



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103906468 B

(45)授权公告日 2016.12.07

(21)申请号 201280053389.5

(22)申请日 2012.08.26

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103906468 A

(43)申请公布日 2014.07.02

(30)优先权数据
1114881.4 2011.08.30 GB
61/528,851 2011.08.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.04.29

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/054349 2012.08.26

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/030744 EN 2013.03.07

(73)专利权人 奥希顿医疗有限公司
地址 以色列阿什克伦

(72)发明人 里昂·艾森 伊利亚·法因
里奥尼德·戈迪诺夫

(74)专利代理机构 北京康盛知识产权代理有限公司 11331

代理人 张良

(51)Int.Cl.
A61B 5/145(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件
WO 2011/051819 A1,2011.05.05,
US 2009/0054751 A1,2009.02.26,
WO 2006/089763 A1,2006.08.31,
WO 2011/013132 A1,2011.02.03,
CN 101299958 A,2008.11.05,
CN 1798520 A,2006.07.05,

审查员 李陆美

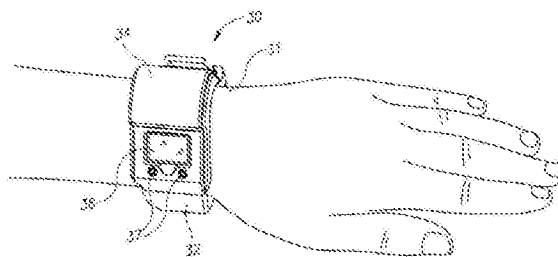
权利要求书2页 说明书13页 附图16页

(54)发明名称

可佩戴式脉搏血氧定量装置

(57)摘要

一种安装在腕带上并具有圆顶型结构的固定在尺骨末端之上区域中的脉搏血氧定量装置。该区域被作为测量区域。测量通过位于固定区域之上的检测器来进行,其检测通过具有不同波长的被设置在固定区域的边缘的光源发射的光线。因此,被测量的反射光既不处于反射模式中也不处于传播模式中,而是在与放射光线处于 20° 到 160° 的角度之间。被称为透射的该模式使得可以取得极好的信号噪声比,这一模式首次使得对腕上的血氧定量数据进行持续和可靠的测量成为可能。



1. 一种脉搏血氧定量装置,包括:

具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)和对所述不同波长进行响应的至少一个检测器(52);以及

一种圆顶状形状或圆锥形形状结构(40),该结构适于将所述脉搏血氧定量装置固定于固定区域(41)的尺骨的末端部上,其中:

(i)所述具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)和所述至少一个检测器(52)固定在所述结构(40);

(ii)所述具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)固定在所述结构(40)中,并且所述至少一个检测器(52)固定成邻近于所述结构(40);或者

(iii)所述至少一个检测器(52)固定在所述结构(40)中,并且所述具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)固定成邻近于所述结构(40),

使得当所述结构将所述脉搏血氧定量装置固定于所述固定区域时,所述至少两个光源和所述至少一个检测器定位成邻近所述尺骨的末端部;

其中,所述至少一个检测器适于测量经由所述尺骨的所述末端部穿过所述固定区域的透射,其中所述的透射源自所述至少两个光源的发射光。

2. 如权利要求1所述的脉搏血氧定量装置,其中,所述至少一个检测器适于在相对于所述发射光的入射路径的 20° 到 160° 范围的角度内测量所述透射。

3. 如权利要求1所述的脉搏血氧定量装置,其中,所述至少一个检测器适于在相对于所述发射光的入射路径的 70° 到 110° 范围的角度内测量所述透射。

4. 如权利要求1所述的脉搏血氧定量装置,其中,所述至少两个光源从以下的部件集合中选择:(i)两个具有不同波长范围的发光二极管、(ii)两个具有不同波长的激光二极管、以及(iii)一个发光二极管和该一个发光二极管波长范围之外的一个激光二极管。

5. 如权利要求1所述的脉搏血氧定量装置,该脉搏血氧定量装置进一步包括:处理器(56),该处理器配置成用来计算来自所述透射的血氧定量数据。

6. 一种用于测量血液中氧气水平的方法,包括下列固定步骤:

将一圆顶状形状或圆锥形形状结构(40)固定于固定区域(41)的尺骨的末端部,其中:

(i)具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)和至少一个检测器(52)固定在所述结构(40);

(ii)具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)固定在所述结构(40)中,并且至少一个检测器(52)固定成邻近于所述结构(40);或者

(iii)至少一个检测器(52)固定在所述结构(40)中,并且具有不同波长的至少两个光源(50A,50B)固定成邻近于所述结构(40),

使得所述固定步骤将所述至少两个光源和所述至少一个检测器定位成邻近所述尺骨的末端部;以及

测量血液中的氧气水平,包括通过所述至少一个检测器测量经由所述尺骨的末端部穿过所述固定区域的透射,其中所述透射源自来自所述至少两个光源的发射光。

7. 如权利要求6所述的用于测量血液中氧气水平的方法,其中,所述至少一个检测器适于测量位于相对所述发射光的入射路径的 20° 到 160° 之间的角度内的所述透射。

8. 如权利要求6所述的用于测量血液中氧气水平的方法,其中,所述至少一个检测器适

于测量位于相对所述发射光的入射路径的 70° 到 110° 之间的角度内的所述透射。

9. 如权利要求6所述的用于测量血液中氧气水平的方法,其中,所述至少两个光源组件从以下的组件集合中选择:(i)两个具有不同波长范围的发光二极管、(ii)两个具有不同波长的激光二极管、以及(iii)一个发光二极管和该一个发光二极管波长范围之外的一个激光二极管。

10. 如权利要求6所述的用于测量血液中氧气水平的方法,该方法进一步包括以下步骤:

计算来自于所述透射的血氧定量数据。

11. 如权利要求10所述的用于测量血液中氧气水平的方法,其中,所述的计算步骤包括获取进行血氧饱和度计算能用的脉搏率和脉搏波形。

可佩戴式脉搏血氧定量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在腕部进行脉搏血氧定量测量的系统和方法,本发明尤其涉及一种可佩戴在腕部的脉搏血氧定量装置。

背景技术

[0002] 本部分意在向读者介绍涉及本发明的各个方面的技术的多个方面,其将在以下进行描述和/或要求。相信本讨论在提供给读者背景信息以便于对本发明各个方面的更好理解上是有帮助的。相应地,应当理解,从这个角度阅读的这些陈述,并非作为对现有技术的承认。

[0003] 在医学界,医生常希望监测病人的特定生理特征。相应地,很多装置被开发用于检测病人的生理特征。此类装置提供给病人、医生、以及其他卫生保健人员需要的信息,以确保给病人提供最大可能的健康服务。因此,此类检测装置变成了现代医学不可或缺的部分。

[0004] 一种用于监测病人的特定生理特征的技术通常被称作脉搏血氧定量,并且一种基于脉搏血氧定量技术建立的装置被称为脉搏血氧计。脉搏血氧定量通常被用于测量各种血液参数,诸如血红蛋白的动脉血氧饱和度(SPO₂),和/或与病人的每次心跳相对应的血液脉动率。事实上,脉搏血氧定量中的“脉搏”指的是每个心动周期中在测量点上随时间变化的动脉血的量。本技术领域的技术人员可以理解用于获取以上生理参数的脉搏血氧定量技术,其也被称作光电容积描记(photoplethysmography),或简称为PPG。

[0005] 脉搏血氧计通常利用无创光学传感器来检测来自于在病人组织中表示被照射位置上组织的光吸收量的光响应。一个或多个上述的生理特征可以基于该光吸收量来计算。更具体地,穿过组织的光通常地选择具有一个或多个可以被血液吸收并在被吸收量上与存在于血液中的血红蛋白的成分相关联的光的波长。在不同光的波长下的光吸收量可以接着被用于使用不同算法估计动脉血液血红蛋白的相关参数。血压波传播过程中在被照射位置上的动脉血液中的博动的变化改变了通过传感器的光检测器检测到的光响应的强度。

[0006] 脉搏血氧定量测量的质量,部分地依赖于血被光照射的组织的充血特性并且部分地依赖于被照射组织中的血容量中的博动变化的量级。脉搏血氧定量技术通常利用充血良好的组织部位,诸如病人的手指、脚趾、或耳垂,在其上设置传感器。

[0007] 举例来说,根据现有技术,图1所示为适用于放置于诸如病人的使用者的手指12的传感器10。传感器10包括由两个部件14和16形成的夹子,当进行脉搏血氧定量测量时,该两个部件14和16形成的夹子适用于在手指12上夹持或约束传感器10。与传感器10相似类型的传感器通常耦接至电缆18以将传感器10耦接到适用于接收并处理来自于传感器10的信号的检测系统上。相应地,此种使用连续检测模式的传感器通常需要病人(或使用者)被限定在一定的区域中,比如检测系统的临近区域,从而限制了病人的活动。另外,由夹子部件14和16在病人的手指12上施加的夹持压力可能会超时以致病人感觉不适或者使病人难以忍受到其可能想要移除传感器10并终止其他所需要的检测。因此,这样的传感器不适用于延长的和连续的脉搏血氧定量测量。

[0008] 进一步地,随着一些生理学信号测量装置的出现,测量数据中的伪影和其他异常现象的出现可能改变和/或降低所收集数据的质量至可能不能用于提供可靠的生理过程表示的程度。在这一方面,脉搏血氧定量装置也不例外,此类装置总体上易于被出现的伪影影响,例如,来自病人的活动,该伪影的出现可能是随机的、自觉的或不自觉的。因此,在这种情况下出现的伪影可以扭曲或偏斜所获取的数据,最终不利地影响了脉搏血氧定量测量的质量。虽然生理信号测量的精确度和可靠性在很大程度上受充血量以及组织部位中非搏动血液分布影响,但是运动伪影的量的增长或超出能够变成对整体脉搏血氧定量测量的显著的影响因素。由于上述事实,脉搏血氧定量测量的反射几何结构可能不适用于使用者身体的不同部分,诸如那些具有较弱充血特性的部分,以及易于受强运动伪影的影响的部分。另外,这样的身体部分可能不适于适用使用向前传播几何结构的脉搏血氧定量装置,该脉搏血氧测量装置的光发射器和检测器被设置在相对侧。在这样的配置中,脉搏血氧定量测量期望的身体部分可能具有对于透光来说过厚的组织层,从而妨碍脉搏血氧测定量测量。

[0009] 以下专利文献阐述了现有技术中可佩戴在使用者手腕上的脉搏和/或血氧定量装置:美国专利文献号2010/056934、2009/247885、2010/331709、2002/188210以及美国专利号6210340,日本专利文献号2009160274、20052705443、2009254522、2010220939和2005040261,WIPO专利文献号2010/111127,韩国专利文献号20110006990以及英国专利文献号2341233。这些装置既使用光检测的反射模式(0° 上)也使用传播模式(180° 上)。WIPO专利号2011/013132通过发明人教导了一种用于测量一个或多个与被分析血液的集中参数相关的光吸收的系统和方法,使用光学体积描记术光电容积描记(PPG)装置,该光学体积描记术光电容积描记(PPG)装置被配置为通过使用至少两个不同的光波长照射病人并确定在每个波长上的相对吸光度来影响光电容积描记测量的光学体积描记术光电容积描记(PPG)装置;动态光散射测量(DLS)装置,该动态光散射测量(DLS)装置被配置为影响对象的动态光散射测量来流变地测量对象的脉搏参数的;以及电子电路,该电子电路配置为临时关联光电容积描记和动态光散射测量的结果,并根据与光电容积描记和动态光散射测量之间的临时的相关性,评估一个或多个与血液分析集中参数相关的光吸收值。

发明内容

[0010] 本发明的一个方面提供了脉搏血氧定量装置,包括:圆顶形结构,该圆顶形结构布置成固定在尺骨末端部之上的区域;检测器,该检测器位于固定区域之上;至少两个具有不同波长的光源,所述至少两个光源位于固定区域的外围,其中检测器被设置来测量从至少两个光源发射的光线通过尺骨末端部的反射,来自放射光的反射处在 20° 到 160° 的角度之间。

[0011] 本发明的一个方面提供一种脉搏血氧定量装置,该包括:(a)一种结构,该结构适于在固定区域的尺骨的末端部上固定上述装置;(b)至少两个光源,上述至少两个光源具有不同波长;以及(c)至少一个检测器,该至少一个检测器对上述不同波长进行响应;其中,上述至少一个检测器适于测量经由上述尺骨的上述末端部穿过上述固定区域的透射,其中上述的透射源自上述至少两个光源的发射光。

[0012] 上述脉搏血氧定量装置中,上述结构为圆顶形、圆锥形、或覆盖上述固定区域的任何形状。

[0013] 上述脉搏血氧定量装置中,上述至少一个检测器适于在相对于上述发射光的入射路径的 20° 到 160° 范围的角度内测量上述透射。

[0014] 上述脉搏血氧定量装置中,上述至少一个检测器适于在相对于上述发射光的入射路径的 70° 到 110° 范围的角度内测量上述透射。

[0015] 上述脉搏血氧定量装置中,上述至少两个光源和上述至少一个光检测器彼此相对设置以使上述发射光适于在到达上述至少一个光检测器之前经由上述尺骨进行透射。

[0016] 上述脉搏血氧定量装置中,上述至少两个光源从以下的部件集合中选择:具有不同波长范围的发光二极管、具有不同波长的激光二极管、以及发光二极管和波长范围在上述发光二极管的波长范围之外的激光二极管的组合。

[0017] 上述脉搏血氧定量装置进一步包括:(d)处理器,该处理器配置成用来计算来自上述透射的血氧定量数据。

[0018] 上述脉搏血氧定量装置中,上述处理器被进一步配置成用于获取血氧饱和度计算能用的脉搏率和脉搏波形。

[0019] 上述装置进一步包括:(d)外壳,该外壳用于容纳上述结构、上述至少两个光源、以及上述至少一个检测器。

[0020] 本发明的一个方面提供一种用于测量血液中氧气水平的方法,包括下列阶段:(a)提供一种结构;具有不同波长的至少两个光源;以及对上述不同波长进行响应的至少一个检测器;(b)在固定区域中的尺骨的末端部上固定上述结构、上述至少两个光源、以及上述至少一个检测器;并且(c)通过上述至少一个检测器测量经由上述尺骨穿过上述固定区域的透射,其中上述透射源自来自上述至少两个光源的发射光。

[0021] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述的结构为圆顶形、圆锥形、或覆盖了上述被固定区域的任何形状。

[0022] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述至少一个检测器适于测量位于相对上述发射光的入射路径的 20° 到 160° 之间的角度内的上述透射。

[0023] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述至少一个检测器适于测量位于相对上述发射光的入射路径的 70° 到 110° 之间的角度内的上述透射。

[0024] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述至少两个光源和上述至少一个光检测器彼此相对地设置以使上述发射光适于在到达上述至少一个光检测器之前经由上述尺骨进行透射。

[0025] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述至少两个光源组件从以下的组件集合中选择:具有不同波长范围的发光二极管、具有不同波长的激光二极管、以及发光二极管和波长范围在上述发光二极管的上述波长范围之外的激光二极管的组合。

[0026] 上述方法进一步包括以下步骤:计算来自于上述透射的血氧定量数据。

[0027] 上述用于测量血液中氧气水平的方法中,上述的计算步骤包括获取进行血氧饱和度计算能用的脉搏率和脉搏波形。

[0028] 上述方法进一步包括以下步骤:在外壳中容纳上述结构、上述至少两个光源、以及上述至少一个检测器。

附图说明

- [0029] 为了更好的理解本发明的实施例并展示本发明如何实施,仅通过举例方式,结合用相同数字指代相应的元件和部分的附图来给出参考。
- [0030] 在附图中:
- [0031] 图1为脉搏血氧计的示意图。
- [0032] 图2为根据本技术的示例性实施例的常规的腕式脉搏血氧计的透视图。
- [0033] 图3为根据本技术的示例性实施例的使用者佩戴脉搏血氧计的全视图。
- [0034] 图4为根据本技术的示例性实施例的脉搏血氧计的侧视图。
- [0035] 图5为根据本技术的脉搏血氧计的透视图。
- [0036] 图6为根据本技术的示例性实施例的脉搏血氧计使用的结构的侧视图。
- [0037] 图7A和7B为根据本技术的示例性实施例的其他脉搏血氧计的侧视图。
- [0038] 图8阐释了描述脉搏血氧定量数据的一组图形。
- [0039] 图9阐释了根据本技术的实施例描述脉搏血氧定量数据的一组图形。
- [0040] 图10为阐释了根据本技术的实施例获取脉搏血氧测量数据的过程的流程图。
- [0041] 图11为根据本技术的实施例的描述脉搏血氧测量定量数据的图形。
- [0042] 图12为根据本技术的实施例的相关图。
- [0043] 图13为根据本技术的实施例的柱形图。
- [0044] 图14为根据本技术的实施例的另一柱形图。
- [0045] 图15A-C概要地阐释了根据本发明的一些实施例的现有技术反射(图15A)和传播(图15B)模式与本发明的测量的透射(图15C)模式之间的区别。
- [0046] 图16A-E概要地阐释了根据本发明的一些实施例的脉搏血氧定量置的测量结构。
- [0047] 图17A和17B概要地阐释了根据本发明的一些实施例在非佩戴位置佩戴腕式脉搏血氧定量装置的透视图。
- [0048] 图18为阐释了根据本发明的一些实施例血氧定量测量方法的概要流程图。

具体实施方式

[0049] 详细地参照附图,其强调的是示出的细节是通过举例的方式且仅出于说明性讨论本发明的优选实施例的目的,并且其被提出是为了提供对本发明的原则和概念方面的最有用和容易的说明。在这点上,与本发明的基础理解所需相比,并未尝试更详细地示出本发明的结构上的细节,带有附图的说明使得如何在实践中实施本发明的几种形式,对本领域技术人员是显而易见的。

[0050] 在详细地解释本发明的至少一个实施例之前,应当理解本发明并不受说明书中所列明的和附图中所阐释的在本发明应用中的构造的细节和组件的设置所限制。本发明在其他实施例中是可应用的或以不同的方式进行实践或执行。同样地,应当理解在此处使用的措辞和术语是出于说明的目的而非用于限制。

[0051] 在本应用中使用的术语“透射”被定义为一种光学测量模式,该光学测量模式中被测量的光在大于 0° (其与单反射一致)并小于 180° (其与单传播一致)的角度内被反射离开表面。通常但非排他地,在透射模式中的反射角度处于接近 20° 到接近 160° 之间。在透射模式中,被测量光由光源发出,照射在可能以一个角度弯曲的反射表面上,并在一个角度内被反射到检测器。实践中,透射包括按各种光路径传递的光线,具有共同的来源的光源并且在

检测器中测量。

[0052] 本发明的实施例包括安装在腕带并固定在带有圆顶形结构的尺骨的末端部之上区域的脉搏血氧定量装置。该区域被用作测量区域。该测量通过位于固定区域之上的检测器来实施,该检测器检测使用位于固定区域的边缘并具有不同波长的光源发射的光线。因此,该反射既不以反射模式也不以传播模式测量,而是在来自放射光的 20° 到 160° 的角度之间被测量。被称为透射的本模式使得可以取得极好的信号噪声比,这一模式首次使在腕上对血氧定量数据进行持续和可靠的测量成为可能。

[0053] 在实施例中,本发明包括脉搏血氧定量装置,该脉搏血氧测量装置包括(i)圆顶形结构,该圆顶形结构被设置以固定尺骨的末端部之上的区域以从固定区域移除静脉血,以及(ii)至少两个具有不同波长的光源和至少一个响应不同波长的检测器,其中至少一个检测器被设置来测量从尺骨的末端部透射并穿过固定区域的由至少两个光源发出的光线。

[0054] 本发明是对以上所列的现有技术的下列特征的实质改进。关于本发明人的WIP0专利号2011/013132,至少以下的特征具有新颖性和创造性:光电容积描记(PPG)测量在透射模式(被检测和被发生光线之间角度在 20° 到 160° 的范围内)中使用尺骨的末端部作为凸面反射镜来进行测量,将尺骨末端部之上的区域作为测量区域来使用,通过类似圆顶形的结构将装置固定在尺骨的末端部。关于其他列出的现有技术,附加的改进为脉搏和血氧定量装置的整合以及脉搏和血氧定量装置的特征的整合。

[0055] 结合附图,图2为根据本技术的示例性实施例的常规的腕式脉搏血氧计30的透视图。相应地,进一步如图3所示,血氧计30为适于佩戴在使用者的腕部的腕式血氧计装置,。当使用者在腕部31上佩戴血氧计30时,该血氧计30适于获取来自使用者的包括脉搏数据和血氧饱和度(SPO₂)数据的脉搏血氧定量数据,。因此,使用者能够以类似佩戴适于佩戴在使用者的腕部31上的表、腕带或任何的织物、装饰物、配饰的方式来佩戴血氧计30。以此方式,使用者能够佩戴血氧计30的同时进行使用者在日常生活中所做的任何常规的和普通的动作,诸如散步、跑步、骑自行车等等。根据本技术的实施例,血氧计30能够方便地被这些使用者或希望获取脉搏血氧定量和脉搏率数据的使用者佩戴在任何时间或地点,而不需要附接任何复杂的检测装置或被限定在特定的检测区域中。因此,脉搏血氧计30为适于获取、分析以及处理各种光电磁信号并最终获取脉搏血氧定量数据的自容纳、自供电装置。血氧计30可以进一步包括有线或无线的接口以使血氧计30可以传输和/或中继数据信号到外部的和/或远程装置。因此,血氧计30可以收集并提供血氧定量数据给任何远程使用者、机构,例如,医院或诊所、或任何对使用者的血氧定量数据有需要或有兴趣的任何人。

[0056] 进一步如图2和图3所示,血氧计30由腕带32耦接到外壳34组成。腕带32可由任何弹性和/或可伸缩材料组成,诸如橡胶、硅胶、软塑料、织物或抛光金属或其任意组合,由此用来提供给使用者在佩戴血氧计30时的舒适佩戴和感受。外壳34可以由任何结实并耐用的材料制成,例如金属、硬塑料,该外壳34适于容纳并保护血氧计30的所有功能性组件免受外部元素和力的影响。虽然未示出,由外壳34容纳的部件可以包括各种电的、机械的、光学的和其他装置,诸如电池、处理器、集成电路板、发光二极管、分流器和/或其他有助于血氧计30整体功能和整合的装置。

[0057] 如进一步所示,在外壳34的顶部设置有显示器36,该显示器36适于提供给使用者脉搏血氧定量和其他数据的可视表示。本领域技术人员容易理解显示器36可以为任何通用

的显示器,诸如液晶显示器(LCD)或相似类型的显示装置。临近显示器36处进一步设置有按钮/旋钮37以提供给使用者其可以使用、设置和/或查看由血氧计30提供的参数的附加功能和特性。在示例性实施例中,按钮37可以组成数字按钮或者字母数字混合按钮,当血氧计在使用时,其通过使用者可以输入任何所期望或需要的数字和/或字母的组合。在一些实施例中,按钮37可以选择性地置于外壳34的任意侧或者沿着外壳容易被使用者使用的任何其他区域。

[0058] 图4为根据本技术的示例性实施例的脉搏血氧计的横截面图。所示的脉搏血氧计与血氧计30相似,总体上整合了上述讨论的特征。相应地,图5为根据本技术的脉搏血氧计30的透视图。图4和5都提供了组成血氧计30的系统和结构的全视图,以下将进一步讨论。

[0059] 更具体地,如图4所示的血氧计30被设置成相应地环绕在使用者的腕部31。相应地,在优选的实施例中,血氧计30包括结构40,该结构40被设置在血氧计30内侧上,从而使结构40适合于佩戴在腕部31的尺骨38的顶部。这样,结构40包括类似圆顶的结构以适于舒适地倚靠在尺骨38顶部上和/或相对尺骨38,以使血氧计30被牢固地围绕腕部31固定。进一步如图5所示,结构40包括内部部分/表面42以适于在使用者围绕腕部31佩戴血氧计30时承接尺骨38。因此,结构40的形状与尺骨38的整体形状相符以使血氧计30以互补的形状约束在腕部31上来实现血氧计30和腕部31之间的良好接触。除了舒适之外,在使用者腕部和血氧计之间的良好接触提升了血氧计30的功能性检测部件和使用者的皮肤组织之间的良好接合,从而实现使用者和血氧计30之间的适当数据收集界面。在本技术的特定实施例中,传感器组件可以被嵌入填料或其他保护性材料,诸如橡胶,用来保护传感器组件远离任何外部震动、震荡和/或佩戴传感器时使用者能感受到的其他外力。这样的材料可以抑制任何外力,进一步地,便利且更好的收集数据的同时减少可能在脉搏血氧定量测量中出现的运动伪影。

[0060] 本领域技术人员容易领会类似圆顶的结构40可以由弹性材料组成,诸如硅胶和/或其他类型的塑料组合物、或软金属,以使结构40容易成型并符合与血氧计30耦接的骨骼,例如尺骨38,的形状。相应地,本技术预期的结构,诸如可调节并符合具有不同尺寸和形状的尺骨的使用者的结构40。如以下进一步所讨论的,除了在血氧计30被佩戴在腕部31时提供适应于尺骨38的结构,结构40同样还作为设置在用户和也属于血氧计30的部件的各种光电元件之间的中间结构,该光电元件适用于发射和检测用来获取脉搏血氧定量测量的电磁波。结构40的其他功能为从外界光影响中屏蔽检测器。

[0061] 相应地,脉搏血氧计30进一步包括光学装置,该光学装置包括多种发光二极管(LEDs)50,该发光二极管(LEDs)50设置在结构40附近的、;光检测器52,该光检测器52设置在结构40的一部分上。如图5所示,内部部分/表面42包括开口部44,通过该开口部44,发光二极管50发射的光可以发射并在腕部31中传播。相似地,部分42同样包括开口/孔46,从开口/孔46穿过的光线可以被检测器52接收。

[0062] 如图4的实施例中所示,发光二极管50和检测器52彼此相对设置以使由发光二极管50提供的光线穿过腕部组织并被光检测器52搜集。相应地,腕部31的尺骨38被设置在发光二极管50和检测器52之间,由此发光二极管50设置成使发射的光在到达检测器52之间从发光二极管50设置处散射远离尺骨38。当所示实施例可以总体上描述特定的被设置围绕腕部31,尤其是围绕尺骨38,的发射器/检测器结构时,本技术领域的技术人员可以领会这样

的构造为例示性的,并且本技术预期了用于取得好的和可靠的脉搏血氧定量数据的围绕和/或邻近尺骨38的发光二极管50和检测器52其他构造和位置。在这样的透射法传感器构造中,仅传播到检测器的光线的散射的多重散射成分被测量同时光线的反射成分和向前传播成分未被检测。

[0063] 进一步地,在优选的实施例中,发光二极管50可以由适于在具有例如,波长为660纳米(nm)但不限于此波长的可见的红色光谱波长范围内放射光线的发光二极管,以及由其他适于在具有例如,波长为940纳米(nm)但不限于此波长的红外光谱波长范围内放射光线的发光二极管组成,两种发光二极管所发射的光线都可以通过光电检测器52检测到。依据血液中血红蛋白的浓度,穿过组织向光电检测器52散射的光线被血液和软组织吸收。因此,在每个光波长上的光吸收量取决于血液中血红蛋白的氧化的程度。如此处进一步所描述的,由发光二极管50发出的光在尺骨38的多重位置上散射,以最终到达检测器52。

[0064] 有利的是,通过尺骨38的光线的散射和存在于组织中的血液和其他携带血液贯穿各种光线可以传播的结构区域的结构增加了光吸收度。如通过血氧计30的构造所提供的,增加的光学路径长度带来了传播光线和环绕组织之间相互作用的增加,以最终提供可以从获取血氧定量数据的强信号。

[0065] 更具体地,如通过血氧计30被实施的本技术,用于通过分光光度法进行血红蛋白的血氧饱和度的检测是基于比尔朗博定律,该定律把穿过溶液传播的光的强度和溶质的浓度联系起来。该技术连同脉搏血液测量技术也可以被称为光电容积描记(PPG)。为了从穿过溶液传播的光线强度估算清洁溶液中光线吸收物质的浓度,需要了解入射光的强度和波长、传播路径长度、以及在特定波长下的物质的吸光率、例如,光线传播穿过的介质的消光系数。

[0066] 通常,血管床的总体的脉动膨胀在传播光路径长度上产生了一个增量从而增加了光吸收率。因此,被检测的光响应典型的由依时性交流信号,以及非脉动背景直流信号组成。相应地,特定的信号处理算法可以被用来首先确定在每个波长上的吸光度的交流分量并通过每个波长上的相应直流分量区分此类分量。通过使用由两种不同的发光二极管50产生的两种不同的,红的和红外光线波长,通过在两个频率上被每个分量吸收的光线的比例可以用来提供“脉搏增量”吸光度的比率(R),通常在文献中被称为 γ 参数,数学上的定义为:

$$[0067] \quad R = \frac{AC_{660}/DC_{660}}{AC_{940}/DC_{940}} \quad (\text{等式1})$$

[0068] 在与不同血管血容量对应的不同时间点上测量的光线吸收度中的差值是累计的,由此获取的脉搏血氧定量测量被称为“容积测量”,其表示存在于不同时间病人血管床中测量点上的血容量的差异。

[0069] 根据本技术的进一步实施例,以上所述的数据收集、数据分析、以及数据处理在本地执行,即,通过设置在血氧计30的处理组件执行。因此,图4进一步示出了设置在血氧计30的外壳34中的内部部件56。该部件56可以包括适于电力支持由血氧计30执行的各种操作的各种电子部件。此类部件可以包括微处理器、电池、集成电路、存储设备、有线和/或无线通讯装置等。部件56可以进一步操作依据和/或执行和/或存储各种适于支持各种由血氧计30进行的各种信号处理活动的软件平台和算法。例如,此类信号处理方式可以包括利用快速

傅里叶变换(FFTs)算法,也包括各种用于分析所收集的生理数据的模式识别程序。部件56可以进一步被耦接到输入/输出(I/O)装置以适于将血氧计30耦接至外部设备,使设备30能够下载或上传各种数据,诸如使用者数据、生理参数和其他能够帮助使用者或任何医疗保健专业检测的数据,例如,病人的生理或其他参数。

[0070] 现在转向图6,进一步示出了适于承接腕部31的尺骨38的结构40。如图示,结构40可以总体上具有圆顶状的形状或圆锥形形状,适于被放置覆盖并承接尺骨38。相应地,结构40由几何尺寸和特性都与尺骨38的外表面及其位于使用者腕部31上的周边组织相符合的内表面(例如图5的部分42)组成。以此方式,结构40适于承接尺骨38以及周边组织以使骨骼和组织与部分42互补。在图示的实施例中,结构40整体上形成为圆形以使其以类似覆盖具有一些相应的圆形外表面的圆形结构,例如尺骨38,的盖子的方式来承接尺骨38。

[0071] 图7A为根据本技术的实施例的另一种脉搏血氧计70的侧视图。相应地,脉搏血氧计70为一种与上述参考图1-6描述的可佩戴的血氧计30类似的可佩戴的脉搏血氧计。如图示,血氧计70包括血氧计30中包括的类似部件,由此血氧计70同样适于执行类似于血氧计30执行的脉搏血氧定量操作。

[0072] 进一步地,在图7A所示的实施例中,血氧计70包括相干光散射(CLS)装置72,该相干光散射装置72以适于检测能够补充和/或以其他方式增强由血氧计70获取的整个脉搏血氧定量测量值的脉搏率。相应地,相干光散射装置70可能特别适合于检测脉搏血氧定量数据中的伪影,诸如那些由使用者行动等所导致的。因此,相干光散射装置70可以包括相干光源,诸如二极管激光器、该相干光源适于发射相干光;以及至少一个光电检测装置,该光电检测装置适于检测相干光散射的响应。因此,装置70适于从手腕部31的组织中持续地测量相干光散射的响应以生成表明多普勒信号和/或动态散斑信号的数据。相应地,在使用动态光散射(DLS)方法在存在运动伪影的情况下用于检测和获取脉搏血氧定量测量值的方法在美国专利公开号2011/0082355中已经被描述,其教导了一种光学体积描记术光电容积描记的装置和方法。

[0073] 图7B为一个实施例的示意图,其中相干光散射装置72被置于接近光源50并被设置在该区域中来测量脉搏。在实施例中,部分来自相干光散射装置72的散射的光可以被用作光源50之一来测量血氧定量数据。虽然来自于相干光散射装置72的光的相干性在散射光中丧失了,但是相干性仅仅在用于脉搏测量时是重要的而不是在血氧定量测量中。因此,如果光源被挑选了适当的频率,则散射光可以被用来进行血氧定量测量。

[0074] 作为涵盖了动态光散射的理论的上述公开的部分,由于其适于在此所讨论的生理学设定,其被进一步认为在运动伪影并不显著的充血良好的情况下,出现依时接收的动态光散射信号和相应的光电容积描记(PPG)信号的时间导数之间的总体相关性。

[0075] 依据本技术的例示性实施例,图8所示的一组描述了脉搏血氧定量数据的图表100。该组图表100表示存在运动伪影时,光电容积描记和相干光散射的测量值。相应地,描述性的该组图表包括图表102、图表104和图表106。图表102-106都在相似的坐标轴上进行标绘,其中纵轴108表示信号幅度,横轴110表示时间。图表102为使用例如发射60纳米波长的光的红色发光二极管(例如,发光二极管50)获取的光电容积描记测量,同时图表104表示通过例如发射940纳米波长的光的红外发光二极管获取的光电容积描记测量数据。图表106为使用相干光散射传感器72,尤其是使用相干光散射(CLS)技术获取的脉搏率和脉搏波形

测量值。如图示,在运动伪影存在的情况下,图表102-106中的任一个包括转移时间点,在该时间点获取的脉搏由于运动伪影的发生和出现而被扭曲。举例来说,在图表102中这样的运动伪影的出现由点112表示,其中在图表104中,其由点114表示。通过进一步的示例,运动伪影的出现由表示了一组运动伪影的点116来再次表示,其。应当记住的是这样的运动伪影可能为佩戴血氧计30/70的使用者进行运动导致的结果,诸如当使用者可能自觉或不自觉地移动腕部31使血氧计被耦接的情况。

[0076] 图9示出了一组根据本技术的实施例的描述脉搏血氧定量数据的图表150。本组图表150包括与之前讨论的图8示出的类似的光电容积描记和相干光散射数据的图表,然而,图表150表示在不存在运动伪影时,光电容积描记和相干光散射的测量值。相应地,图表150包括图表152,该图标152中光电容积描记测量由660纳米波长的发光二极管来执行。如上文及并入的参考文献所述,图表150进一步包括表示由940纳米波长发光二极管执行的光电容积描记的测量的图表154,以及表示了由相干光散射传感器产生的脉搏率和脉搏波形的图表156。

[0077] 如图表150所述,不存在运动伪影时,光电容积描记信号在特性和形式上显现出与于图表100中出现的信号。的确,在不存在运动伪影时,脉搏血氧定量测量比起存在运动伪影时似乎更可信和确定。本技术领域的技术人员可以理解为相干光散射设备和连同标准的光电容积描记方法使用的技术可以得到经过滤波的脉搏血氧定量数据。因此,到了使用滤波法的程度,以上公开的可佩戴的脉搏血氧计70可以提供给用户可靠的脉搏血氧定量数据,提供心跳脉搏,以及血氧饱和度(SPO₂)的测量值。

[0078] 图10为示出了根据本技术的实施例取得脉搏血氧定量数据的过程的流程图200。流程图200描述了在运动伪影存在的情况下,使用光电容积描记和相干光散射相关法,凭借诸如脉搏血氧计30和/或70的脉搏血氧计获得脉搏血氧定量数据的过程。进一步地,过程200适于关联获得的相干光散射和光电容积描记数据以最小化或以其他方式排除表示运动伪影的数据,从而产生了可靠的脉搏血氧定量测量值,表明了使用者的血氧饱和度的水平。

[0079] 根据开始于步骤202的处理流程图200,凭借连同光电容积描记和分光光度法技术一起使用的动态光散射/相干光散射装置和方法来获取来自于佩戴了上述脉搏血氧定量70的使用者腕部的脉搏血氧定量数据。光电容积描记数据的采集是通过使用发光二极管50和检测器52来获取的,特别地,光电容积描记数据是通过由两个适于产生不同波长信号,例如660纳米和940纳米的发光二极管发射出来的两个不同电磁信号的使用和检测获取的。随着被设置在血氧计70中的上述的动态光散射/相干光散射装置72的使用,上述的两个测量值进一步使用在第三个光线测量中。进一步地,在步骤204中,包括获得相干光散射和光电容积描记数据的三个光线测量值被进一步处理。特别地,在框图204中,处理流程图200利用各种算法和程序来对,例如,在相干光散射依时性波形数据执行快速傅里叶变换(FFT),由此来获取频率功率谱。此外,在步骤204中,处理流程图200利用相干光散射和/或光电容积描记数据来从可以识别的使用者的脉搏率中提取脉搏波形。最初获得的数据如此处理的过程通过,例如,使用血氧计70的处理部件56来实施。

[0080] 处理过的相干光散射和光电容积描记数据以波形的形式在10秒也可是4、6、8、12秒的时间范围内被存在在图11中的运动伪影的出现而扭曲。光电容积描记红外数据的时间导数在纵轴300的一侧被描绘,并且相干光散射数据在纵轴302的另一侧被描绘。相干光散

射和光电容积描记波形都相对时间轴304被描绘。

[0081] 在决策节点206中,处理流程图200决定在使用血氧计70连续收集数据的一段特定的移动时间范围内,存在于修正的光电容积描记波形和获取的相干光散射波形之间的相关性通过步骤206提供的相关性能够设置指定的标准来确定在脉搏血氧定量数据中存在的运动伪影的程度。

[0082] 的确,步骤206的相关性被发现低于指定的临界值或标准(例如 <0.8),处理流程从决策节点框图206向步骤208运动,在步骤208中通过血氧计70实施的移动回归算法用来排除表示由使用者的运动导致的伪影的数据信号。此种排除方式的执行可以通过图12来示出,其中光电容积描记-相干光散射相关性的结果值被绘制在纵轴350上与在对应运动时间范围内被搜集的数据点相对。由图12示出的相关性是针对每个移动时间范围与可以为1、2、3、4、5等的步骤20的数据点的建立的相关性,通过使用适当算法,从该相关性中选择最优级范围的相关性(如,03-06),以量化运动伪影的量,并使用此种量化法来滤波或以其他方式排除这样影响了正确脉搏血氧测量定量数据的运动伪影。因此,这就降低或以其他方式消减某些可能造成错误的血氧饱和度值的与运动相关的特性。因此在步骤210中,被提供的此类数据被进一步地处理,特别地,该被过滤的数据使用移动直方图法来计算真实的血氧饱和度水平。

[0083] 这样,图13和14提供了测量的具有或不具有运动伪影的滤波数据的脉搏血氧定量测量值,特别是 γ 的测量值的图表。相应地,如图13的纵轴400上所绘制的,在横轴上相对 γ 绘制显示了多个计数。图13可以与绘制与图13所示相似的参数的图14比较。更具体地,图14示出了通过使用上述的相干光散射-光电容积描记相关性获得的经过滤波的伽马辐射测量值来排除由于运动伪影引发的信号。进一步如图14所示,当与图13中布满运动伪影的数据相比时,表示真实伽马辐射的第一峰值404是清晰可辨的。

[0084] 再次回到处理流程图200,如果在决策节点206修正的光电容积描记和相干光散射数据之间的关联性远大于指定的临界值或标准,则处理流程继续进行到使用惯用方法计算血氧饱和度的步骤210。

[0085] 应当记住的是处理流程图200的上述步骤可以使用各种方案来实施和执行,该各种方案包括可通过上述的脉搏血氧计存储并执行的软件和算法。

[0086] 本技术的示例性的实施例公开了一种腕带式、表式、或适于使用者佩戴在腕部的带状的脉搏血氧计。公开的脉搏血氧计包括至少两个光线发射器和至少一个设置在带式血氧计上的光线检测器,由此发射器和检测器成以适于容纳使用者腕部的尺骨的结构的一部分。在一个实施例中,发射器和检测器以此以下结构彼此相对地设置,当带式血氧计被佩戴在使用者腕部时,使得腕部尺骨被放置在光线发射器和光线检测器之间。以此方式,的发射光在传播模式中穿过组织传播,并且反复的散射离开尺骨直至光线到达检测光线以提供脉搏血氧定量测量值的检测器。因此,由于尺骨的尺寸和形状提供了光线发射器和检测器之间的延长的光学路径长度,具备所期望的光线吸收和反射特性的腕部尺骨提供了适当的媒介来散射、反射并将光线从发射器引导到检测器。在这个意义上,放置在发射器和检测器之间的骨骼作为特定的散射器和反射器,凭借骨骼及其周围的组织的结构的、化学的以及物理的组成增加了组织和骨骼之中的光散射,由此,提供了光吸收的增加了的可能性。由于上述结构便于光线传播穿过光发射器和检测器之间的腕部组织,透射照光信号测量几何结

构而被实现。在这样的几何结构下,光线的反射组件未被检测并且其仅仅为被测量的光信号的漫射的多重散射传播组件。有利地,本技术提供了一种装置,该装置中存在发射器和检测器之间的光学路径长度被延长。因此,增加了经历光线的散射量,进一步便于获得一种可从中获得可靠的脉搏血氧定量数据的强烈地被检测的光信号。

[0087] 在本技术的其他实施例中,腕带式血氧计利用一种用来检测和/或减轻由使用者的运动,例如手部的动作,造成的信号伪影的系统,从而取得可靠的脉搏血氧定量测量值。具体地,公开的腕带式血氧计包括相干光散射(CLS)传感器,该相干光散射传感器用以进行脉搏率的测量。总体上,相干光散射包括任何被相干光诱发光线或以其他方式产生的光线的散射。其可以包括含由多个运动物体造成的多重散射所引发的动态光散射,造成动态斑、或多普勒散射。相干光散射同样可以包括弹性或非弹性散射,诸如拉曼散射。应当记住虽然此处限定的术语相干光散射包括上述的光散射现象,本技术可以利用任何形式的动态光散射(DLS),或用来实现脉搏率测量的任何其他的散射处理。在本发明的相关实施例中利用了包括具有相干光源的传感器的相干光散射装置,诸如垂直腔面发射激光器(VCSEL),或其他的用来照射接近脉搏血氧定量测量位置的骨骼和组织的区域的二极管激光器。该装置同样具有用于相干光散射响应测量的检测器。在流动的和脉动的血液中对相干光多重散射的光响应在检测器表面产生了瞬间的光强度图样,其被处理以允许脉搏率的计算。这样的信息可以与脉搏血氧定量数据结合以用来识别、移除和过滤使用者因运动造成的伪影,从而生成真实可靠的使用者脉搏和血氧饱和度数据。

[0088] 本发明的其他方面可以包括被设置以执行上述方法的系统。另外,本发明的这些和/或其他方面和/或优点在以下说明中被详细地提出;详细说明可能为可推论的;和/或通过实践对本发明的实施例是可以学会的。

[0089] 图15A-C为根据本发明的一些实施例概要地描述了现有技术反射(图15A)和传播(图15B)模式与本发明的测量的透射(图15C)模式的区别。相比现有技术的测量,无论在反射模式中(例如检测器52与光源50毗连相邻时,从光源50发出的光和由检测器52检测的光之间角度接近 $\alpha=0^\circ$)或传播模式(例如检测器52与光源50相对时,由光源50发射的光和由检测器52检测的光之间角度接近 $\alpha=180^\circ$),本发明教导了在光源50和检测器52之间包含了多种多重光路径的透射模式中进行测量,该透射模式大都包括在不同于背反射的角度内,诸如 $20^\circ < \alpha < 160^\circ$ 的反射,该反射来自于腕部血氧计尺骨的末端部的凸面。尺骨末端部的额外的优势在于其容易被具有不同腕部特征的不同使用者找到。例如,桡骨的部分末端部从光学的观点来说同样可以被使用,但是其对使用者来说比较难以发现并正确地放置装置30。

[0090] 根据腕部骨骼以及装置30在腕部的佩戴方式,从一个使用者到另一使用者甚至从一次使用到下一次使用,准确角度 α 发生变化。透射法在尺骨的上端的使用,通过允许存在与准确角度 α 相关的宽的容差范围来克服此种变化。装置30确定了被固定在尺骨的圆顶40上的检测器52的位置,并且距离 d (图16A和17A,并见下文)确定光源50与带有检测器52的圆顶40之间的空间,距离 d 具有由带32的可能的弹性导致的变化。距离 d 因此确定对于不同使用者的可能角度 α 的范围,在该范围内都允许使用透射法原理来测量。距离 d 可以在0.5厘米到3厘米之间或1厘米到2.5厘米之间,取决于具体设计、光学测量的效率以及预期的使用者。

[0091] 图16A-E根据本发明的一些实施例概要地阐述了脉搏血氧测量定量装置30的测量结构。图16A阐释了腕部的截面示意图,示出了尺骨和桡骨的末端部。带有激光源71和检测器73的CLS相干光散射装置72可能距圆顶40远程地设置。光源71发射相干光74A,其通过相干光散射检测器73作为反射74B被反射和测量。光电容积描记在被固定于圆顶型结构40的尺骨末端部之上的区域41中被测量,其末端部。至少一个检测器52被设置在固定区域41之上,同时至少两个具有不同波长的光源50A、50B被设置于固定区域41的边缘。检测器52被设置来测量从至少两个光源50A、50B的发射的光51A通过尺骨端部的反射51B。反射51B处于与发射光51A呈 20° 到 160° 之间的角度内。在实施例中,检测器52和两个光源50A、50B可以设置成检测在与发射光50A呈 70° 到 110° 之间的角度内的反射51B。图16A-B阐述了两个实施例,其中相干光散射装置72被设置为靠近PPG光电容积描记光源50A、50B。在图16B中,相干光散射装置72的激光源71被用于两个目的——第一是作为用于相干光散射装置72的相干光源——发射光74A用于检测器73测量反射74B并且相干光散射装置72计算此点的脉搏;第二是作为非相干光源(相干性的丧失是由于光穿过组织的运行以及不同光学路径结合)以作为两个PPG光电容积描记光源中的一个(在图16B中替换光源50B)运作。图16C阐释了一个实施例,其中相干光散射装置72被设置靠近PPG光电容积描记光源50A、50B,但例如因为频率的限制,其不用作光源之一。在另一实施例中,光源50A和50B都可以为激光二极管和检测器52被设置以检测该激光二极管发射的光,从而确定光电容积描记数据。使用测量的透射模式,通过穿过组织并自尺骨上端的反射,光线丧失了其相干性,并且其使用仅涉及波长上的强度相关性,其指示了血液的血氧饱和度。在实施例中,光源50A和50B可以进一步用于在反射模式中利用其相干性来测量脉搏,例如,光源50B可以作为相干光散射装置72的激光源71(图16B)来起作用。在实施例中,至少两个光源50可能包括以下任何一种选择:具有不同波长范围的两个发光二极管、具有不同波长的两个激光二极管、或者一个发光二极管和一个发光二极管的波长范围之外的激光二极管。图16D阐释了一种构造,其中光源50在圆顶40中,例如,发光二极管50A和另一个发光二极管50B或一个带有其检测器73的相干光源71,该检测器73将尺骨反射的光线传播到检测器52。另一个可能是一个光源50A处于圆顶40中而另一个光源50B(和/或带有其检测器73的相干光源71)处于圆顶40之外。图16E阐释了一种构造,其中光源50(50A和50B或相干光源71)处于圆顶40中,同时检测器52处在圆顶40外部。任意可以通过在尺骨末端部上的透射产生测量的光源50和检测器52的位置的组合可以实现在血氧定量装置30中。

[0092] 图17A和17B根据本发明的一些实施例概要地阐释了处于非佩戴位置的腕部佩戴式脉搏血氧定量装置30的透视图。根据圆顶40被装配在尺骨的末端作为参考点,带有检测器52的圆顶40、相干光散射装置72以及至少两个光源50被安装在带32上的功能位置上。圆顶40可以通过软材料被内部填充以建立与骨骼的良好接触和良好装配,并通过在以上区域的轻轻按压以从该区域移除静脉血,从而改进了信噪比。图17A阐释了一种在圆顶40中带有检测器52并且光源50和相干光源71处于圆顶40外部(光源50与圆顶40的距离为 d)的构造。通过配置检测器52来测量从相干光源71发射的光和从尺骨反射的光(从而失去其相干性),相干光源71可以替换光源50。图17A进一步阐释了在圆顶40中的具有一个或多个光源50的可替换构造,其结构与图16D中阐释的相似。图17B阐述了检测器52位于圆顶40的外部并且光源50位于圆顶40外部的构造,其与图16E中所阐释的构造相似。

[0093] 图18为根据本发明的一些实施例的示出了血氧定量测量方法500的概略流程图。

[0094] 方法500包括：在尺骨的末端部上固定一个区域(步骤510)，通过例如被配置以适合覆盖尺骨末端部的圆顶形结构来执行，在固定区域上放置检测器(步骤520)，在固定区域的边缘上设置至少两个具有不同波长的光源(步骤525)，通过设置的光源向腕部发光线(步骤540)，并检测通过至少两个光源的尺骨末端部的反射光(步骤550)。发射光和被检测的反射光之间的角度在 20° 到 160° 之间。方法500可以进一步包括在圆顶内设置光源以及在圆顶的内部或外部设置检测器(步骤530)作为步骤520和525的替代选择。

[0095] 方法500可以进一步包括通过相干光源离开骨骼的反射来测量脉搏(步骤560)，其包括通过至少一个耦接到固定检测器和至少两个光源的带的相干光源发射相干光，通过至少一个光检测器检测由发射的相干光形成的光线，基于由发射的相干光形成的被检测的光线获取相干光散射(CLS)数据，以及获取可用的脉搏率和脉搏波形以基于相干光散射数据进行血氧饱和度的计算，其中至少一个相干光源和至少一个光检测器被耦接至带上。

[0096] 方法500可以进一步包括使用作为至少两个光源中的一个的相干光源(步骤535)。

[0097] 在以上描述中，实施例为本发明的一种示例或实现。“一个实施例”、“实施例”或“一些实施例”的不同表述并不一定完全参考相同的实施例。

[0098] 虽然本发明的不同特征可能被描述在单个实施例中，这些特征同样可以被分别地提供或进行任何适合的组合。相反地，虽然为清楚计在不同的实施例下描述本发明，但是本发明同样可以在单个的实施例中被实施。

[0099] 本发明的实施例可以包括来自上述的不同实施例的特征，并且实施例可能包含来自上述其他实施例的要素。特定实施例中公开的本发明的要素不作为限制其在特定的实施例中单独地使用。

[0100] 此外，容易理解本发明可以以各种方式被执行或实施并且本发明可以在除了以上描述中的方式之外的实施例中被执行。

[0101] 本发明不被图表或相应的说明所限制。举例来说，流程不需要穿过每个说明性的框图或说明，或以完全按说明或描述的相同的次序进行。

[0102] 在此处所用的技术的和科学的术语的意义为本发明的本领域技术人员的通常理解，除非做了其他限定。

[0103] 虽然本发明对有限数量的实施例进行了说明，其不应当被理解为是对本发明的范围的限制，而是作为优选的实施例的示例。其他可能的变形、改进以及应用同样处于本发明的保护范围内。

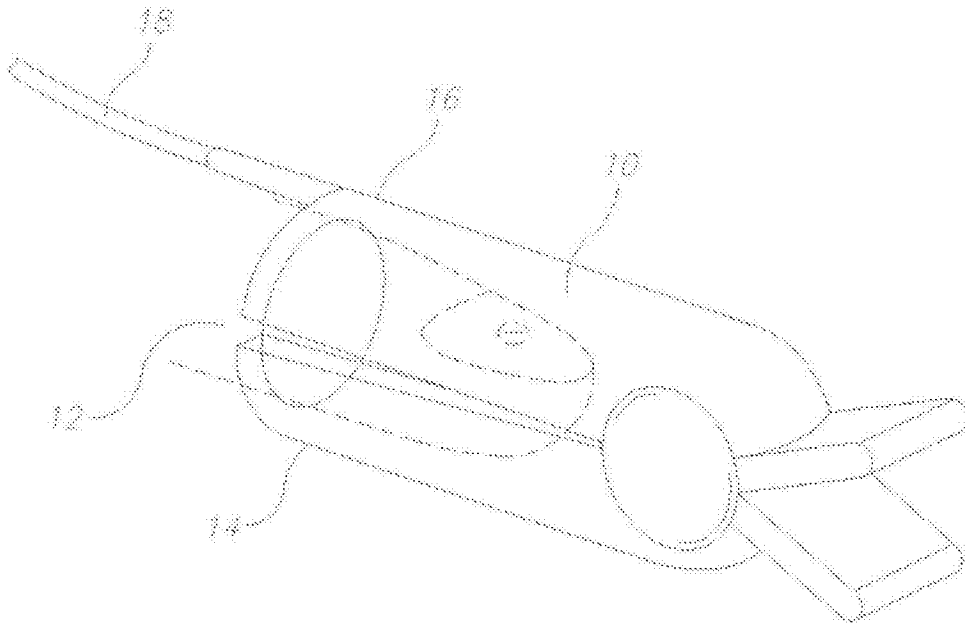


图1现有技术

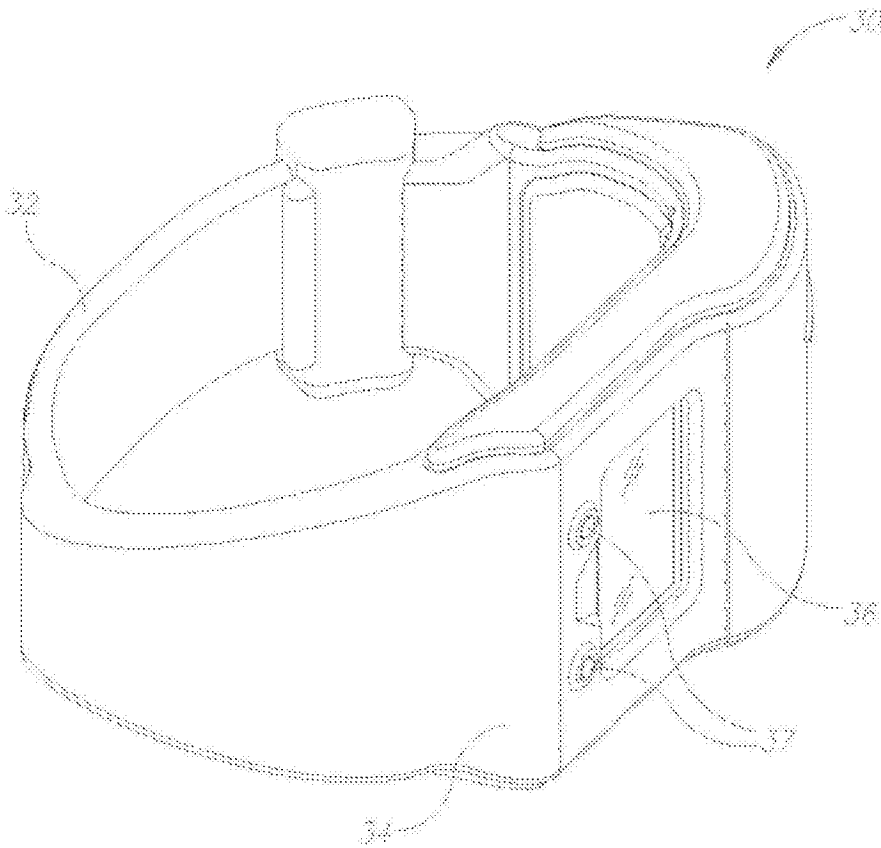


图2

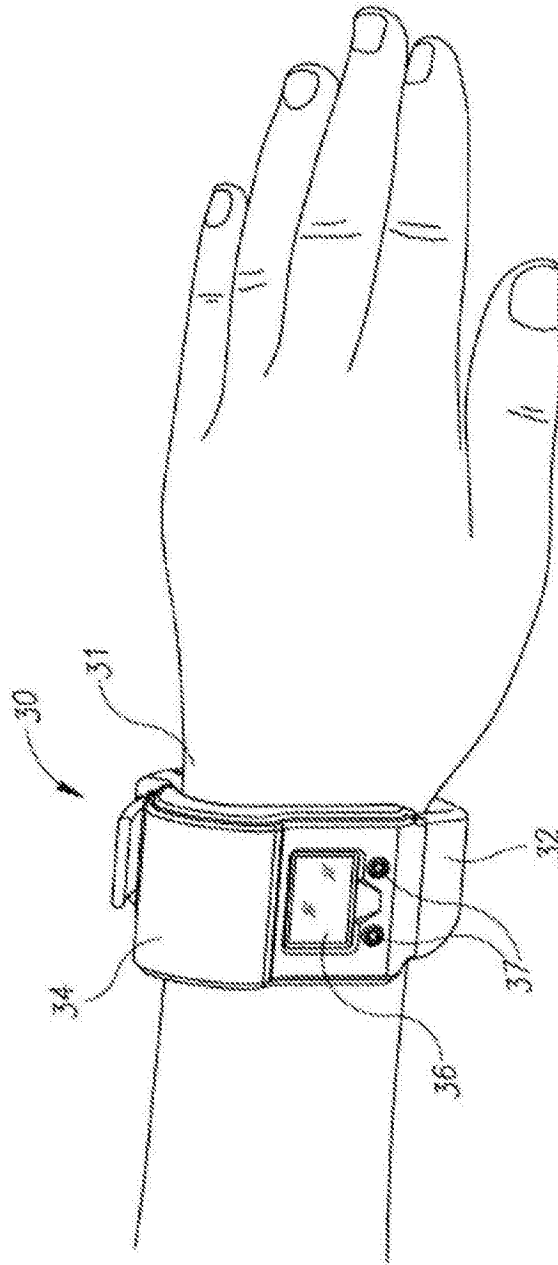


图3

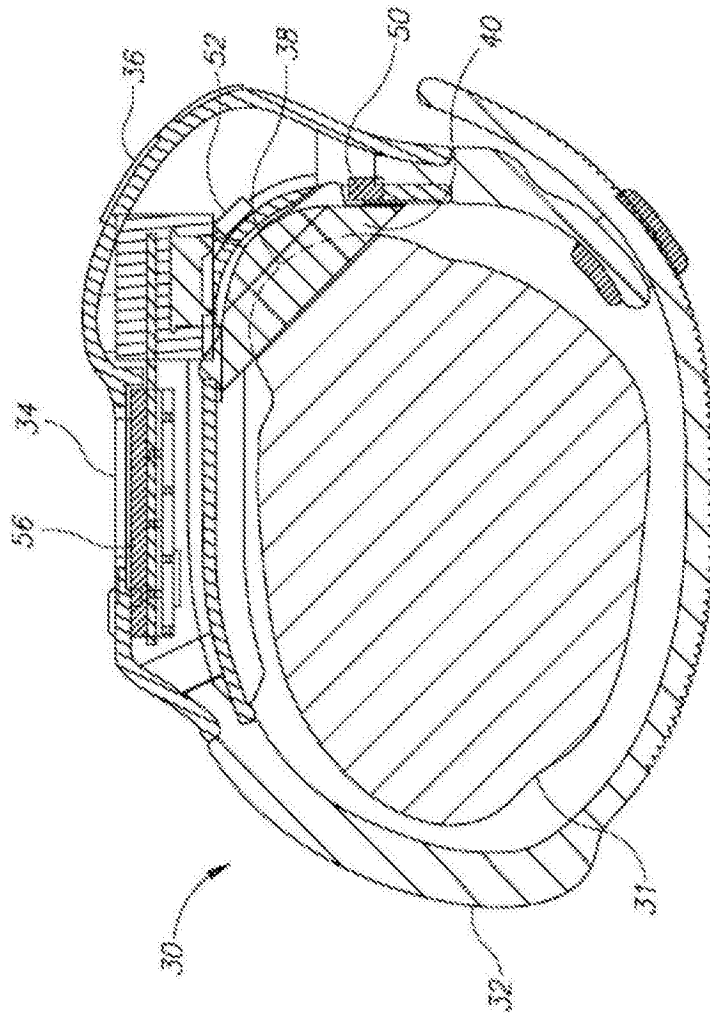


图4

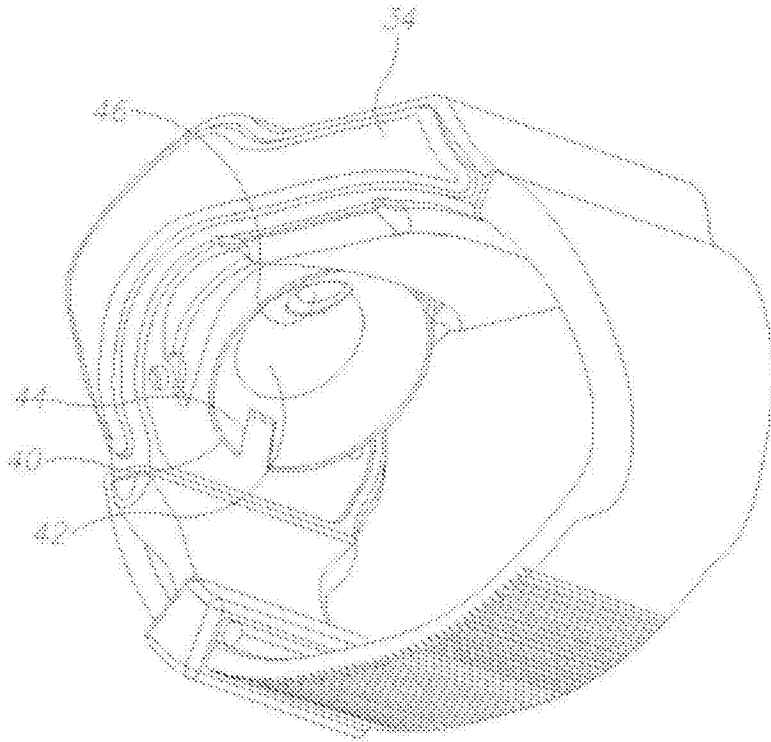


图5

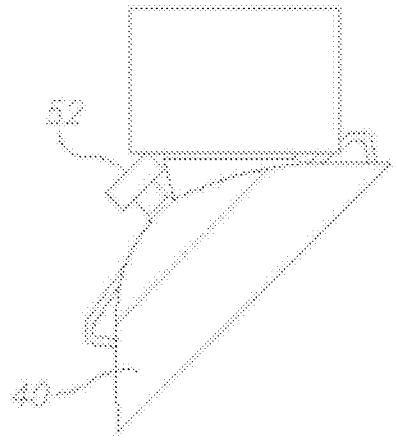


图6

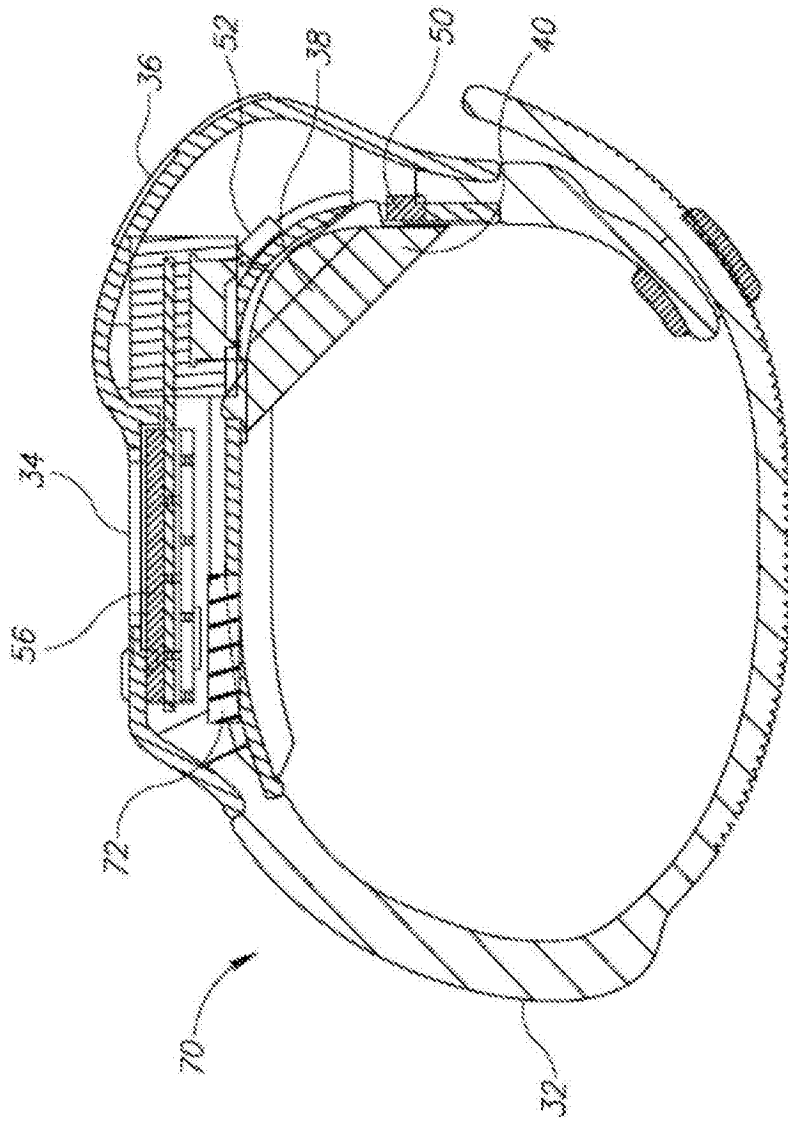


图7A

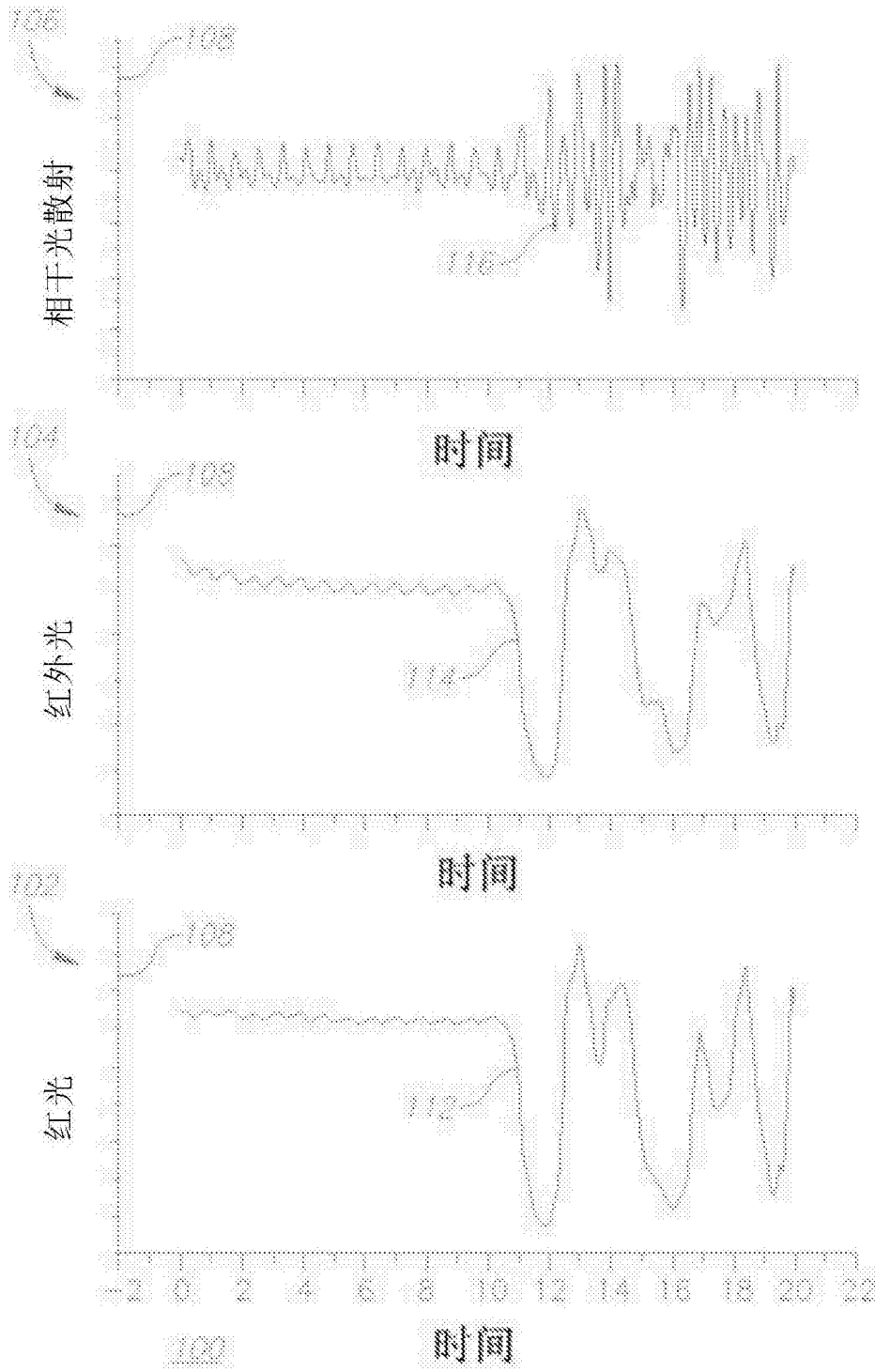


图8

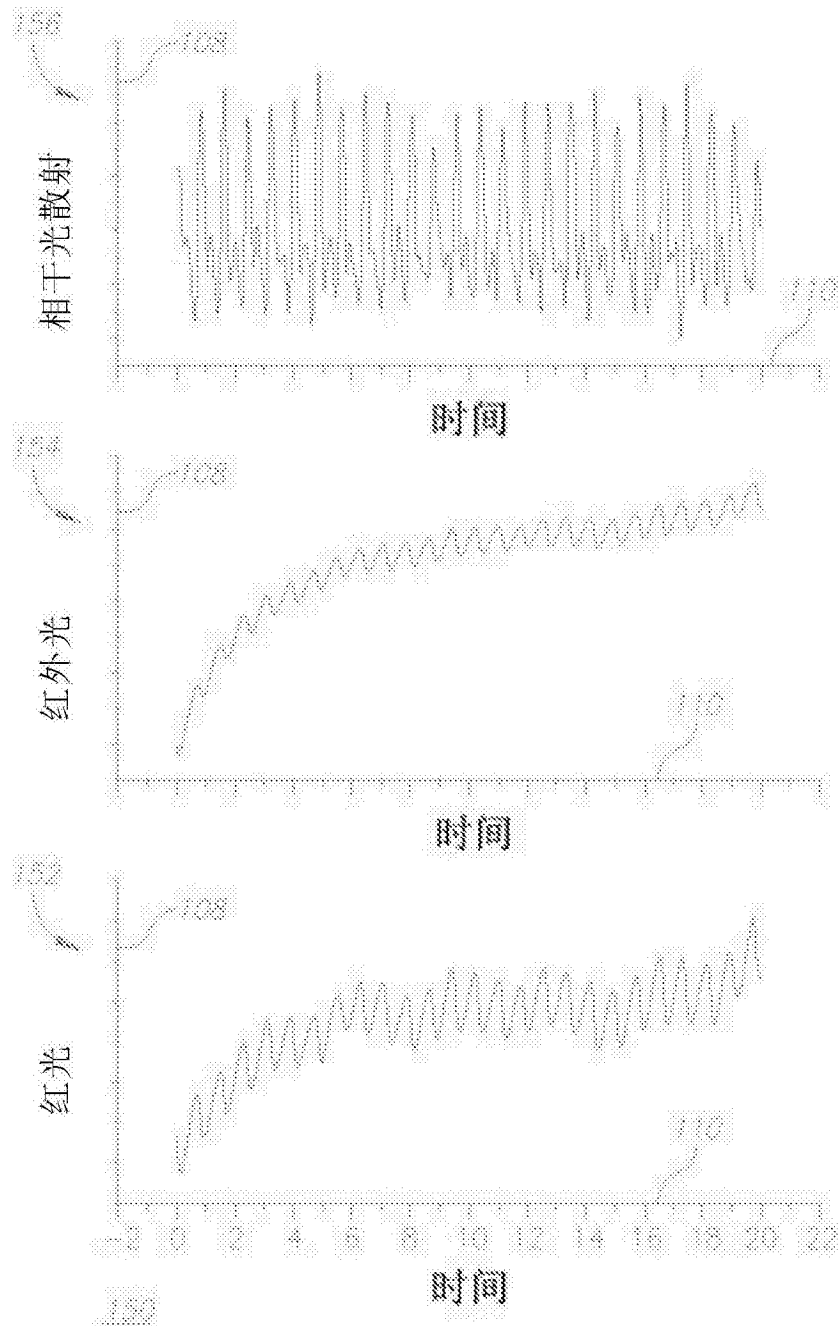


图9

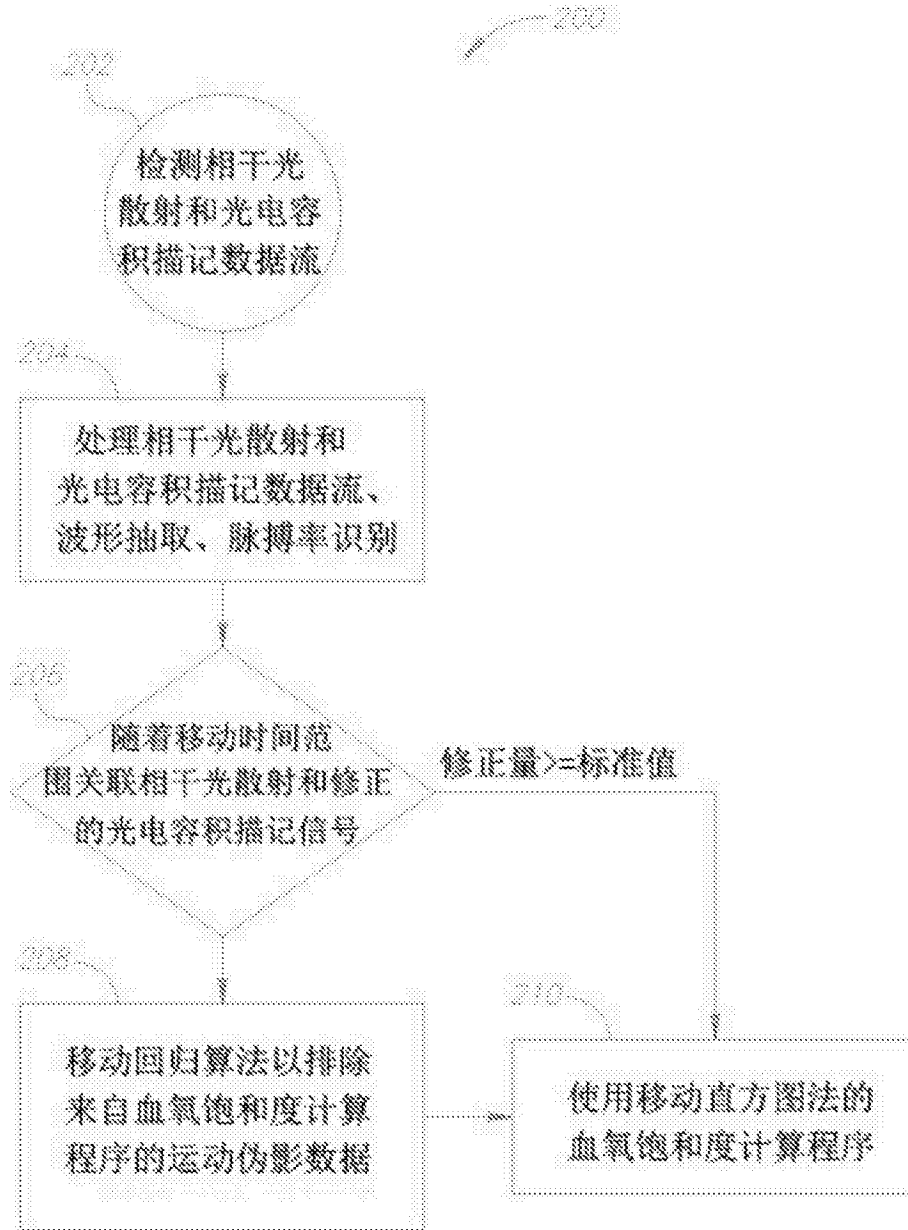


图10

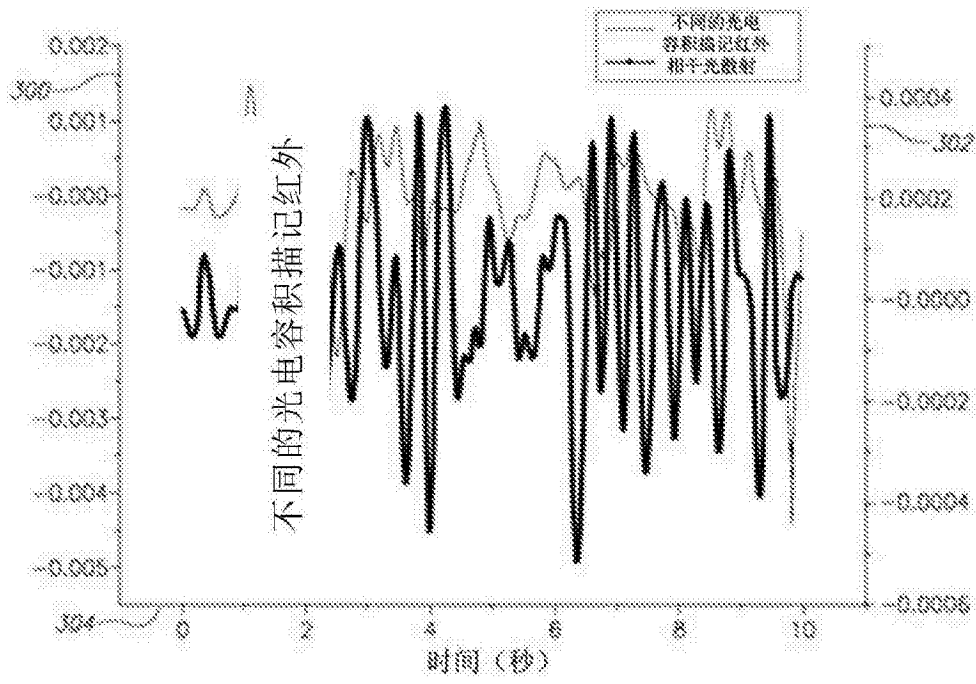


图11

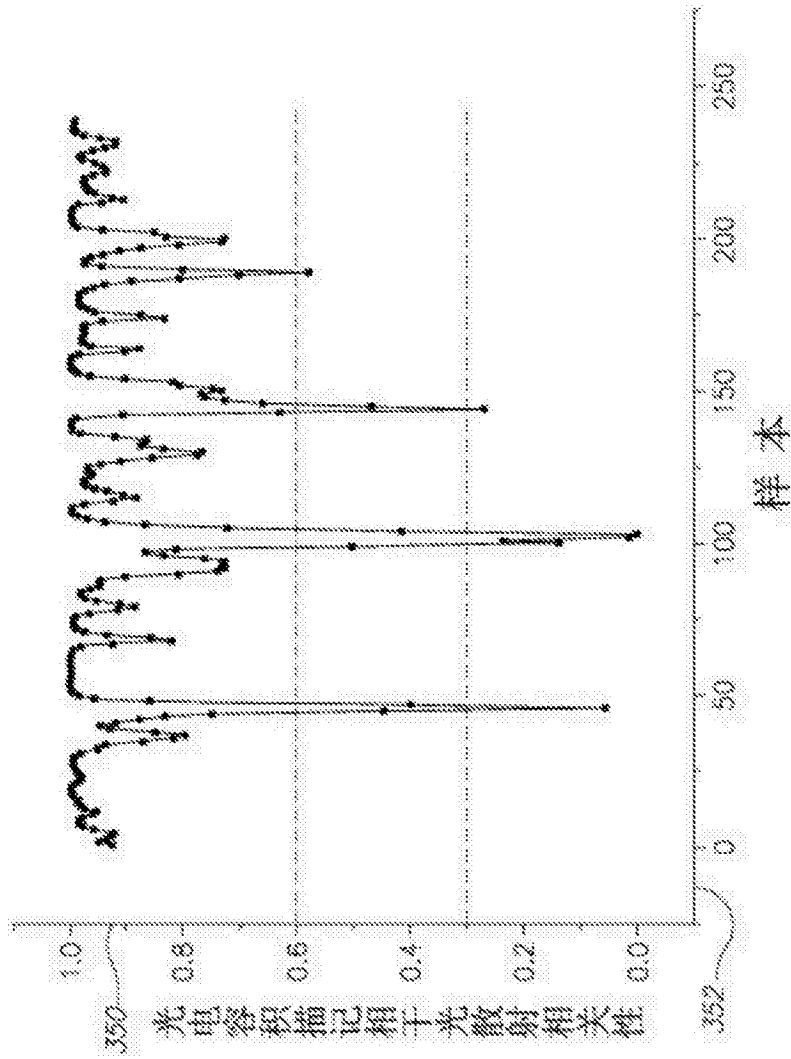


图12

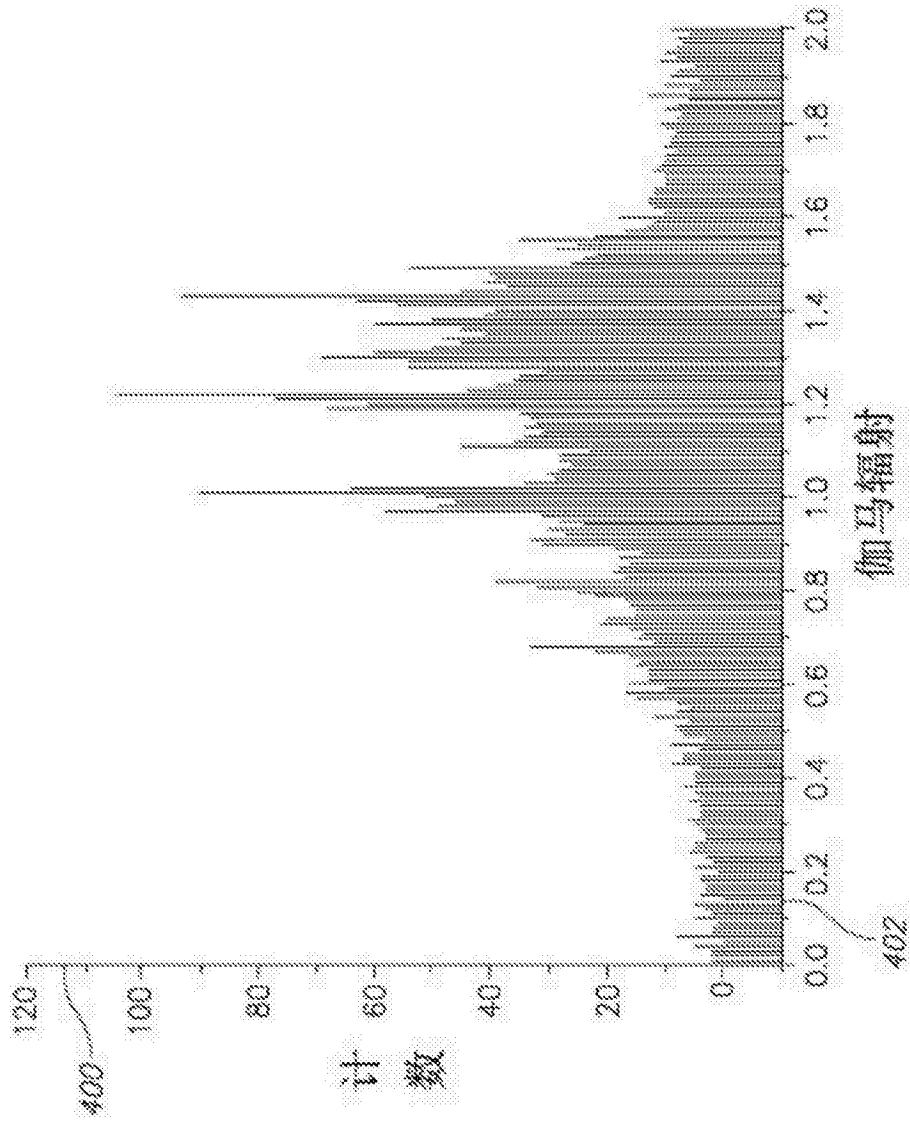


图13

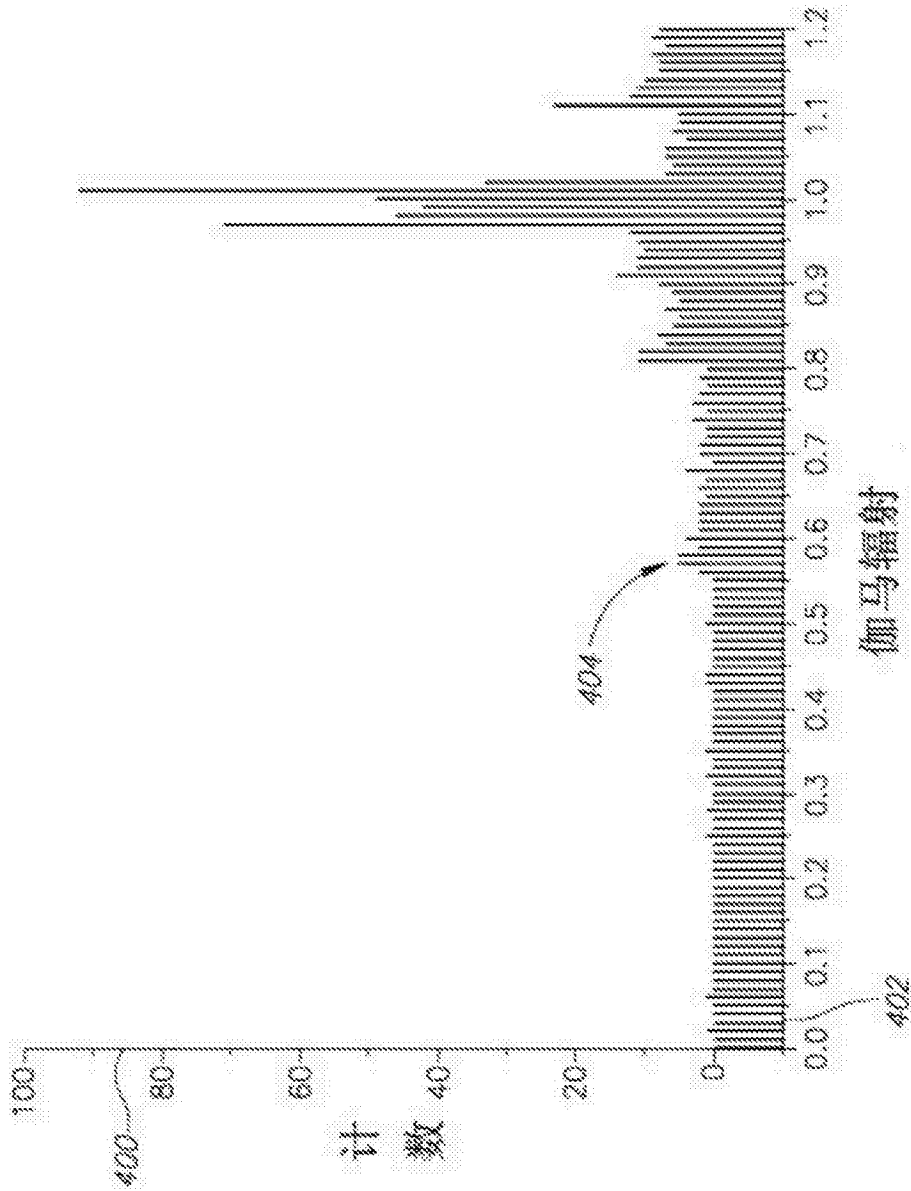


图14

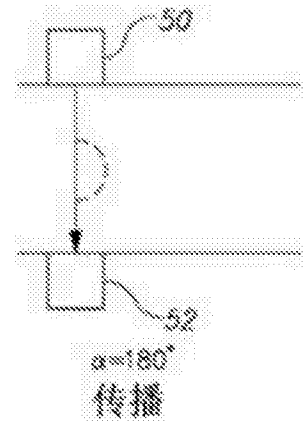


图15A现有技术

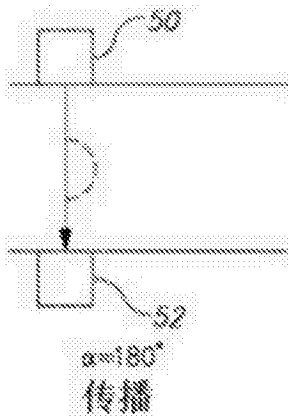


图15B现有技术

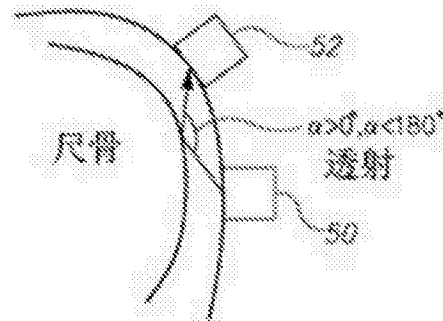


图15C

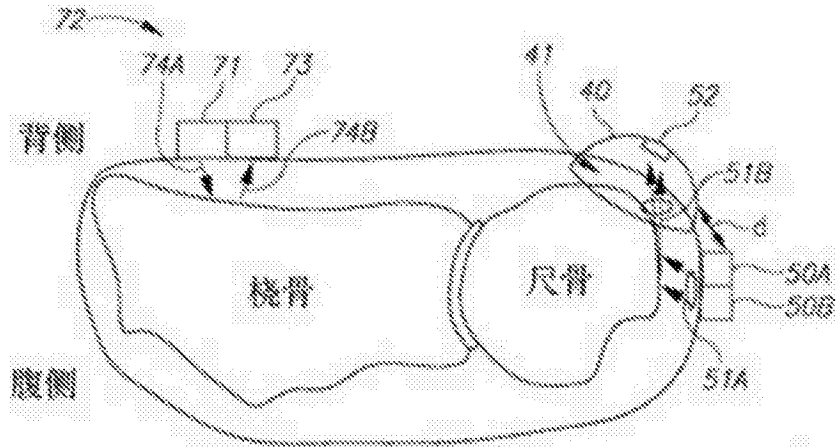


图16A

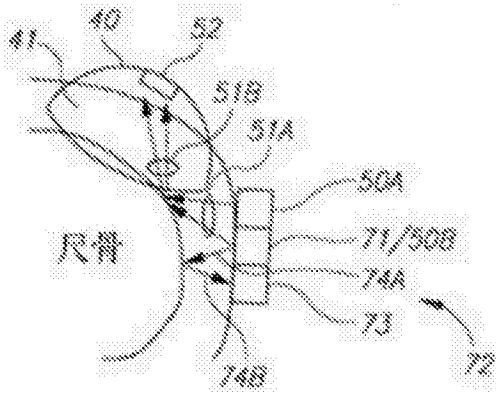


图16B

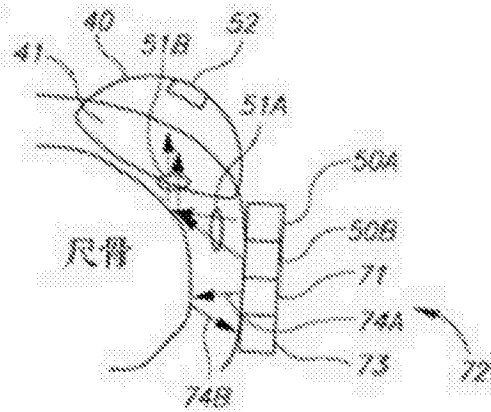


图16C

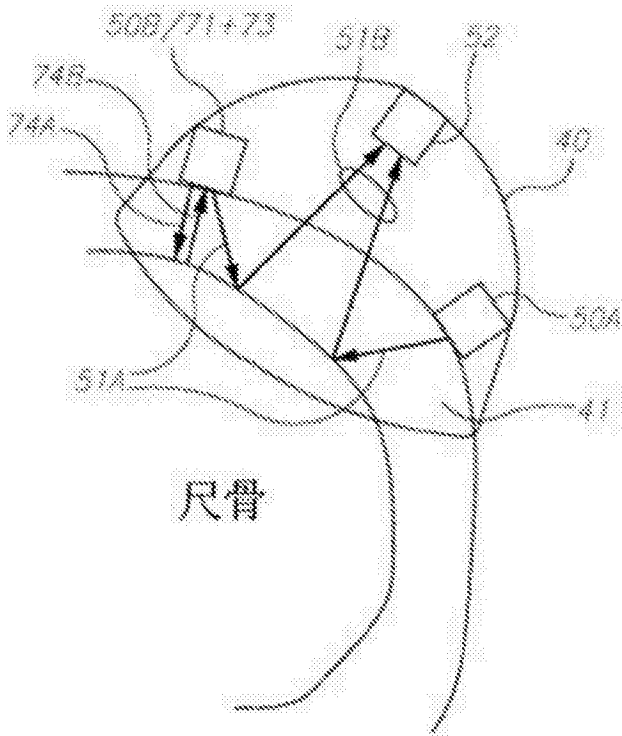


图16D

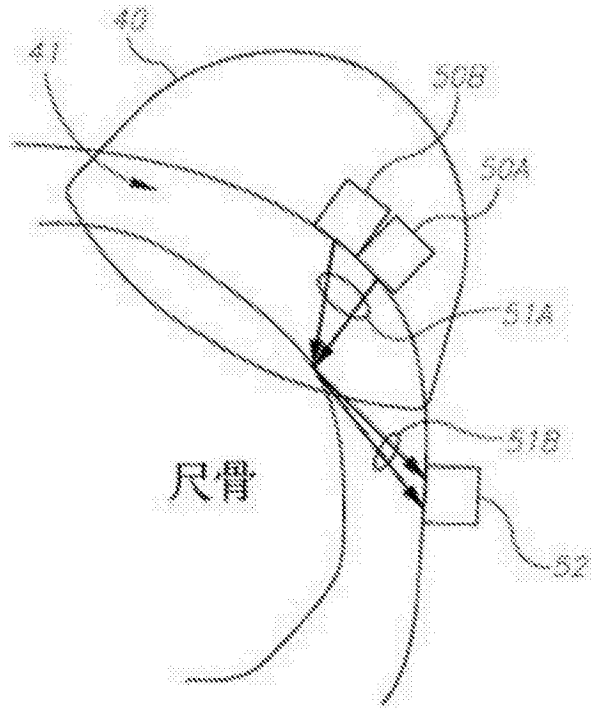


图16E

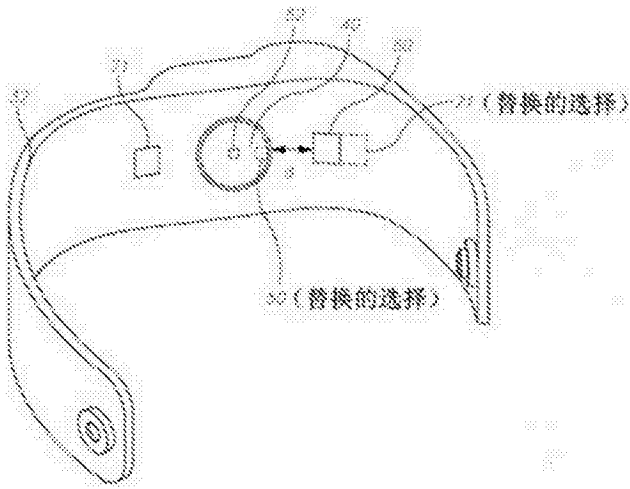


图17A

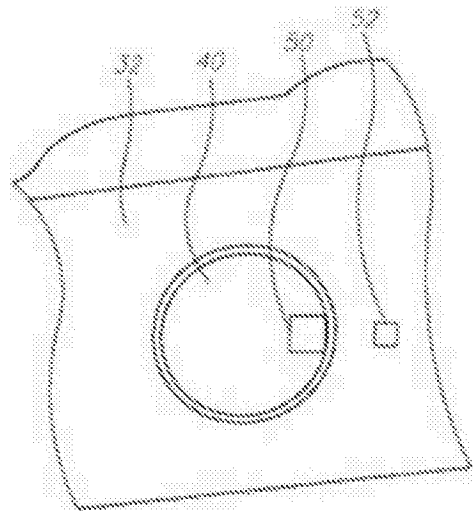


图17B



图18

专利名称(译)	可佩戴式脉搏血氧定量装置		
公开(公告)号	CN103906468B	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201280053389.5	申请日	2012-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥希顿医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	奥希顿医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥希顿医疗有限公司		
[标]发明人	里昂艾森 伊利亚法因 里奥尼德戈迪诺夫		
发明人	里昂·艾森 伊利亚·法因 里奥尼德·戈迪诺夫		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/14551 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/7278 A61B5/742		
代理人(译)	张良		
优先权	61/528851 2011-08-30 US 2011014881 2011-08-30 GB		
其他公开文献	CN103906468A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种安装在腕带上并具有圆顶型结构的固定在尺骨末端之上区域中的脉搏血氧定量装置。该区域被作为测量区域。测量通过位于固定区域之上的检测器来进行，其检测通过具有不同波长的被设置在固定区域的边缘的光源发射的光线。因此，被测量的反射光既不处于反射模式中也不处于传播模式中，而是在与发射光线处于20°到160°的角度之间。被称为透射的该模式使得可以取得极好的信号噪声比，这一模式首次使得对腕上的血氧定量数据进行持续和可靠的测量成为可能。

