



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101808570 B

(45) 授权公告日 2013. 08. 28

(21) 申请号 200880108672. 7

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2008. 09. 24

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/00 (2006. 01)

07117427. 0 2007. 09. 27 EP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

WO 96/39927 A1, 1996. 12. 19, 全文.

2010. 03. 25

WO 98/15224 A2, 1998. 04. 16, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

CN 1326328 A, 2001. 12. 12, 全文.

PCT/IB2008/053874 2008. 09. 24

WO 2006/085278 A2, 2006. 08. 17, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

W02009/040740 EN 2009. 04. 02

WO 2006/126152 A1, 2006. 11. 30, 全文.

US 2004/0034294 A1, 2004. 02. 19, 全文.

审查员 李林霞

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·普雷苏勒 C·海因克斯

O·祖赫 G·N·加西亚莫利纳

G·霍夫特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

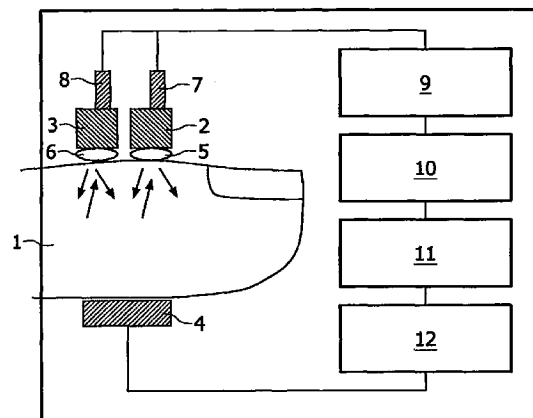
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

血氧计

(57) 摘要

本发明涉及一种用于测量活组织中流动血液的氧合和至少一个其他参数的血氧计。根据本发明，血氧计包括：向组织中发射不同波长光的两个光源 (2, 3)，以及用于探测发射到所述组织中的光的透射和 / 或反射部分的优选的光探测器，其中至少一个所述光源是具有发射激光束的激光腔的激光器，所述激光器适于让激光束中被所述组织散射的部分再次进入所述激光腔中，并且其中提供用于测量从所述激光器发射的光的激光束传感器 (7, 8)，因此，所述激光束传感器 (7, 8) 获得根据原始激光束和散射激光束之间的自混合干涉效应而变化的信号。因此，提供了这样的血氧计，这种血氧计在低灌注下性能良好且还能够进行可靠的测量。



1. 一种用于测量活组织中流动血液的氧合和至少一个其他参数的血氧计,包括:
向所述组织中发射不同波长的光的两个光源 (2,3),其中
所述光源 (2,3) 中的至少一个是具有发射激光束的激光腔的激光器,所述激光器适于让所述激光束中被所述组织散射的部分再次进入所述激光腔中,其中
提供用于测量从所述激光器发射的光的激光束传感器 (7,8),由此,所述激光束传感器 (7,8) 获得根据原始激光束和散射激光束之间的自混合干涉效应而变化的信号,并且
其中,提供光探测器 (4),用于探测发射到所述组织中的光的透射和 / 或反射部分,并且
且
提供运动探测器 (11),用于基于所述激光束传感器 (7,8) 的信号和所述光探测器 (4) 的信号探测被辐照的所述组织的运动。
2. 根据权利要求 1 所述的血氧计,其中,提供透镜 (5,6),用于将所述激光束通过所述透镜 (5,6) 照射到所述组织中,所述透镜 (5,6) 具有等于或小于 2mm 的焦距。
3. 根据权利要求 2 所述的血氧计,其中,所述透镜 (5,6) 适于直接接触被照射的所述组织。
4. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的血氧计,其中,提供用于所述激光器的脉冲操作的脉冲控制器 (9)。
5. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的血氧计,其中,提供力致动器 (13),用于以预定义压力将所述激光器压到被照射的所述组织上。
6. 根据权利要求 5 所述的血氧计,其中,提供压力控制器 (14),用于施加随时间变化的预定义压力。
7. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的血氧计,其中,提供运动处理单元 (12),用于在探测到所述组织的运动时拒绝测量结果或基于探测到的所述组织的运动来校正测量结果。
8. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的血氧计,其中,两个光源 (2,3) 都分别被设计为具有激光束传感器 (7,8) 的激光器。
9. 根据权利要求 8 所述的血氧计,其中,提供 S02 单元 (10),用于基于两个所述激光束传感器 (7,8) 的信号确定和指示 S02 值。

血氧计

技术领域

[0001] 本发明涉及血氧计和活组织中流动血液的氧合测量领域。

背景技术

[0002] 血氧计,尤其是脉搏血氧计被广泛用于测量患者血液的氧合情况,因为它们提供了监测氧饱和和血红蛋白比例的非侵入性简单方法。通过脉搏血氧定量法连续监测氧饱和度是一种护理标准,用于手术室、麻醉后护理室、危急护理室、急诊部等中。

[0003] 脉搏血氧计通常包括两个小的发光二极管,分别发射通常在频谱的红色和红外部分中的不同波长的光。利用光电二极管收集发射光中由患者身体一部分,通常为指尖或耳垂,的组织透射或反射的部分。由于这些不同波长在氧合血红蛋白及其脱氧形式之间的吸收不同,因此可以分别从所收集的红色和红外光的比例确定氧饱和的血红蛋白比例。从 US 5595176 可知这种脉搏血氧计。

[0004] W02006/126152A1 公开了一种葡萄糖传感器,用于对活体受检者中的葡萄糖浓度进行非侵入性测量。该系统包括:发光二极管和光电二极管,用于测量活组织血液中的血红蛋白和氧合血红蛋白浓度;激光器,用于生成测量光束并利用其辐照所述组织的一部分;探测器模块,用于收集被所述活体受检者反射的测量光束辐射;以及用于从所述测量光束辐射确定所述活组织的血流速度的模块。用于确定血流速度的模块包括自混合干涉测量。W098/15224 公开了一种用于测量活组织中流动血液氧合的光学传感器。为了减少由于活组织的运动造成的伪迹,光学传感器适于放置在指甲上并具有小质量。

[0005] 常规脉搏血氧计的本质特征是它们依赖于所收集信号的脉搏部分,以便将脉动的血流与静态组织区分开。因此,脉搏血氧定量法在低血液灌注下性能较差。此外,对于这种测量而言患者的不自主运动可能会带来麻烦,导致测量精度不佳或测量结果有缺陷。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供这样一种血氧计,其在低灌注下性能良好且还能够进行可靠的测量。

[0007] 通过一种用于测量活组织中流动血液的氧合和至少一个其他参数的血氧计实现这一目的,包括:

[0008] 向组织中发射不同波长光的两个光源,其中

[0009] 所述光源中的至少一个是具有发射激光束的激光腔的激光器,所述激光器适于让激光束中被所述组织散射的部分再次进入所述激光腔中,其中

[0010] 提供用于测量从所述激光器发射的光的激光束传感器,因此,所述激光束传感器获得根据原始激光束和散射激光束之间的自混合干涉效应而变化的信号,并且其中提供用于探测发射到组织中的光的透射和/或反射部分的光探测器 4,并提供运动探测器 11 以基于所述激光束传感器 7,8 的信号和所述光探测器 4 的信号来探测被辐照的组织的运动。

[0011] 因此,本发明的重要特征在于,将血氧计的至少一个光探测器设计为适于自混合

干涉测量 (SMI) 的激光器。这意味着允许从激光器发射且被组织散射的光再次进入激光腔。反射回激光腔中的光和激光腔中已经存在的光之间的干涉导致激光器中的功率波动。可以利用激光束传感器测量这些功率波动, 由于再次进入激光腔的光是被从运动物体, 例如运动的血细胞反射回来的, 从而其频率是被多普勒频移的。结果, 激光腔中的功率波动由多普勒频率确定。因此, 可以利用已知的将频移与速度关联在一起的多普勒公式测量运动血细胞的速度。于是, 本发明提供了在具有下文所述多项优点的单个装置中进行血氧定量和激光速度测量的可能。

[0012] 此外, 提供光探测器, 用于探测发射到所述组织中的光的透射和 / 或反射部分。该光探测器能够进行常规脉搏血氧定量法。

[0013] 此外, 提供运动探测器, 用于基于所述激光束传感器的信号和所述光探测器的信号探测被辐照的组织运动。此外, 根据本发明的优选实施例, 提供运动处理单元, 用于由于探测到组织运动而拒绝测量结果或基于探测到的组织运动校正测量结果。这意味着, 根据本发明的这一优选实施例, 分别利用光探测器和激光束传感器接收的两个不同信号, 以便消除或至少探测源于被辐照的组织相对于激光器的相对运动而非来自血流本身的伪迹。如果探测到组织相对于激光器的运动太大, 测量还可能校正这种测量, 这意味着即使组织相对于激光器运动也获得了可靠结果。

[0014] 通常, 可以直接将激光束辐照到组织上而无需任何额外的光学部件。然而, 根据本发明的优选实施例, 提供透镜以通过该透镜向组织中照射激光束。对于该透镜而言, 可以使用不同的焦距。然而, 根据本发明的另一优选实施例, 用于向组织中照射激光束的透镜的焦距等于或小于 2mm。通过这种方式, 收集到光的反射部分, 从而更多光可以再次进入激光腔中。因此, 来自激光束传感器的信号表现了更好的 S/N 比。

[0015] 通常, 在操作血氧计期间, 可以将被照射组织保持距激光器和 / 或透镜一定距离。这意味着会在激光器和组织之间提供空气间隙。然而, 根据本发明的优选实施例, 透镜适于直接接触被照射组织。这样的优点在于可以避免组织相对于激光器的运动或至少使其最小化。因此, 可以减轻由于组织运动导致的多普勒频移效应。

[0016] 可以连续地操作血氧计。然而, 根据本发明的优选实施例, 提供脉冲控制器以实现激光器的脉冲操作。尤其是, 该脉冲控制器可以适于在 20ms 或更少的测量时间期间以大约 1Hz 的操作频率操作激光器。这允许在低功率状态下操作, 对于所用种类的电源而言, 尤其是在血氧计作为便携式装置的情况下, 这是有利的。

[0017] 通常, 血氧计无需必须包括任何额外设施。然而, 根据本发明的优选实施例, 提供力致动器以通过预定义压力向被照射组织挤压激光器。如下文进一步更详细所述, 这样提供了额外测量血压的可能。

[0018] 通常, 力致动器的压力可以是预定义的恒定压力。然而, 根据本发明的优选实施例, 提供压力控制器以施加随时间变化的预定义压力。这能够进行精确的血压测量。

[0019] 如上所述, 如果仅将血氧计光源之一设计为激光器, 就足够了。然而, 根据本发明的优选实施例, 两个光源都被设计成分别具有对应激光束传感器的激光器。这实现了下文所述的更多可能性。

[0020] 通常, 血氧计适于基于被光探测器接收的光强度与分别从第一光源和 第二光源透射和 / 或反射的光强度的比例提供 SpO₂ 值。然而, 根据本发明的优选实施例, 提供 S_O₂

以基于两个激光束传感器的信号确定和指示 S02 值。这意味着,根据本发明的这一优选实施例,不仅能够在灌注足够的正常情况下测量和指示血液氧合,而且能够在由于心跳最小而导致血流脉动时在低灌注下进行测量和指示。此外,本发明的这一优选实施例还能够快速启动血氧计,因为可以在第一测量周期中进行 S02 测量,第一测量周期可以短到 20ms 或更少。

附图说明

[0021] 参考下文所述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得明了并得到阐述。

[0022] 在附图中:

[0023] 图 1 是根据本发明第一优选实施例的血氧计示意图;

[0024] 图 2a 是在两个时刻,即在动脉脉动期间和非脉动动脉,红外激光的多普勒频移谱曲线图;

[0025] 图 2b 是随时间变化的频谱的脉动部分的曲线图;

[0026] 图 3 示出了利用脉搏血氧定量光电二极管和红色激光器的监测光电二极管取得的光谱;

[0027] 图 4 是根据本发明第二优选实施例的血氧计示意图;

[0028] 图 5 示出了监测光电二极管频谱随着心动周期的变化;

[0029] 图 6a 示出了在使劲按压指尖时测到的心脏搏动;

[0030] 图 6b 示出了在轻柔按压指尖时测到的心脏搏动;以及

[0031] 图 7 分别示出了心舒期和心缩期的过渡。

具体实施方式

[0032] 从图 1 可以看到根据本发明第一优选实施例的血氧计示意图。这种血氧计用于患者的指尖 1 上,包括在光谱红色部分中发光的红光激光器 2、在光谱红外部分中发光的红外激光器 3 和脉搏血氧定量光电二极管 4。红光激光器 2 和红外激光器 3 均分别拥有透镜 5、6 和监测光电二极管 7、8。两个透镜 5、6 都具有 1.5mm 的焦距,并分别在指尖 1、红光激光器 2 和红外激光器 3 之间提供。由于指尖 1 直接接触透镜 5、6,因此指尖 1 相对于激光器 2、3 的相对运动得到最小化。此外,分别提供用于红光激光器 2 和红外激光器 3 的监测光电二极管 7、8 以测量从每个激光器 2、3 发射的光。

[0033] 如下操作图 1 所示的根据第一优选实施例的血氧计:由于红光激光器 2 在 660nm 的波长操作,红外激光器 3 在 950nm 的波长操作,因此可以通过常规公知方式使用脉搏血氧定量光电二极管 4 接收的信号来通过脉搏血氧定量法确定血液的氧合情况。此外,由于红光激光器 2 和红外激光器 3 都适于使分别由这些激光器 2、3 发射的激光束的一部分再次进入相应激光腔,所以在激光器 2、3 中实现了自混合干涉效应。这意味着,由于再次进入相应激光器 2、3 腔中的激光束一部分,因此发生激光器 2、3 的功率波动。在监测光电二极管 7、8 的帮助下观察这些功率波动,监测光电二极管 7、8 测量从相应激光器 2、3 发射的光。

[0034] 如上文已经所述,激光器 2、3 的功率波动是由于再次进入相应激光器 2、3 的激光束部分因为光在运动的红细胞处被反射而发生多普勒频移。根据多普勒公式,多普勒频移与红细胞的速度相关:

$$[0035] \quad \Delta f = \frac{2v}{\lambda} \quad (1)$$

[0036] 其中, Δf 是多普勒频移, v 是红细胞的速度, λ 是照射的波长。

[0037] 从图 2a 可以看出在两个时刻,即在动脉脉动期间和非脉动动脉,红外激光器 3 的多普勒频移谱。这意味着多普勒频移谱包括两部分:脉动部分 (p) 和非脉动部分 (np)。脉动部分涉及在动脉中运动的血液的一部分。在这里,流动血液的量随着脉搏以及速度分布而变化。如所周知,静脉中血液速度是恒定的,不会“感知”到脉搏。于是,静脉在频谱的非脉动部分中反映出来。从图 2b,示出了频谱的脉动部分及其随时间的变化。这反映出心脏搏动。

[0038] 根据本文描述的第一优选实施例,将这种多普勒频移信息与常规血氧计组合。单个红细胞散射的激光量不会显著取决于氧浓度。然而,被吸收的光量强烈取决于氧浓度。这是常规脉搏血氧定量法的原理:动脉中氧越多,就吸收越多的红外光且吸收越少的红光。

[0039] 可以通过类似于通常脉搏血氧定量法的方式分析多普勒频谱。例如,红光激光器 2 的脉动区域中的频谱能量可以视为:

$$[0040] \quad S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, t) \quad (2)$$

[0041] 这个值根据患者脉搏而随时间变化。于是,这个值的一部分代表动脉中流动的血液散射的光,考虑对应的频率范围可以更好地研究这部分,然后可以将其与速度相关:

[0042]

$$S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, t) = S_{\text{红光}}^{\text{恒定}}(\omega_1, \omega_2) + S_{\text{红光}}^{\text{动脉}}(\omega_1, \omega_2, t) \quad (3)$$

[0043] 如果仅考虑单散射事件,可以在一定程度上假设被动脉反射的成分与负责散射的红细胞数量成比例,从而与在动脉中脉动的血液量 $B(t)$ 成比例:

[0044]

$$S_{\text{红光}}^{\text{动脉}}(\omega_1, \omega_2, t) \approx B(t) f_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, c_A, c_V) \quad (4)$$

[0045] 第二项 $f_{\text{红光}}$ 在时间上是恒定的,并且分别取决于动脉和静脉中的氧浓度 c_A 和 c_V 以及其他本地因子,例如血细胞速度的分布。它直接量化了被吸收的该频率范围 (ω_1, ω_2) 内光的量。

[0046] 如果测量脉冲中的变化,这会获得:

$$[0047] \quad \Delta S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, t) \approx \Delta B(t) f_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, c_A, c_V) = (5)$$

[0048]

$$= \Delta S_{\text{红光}}^{\text{动脉}}(\omega_1, \omega_2, t) = \Delta B(t) f_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, c_A)$$

[0049] 如脉搏血氧定量法通常所做,仅可以看到动脉的变化。此外,如果简化到单散射时间,这仅仅与动脉散射的血液相关。

[0050] 可以针对红外激光器 3 写出同样的表达式,其中脉动血液的量 $B(t)$ 相同:

$$[0051] \quad \Delta S_{\text{红外}}(\omega_1, \omega_2, t) \approx \Delta B(t) f_{\text{红外}}(\omega_1, \omega_2, c_A) \quad (6)$$

[0052] 通过两者相除,可以消除给出脉动血液量的项 $B(t)$:

[0053]

$$\frac{\Delta S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, t)}{\Delta S_{\text{红外}}(\omega_1, \omega_2, t)} = f(\omega_1, \omega_2, c_A) \quad (7)$$

[0054] 此外,可以对激光器 2、3 给出且可能随时间波动的光量进行校正:

[0055]

$$\frac{\Delta S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2, t) I_{\text{红外}}^{DC}}{\Delta S_{\text{红外}}(\omega_1, \omega_2, t) I_{\text{红光}}^{DC}} = f(\omega_1, \omega_2, c_A) \quad (8)$$

[0056] 如果不仅仅考虑单散射事件,则必需要使用函数 $f(\omega_1, \omega_2, c_A, c_V)$, 可以通过校准确定该函数。因此,在校准之后,可以通过比较红光和红外光谱测量动脉中氧浓度 c_A 和静脉中氧浓度 c_V 之间的关系。

[0057] 在超出单散射事件的情况下,必需要解除分别对应于静脉和动脉的两项。可以使用更多自由度,例如不同的频率范围。静脉和动脉中的速度分布不同,它们在多普勒频移光谱不同部分中将是不同的。此外,可以使用不脉动的项。这种项更多地涉及到不脉动的静脉中流动的血液。利用所有这种信息,能够更精确地分别确定动脉和静脉中的氧。

[0058] 以上项仅反映脉搏的变化。然而,可以将该方法扩展到在低灌注下的测量,在低灌注下几乎没有脉搏。在这种情况下,必须要依赖与时间无关的整个频谱,因为没有脉搏:

[0059]

$$\frac{\Delta S_{\text{红光}}(\omega_1, \omega_2) I_{\text{红外}}^{DC}}{\Delta S_{\text{红外}}(\omega_1, \omega_2) I_{\text{红光}}^{DC}} = f(\omega_1, \omega_2, c_A, c_V) \quad (9)$$

[0060] 如果对整个频谱积分,就接收到血液中的平均浓度。因此,这是 S_{O_2} 值。还可以在有意去除血液中脉动成分时使用这种方法。在这种情况下,当血液体积没有变化时,仍然可以使用公式 (9) 给出的多普勒信息获得血液的氧浓度。

[0061] 此外,还可以将这种方法用于低功耗和/或 S_{O_2} 血氧计的快速启动。这是可能的,因为在非常短时间内,即大约 10-20ms 内进行测量,且不必监测完整的脉搏。为了在低功率状态下操作,对于 S_{O_2} 测量而言,每秒钟仅将激光器 2、3 打开 10-20ms。激光器 2、3 的典型功耗在 cw 模式下大约为 1mW。于是,在脉动模式中可以实现微秒的十分之一。这也是可能进行快速启动的原因,因为不需要等待多个脉搏。

[0062] 从图 1 可以看出,为根据本发明第一优选实施例的血氧计提供用于在脉冲模式下操作血氧计的脉冲控制器 9 和用于如上所述确定和指示 S_{O_2} 值的 S_{O_2} 单元 10。此外,根据第一优选实施例的血氧计包括如下文所述操作的运动探测器 11 和运动处理单元 12:

[0063] 常规血氧计的主要问题之一是在患者不自主运动期间的运动伪迹。在患者的运动导致血氧计将运动不正确地解译为脉搏信号或在运动伪迹防止精确检测到患者真实脉搏信号时,出现这种伪迹。这可能导致假警报和错误测量结果增多。

[0064] 利用根据本发明第一实施例的血氧计,将两个光源都设计成适于自混合干涉测量的激光器 2、3。这提供了涉及血氧计相对于被辐照组织,如从患者指尖 1 处,的运动的额外信息。可以将这种信息用于校正脉搏血氧定量光电二极管 4 中存在的伪迹或简单地拒绝数据,因为检测到运动因此数据是不可靠的。

[0065] 图 3 示出了分别利用脉搏血氧定量光电二极管 4 和红光激光器 2 的监测光电二极管 7 取得的光谱。分别针对低频和高频示出了利用监测光电二极管 7 接收的信号,在两种情况下都针对其能量和第三动量。

[0066] 从利用脉搏血氧定量光电二极管 4 取得的频谱看出,在时间 20s 时,开始运动,于是在脉搏血氧定量光电二极管 4 的信号中不能观察到更多心脏搏动。为了避免对来自脉搏血氧定量光电二极管 4 的这种信号做出任何误解,为运动探测器 10 馈送来自监测光电二极

管 7 的信号。从图 3 可以看出,尤其是低频下来自监测光电二极管 7 的光谱在时间 20s 时表现出突出的信号变化(圈起的部分)。因此,通过监测来自监测光电二极管 7 的信号,可以检测到运动,从而可以由运动处理单元 12 拒绝测量结果。

[0067] 从图 4 可以看到根据本发明第二优选实施例的血氧计。与根据本发明第一优选实施例的血氧计相比,在这里,还提供了用于将激光器 2、3 压在指尖 1 的被照明部分上的力致动器 13 以及用于施加随时间变化的预定义压力的压力控制器 14。如下文所述,这样实现了同时测量血压的可能。

[0068] 监测光电二极管 7、8 测量指尖 1 内部的红细胞速度。为了看到这一信息,将测量数据分成 10ms 的时段。计算这些时段的每个的频谱。在图 5 中示出了这些频谱中的一些连同测量它们的相对时间,所有频谱都针对同样的力。

[0069] 图 5 示出了频谱在大约 10kHz 到 40kHz 频率之间上下“舞动”。这是心动周期的效果:频谱的这种变化的频率是心率。可以利用多普勒频移公式获得测量的速度,且它们对应于在与透镜 5、6 焦距对应的深度处的预期血流速度,根据本发明的优选实施例,焦距为 1.5mm。

[0070] 如果在特定频率范围中积分频谱并根据时间在该频谱中绘制能量,则可以根据时间绘制信号。所得的信号表示心脏搏动,并取决于所施加的力,如图 6 所示。

[0071] 在测量血压期间,由压力控制器 14 增大力致动器 13 将激光器 2、3 压在指尖 1 上的力,并针对力的每个值测量一定数量的频谱。在施加的压力低于舒张压时,血液在整个心动周期中都流动。在将指尖 1 上的压力增大到高于舒张压的值时,毛细血管破裂,血液停止流动。

[0072] 为了测量血压,可以确定监测光电二极管 7、8 之一的频谱中的主频率。频谱的“舞动”示出了大约 10kHz 到 40kHz 的频率范围。在增大指尖 1 上的力时,频谱的活跃(active)部分偏移到较低频率。这种偏移持续到 1kHz 和 2kHz 之间的频率是最活跃频率为止。活跃频率的这种偏移也是心舒和心缩过渡的指示。

[0073] 用于评估最活跃频率的方法如下:

[0074] 1. 对于每个心动周期,计算利用监测光电二极管 7 取得的所有频谱。

[0075] 2. 对于每个频率,评估所有这些频谱的最大值和最小值。

[0076] 3. 对于每个频率,计算该最大值和最小值的比例。

[0077] 4. 该比例最大时所处的频率是最活跃频率。

[0078] 5. 针对每个心动周期评估该主频率,并相对于力致动器 13 施加的力绘制主频率。

[0079] 图 7 中示出了所得图的范例,连同从高主频率到低主频率的过渡。通过在一分钟时间内缓慢增大指尖 1 上的力来测量这种过渡。可以看出,在力增大时,主频率减小。两种过渡分别指出手指反射器收缩期和舒张期过渡。

[0080] 结果,与常规血氧计相比,本发明实现了如下优点:

[0081] 血氧计对环境光更加鲁棒,因为它不像常规脉搏血氧定量法那样依赖于光的绝对强度。

[0082] 可以依赖不同的多普勒频移频率带和脉动成分测量静脉和动脉中的氧含量。

[0083] 多普勒频移血氧定量法提供了在低灌注下血液中氧的平均浓度,即静脉和动脉中氧的平均浓度。即使在这种情况下几乎可能没有脉搏,但存在来自运动血液的信号,且被组

织吸收的光量取决于氧浓度。

[0084] 可以在低功率状态下操作血氧计,因为它仅需要十分之几秒的测量,并且还可以在脉冲模式下操作它。因此,该装置还可以具有更快启动。尽管已经在附图和前述说明中展示和描述了本发明,应当将这种展示和描述视为例示性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域的技术人员通过研究附图、公开和所附权利要求实践所主张的发明,可以理解和实施对公开实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”不排除多个。在互不相同的从属权利要求中提到某些措施这一简单事实不表示不能出于有利的目的使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被理解为限制范围。

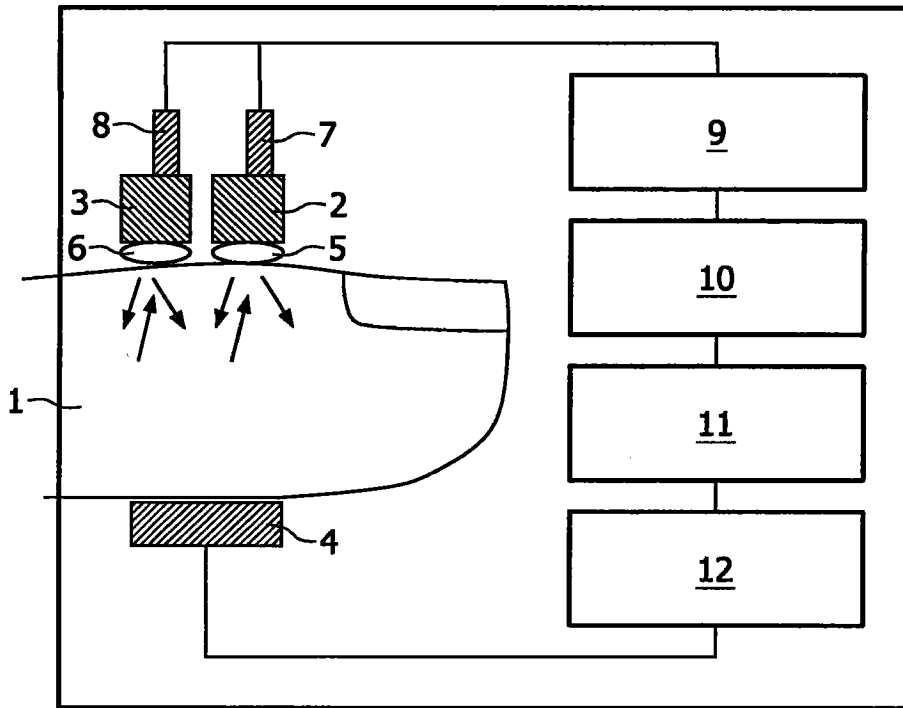


图 1

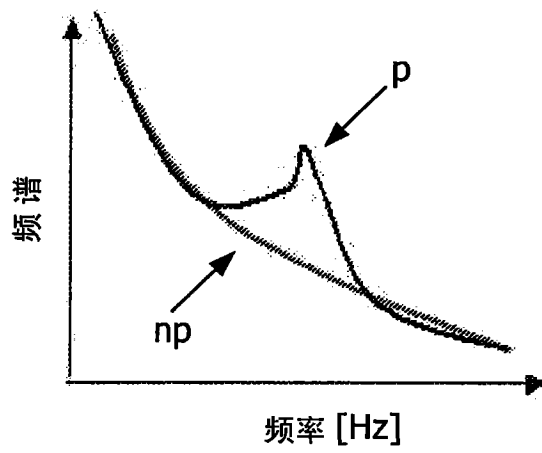


图 2A

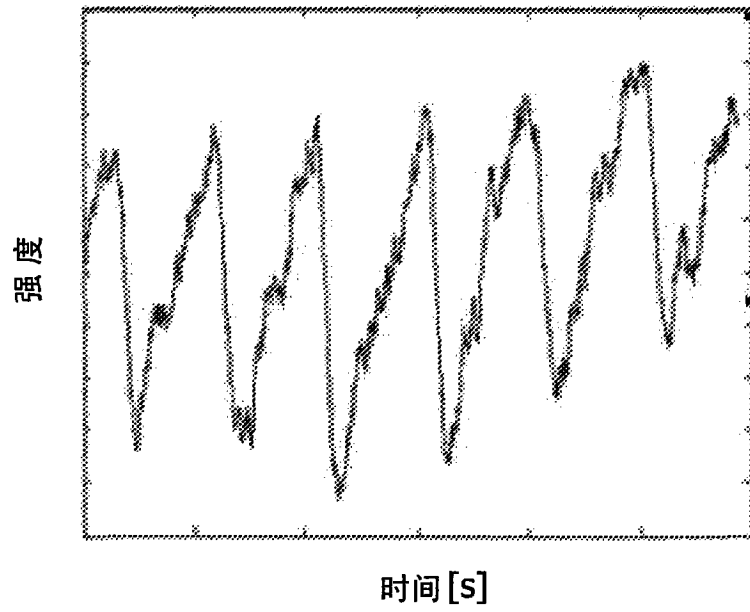


图 2B

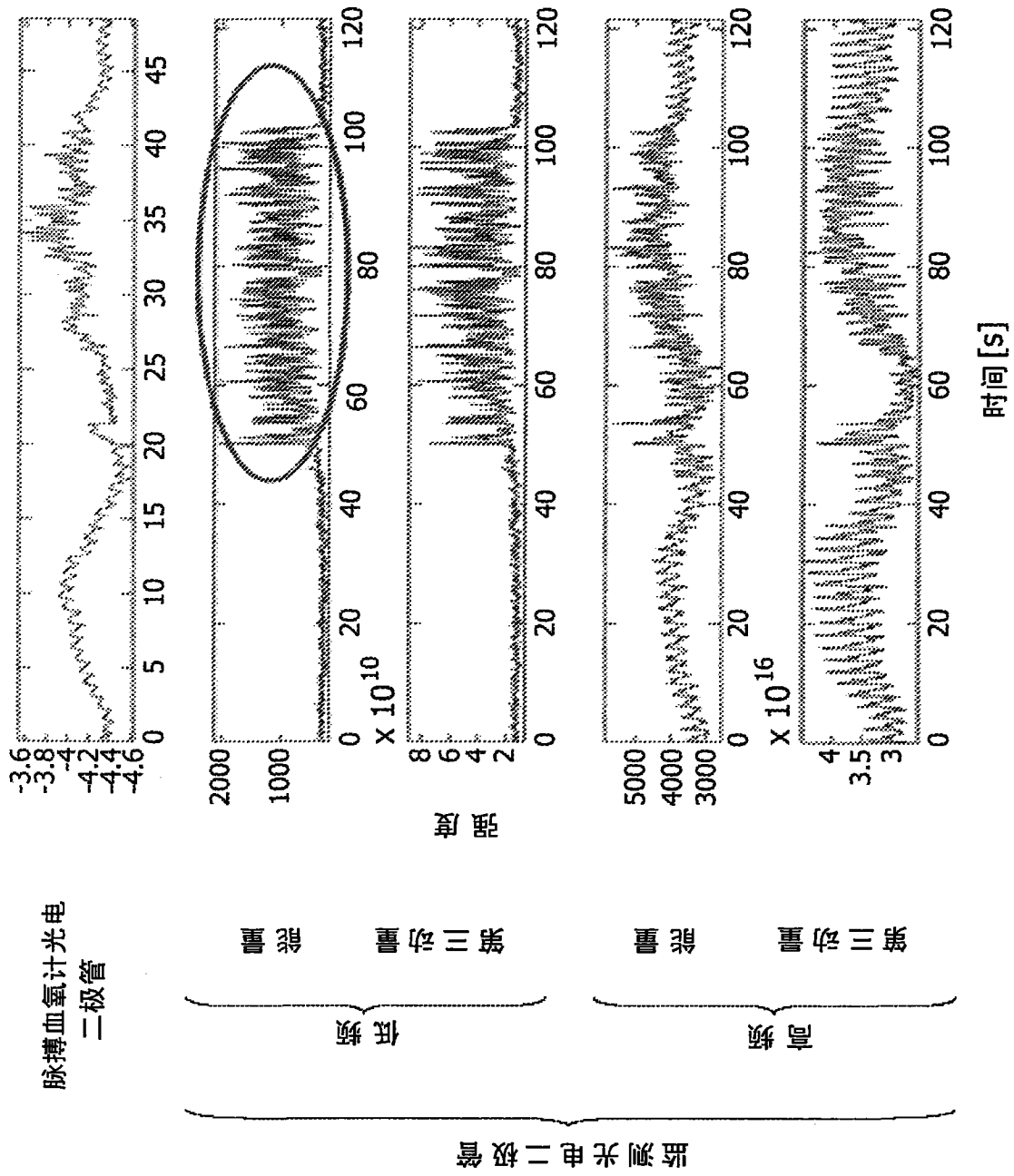


图 3

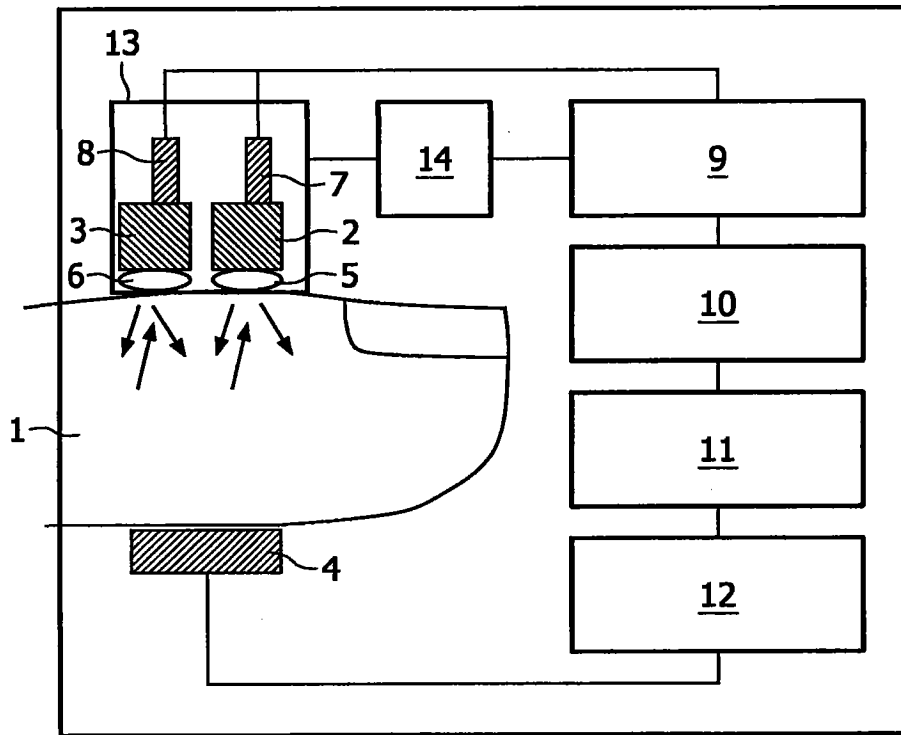


图 4

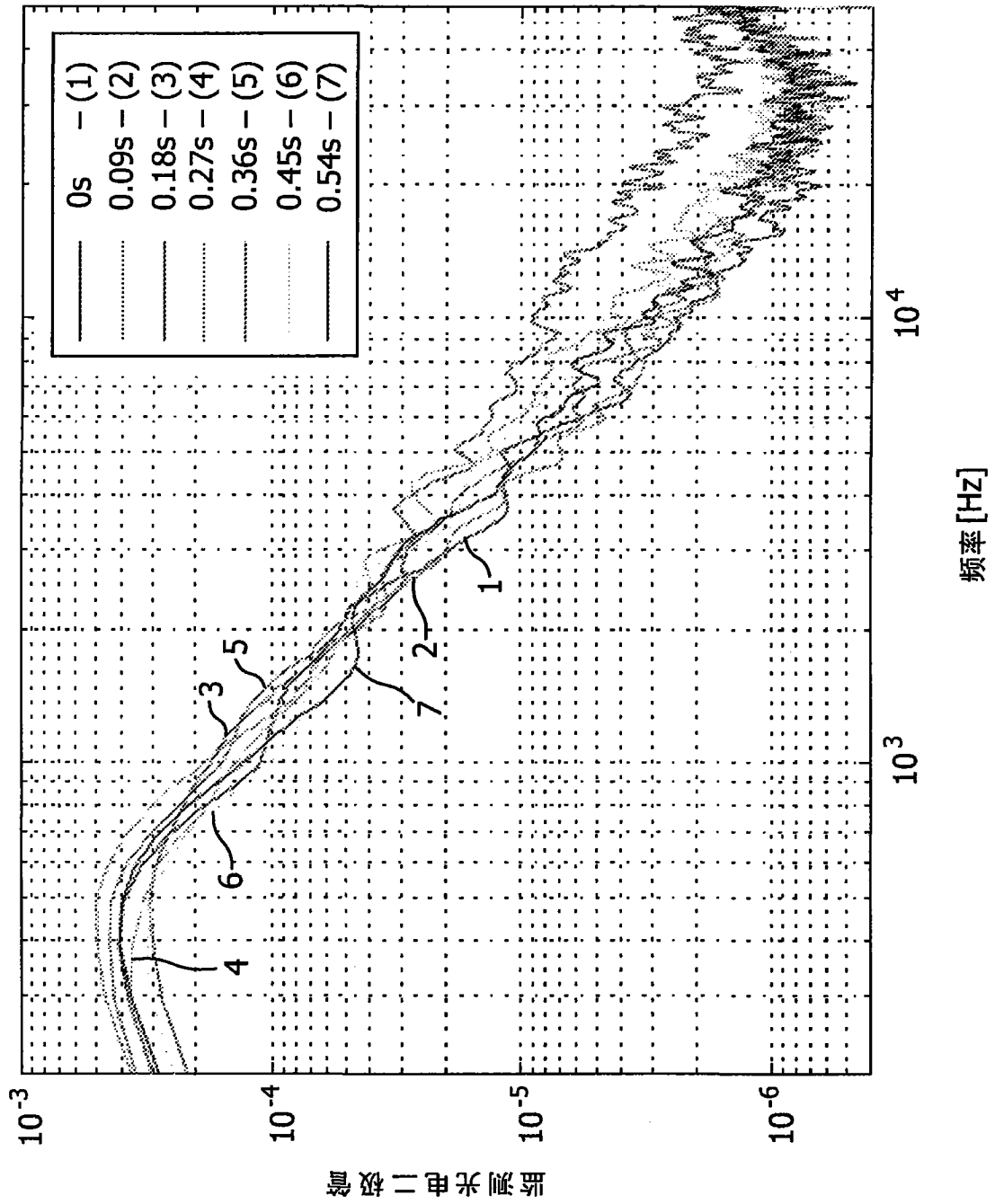


图 5

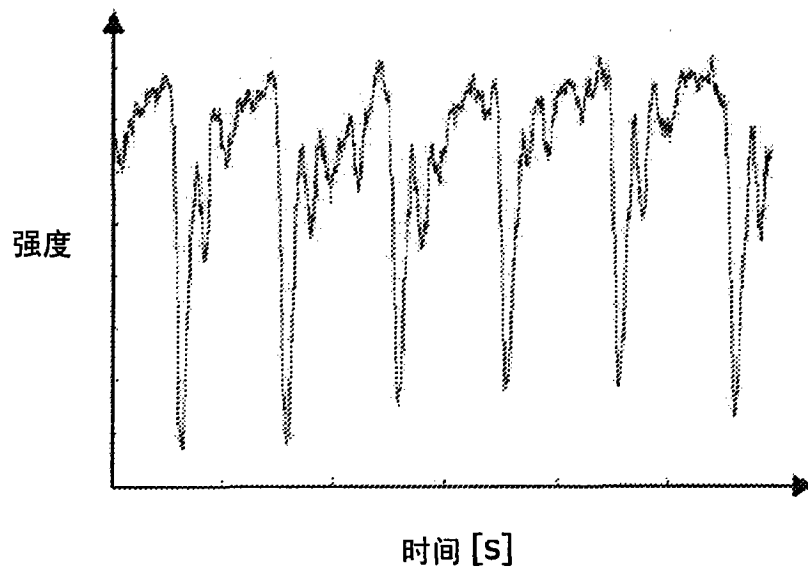


图 6A

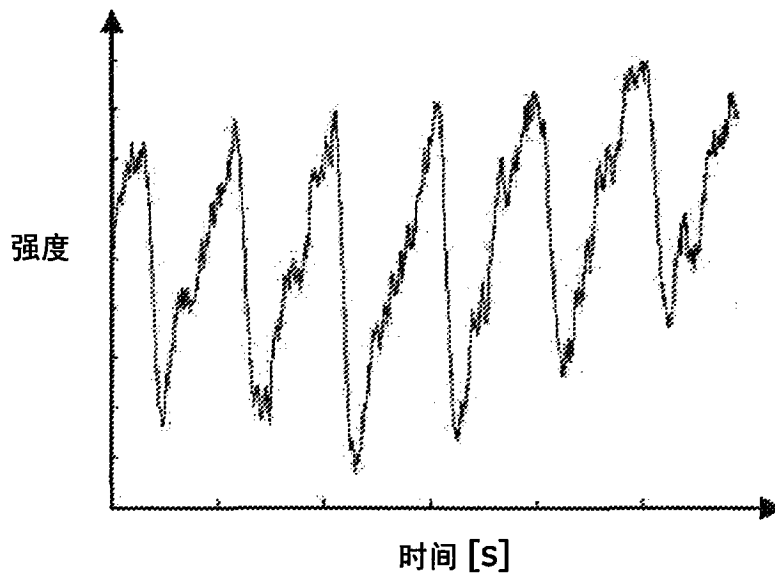


图 6B

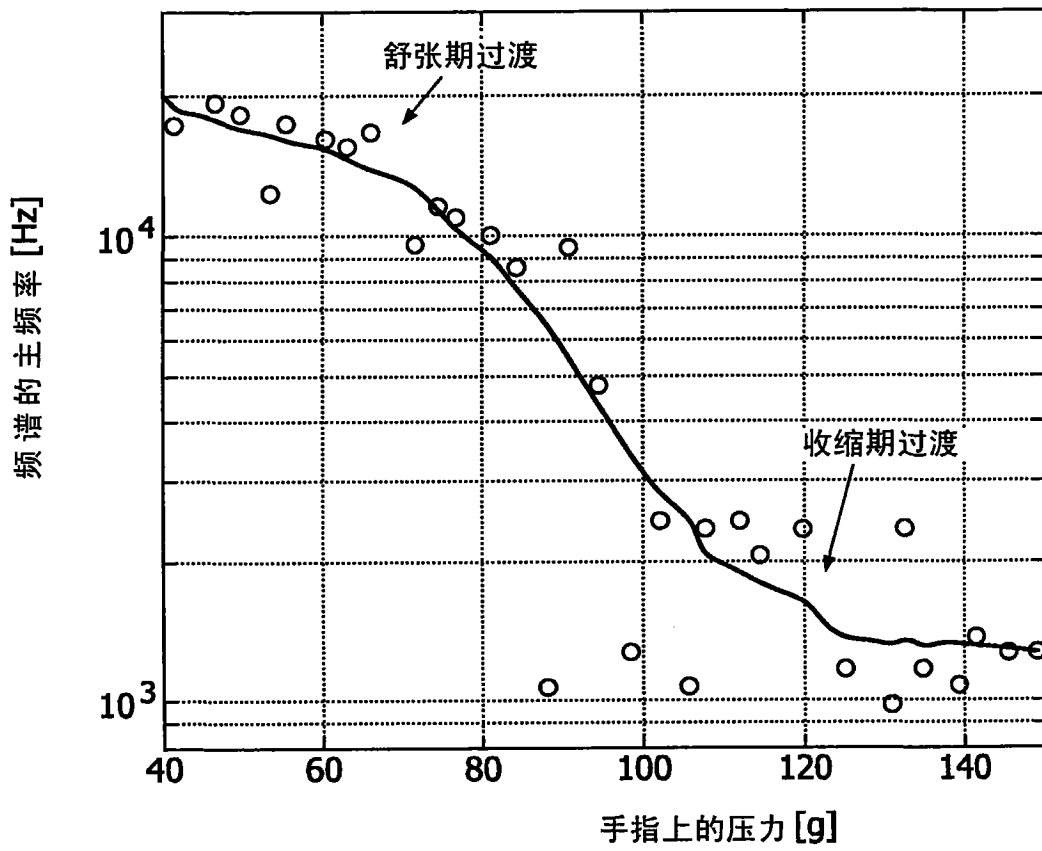


图 7

专利名称(译)	血氧计		
公开(公告)号	CN101808570B	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	CN200880108672.7	申请日	2008-09-24
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	C·普雷苏勒 C·海因克斯 O·祖赫 GN加西亚莫利纳 G·霍夫特		
发明人	C·普雷苏勒 C·海因克斯 O·祖赫 G·N·加西亚莫利纳 G·霍夫特		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/721		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2007117427 2007-09-27 EP		
其他公开文献	CN101808570A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量活组织中流动血液的氧合和至少一个其他参数的血氧计。根据本发明，血氧计包括：向组织中发射不同波长光的两个光源(2, 3)，以及用于探测发射到所述组织中的光的透射和/或反射部分的优选的光探测器，其中至少一个所述光源是具有发射激光束的激光腔的激光器，所述激光器适于让激光束中被所述组织散射的部分再次进入所述激光腔中，并且其中提供用于测量从所述激光器发射的光的激光束传感器(7, 8)，因此，所述激光束传感器(7, 8)获得根据原始激光束和散射激光束之间的自混合干涉效应而变化的信号。因此，提供了这样的血氧计，这种血氧计在低灌注下性能良好且还能够进行可靠的测量。

