56、58阈值或其他标准之后,将阈值或其他标准与SQI进行比较,以确定60SQI是否超出了阈值或其他标准。如果SQI超出了阈值,则如在第一实施例中所描述的输出62并采用对应的测量结果(例如,PR和SpO₂测量结果)。换言之,标记单元36标记测量结果,选择单元42选择不存在运动或存在可接受的运动的测量结果,或给存在较少运动的测量结果赋予比存在较多运动的测量结果更高的权重,并且SAMU 44基于所选定的测量结果来生成警报。如果SQI不超出阈值或其他标准,则丢弃64对应的测量结果。

[0040] 尽管结合脉搏血氧测定法和脉搏率来描述了检测运动伪影的前述方法,但是应当理解,该方法同样地应用于通过使用光体积描记术测量结果而导出的无数的其他生理计算中的任一个,例如,百分比饱和碳氧血红蛋白(SpCO)、脉压变化(PPV)、脉搏瞬变时间(PPT)、血红蛋白(HB)、血细胞比容(HCT)、葡萄糖(GLU)、胆固醇(CHOL)等。应当理解,该方法也能够被扩展至其他类型的生理监测,例如,心电图(ECG)监测、呼吸(RESP)监测以及动脉血压(ABP)监测。在这样的实施例中,将加速度计放置在每个前端电极或换能器上以感测电极或换能器的运动,因此能够直接且可靠地检测到电极或换能器的任何移动(从时刻、持续时间以及强度方面)。由加速度计检测到的运动活动然后能够用于标记对应的信号波形。而且,将从给终端用户的输出或从有关的警报的触发来排除从与运动相关联的波形导出的参数测量结果。以这种方式,参数测量结果和有关的警报的准确度和可靠性将得到充分地增强。

[0041] 如本文所使用的,存储器包括以下中的一个或多个:非瞬态计算机可读介质;磁盘或其他磁性存储介质;光盘或其他光学存储介质;随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)

或其他电子存储设备或芯片或可操作地互连的芯片的集合;互联网/内联网服务器,能够经由所述互联网/内联网或局域网从所述互联网/内联网服务器检索所存储的指令;等等。而且,如本文所使用的,处理器包括以下中的一个或多个:微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)、FPGA等;控制器包括:(1)处理器和存储器,所述处理器在存储器上运行计算机可运行指令,所述存储器实施控制器的功能;或(2)模拟硬件和/或数字硬件;用户输入设备包括以下中的一个或多个:鼠标、键盘、触摸屏显示器、一个或多个按钮、一个或多个开关、一个或多个按钮开关、声音识别引擎等;数据库包括一个或多个存储器;并且显示器设备包括以下中的一个或多个:LCD显示器、LED显示器、液晶显示器、投影显示器、触摸屏显示器等。

[0042] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式的情况下可能想到修改或替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这种修改和替代,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

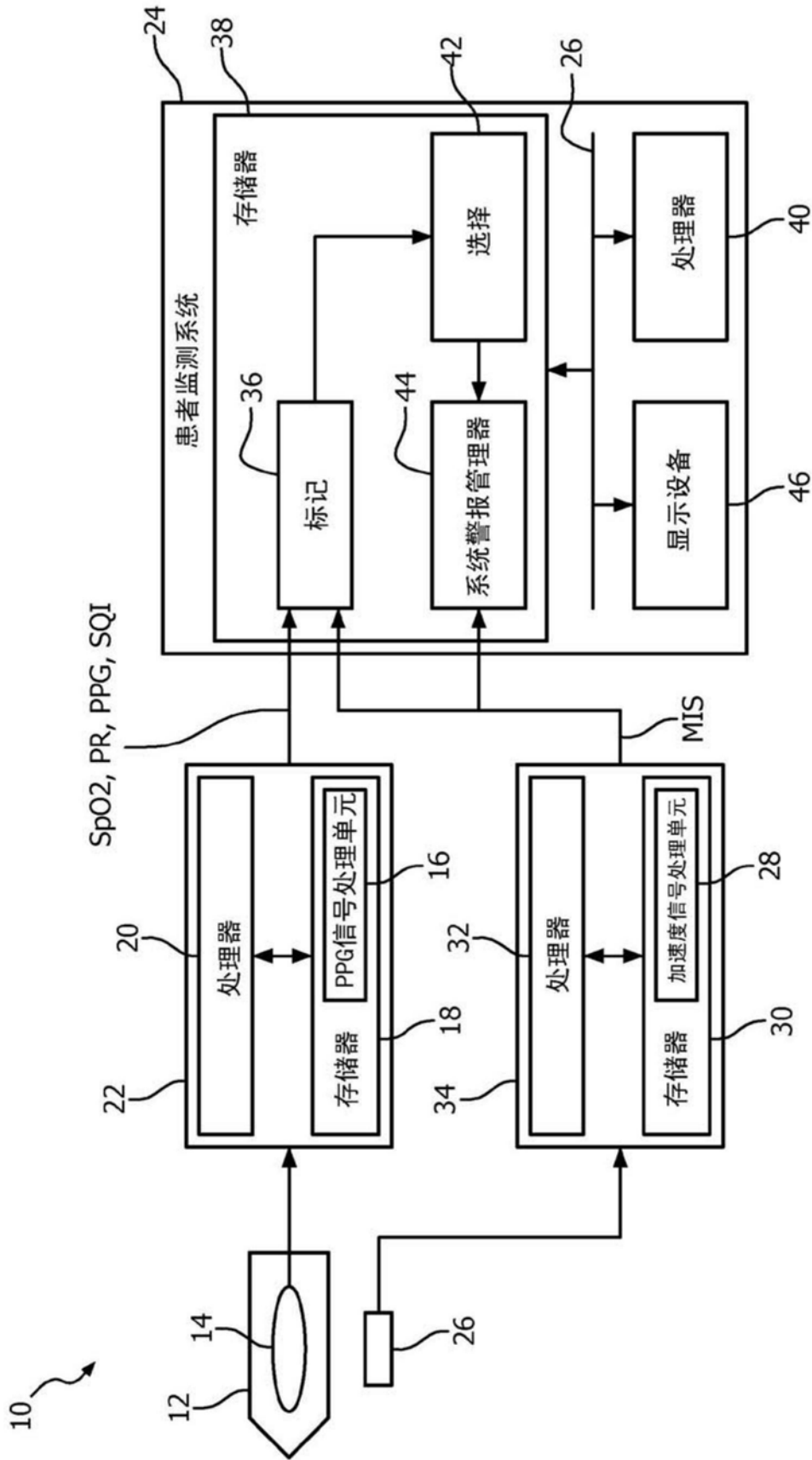


图1

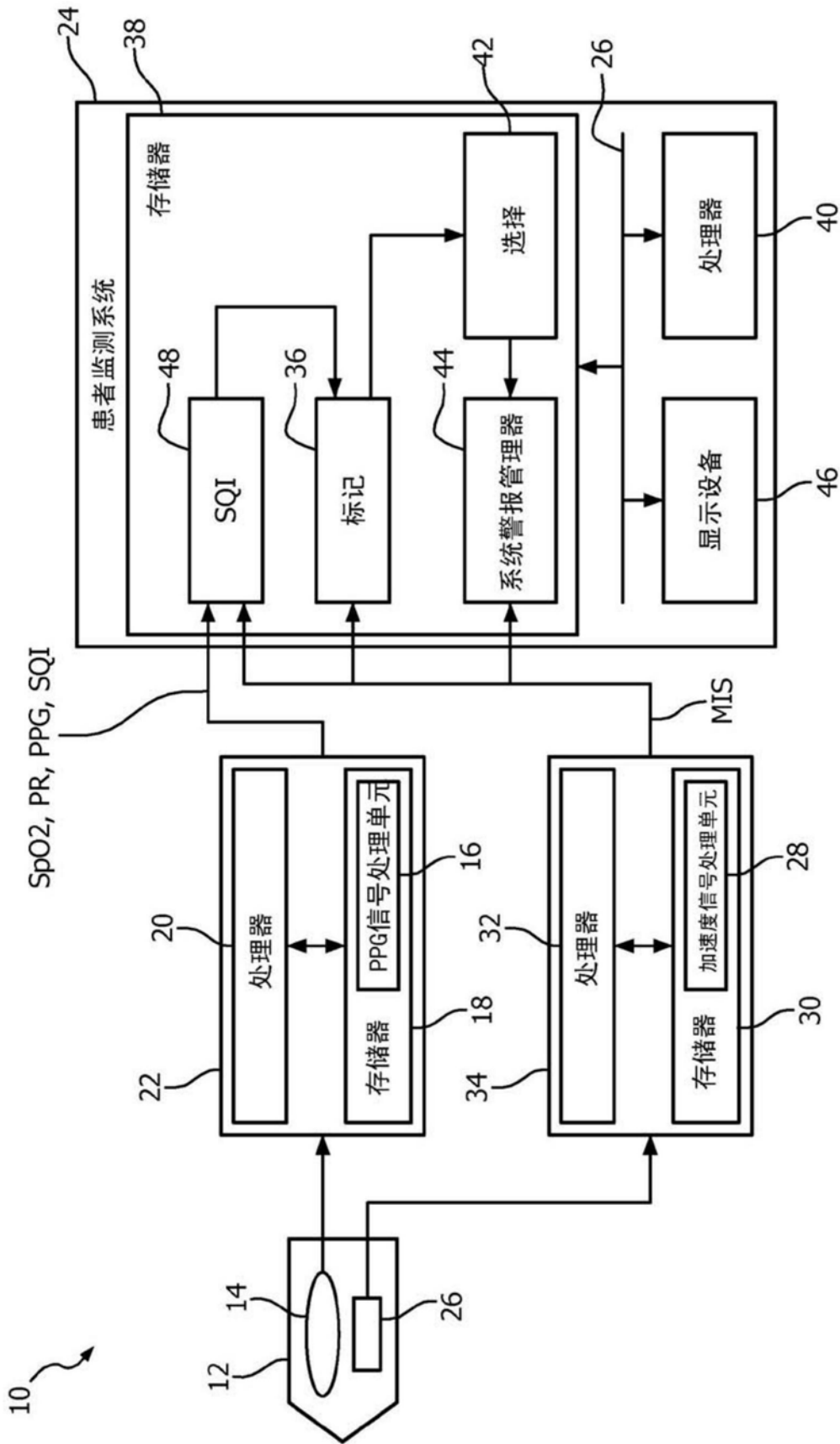


图2

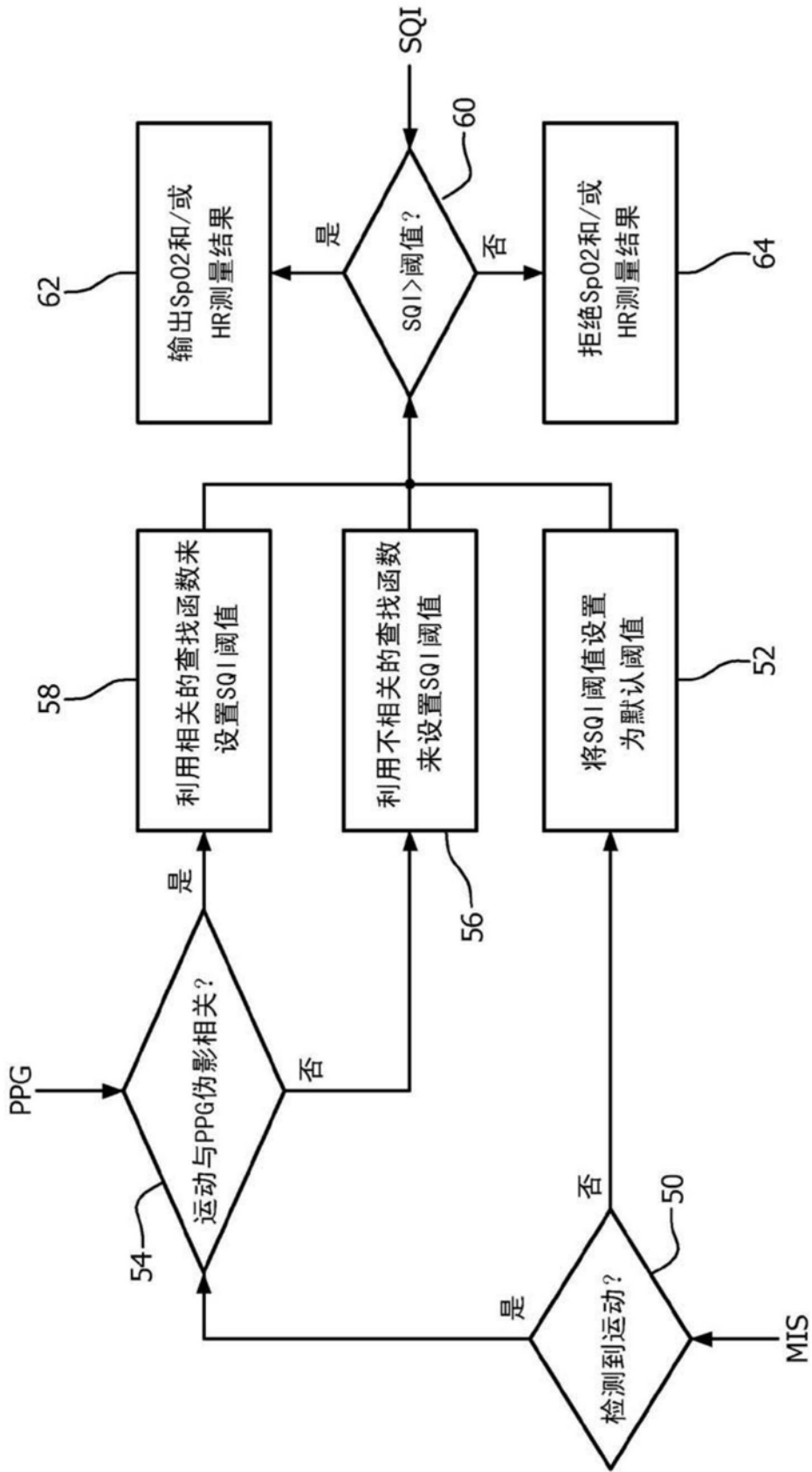


图3

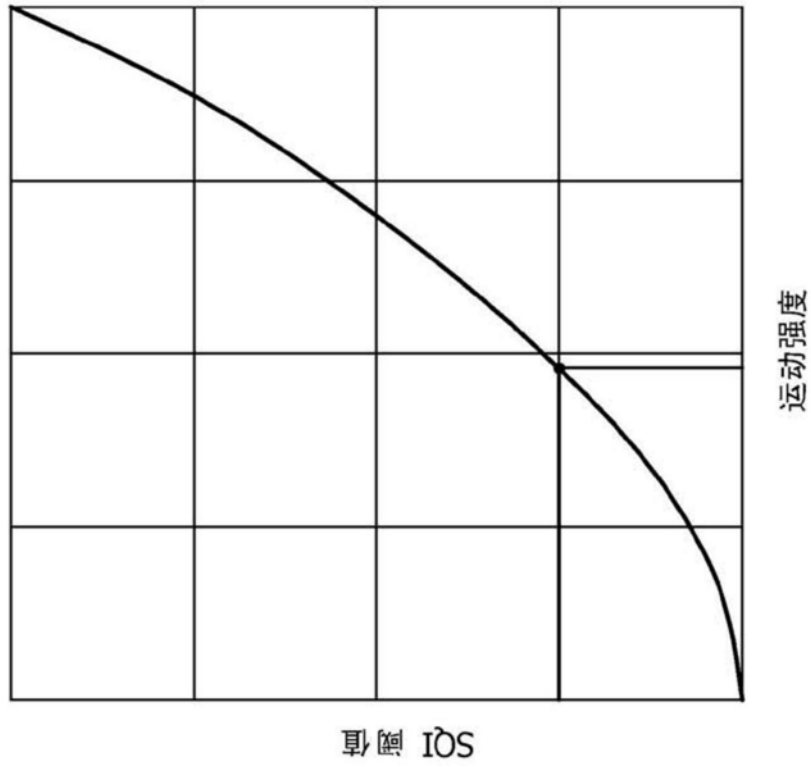


图4

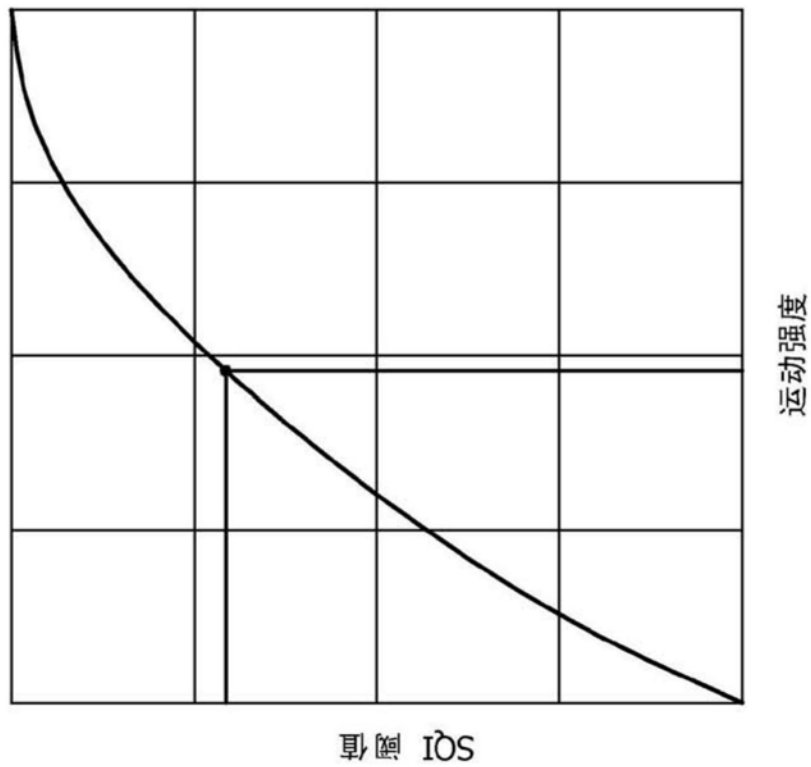


图5

专利名称(译)	光体积描记术测量中识别运动伪影并且改善测量结果和警报的可靠性的方法和系统		
公开(公告)号	CN104684459B	公开(公告)日	2017-09-12
申请号	CN201380040597.6	申请日	2013-07-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	W宗 D威金斯 BD格罗斯 L尼尔森		
发明人	W·宗 D·威金斯 B·D·格罗斯 L·尼尔森		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/024 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/721 A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/11 A61B5/1122 A61B5/14532 A61B5/14535 A61B5/14542 A61B5/14546 A61B5/14551 A61B5/7425 A61B5/746 A61B2562/0219 G01P15/00		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/678132 2012-08-01 US		
其他公开文献	CN104684459A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种识别运动伪影的系统(10)和方法。从探头(12)接收相关联的患者的生理参数的测量结果，所述探头被安置在所述相关联的患者上或被邻近于所述相关联的患者安置。而且，从加速度计(26)接收加速度的测量结果，所述加速度计被安置在所述探头(12)上、被邻近于所述探头(12)安置或被与所述探头(12)集成在一起。基于所测量的加速度来标记所述生理参数的测量结果，例如，存在运动或不存在运动。

