



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561827 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780048629.5

(22)申请日 2017.08.07

(30)优先权数据

15/229,494 2016.08.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/045798 2017.08.07

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/027234 EN 2018.02.08

(71)申请人 美国亚德诺半导体公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 T·J·阿克爾 J·C·杜斯切爾

(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 周阳君

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G01N 33/49(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

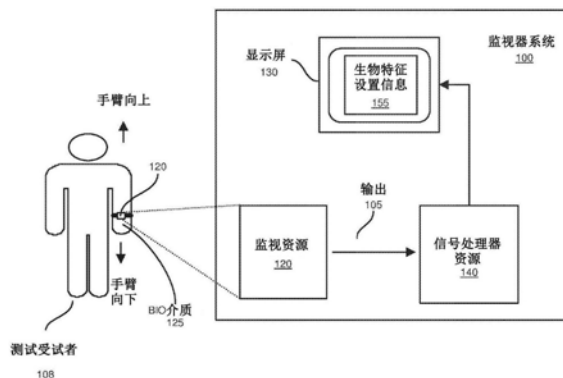
权利要求书3页 说明书15页 附图15页

(54)发明名称

用于监测运动引起信号调制的生物介质分析的信号分析系统

(57)摘要

根据一种配置,系统包括传感器硬件和信号处理器资源,以监视和分析被测人员的生物介质(例如血液和/或其他物质)。在操作期间,传感器硬件监视被测人员的生物介质并产生输出。被监视的输出(诸如一个或多个信号)的幅度至少部分地基于人引起的移动而变化。信号处理器资源分析传感器硬件产生的输出。基于由人的移动引起的传感器硬件的输出中的分析和检测的变化,信号处理器资源产生与监视生物介质相关的生物特征参数的设置。注意,如本文所述的系统可用于测量感兴趣的生物特征参数,例如静脉血氧含量、静脉硬度等。



1. 一种至少部分地基于运动引起的信号变化来测量测试受试者的生物特征参数的设备,该设备包括:

发送器,耦合到所述测试受试者,用于将第一和第二信号发送到所述测试受试者;

传感器硬件,用于接收所述第一信号的一部分并产生与所述第一信号的部分成比例的第一输出信号,以及用于接收所述第二信号的一部分并产生与所述第二信号的部分成比例的第二输出信号;和

信号处理器硬件,用于处理所述第一和第二输出信号,并至少部分地基于所述第一和第二输出信号中的至少一种的变化产生所述生物特征参数的测量,其中所述变化是至少部分地由所述发送器的移动引起。

2. 权利要求1所述的设备,其中所述第一和第二信号被发送到所述测试受试者的生物介质中,其中所述生物介质的属性因所述发送器的运动而变化,并且其中所述第一和第二信息中的至少一种的变化是由于所述生物介质中运动引起的变化。

3. 权利要求1所述的设备,还包括:

运动检测器,用于测量所述发送器的移动并产生运动信号,

其中所述信号处理器硬件使用所述运动信号来测量由运动引起的第一和第二输出信号中的至少一种的变化。

4. 权利要求1所述的设备,其中所述信号处理器硬件至少部分地基于变化幅度与所述第一和第二输出信号的平均幅度的比率来产生测量。

5. 权利要求1所述的设备,其中所述信号处理器硬件进一步被配置为:

识别与所述发送器的移动相关的频率范围;

滤波所述第一和第二输出信号以去除所述频率范围之外的频率,从而产生滤波的输出信号;和

使用所述滤波的输出信号来测量由运动引起的第一和第二输出信号中的至少一种的变化。

6. 权利要求1所述的设备,其中所述第一输出信号包括所述第一信号的一部分,并且其中所述第一信号的部分是从所述测试受试者的生物介质反射的光学信号;

其中所述第二输出信号包括所述第二信号的一部分,并且其中所述第二信号的部分是从所述测试受试者的生物介质反射的光学信号;和

其中所述生物特征参数的测量是与所述生物介质相关的氧饱和度水平。

7. 权利要求1所述的设备,其中所述信号处理器硬件进一步被配置为:

产生第一比率值,所述第一比率值表示所述第一输出信号变化的幅度与所述第一输出信号的平均幅度的比率;和

产生第二比率值,所述第二比率值表示所述第二输出信号变化的幅度与所述第二输出信号的平均幅度的比率。

8. 权利要求7所述的设备,其中所述信号处理器硬件至少部分地基于将所述第一比率值除以所述第二比率值来产生所述生物特征参数的测量。

9. 权利要求1所述的设备,其中所述传感器硬件非侵入性地监测静脉血流以产生所述第一和第二输出信号;和

其中由所述信号处理器硬件产生的测量是所述静脉血液中的氧饱和度。

10. 一种至少部分地基于运动引起的信号变化来测量测试受试者的生物特征参数的方法,该方法包括:

从耦合到所述测试受试者的发送器,将第一和第二信号发送到所述测试受试者;

在传感器硬件处接收所述第一信号的一部分并产生与所述第一信号的部分成比例的第一输出信号;

在传感器硬件处接收所述第二信号的一部分并产生与所述第二信号的部分成比例的第二输出信号;和

至少部分地基于所述第一和第二输出信号中的至少一种的变化产生所述生物特征参数的测量,其中检测的变化是至少部分地由所述发送器的移动引起。

11. 权利要求10所述的方法,其中发送第一和第二信号包括将所述第一和第二信号发送到所述测试受试者的生物介质,并且其中所述检测的变化由所述生物介质的体积变化引起。

12. 权利要求10所述的方法,还包括:

接收测量耦合到所述发送器的运动检测器的移动的运动信号;和

测量由所述移动引起的第一和第二输出信号中的至少一种的变化。

13. 权利要求10所述的方法,其中所述发送器耦合到所述测试受试者的主体部分,并且其中产生生物特征参数的测量包括:

至少部分地基于检测的变化的频率,推断输出设备中的检测的变化是由所述测试受试者的主体部分的移动引起的。

14. 权利要求10所述的方法,其中产生测量至少部分地基于检测的变化的幅度与所述第一和第二输出信号的平均幅度的比率。

15. 权利要求10所述的方法,其中产生生物特征参数的测量值还包括:

从所述第一和第二输出信号识别与所述发送器的移动相关的频率范围;

滤波所述第一和第二输出信号以去除所述频率范围之外的频率,从而产生滤波的输出信号;和

使用所述滤波的输出信号,至少部分地基于在所述频率范围中检测到的变化来产生所述生物特征参数的测量。

16. 权利要求10所述的方法,其中所述传感器硬件设置在所述测试受试者的外表面上,以非侵入性地监测静脉血流;和

其中产生生物特征参数的测量包括确定由所述传感器硬件监测的静脉血中的氧饱和度。

17. 权利要求10所述的方法,其中所述传感器硬件固定到测试受试者的主体部分;和

其中所述主体部分的移动导致来自所述传感器硬件的第一和第二输出信号中的至少一种中的检测的变化。

18. 权利要求10所述的方法,还包括在信号处理硬件处接收所述传感器硬件产生的第一和第二输出信号,其中接收第一和第二输出信号包括:

接收基于所述发送器的移动而在幅度上变化的第一输出信号,所述第一输出信号源自监视第一光波长;和

接收基于所述发送器的移动而在幅度上变化的第二输出信号,所述第二输出信号源自

监视第二光波长。

19. 权利要求18所述的方法,其中产生生物特征参数的测量值还包括:

产生第一比率值,所述第一比率值表示所述第一输出信号中变化的幅度与所述第一输出信号的平均幅度的比率;

产生第二比率值,所述第二比率值表示所述第二输出信号中变化的幅度与所述第二输出信号的平均幅度的比率;和

将所述第一比率值除以所述第二比率值。

20. 其上存储有指令的非暂时性计算机可读存储介质,所述指令在由计算机处理器硬件执行时使计算机处理器硬件:

从耦合到所述测试受试者的发送器,将第一和第二信号发送到所述测试受试者;

在传感器硬件处接收所述第一信号的一部分并产生与所述第一信号的部分成比例的第一输出信号;

在传感器硬件处接收所述第二信号的一部分并产生与所述第二信号的部分成比例的第二输出信号;和

至少部分地基于所述第一和第二输出信号中的至少一种的变化产生所述生物特征参数的测量,其中检测的变化是至少部分地由所述发送器的移动引起。

## 用于监测运动引起信号调制的生物介质分析的信号分析系统

### 技术领域

[0001] 本公开一般涉及设备、方法、计算机可读介质等,其可操作以分析被测人员的生物介质以确定特定非生物特征参数的相应一个或多个生物特征参数的设置。如本文进一步描述的限制性示例性实施方案,分析的生物介质是静脉血,并且生物特征参数是氧含量水平。

### 背景技术

[0002] 氧饱和度(符号 $SO_2$ )是在给定介质(例如血液)中溶解或携带的氧气量的相对量度。氧饱和度通常以百分比(%)来衡量,并且可用于监测相应的受试者的总氧供应和消耗。

[0003] 受试者中血液的氧饱和度可以以多种不同方式测量。例如,常规技术包括用于确定血液中的氧饱和度的侵入性和非侵入性方法。

[0004] 根据传统的侵入技术,将包括氧传感器的导管(以皮下方式)插入相应受试者的血管中。导管中与血液接触的氧传感器产生相应的一个或多个信号。分析仪分析信号以测量血液中的氧气量。

[0005] 动脉血氧饱和度( $SaO_2$ )通常使用所谓的脉搏血氧测定技术测量。根据这种非侵入性技术,被测患者的选定部位暴露于光学信号。光检测器检测通过所选部位处的高压脉冲血液传输或反射的光学信号的强度。分析仪确定每个波长处吸光度的AC分量,然后将其除以相应的DC分量,以获得与入射光强度无关的比率。分析仪使用不同波长的比率来确定动脉中的氧含量(具有脉冲的介质)。该技术提供动脉(或毛细血管)中的氧饱和度。从脉搏血氧测定法获得的信号也可用于测量动脉和毛细血管网络的其他参数,例如血管硬度。

### 发明内容

[0006] 本公开包括观察到由于静脉血通常不脉动,因此不能获得静脉血的如上所述的AC成分。因此,传统的脉搏血氧仪不能用于测量静脉血氧合水平。

[0007] 与常规技术相反,本文的实施方案包括至少部分地基于运动引起的信号变化,测量和监测受试者(例如人、动物等)的一个或多个生物特征参数(例如血氧含量、静脉硬度等)的系统。示例设备包括:传感器硬件和信号处理器资源。在操作期间,传感器硬件监视测试受试者(例如人)的生物介质(例如血液)并产生输出(例如一个或多个信号)指示监测的生物介质中的氧含量。监测的输出的幅度至少部分地基于测试受试者的主体部分的移动而变化。信号处理器资源分析传感器硬件的输出。基于该分析,信号处理器资源使用传感器硬件的输出中的检测的变化产生与生物介质相关联的一个或多个生物特征参数的设置信息,如由受试者的身体移动引起的。

[0008] 因此,本公开一般涉及设备、方法、计算机可读介质等,其可操作以检测和分析所监测的生物介质中的运动引起的变化(调制),例如血液或其他合适的物质。

[0009] 在一个实施方案中,传感器硬件固定到测试受试者的主体部分。测试受试者自愿控制测试受试者的主体部分的移动(例如按照提供给测试受试者的指示)对被测生物介质施加力,导致来自传感器硬件的输出的变化。因此,在一个实施方案中,受试者-诱导运动的

测试受试者的主体部分(例如病人、运动员等)会导致传感器硬件产生的输出变化。信号处理器资源使用运动引起的信号变化(调制)来确定所监测的生物特征参数的设置,例如测试受试者的静脉血中的氧水平、静脉硬度等。

[0010] 根据进一步的实施例,来自传感器硬件的输出表示光学信号的反射部分,其指向由传感器硬件检测到的测试受试者上的站点。另外或可选择地,输出表示通过(透射)测试受试者的光学信号的一部分。

[0011] 根据另外的实施例,测试受试者的运动可以从传感器硬件产生的输出的变化推断出来。

[0012] 作为推断运动的替代方案,如本文所述的分析仪设备可以接收指示与移动相关联的量和/或类型的进一步输入。例如,如本文所述的系统可以进一步包括运动传感器,其产生测量测试受试者的移动的运动信号。信号处理器资源使用运动信号作为基础来识别与测试受试者的移动相关联的一个或多个属性(诸如定时、频率、周期、方向、幅度等)。可以使用这些参数中的一个或多个来促进测量由受试者的移动引起的输出信号的变化。

[0013] 为了促进产生感兴趣的生物特征参数的设置,信号处理器资源可以被配置为:识别与测试受试者的移动相关联的频率范围;产生滤波器以在频率范围内传递部分输出信号;并通过滤波器传递输出信号,以测量由移动引起的输出变化。在这种实施方案中,信号处理器资源至少部分地基于在频率范围中检测到的传感器硬件的输出的变化来产生用于感兴趣的生物特征参数的设置。

[0014] 在更进一步的实施例中,信号处理器资源可操作以至少部分地基于输出变化的幅度与输出的平均幅度的比率来产生(受监测的生物介质的)生物特征参数的设置。更具体地,来自各个监视硬件的输出可以包括第一输出信号和第二输出信号。更具体地,来自各个监视硬件的输出可以包括第一输出信号和第二输出信号。第一输出信号的大小根据测试受试者的移动而变化;第二输出信号的大小根据测试受试者的移动而变化。在这种实施方案中,信号处理器资源产生第一比率值和次级电路比率值。第一比率值表示第一输出信号的变化幅度与第一输出信号的平均幅度之比;第二比率值表示第二输出信号的变化幅度与第二输出信号的平均幅度的比率。此外,信号处理器资源至少部分地基于将第一比率值除以第二比率值来产生用于感兴趣的生物特征参数的设置。

[0015] 以下更详细地公开了这些和其他更具体的实施方案。

[0016] 注意,这里讨论的任何资源可以包括一个或多个计算机化设备、医疗设备、移动设备、服务器、基站、无线回放设备、手持式或膝上型计算机等,以执行和/或支持任何或所有在本文所公开的方法操作,换言之,一个或多个计算机化设备或处理器可以被编程和/或配置为如本文所解释的那样操作以执行如本文所述的不同实施例。

[0017] 本文的其他实施例包括用于执行以上概述的以及下面详细公开的步骤和操作的软件程序。一个这样的实施例包括计算机程序产品,该计算机程序产品包括非暂时性计算机可读存储介质(即,任何计算机可读硬件存储介质或不同的或共同定位的硬件存储介质),在其上编码软件指令以供后续执行。当在具有处理器、程序和/或使处理器(硬件)执行本文公开的任何操作的计算机化设备(硬件)中执行指令时,这样的布置通常被提供为在诸如光学介质(例如,CD-ROM)、软盘之类的非暂时性计算机可读存储介质上排列或编码的软件、代码、指令和/或其他数据(例如,数据结构)、硬盘、记忆棒、存储装置等,或其他介质,例

如一个或多个ROM、RAM、PROM等中的固件,和/或作为专用集成电路(ASIC)等。可以将软件或固件或其他这样的配置安装到计算机化设备上,以使计算机化设备执行本文所述的任何操作。

[0018] 因此,本文的实施例涉及支持如本文所讨论的操作的方法、设备、计算机程序产品、计算机可读介质等。

[0019] 一个实施例包括计算机可读存储介质和/或设备,其上存储有指令以便于监视相应测试受试者的生物介质。例如,在一个实施方案中,当由计算机处理器硬件执行时,指令使计算机处理器硬件(例如一个或多个处理器设备):监视测试受试者;产生一个输出信号,其幅度根据测试受试者的移动而变化;并且至少部分地基于由移动引起的输出信号的检测到的变化来产生生物特征参数的设置。

[0020] 为清楚起见,添加了上述步骤的顺序。注意,可以以任何合适的顺序执行如本文所讨论的任何处理步骤。

[0021] 本公开的其他实施例包括软件程序和/或相应的硬件,以执行以上概述并在下面详细公开的任何方法实施例步骤和操作。

[0022] 应当理解,如本文所讨论的设备、方法、系统、计算机可读存储介质上的指令等也可以严格地体现为软件程序、固件、作为软件、硬件和/或固件的混合,或者仅作为硬件,例如在处理器(硬件或软件)内,或在操作设备内或在软件应用程序内。

[0023] 如本文所讨论的,本文的技术非常适用于生物介质监测应用领域。然而,应该注意,本文的实施例不限于在这些应用中使用,并且本文讨论的技术也非常适合于其他应用。

[0024] 另外,注意,尽管本文中的每个不同特征、技术、配置等可以在本公开的不同位置讨论,但是在适当的情况下,意图是每个概念可以可选地彼此独立地执行或者相互结合。因此,可以以许多不同方式体现和观察如本文所述的一个或多个。

[0025] 此外,请注意,本文中对实施例的初步讨论没有具体说明本公开或要求保护的发明的每个实施例和/或递增的新颖方面。相反,该简要描述仅呈现了与传统技术相比的一般实施例和新颖性的对应点。对于本发明的其他细节和/或可能的观点(置换),读者可以参考下面进一步讨论的本发明的详细描述部分和相应的附图。

## 附图说明

[0026] 图1是示出根据本文的实施例的生物介质监测系统的示例图。

[0027] 图2是示出根据本文的实施例的使用监视器硬件来监视生物介质、分析传感器生成的信号以产生显示信息以及显示相应的监视器结果的示例图。

[0028] 图3是示出根据本文的实施例的使用监视器硬件来监视生物介质、分析传感器生成的信号以产生显示信息以及显示相应的监视器结果的示例图。

[0029] 图4是示出根据本文的实施例的由运动检测器生成的运动信号的使用以识别运动的属性的示例图。

[0030] 图5是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的频谱分析以推断和识别运动的发生的示例图。

[0031] 图6是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的示例图。

[0032] 图7是示出根据本文的实施例的被监视的生物介质的运动如何引起信号调制的示

例图。

[0033] 图8是示出根据本文的实施例的分析传感器生成的信号以识别相应的AC和DC分量的示例图。

[0034] 图9是示出根据本文的实施例的关于静脉氧饱和度的外周氧饱和度的显示的示例图。

[0035] 图10是示出根据本文的实施例的其中执行一个或多个应用程序的计算机体系结构的示例图。

[0036] 图11-13是示出根据本文的实施例的各种方法的示例图。

[0037] 图14是示出根据本文的实施例的用于测量血管刚度的传感器生成的信号的示例图。

[0038] 图15是示出根据本文的实施例的用于测量血管刚度的传感器生成的信号的示例图。

[0039] 本发明的前述和其他目的、特征和优点将从本文优选实施例的以下更具体的描述中变得显而易见,如附图中所示,其中相同的附图标记在不同视图中指代相同的部分。附图不一定按比例绘制,而是将重点放在说明实施例、原理、概念等上。

### 具体实施方式

[0040] 本公开包括观察到用于监测动脉血的常规脉搏血氧测定技术不能用于精确测量静脉血中的氧含量,因为静脉血不像动脉血那样具有脉冲。另外,本公开还包括以下观察:测试受试者的自愿或非自愿移动引起从监测流体介质(例如测试受试者的血液)的传感器硬件输出的一个或多个信号的变化(或调制)。在一个特定实施例中,如在进一步讨论期间,信号处理器资源使用来自相应传感器硬件的被监视的一个或多个信号中的检测的变化来确定生物特征参数的设置,例如测试受试者的静脉血液中的氧含量。

[0041] 因此,本文的实施例包括传感器硬件和信号处理器资源,以监视和分析测试受试者的生物介质(例如血液)。在操作期间,传感器硬件监视测试受试者的生物介质并产生输出。监视的输出(例如一个或多个信号)的幅度至少部分地基于受试者引发的移动而变化。信号处理器资源分析传感器硬件产生的输出。基于分析,并且由受试者的移动引起的传感器硬件的输出中的检测的变化,信号处理器资源产生与监视生物介质相关的生物特征参数的设置。

[0042] 注意,如本文所述的系统可用于测量感兴趣的不同生物特征参数,例如静脉血氧含量、静脉硬度等。

[0043] 现在,更具体地,并且参考附图,图1是示出根据本文的实施例的监视器系统的示例图。

[0044] 如图所示,监视器系统100包括监视器资源120、信号处理器资源140和显示屏130。注意,与监视器系统100相关联的诸如监视器资源120、信号处理器资源140等的每个组件包括用于执行如本文所讨论的相应操作的硬件和/或软件。因此,监视器资源120可以是硬件资源和/或软件资源;信号处理器资源140可以是硬件资源和/或软件资源;等等。

[0045] 在一个实施方案中,监视器资源120被附加到测试受试者108(例如人、患者、动物等)的合适的主体部分,例如手臂、腿等。在操作期间,监视器资源120监视与测试受试者108

相关联的生物介质125 (诸如包括血液、组织、骨骼等在内的一种或多种物质中的任何一种)。

[0046] 更具体地,在一个实施方案中,附加到测试受试者的主体部分108的监视器资源120产生输出105,如图所示。监视器资源(包括相应的传感器硬件)可以设置在测试受试者108的外表面(例如皮肤)上,例如流入测试受试者108的静脉血液等非侵入性地监视器生物介质125。如本文进一步讨论的,由于测试受试者108的运动,被监测的生物物质125的体积(例如低压、流动的静脉血)变化。

[0047] 监视资源120将输出105从监视资源120传送到信号处理器资源140。因此,信号处理器资源140接收由监视资源120生成的输出105。

[0048] 注意,信号处理器资源140可以被配置为以任何合适的方式接收输出105。例如,在一个实施方案中,固定到测试受试者108的臂(在该示例中)的监视器资源120可以包括无线接口,以通过无线链路将输出105传送到信号处理器资源140。或者,监视器资源120可以被配置为通过将监视器资源120连接到信号处理器资源140的硬连线链路(诸如一个或多个电缆、电线等)来传送输出105。

[0049] 根据进一步的实施例,监视器资源120被固定到测试受试者108的附肢(例如手臂)。测试受试者108左右移动他/她的附肢,而监视器资源120监视测试受试者108的相应生物介质125。注意,自诱导运动可以是重复的或者是单个非重复动作,例如坐在椅子上站起来、抬起一只手臂、跳起来等。

[0050] 注意,仅通过非限制性示例示出了将监视器资源120附接到测试受试者108的手腕或手臂。也就是说,监视器资源120可以附加到测试受试者108的任何合适的主体部分或位置。

[0051] 信号处理器资源140在监视相应的生物介质125期间接收由监视器资源120生成的输出105(诸如一个或多个信号)。输出105的大小根据测试受试者108的运动程度而变化。

[0052] 注意,测试受试者108的运动不必是监视器资源120所附加到的附肢。例如,在一个实施方案中,测试受试者108可以将监视资源120放置在左手腕上;移动另一个测试受试者的主体部分,例如右臂或右手腕,可能导致生物介质125产生足够的变化,从而产生输出105的变化。

[0053] 如进一步所示,信号处理器资源140接收输出105并对其进行分析以产生生物特征设置信息155以在相应的显示屏130上显示。生物特征设置信息155可包括一个或多个生物特征参数(例如静脉血氧含量、静脉硬度等)的设置。

[0054] 如进一步讨论的,信号处理器资源140至少部分地基于由测试受试者108的移动引起的输出105中检测到的一个或多个变化来产生一个或多个生物特征参数(被监视)的设置。

[0055] 图2是示出根据本文的实施例的使用监视器资源来监视生物介质、分析传感器生成的信号以产生显示信息以及显示相应的生物特征参数结果的示例图。

[0056] 如该示例实施例中进一步示出的,监视器资源120包括发送器装置251和发送器装置252。

[0057] 作为非限制性示例,发送器装置251在生物介质125处或通过生物介质125发送光学信号TS1(诸如在第一光学波长下)。生物介质125可包括以下物质中的任何一种:血液、组

织、骨、软骨等。

[0058] 通过非限制性示例的进一步方式,在一个实施方案中,信号TS1的光学波长对应于诸如600-760nm之间的光的可见RED颜色。然而,请注意,光能和信号TS1的波长可以是任何合适的值。

[0059] 在将生物介质125暴露于信号TS1期间,入射光学信号TS1的某一部分从生物介质125反射回传感器硬件261。传感器硬件261产生信号S1(例如模拟信号、数字信号等等),其大小与传感器硬件261接收的反射光学信号RS1的量成比例。

[0060] 注意,当相应的测试受试者108引起监视器资源120所附着的主体部分的移动,由于正在受到监控的生物介质125的相应变化,被反射回传感器硬件261的入射信号TS1的部分变化。换句话说,附加监视器资源120的测试受试者108的附肢的移动导致被测生物介质125的属性改变。

[0061] 如前所述,测试中的生物介质125可包括或是静脉血。向下移动附肢(例如朝向地面)导致被监测的生物介质125中的静脉血量(体积)增加。相反,向上移动附肢(例如朝向天空)导致被监测的生物介质125中的静脉血量减少。

[0062] 如本文进一步讨论的,被监测的生物介质125(诸如流动血液之类的流体)中的静脉血量(体积)的变化导致反射的光学信号RS1是调制信号(即,幅度随着时间的变化而变化的信号)。由于受试者引起的移动,生物介质125中存在更多的静脉血(例如更大量的流体,例如血液流过或占据静脉),减少了从相应的生物介质125反射的光能量。相反,由于受试者引起的移动,生物介质125中存在较少的静脉血(例如较低体积的流体,例如流过或占据静脉的血液)增加了从相应的生物介质125反射的光能量。

[0063] 以与上述类似的方式,发送器装置252在生物介质125处发送光学信号TS2(诸如在第二光学波长下)。作为非限制性示例,在一个实施方案中,信号TS2的光学波长对应于红外能量,例如840-1000nm之间的光能。但是,请注意,光能和信号TS2的波长可以是任何合适的值。

[0064] 如前所述,生物介质125可以包括以下物质中的任何一种:血液、组织、骨骼等。在将生物介质125暴露于信号TS2期间,入射光学信号TS2的某一部分从生物介质125反射回传感器硬件262。传感器硬件262产生信号S2,其大小与传感器硬件262接收的反射光学信号RS2的量成比例。

[0065] 再次注意,当相应的测试受试者108引起固定监视器资源120的主体部分的移动时,由于受到监控的生物介质125的相应变化,反射回传感器硬件262的入射信号TS2的部分变化。换句话说,附加监视器资源120的测试受试者108的附肢的移动导致被测生物介质125的属性改变,导致或多或少的光能被反射离开相应的生物介质125。

[0066] 更具体地,待测生物介质125可以是或包括静脉血。向下移动附肢(例如朝向地面)导致被监测的生物介质125中的静脉血量增加。相反,向上移动附肢(例如朝向天空)会导致被监测的生物介质125中的静脉血量减少。

[0067] 如本文进一步讨论的,被监测的生物介质125中的静脉血量的变化导致反射的光学信号RS2是调制信号(即,其幅度根据运动随时间变化的信号)。

[0068] 然而,如进一步所示,信号处理器资源140接收从各个传感器硬件261和262输出的相应信号S1和S2(输出105)。

[0069] 顾名思义,信号处理器资源140处理接收信号S1和S2以生成随后显示在显示屏130上的相应生物统计设置信息155。

[0070] 进一步注意,如果需要,监视器资源120可以被配置为包括运动检测器270,在这种实施方案中,运动检测器270(例如加速度计或其他合适的设备)监视沿一个或多个轴的运动以产生信号MS,其指示与监视器资源120相关联的运动的幅度和方向以及监视器资源120所附着的相应的测试受试者的主体部分108。如果可用,信号处理器资源140(进一步示出并参考图4讨论)使用运动信号MS来确定由相应运动引起的信号S1和S2的变化的发生。

[0071] 然而,请注意,如下面进一步讨论的,运动检测器270的使用是可选的。也就是说,信号处理器资源140可以被配置为分析信号S1和S2(进一步示出并参考图5讨论)以确定何时发生运动而不使用运动信号MS。

[0072] 注意,通过非限制性示例示出了用光能暴露生物介质125并测量反射光能的先前示例,根据替代实施例,注意到发送器装置251和252以及传感器硬件261和262可以用替代类型的激励和监视电路代替。

[0073] 例如,在一个实施例中,发送器装置251可以是在被测生物介质125的两个节点上施加第一电压信号(例如以第一频率)的电压源。传感器硬件261可以是电流监视器电路,其检测在监视器资源120所附着的相应附肢的运动期间穿过生物介质125的电流的变化。电流的变化可用于导出感兴趣的生物参数的设置。

[0074] 以类似的方式,可以以类似的方式修改发送器装置252以监视测试中的生物介质125。例如,发送器装置252可以是在被测生物介质125的两个节点上施加第二电压信号(例如以第二频率)的电压源。传感器硬件262可以是电流监视器电路,其在监视器资源120所附着的相应附肢的运动期间检测生物介质125上的电流变化。

[0075] 根据又一些实施例,发送器装置251可以通过被测生物介质125施加第一电流的电流源。传感器硬件261可以是电压监测电路,其在监视器资源120所附着的相应附件的运动期间检测生物介质125两端的电压变化。发送器装置252和传感器硬件262可以以类似的方式进行修改。

[0076] 因此,本文的实施例可包括通过测试中的生物介质125注入电流,然后测量生物介质125两端的电压。此外,本文的实施例可包括将生物介质125暴露于电压,然后测量通过生物介质125的电流变化以产生信号S1和S2。

[0077] 图3是示出根据本文的实施例的使用监视器硬件来监视生物介质、分析传感器生成的信号以产生显示信息以及显示相应的监视器结果的示例图。

[0078] 作为使用反射光学信号产生信号S1和S2的替代方案,本文的实施例可包括通过生物介质125从发送器装置251和252传输相应的光学信号。

[0079] 在该示例性实施例中,传感器硬件261不是检测由发送器装置251产生的光学信号的反射部分,而是检测通过生物介质125到传感器硬件261的信号TS1的量。在这种情况下,类似于关于图2的先前讨论,传感器硬件261产生信号S1,其大小根据在第一光学波长下通过生物介质125传输的接收光能量而变化。

[0080] 另外,传感器硬件262不是检测由发送器装置252产生的光学信号的反射部分,而是检测通过生物介质125到传感器硬件262的信号TS2的量。在这种情况下,传感器硬件262产生信号S2,信号S2的大小根据在第二光波长下通过生物介质125传输的接收光能量而变

化。

[0081] 以与先前讨论的类似方式,信号处理器资源140然后使用接收信号S1和S2来生成生物统计设置信息155以在显示屏130上显示。

[0082] 图4是示出根据本文的实施例的由运动检测器生成的运动信号的使用以识别与监视器资源和相应的测试受试者相关联的运动的属性的示例图。

[0083] 如相应的图表410中所示,运动信号MS指示监视器资源120所附着的相应附肢的运动。例如,运动信号MS表示在时间T1或其附近,相应的测试受试者108指向她的手或手臂(这导致由各个传感器装置261和262感测的反射光能量的增加);运动信号MS表示在时间T2或其附近,相应的测试受试者108指向她的手或手臂(这导致由各个传感器装置261和262感测的反射光能量的减少);运动信号MS表示在时间T3或其附近,相应的测试受试者108指向她的手或手臂(这导致由各个传感器装置261和262感测的反射光能量的增加);运动信号MS表示在时间T4或其附近,相应的测试受试者108指向她的手或手臂(这导致由各个传感器装置261和262感测的反射光能量的减少);等等。

[0084] 因此,通过运动信号MS,信号处理器资源140能够识别与监测资源120相关联的运动的属性以及测试受试者108的相应主体部分(生物介质125)。

[0085] 或者,如下面关于图5进一步讨论的,信号处理器资源140可以被配置为根据所接收的调制信号S1和S2的特性推断何时发生运动,

[0086] 更具体地,图5是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的光谱分析以识别运动的示例图。

[0087] 在该示例实施例中,信号处理器资源140包括频谱分析器561以分析接收信号S1。频谱分析器561使用快速傅里叶变换算法或其他合适的算法在图510中生成指示与接收信号S1相关联的信号分量的不同频率和对应幅度的信息。在该示例实施例中,曲线图510指示与信号S1相关联的一个主要频率和对应的运动在频率F1附近发生。频率F1和相应的频率范围FR对应于与监视器资源121和监视器资源120所附着的相应主体部分相关联的运动的频率。

[0088] 为了促进生成感兴趣的一个或多个生物特征参数的设置,信号处理器资源140生成滤波器设置信息521以控制滤波器571的设置。在该示例实施例中,滤波器设置信息521设置滤波器571(诸如带通滤波器),用于阻挡频率范围FR之外的频率,并且使频率范围FR内失效的输入信号S1的频率通过。在频率范围FR之外的信号S1的频率分量可以包括谐波或不感兴趣的其他分量。因此,输出信号S1F(表示原始信号S1的AC部分)是接收信号S1的滤波版本。

[0089] 以类似的方式,信号处理器资源140可以包括频谱分析器562。在这种情况下,频谱分析器562分析接收信号S2的频率分量并生成滤波器设置信息522以配置滤波器572。以前面讨论的方式滤波器设置信息522设置滤波器572(例如带通滤波器)以阻挡频率范围FR之外的频率,并且使输入信号S2的频率落入频率范围内,FR,频率范围FR之外的信号S2的频率分量可以包括谐波或不感兴趣的其他分量。因此,输出信号S2F(表示原始信号S2的AC部分)是接收信号S2的滤波版本。

[0090] 如在以下附图中进一步讨论的,信号处理器资源140使用如图4和/或图5中所讨论的处理来识别信号S1和S2的不同部分(AC部分、DC部分),在其中产生与被监测的生物介质

125相关联的生物特征数据(即,生物特征设置信息155)。

[0091] 图6是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的示例图,

[0092] 如曲线图610所示,信号S1和S2由于监视器资源120所附着的附肢的运动而随时间变化,

[0093] 图7是示出根据本文的实施例的被监视的生物介质的运动如何引起信号调制的示例更详细的图。

[0094] 如前所述,传感器硬件基于检测反射信号RS1产生信号S1(也参见图2);传感器硬件262基于检测反射信号RS2产生信号S2(也参见图2),基于由监视器资源120监视的生物介质125中的运动引起的变化,在该示例中生成的信号S1和S2中的每一个被模块化(诸如以阶梯状方式)。换句话说,测试受试者108的运动使生物介质125的属性随时间变化;生物介质125的属性的变化导致不同量的光能被反射回传感器硬件261和262。

[0095] 如相应的图710中所示,测试受试者108或护理人员发起监视器资源120所附加的主体部分的移动。在一个实施方案中,测试受试者108以由任何合适的实体(例如护理人员,诸如提供提醒测试受试者108做什么或何时进行测量的指示的电话设备上的应用程序的自动化软件)提供的指令的方式引起主体部分的移动。例如,实体可以通知测试受试者108以期望的速率上下移动她的手臂。在一个实施方案中,所需速率基本上慢于人的正常心率,例如每分钟少于50次移动或每分钟多于150次移动,以避免将用户的心跳混淆为用户的运动。

[0096] 注意,运动也可以是相应受试者的正常日常活动,例如步行或爬楼梯、慢跑、步行等。来自任何这些自诱导活动的运动导致如本文所述的测试中的生物介质125的调节。

[0097] 此外,在该示例中,在时间T1或其附近,相应的测试受试者108引起指向她的手或手臂的运动(这导致262中各个传感器装置261感测到的反射光能量的增加);在时间T2或其附近,相应的测试受试者108引起指向她的手或手臂的运动(这导致262中各个传感器装置261感测到的反射光能量的减少);在时间T3或其附近,相应的测试受试者108引起指向她的手或手臂的运动(这导致262中各个传感器装置261感测到的反射光能量的增加);在时间T4或其附近,相应的测试受试者108引起指向她的手或手臂的运动(这导致262中各个传感器装置261感测到的反射光能量的减少);等等。

[0098] 在一个实施方案中,如前所述,待测生物介质125包括生物物质,例如静脉血、骨、组织等。通常,包括来自测试中的不同生物物质的反射光能的多个分量。例如,生物介质125中的骨质反射来自信号TS1的第一数量的入射光能;生物介质125中的组织物质反射来自信号TS1的第二量的入射光能;生物介质125中的静脉血反射来自信号TS1的第三量的入射光能;等等。

[0099] 作为进一步的非限制性示例,信号S1和S2的幅度(AC部分)的变化主要是由传感器硬件261和262监测的静脉血量的运动引起的变化。更具体地,测试受试者108在向下位置的运动增加了监测资源120监测的静脉血量,减少了来自信号TS1的反射入射光能的总量;测试受试者108在向上位置的运动减少了由监测资源120监测的静脉血量,增加了来自信号TS1的反射入射光能的总量。由监测资源120监测的生物介质125中可归因于其他生物物质(例如非血液生物物质)的反射量通常是恒定的,而与运动无关。

[0100] 因此,输出105的变化对于分析一种或多种不同类型的生物特征参数是有用的。

[0101] 如下面进一步讨论的,信号S1和S2的DC和AC部分可以用于产生一个或多个感兴趣

的生物特征参数的设置。

[0102] 图8是示出根据本文的实施例的分析和使用传感器生成的信号以产生一个或多个生物特征参数的设置的示例图。

[0103] 在该实例中,待测的生物介质125包括静脉血。为了测量生物特征参数,例如生物介质125的静脉血氧饱和度(SvO2),信号处理器资源140实现以下等式以产生SvO2的设置:

[0104] 比率#1 =  $AC_{S1}/DC_{S1}$ , 等式(1)

[0105] 其中 $AC_{S1}$ 表示信号S1的频率分量(AC分量)的幅度,其落在频率范围FR中(或者在时间T1或T2或发生运动的T3处发生的信号S1中的电平之间的转换)并且 $DC_{S1}$ 表示在诸如T3的采样时间处或附近的信号S1的总幅度(DC分量)。

[0106] 比率#2 =  $AC_{S2}/DC_{S2}$ , 等式(2)

[0107] 其中 $AC_{S2}$ 表示在范围内失败的信号S2的频率分量(AC分量)的幅度,FR(或在时间T1或T2或发生运动的T3处发生的信号S2中的电平之间的转换)并且 $DC_{S2}$ 表示在诸如T3的采样时间处或附近的信号S2的总幅度(DC分量)。

[0108] 信号处理器资源140使用以下等式产生SvO2的设置如下:

[0109] 最终比率 = [比率#1/比率#2]\*CF, 等式(3)

[0110] 其中CF = 与系统100相关的校准因子。

[0111] 在本示例中,基于如图8中的曲线图810和820所示的信号S1和S2的分析,信号处理器资源140测量信号S1的AC部分在时间T3附近的幅度为3428个单位(即, $AC_{S1} = 3428$ 个单位)。信号处理器资源140测量信号S1的DC部分的幅度的平均值,如在时间T3(也参见图7)的时间范围内所示,为116,695个单位(即, $DC_{S1} = 116,695$ 个单位)。在这样的例子中:

[0112] 比率#1 =  $AC_{S1}/DC_{S1} = 3428/116,695 = 0.0294$ . 等式(4)

[0113] 另外,信号处理器资源140测量信号S2的AC部分在时间T3附近的幅度为2320个单位(即, $AC_{S2} = 2,320$ 个单位)。信号处理器资源140测量信号S2的DC部分的幅度的平均值,如在T3附近的时间范围(也参见图7)中所示,为93,013个单位(即, $DC_{S2} = 93,013$ 个单位)。在这样的例子中:

[0114] 比率#2 =  $AC_{S2}/DC_{S2} = 2,320/93,013 = 0.0249$ . 等式(5)

[0115] 使用以下等式,假设CF等于1,信号处理器资源140产生最终比率的值为:

[0116] 最终比率 = [比率#1/比率#2]\*CF =  $[0.0294/0.0249]*1 = 1.1807$  等式(6)

[0117] 使用以下等式,假设CF等于1,信号处理器资源140使用可在不同实现之间变化的校准曲线产生SvO2的值:

[0118]  $SvO2(T3) = 110 - [25 * \text{最终比率}] = 110 - [25 * 1.1807] = 80.5\%$  等式(7)

[0119] 如先前所讨论的,信号处理器资源140还可以被配置为生成额外生物特征参数的值。例如,信号处理器资源140可以被配置为生成与由监视器资源120监视的生物介质125附近的静脉物质相关联的静脉硬度的值,

[0120] 作为具体示例,信号处理器资源140可以被配置为使用以下等式来生成静脉硬度:

[0121]  $V_{stiffness} = K * [\text{比率#1}/F] = K * AC_{S1}/DC_{S1} * [1/F]$ , 等式(8)

[0122] 其中K = 系统100的校准系数,

[0123] 其中 $AC_{S1}$ 表示在FR范围内失效的信号S1的频率分量(AC分量)的幅度, $DC_{S1}$ 表示信号S1的整体幅度(DC分量),

[0124] 其中F=移动测试受试者的主体部分108的相应力,其值由运动检测器270测量的信号MS得知。

[0125] 对于较硬(较不柔韧)的静脉,各个信号S1和S2的调制量较低。对于更灵活(刚性更小)的静脉,各个信号S1和S2的调制量更高。请注意,当F和/或K不可用时,可以使用相同的系统,通过仅监测比率#1的趋势来跟踪未经校准的静脉硬度趋势。相同力/运动的较高比率表示较低的刚度值。

[0126] 根据进一步的实施例,信号处理器资源140还可以被配置为生成调制索引值:

[0127]  $MI_{S1} = AC_{S1} / DC_{S1}$ , 等式(9)

[0128]  $MI_{S2} = AC_{S2} / DC_{S2}$ . 等式(10)

[0129] 因此,信号处理器资源140可以被配置为使用来自监视器资源120的输出105来生成用于多个生物特征参数的生物统计设置信息155,例如SvO2、Vstiffness、 $MI_{S1}$ 、 $MI_{S2}$ 等,以在显示屏130上显示。

[0130] 图9是示出根据本文的实施例的关于静脉氧饱和度的外周氧饱和度的显示的示例图。

[0131] 如前所述,信号处理器资源140随时间监视一个或多个生物特征参数中的任何一个。图910示出了随时间显示SpO2对SvO2的示例,例如如前所述在显示屏130上。

[0132] 以与先前在时间T3针对信号S1和S2所讨论的类似方式,信号处理器资源140可以被配置为在多个采样时间(如T4、T5、T6等)的每一个时间内为生物特征参数SvO2(静脉血)生成相应的值,使用如前所述的类似分析在显示屏130上显示这些数据。生物特征参数SpO2表示使用任何合适的设备测量与动脉血相关的氧合作用。

[0133] 进一步注意,如果需要,可以对在给定的感兴趣的生物特征参数的多个不同采样时间获得的设置进行平均,以在显示屏130上产生生物特征参数的相应设置值。

[0134] 图14是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的示例图。

[0135] 图1410表示由与两个不同的受试者相关联的运动引起的信号变化,即受试者#1(例如23岁的人)和受试者#2(例如30岁的人)。注意,血管硬度通常随着年龄而增加;因此,在该示例中,受试者#2的静脉比受试者#1的静脉更硬。

[0136] 如进一步讨论的,信号处理器资源140使用从监视器资源120生成的输出105(S1和S2)来识别血管硬度。每个受试者使用不同的监视器系统100(图1)(或在不同时间的相同监视器系统)来测量被测试的相应文件媒体125。

[0137] 假设第一监视器资源120-1监视受试者#1并产生信号S1(SUBJ1),例如表示反射的RED光的信号;假设第二监视器资源120-2监视受试者#2并产生信号S1(SUBJ2),例如表示反射光的信号。

[0138] 如曲线图1410所示,每个受试者每10秒移动它们各自的被监测臂。例如,在时间=0秒时,每个受试者都会降低他们的手臂;在时间=10秒时,每个受试者都举起手臂;在时间=20秒时,每个受试者都会降低他们的手臂;在时间=30秒时,每个受试者都举起手臂;等等。以前面讨论的方式,该运动导致受监测的生物介质中的一部分的静脉血液对于给定的测试受试者而变化。

[0139] 在这样的实例中,对于红色波长,与第一监视器资源120相关联的第一信号处理器资源140分析信号S1(SUBJ1)并检测到 $AC1(RED) = 8000$ 并且如图所示检测到 $DC1(RED) =$

15000。对于受试者#1,信号处理器资源140-1使用这些值(对于RED)来产生 $AC1/DC1=8000/15000=53$ 或53%的比率。

[0140] 另外,对于红色波长,与第二监视器资源120相关联的第二信号处理器资源140分析信号S1 (SUBJ2) 并对于受试者#2,检测 $AC1 (RED) = 3000$ 和 $DC1 (RED) = 15000$ 。因此,对于受试者#2,信号处理器资源140-2使用这些值(对于RED波长)来产生 $AC1/DC1 = 3000/15000 = 20$ 或20%的比率。

[0141] 通常,受试者#2对于红色波长的AC/DC比率较小,表明受试者#2具有比受试者#1更硬的静脉,为了获得绝对的刚度测量,可以使用校准系数。

[0142] 图15是示出根据本文的实施例的传感器生成的信号的示例图。

[0143] 图1510表示由与上述相同受试者相关的运动引起的信号变化,即受试者 $\ll 1$ (例如23岁的人)和受试者#2(例如30岁的人)。

[0144] 如前所述,血管硬度通常随着年龄而增加;因此,在该示例中,受试者#2的血管比受试者#1的血管更硬。

[0145] 如进一步讨论的,第一信号处理器资源140使用从监视器资源120生成的输出105来识别血管硬度。如前所述,每个受试者使用不同的监视器资源120来测量测试中的相应生物介质125。

[0146] 假设第一监视资源120-1监视受试者#1并产生信号S2 (SUBJ1);假设第二监视资源120-2监视受试者#2并产生信号S2 (SUBJ2)。

[0147] 注意,图1410中的信号S1 (SUBJ1)和图1510中的S2 (SUBJ1)通过诸如第一传感器硬件261和262的相应资源同时被收集。注意图1410中的信号S1 (SUBJ2)和图1510中的S2 (SUBJ2)通过诸如第二传感器硬件261和262的相应资源同时收集。

[0148] 如图表1510所示,以与上述类似的方式,每个受试者每10秒移动他们的手臂。例如,在时间=0秒时,每个受试者都会降低他们的手臂;在时间=10秒时,每个受试者都举起手臂;在时间=20秒时,每个受试者都会降低他们的手臂;在时间=30秒时,每个受试者都举起手臂;等等。

[0149] 在这种情况下,对于红外波长,与第一监视资源120相关联的第一信号处理器资源140分析信号S2 (SUBJ1)并检测 $AC1 (INFRARED) = 8000$ 和 $DC1 (INFRARED) = 15000$ ,如图所示。对于受试者U1,信号处理器资源140使用这些值(对于INFRARED)来产生 $AC1/DC1 = 10000/23000 = 43$ 或43%的比率。

[0150] 另外,对于红外波长,与第二监视器资源120相关联的第二信号处理器资源140分析信号S2 (SUBJ2)并检测 $AC1 (INFRARED) = 3000$ 和且 $DC1 (INFRARED) = 22500$ 。对于受试者#2,第二信号处理器资源140使用这些值(对于INFRARED)来产生 $AC1/DC1 = 3000/22500 = 13$ 或13%的比率。

[0151] 如上所述,对于红色和红外波长的受试者#2,AC/DC的比率通常较小,表明受试者#2具有比受试者#1更硬的静脉。换句话说,假设受试者#1和受试者#2之间的移动基本相似,受试者#1中的血管(因为它们更灵活)在移动时填充的血液比在受试者#2中的多。为了获得刚度的绝对测量,可以使用测量系统的适当校准系数。

[0152] 根据另外的实施例,进一步注意,对于静脉硬度,除了如上所述测量AC/DC比(调制速率)之外或作为其替代,可以使用响应机械运动的信号衰减或增加的速率来实现类似的

结果。例如,代替使用如本文所述的AC/DC比率,其是由DC归一化的变化量(AC),也可以使用由DC归一化的每单位时间的变化量(dAC/dt)。

[0153] 图10是根据本文的实施例的用于实现如本文所讨论的任何操作的计算机设备的示例框图。

[0154] 任何资源(例如,监视器资源120、信号处理器资源140等)可以被配置为包括处理器和可执行指令以执行如本文所讨论的不同操作。

[0155] 如图所示,本示例的计算机系统850包括互连811(互连811耦合计算机可读存储介质812,例如可以存储和检索数字信息的非暂时性类型的介质(即,任何类型的硬件存储介质))、处理器813(计算机处理器硬件)、I/O接口814等。

[0156] 计算机可读存储介质812可以是或包括任何硬件存储设备,例如存储器、光存储器、硬盘驱动器、软盘等。在一个实施方案中,计算机可读存储介质812存储指令和/或数据。

[0157] 如图所示,计算机可读存储介质812可以用监视器应用程序140-1(例如,包括指令)编码,以执行与监视器资源120、信号处理器资源140等相关联的本文所讨论的任何操作。

[0158] 在一个实施例的操作期间,处理器813经由使用互连811访问计算机可读存储介质812,以便启动、运行、执行、解释或以其他方式执行存储在计算机可读存储介质812上的监视器应用程序140-1中的指令。监视器应用程序140-1的执行产生监视器过程140-2以执行本文所述的任何操作和/或过程。

[0159] 本领域技术人员将理解,计算机系统850可以包括其他过程和/或软件和硬件组件,例如控制硬件资源的分配和使用以监视应用程序140-1的操作设备。

[0160] 根据不同的实施例,注意计算机设备可以是或包括在各种类型的设备中的任何一种中,包括但不限于移动计算机、个人计算机设备、无线设备、基站、电话设备、台式计算机、笔记本电脑、上网本电脑、大型机电脑设备、掌上电脑、工作站、网络电脑、应用服务器、存储设备、消费电子设备如相机、摄像机、机顶盒、移动设备、视频游戏机、手持视频游戏设备、外围设备如交换机、调制解调器、路由器、机顶盒、内容管理设备、手持遥控设备、任何类型的计算或电子设备等。

[0161] 计算机系统850可以驻留在任何位置,或者可以包括在网络环境中的任何合适的一个或多个资源中,以实现如本文所讨论的功能。

[0162] 现在将通过图11-13中的流程图讨论由不同资源支持的功能。注意,下面的流程图中的步骤可以以任何合适的顺序执行。

[0163] 图11是示出根据实施例的示例方法的流程图1100。注意,如上所述,关于概念将存在一些重叠。

[0164] 在处理操作1110中,信号处理器资源140接收由传感器硬件261和262生成的输出105(一个或多个信号),其监视测试受试者108的生物介质125。输出105的幅度基于测试受试者108的移动而变化。

[0165] 在处理操作1120中,信号处理器资源140至少部分地基于由受试者的移动引起的输出中的检测的变化来产生生物特征参数的设置。

[0166] 图12是示出根据实施例的示例方法的流程图1200。注意,如上所述,关于概念将存在一些重叠。

[0167] 在流程图1200-1的处理操作1210中,信号处理器资源140(诸如监视器应用程序140-1)接收由传感器硬件261和262生成的输出105,其监视测试受试者108的相应生物介质125。在一个实施方案中,如前所述,监视器资源120(包括传感器硬件261和262)被固定到测试受试者的主体部分108以监视相应的生物介质125。输出105(例如一个或多个监视器信号)的幅度基于测试受试者的主体部分108的受试者引发的移动而变化。

[0168] 在子处理操作1220中,信号处理器资源140接收基于测试受试者108的移动而在幅度上变化的第一输出信号S1。在一个实施方案中,传感器硬件261基于监测从生物介质125反射和/或穿过生物介质125的光的第一光学波长产生第一输出信号S1。

[0169] 在子处理操作1230中,信号处理器资源140接收基于测试受试者108的移动而在幅度上变化的第二输出信号S2。在一个实施方案中,传感器硬件262基于监测从生物介质125反射或穿过生物介质125的光的第二光学波长产生第二输出信号S2。

[0170] 在处理操作1240中,信号处理器资源140分析所接收的输出105以确定由运动引起的调制量。例如,在一个实施方案中,在子处理操作1250中,信号处理器资源140接收运动信号MS,测量测试受试者108的移动。在一个实施方案中,在子处理操作1260中,信号处理器资源140使用运动信号MS作为基础来识别测试受试者108的移动的定时属性(诸如频率、周期等)并随后测量由检测到的移动引起的输出信号105的变化。

[0171] 作为接收和使用运动信号MS或其他合适的度量以根据子处理操作1270识别与测试受试者108和对应的生物介质125相关联的时刻的属性的替代方案,信号处理器资源可以被配置为分析与接收信号S1和S2相关的调制,并推断输出105(信号S1和S2)中的检测的变化(信号的调制部分)是由相应的测试受试者的主体部分108的移动引起的。例如,如先前所讨论的,在一个实施方案中,信号处理器资源140执行信号S1和S2的分析以确定与由传感器硬件261和262产生的接收调制信号S1和S2的调制相关联的某些属性(例如频率、定时、波形等)。

[0172] 在图13的处理操作1310中,信号处理器资源140至少部分地基于由移动引起的输出105中的检测的变化产生与被监测的生物介质125相关联的生物特征参数的设置(一个或多个信号S1和S2)。

[0173] 在子处理操作1320中,信号处理器资源140至少部分地基于输出信号中的变化的幅度(诸如AC部分)与输出信号的平均幅度的比率来产生关注参数的设置。

[0174] 再次注意,本文的技术非常适合于支持诸如血液的监测生物介质并产生一种或多种感兴趣的生物参数的设置。然而,应该注意,本文的实施例不限于在这些应用中使用,并且本文讨论的技术也非常适合于其他应用。

[0175] 基于这里阐述的描述,已经阐述了许多具体细节以提供对要求保护的受试者事项的透彻理解。然而,本领域技术人员将理解,可以在没有这些具体细节的情况下实践所要求保护的受试者事项。在其他情况下,没有详细描述本领域普通技术人员已知的方法、设备、装置等,以免模糊所要求的受试者事项。已经根据对存储在计算设备存储器(例如计算机存储器)内的数据位或二进制数字信号的操作的算法或符号表示来呈现详细描述的一些部分。这些算法描述或表示是数据处理领域的普通技术人员用于将他们工作的实质传达给本领域其他技术人员的技术的示例。这里描述的算法通常被认为是自洽的操作序列或导致期望结果的类似处理,在该上下文中,操作或处理涉及物理量的物理操纵。通常,尽管不是必

须的,但是这样的量可以采取能够被存储、传输、组合、比较或以其他方式操纵的电信号或磁信号的形式。主要出于通用的原因,有时将方便的信号称为比特、数据、值、元素、符号、字符、术语、数字等。然而,应该理解的是,所有这些和类似的术语都与适当的物理量相关联,并且仅仅是方便的标签。除非另外特别说明,否则从以下讨论中可以明显看出,应当理解,在整个说明书中,利用诸如“处理”、“计算”、“确定”等术语的讨论指的是计算平台的动作或过程,例如计算机或类似的电子计算设备,其在存储器、寄存器或其他信息存储设备、传输设备或计算平台的显示设备内操纵或变换表示为物理电子或磁量的数据。

[0176] 虽然已经参考其优选实施例具体示出和描述了本发明,但是本领域技术人员将理解,在不脱离由所附权利要求限定的本申请的精神和范围的情况下,可以在形式和细节上进行各种改变。这些变化旨在由本申请的范围所涵盖。因此,本申请的实施例的前述描述不旨在是限制性的。相反,在以下权利要求中给出了对本发明的任何限制。

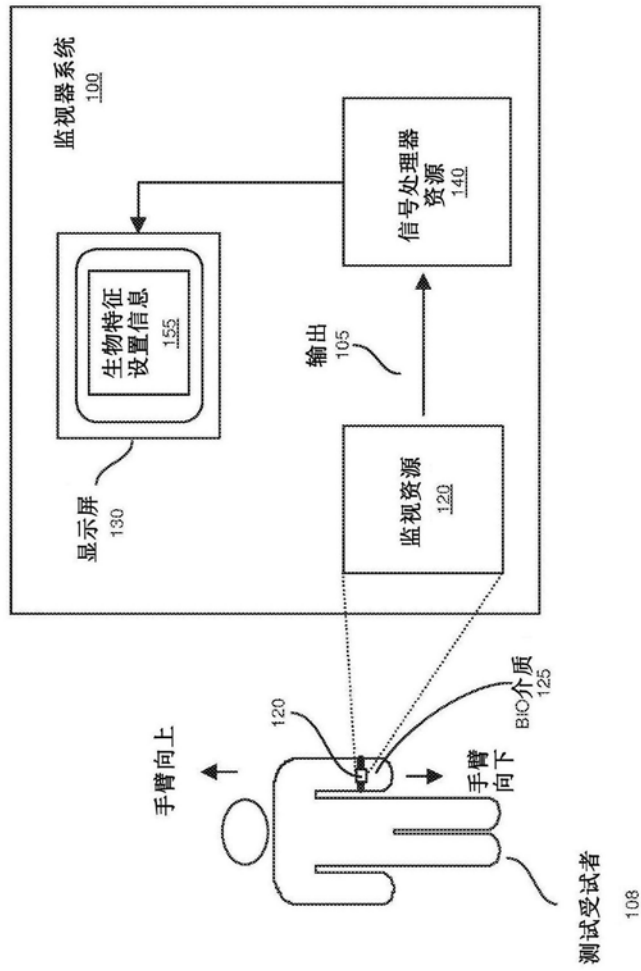
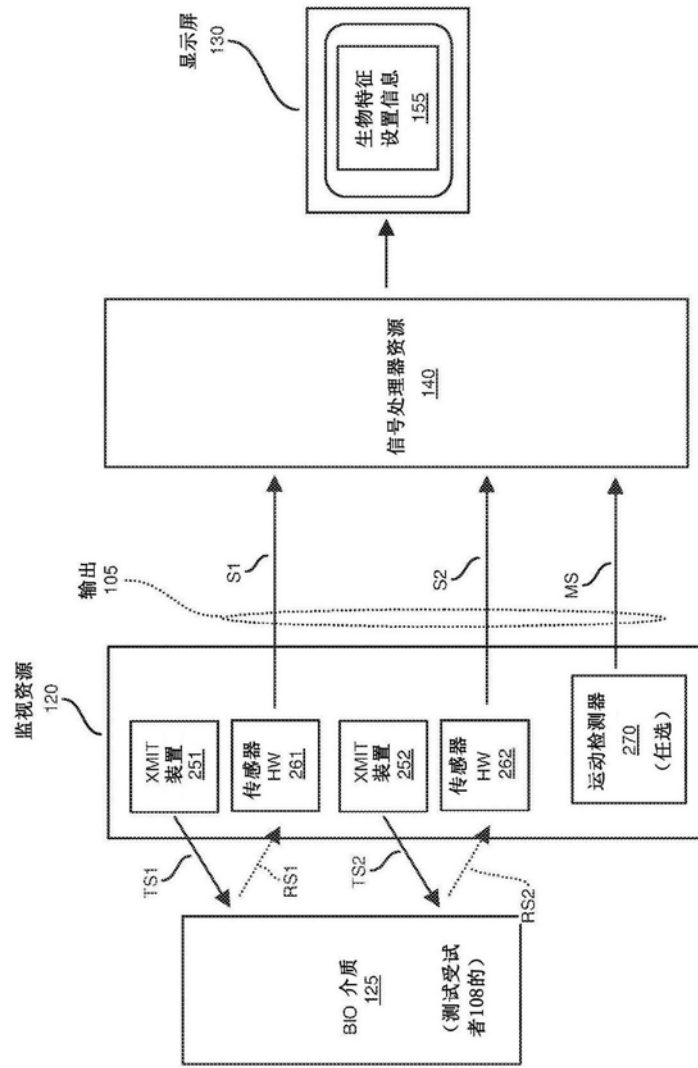


图1



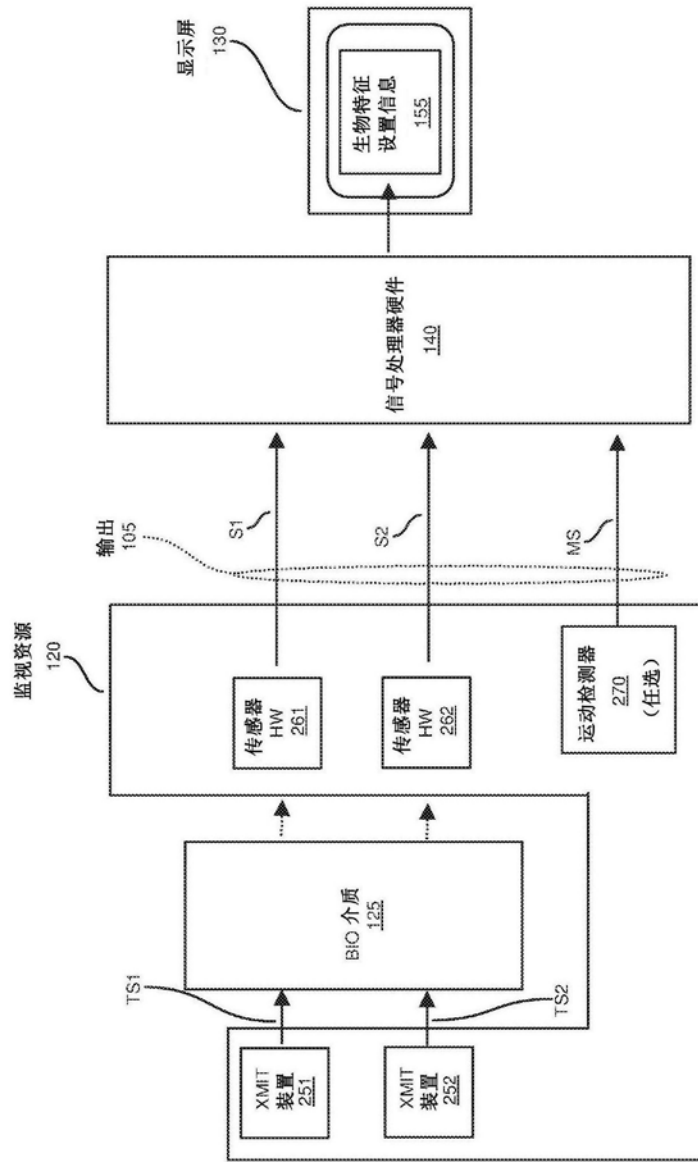


图3

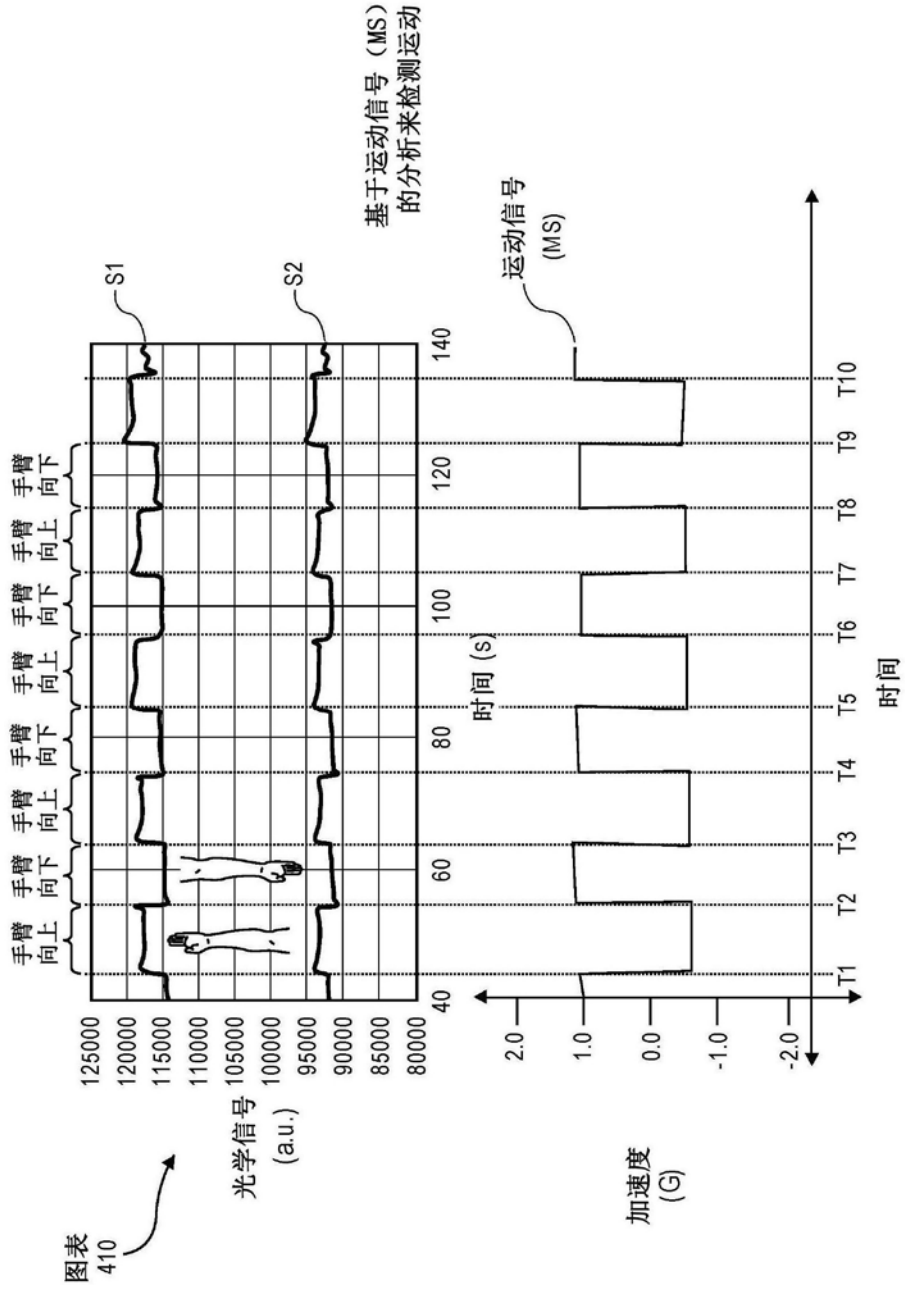


图4

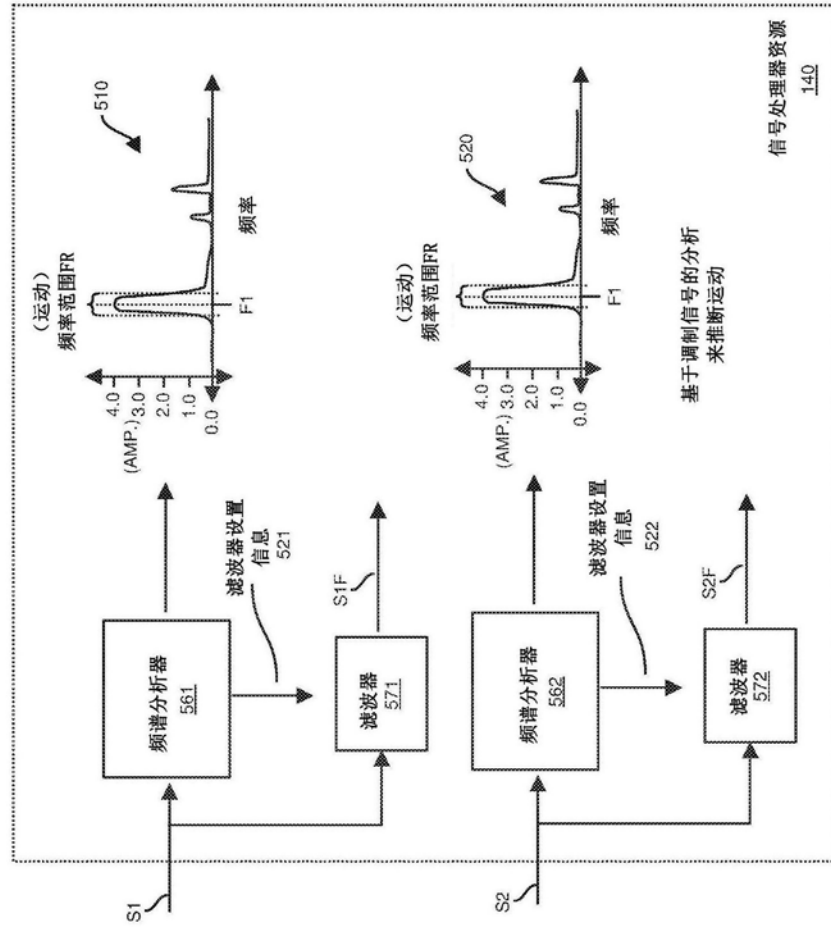


图5

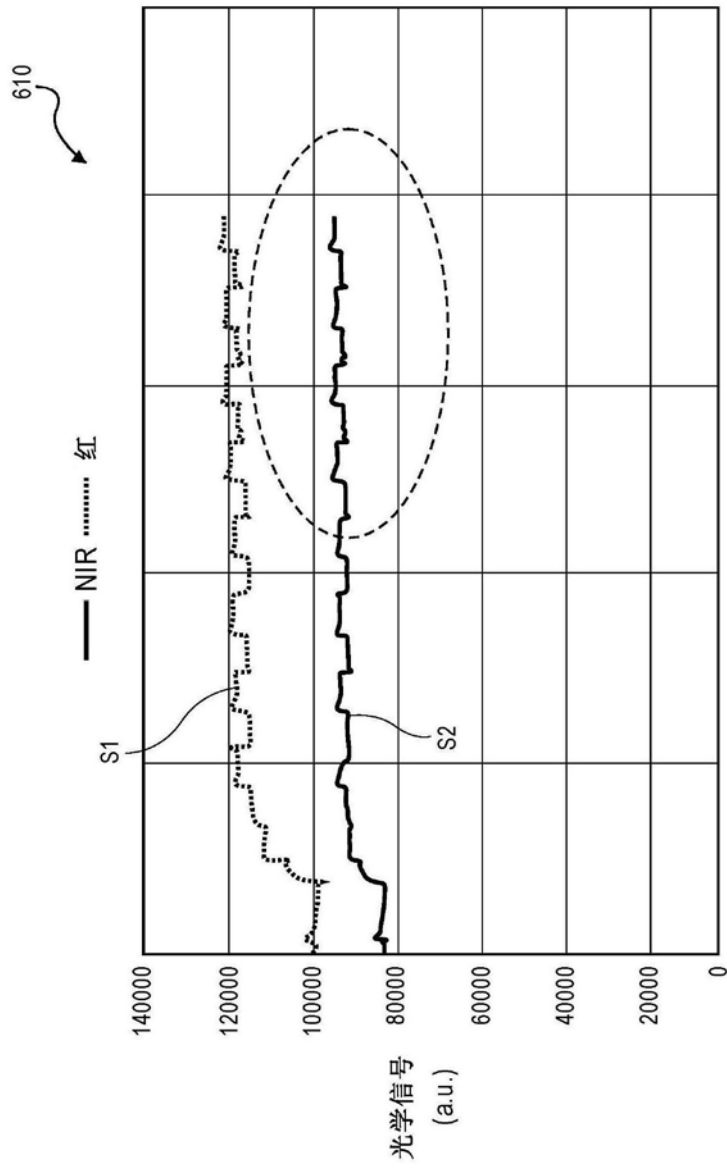


图6

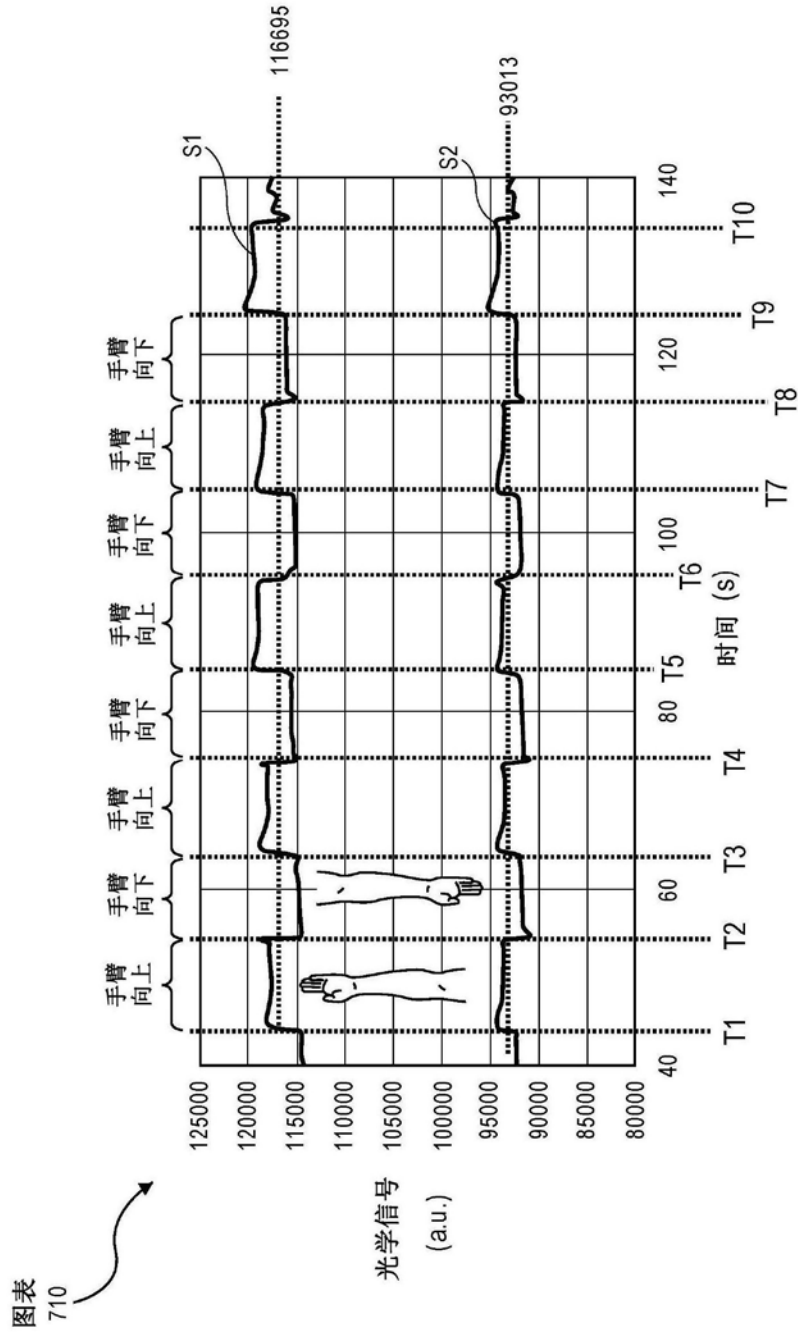


图7

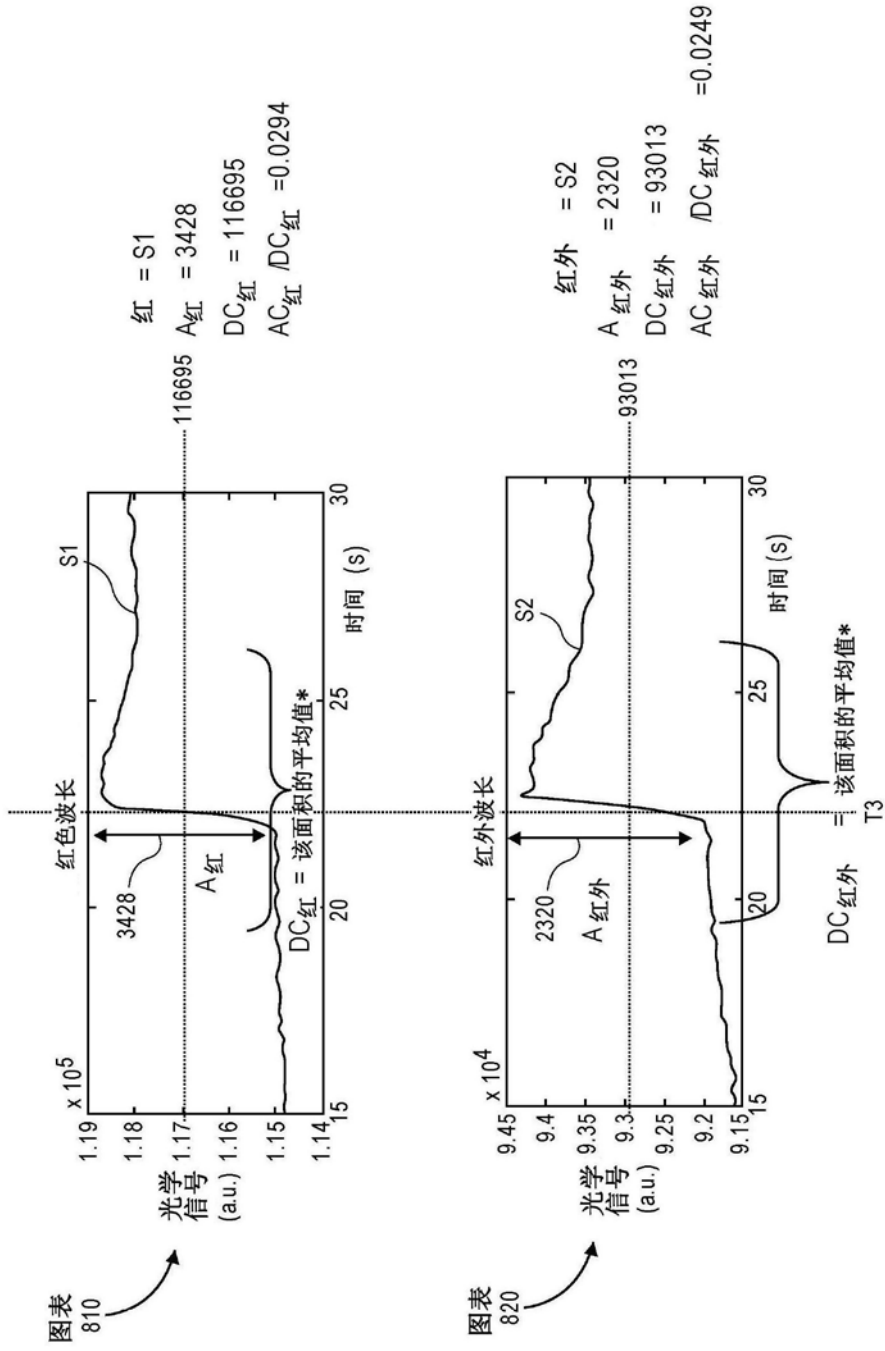


图8

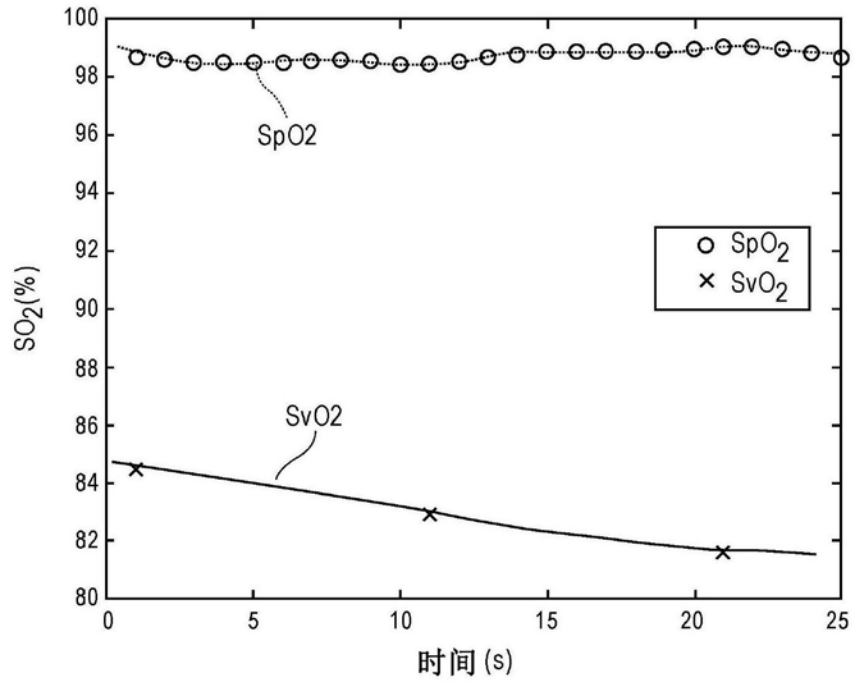


图9

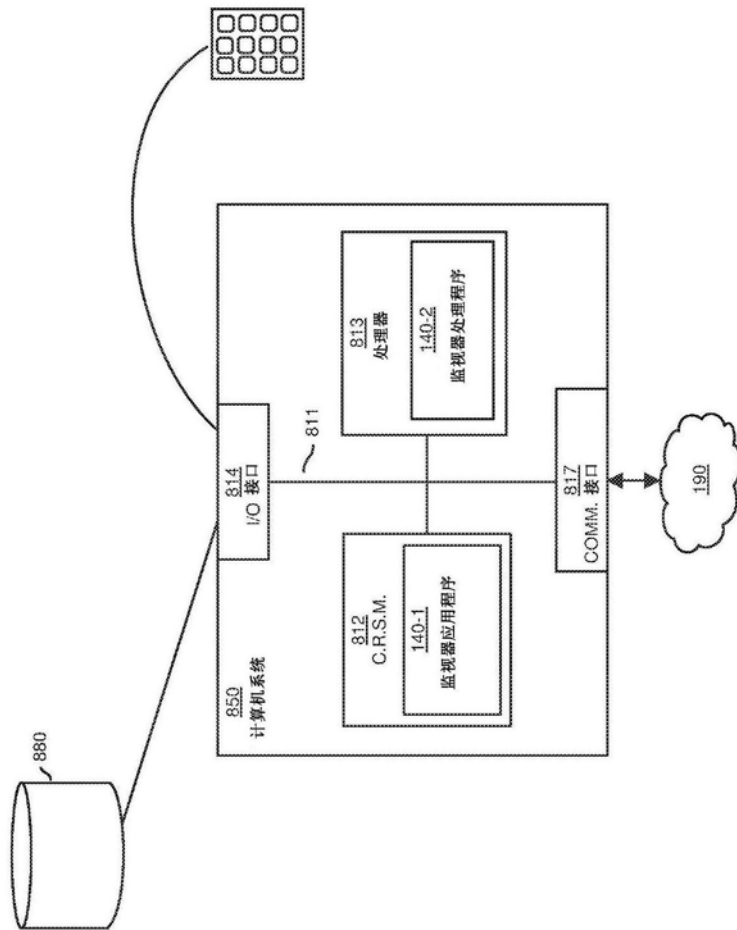


图10

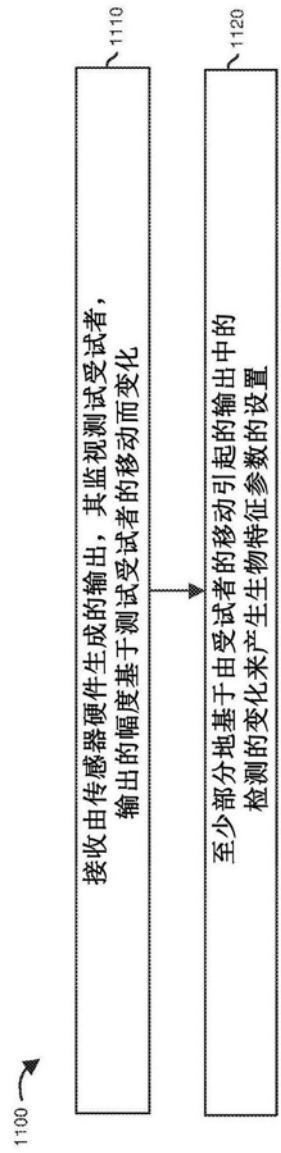


图11

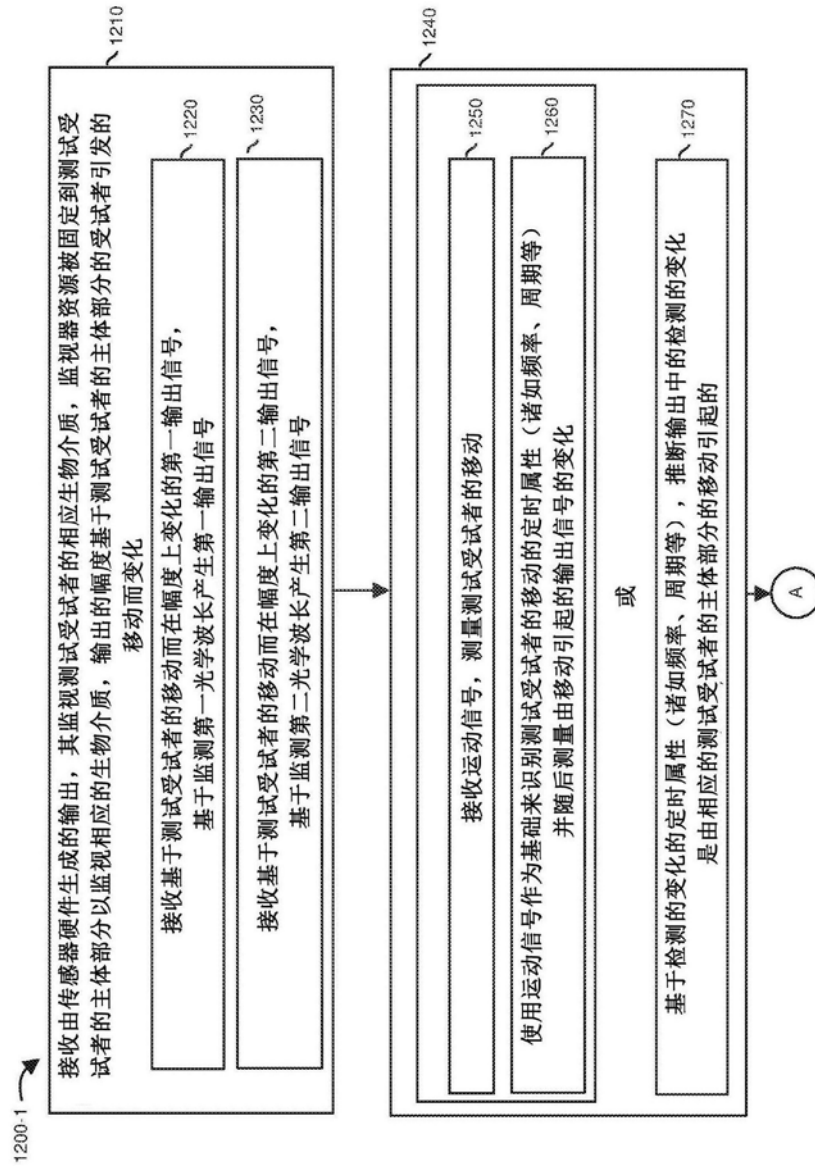


图12

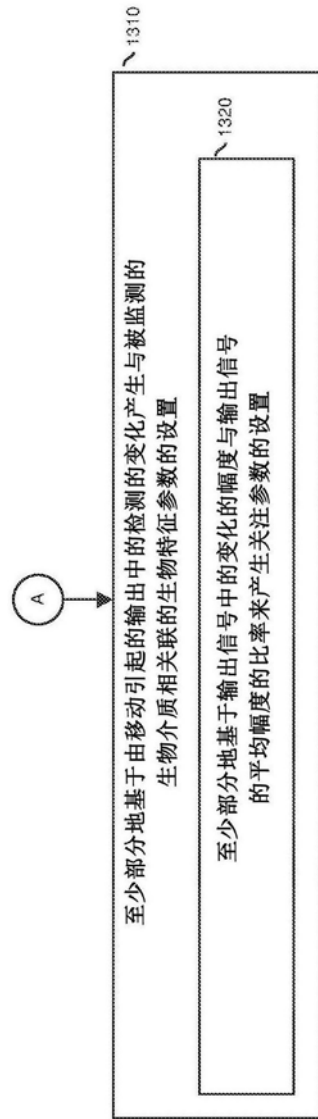


图13

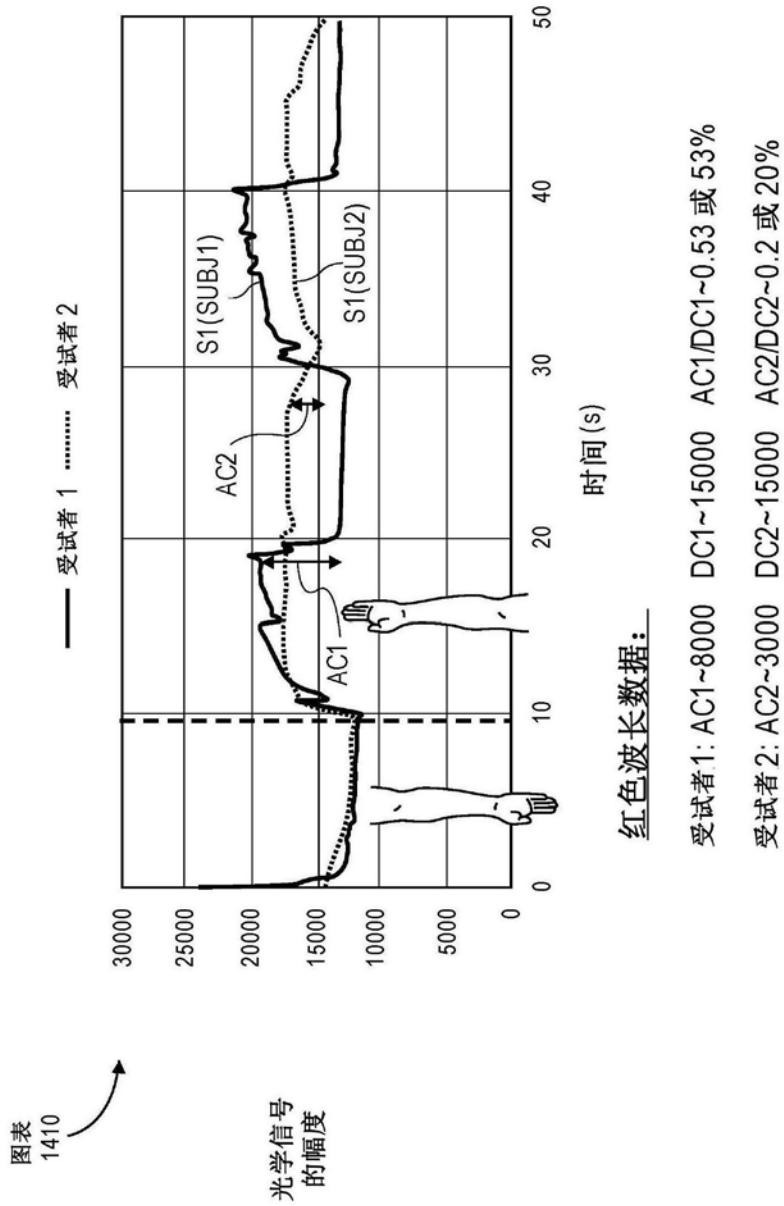


图14

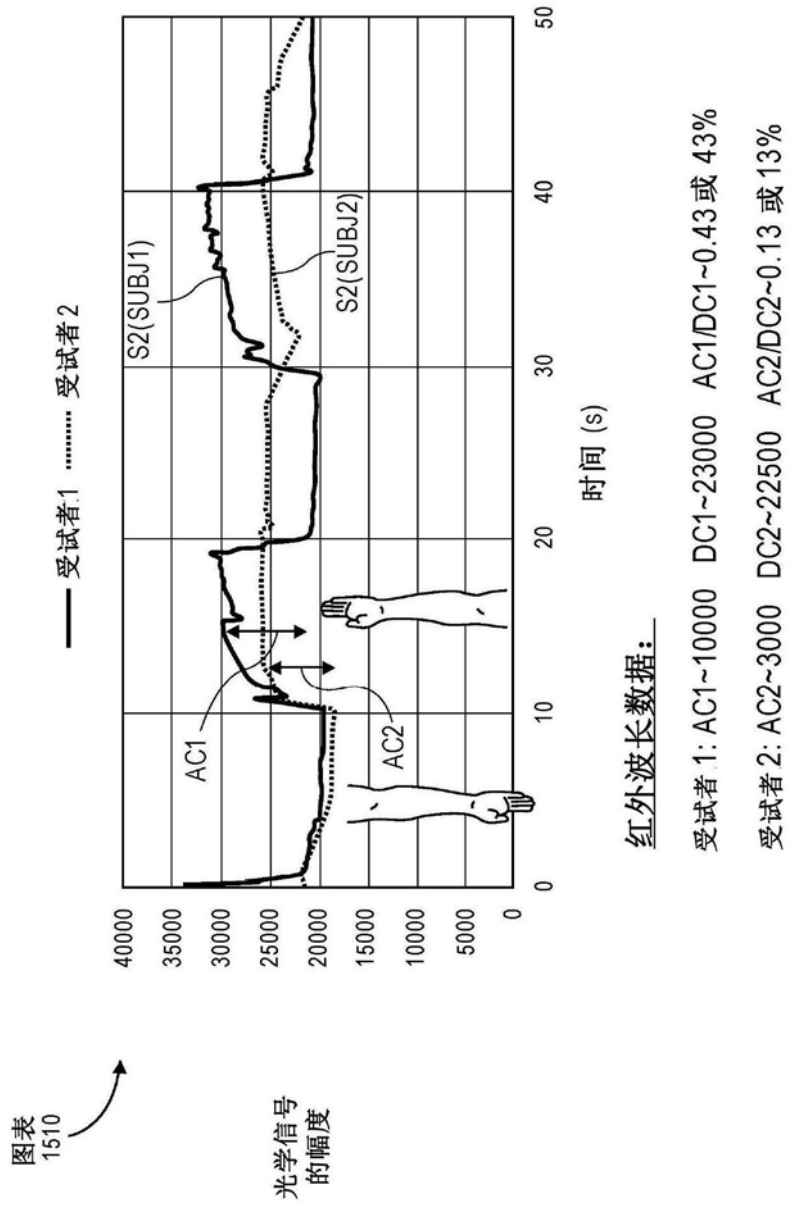


图15

专利名称(译)	用于监测运动引起信号调制的生物介质分析的信号分析系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109561827A</a>	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780048629.5	申请日	2017-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
发明人	T·J·阿克爾 J·C·杜斯切爾		
IPC分类号	A61B5/00 G01N33/49 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/14552 A61B5/7207 A61B5/721 A61B5/725 G01N33/4925		
优先权	15/229494 2016-08-05 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

根据一种配置，系统包括传感器硬件和信号处理器资源，以监视和分析被测人员的生物介质(例如血液和/或其他物质)。在操作期间，传感器硬件监视被测人员的生物介质并产生输出。被监视的输出(诸如一个或多个信号)的幅度至少部分地基于人引起的移动而变化。信号处理器资源分析传感器硬件产生的输出。基于由人的移动引起的传感器硬件的输出中的分析和检测的变化，信号处理器资源产生与监视生物介质相关的生物特征参数的设置。注意，如本文所述的系统可用于测量感兴趣的不同生物特征参数，例如静脉血氧含量、静脉硬度等。

