



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101557752 B

(45) 授权公告日 2011.03.30

(21) 申请号 200780035495.X

(22) 申请日 2007.07.18

(30) 优先权数据

102006036920.3 2006.08.04 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.03.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2007/006362 2007.07.18

(87) PCT申请的公布数据

WO2008/014890 DE 2008.02.07

(73) 专利权人 尼尔鲁斯工程股份公司

地址 德国吕贝克

(72) 发明人 V·赫尔曼

(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 赵科

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61M 1/36(2006.01)

(56) 对比文件

WO 98/19592 A1, 1998.05.14,

US 2006/0009727 A1, 2006.01.12,

US 5553613 A, 1996.09.10,

CN 1573332 A, 2005.02.02,

CN 1198085 A, 1998.11.04,

WO 94/27495 A1, 1994.12.08,

US 5222496 A, 1993.06.29,

审查员 王金晶

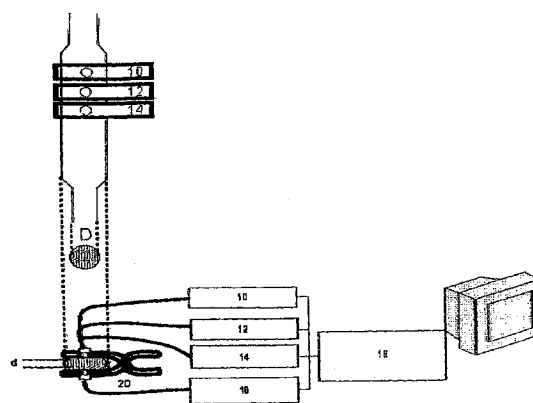
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 1 页

(54) 发明名称

脉动血中的葡萄糖浓度测量方法

(57) 摘要

一种用于持续测量脉动流动的血液中的血糖浓度的方法,具有以下步骤:确定第一测量周期期间的血糖浓度值,以及在随后的测量周期中重复地确定该值,其中在每个测量周期内多次采集血液对至少两个入射的 NIR 波长的透射能力和 / 或散射能力,计算与血糖浓度相关的指示值,通过将该指示值与事先确定的校准表进行比较来确定血糖浓度,确定在采集透射能力和 / 或散射能力期间的血液温度,持续测量脉动的血流的脉动持续时间,其中测量周期的持续时间被实时地调整为脉动持续时间的整数倍,其中从 1560-1630nm 的波长范围中选择该至少两个 NIR 波长中的第一 NIR 波长,从 790-815nm 的波长范围中选择该至少两个 NIR 波长中的第二 NIR 波长,以及计算该至少两个波长的透射能力和 / 或散射能力之比,其中该比例与血液温度有关地用作从校准表中读取血糖浓度的指示值。



1. 一种用于持续测量脉动流动的血液中的血糖浓度的方法, 具有以下步骤:
 - 确定第一测量周期的血糖浓度值, 以及
 - 在随后的测量周期中重复地确定该值, 其中在每个测量周期内, 多次采集血液对至少两个入射的 NIR 波长的透射能力和 / 或散射能力, 计算与血糖浓度相关的指示值, 并通过将该指示值与事先确定的校准表进行比较来确定血糖浓度, 其特征在于,
 - 确定在采集所述透射能力和 / 或散射能力期间的血液温度,
 - 持续地测量脉动的血液流动的脉动持续时间, 其中所述测量周期的持续时间被实时地调整为所述脉动持续时间的整数倍,其中从 1560-1630nm 的波长范围中选择所述至少两个 NIR 波长中的第一 NIR 波长, 从 790-815nm 的波长范围中选择所述至少两个 NIR 波长中的第二 NIR 波长, 以及计算所述至少两个波长的透射能力和 / 或散射能力之比, 其中该透射能力和 / 或散射能力之比与血液温度有关地被用于从所述校准表中读取血糖浓度的指示值。
2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 以高于 1MHz 的调制频率振幅调制地射入所述至少两个 NIR 波长。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其特征在于, 所述测量周期包括多个不重叠的、相同长度的时间窗, 其中在这些时间窗中分别采集相同数量的血液的透射能力和 / 或散射能力的测量值, 其中在所述测量周期的所有时间窗上求总平均值, 以便在所述测量周期结束时已经计算出所确定的包含所述数量的平均测量值的时间窗。
4. 根据权利要求 3 所述的方法, 其特征在于, 时间窗小于 100 毫秒。
5. 根据权利要求 3 所述的方法, 其特征在于, 一个时间窗中血液的透射强度和 / 或散射强度的测量值的数量至少为 10,000。
6. 根据权利要求 3 所述的方法, 其特征在于, 对在所确定的时间窗中的平均测量值进行傅立叶变化以变换到频域中。
7. 根据权利要求 2 或 6 所述的方法, 其特征在于, 在入射的 NIR 波长的振幅调制的调制频率时的平均测量值的傅立叶分量被分析作为血液的透射能力和 / 或散射能力的度量。
8. 根据权利要求 2 或 6 所述的方法, 其特征在于, 入射的 NIR 波长的振幅调制的调制频率周围的间隔内平均测量值的傅立叶分量上的频率区域中的积分被分析作为血液的透射能力和 / 或散射能力的度量。
9. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其特征在于, 在使用可变数量的具有事先确定的持续时间的情况, 以及在添加可变的测量停滞时间的情况下, 实时地将测量周期的持续时间与持续采集的血液的脉动持续时间匹配, 其中时间窗的数量和测量停滞时间被实时地计算。
10. 一种用于执行根据权利要求 1 至 9 中任一项所述方法的设备, 其中血液在血液循环中从有生命的生物体中提取、测量并重新输入所述生物体, 其特征在于,
 - 用于连续地流入和流出血液的测量容器, 具有平滑构造的透视区域,
 - 设置在所述测量容器的一个平面侧的至少两个 NIR 光源, 用于在朝着相对的平面侧的方向上透视所述测量容器,
 - 设置在与具有 NIR 光源的平面侧相对设置的平面侧上的至少一个 NIR 检测器, 和

- 用于至少在测量容器的透视区域中测量血液温度的装置。

11. 根据权利要求 10 所述的设备,其特征在于设置具有分束器和倍频介质的 NIR 激光器,所述激光器同时发射具有 1560-1630nm 波长的 NIR 光以及具有波长为所述波长一半的 NIR 光,用于作为所述至少两个 NIR 光源。

脉动血中的葡萄糖浓度测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种借助 NIR(近红外)光谱测量法对流动的脉动血进行无接触的血糖测量的方法,其中该流动的脉动血尤其是首先从有生命的生物体提取并在例如透析的处理之后又被输回该生物体。本发明还涉及一种装置,该装置适于作为用于监视血糖含量的透析设备的附加或集成部件。该发明此外还可用于非介入式的体内血糖水平监测。

背景技术

[0002] 在无需直接接触血液、尤其是无需特意为此目的而进行的抽血的情况下确定血糖水平在自从不止二十年以来就是深入的医疗研究和开发的对象。其中,主要目标是为糖尿病患者提供紧凑、便携的测量设备,该测量设备在理想情况下可以最多通过皮肤接触并且不损伤皮肤地快速提供可靠的含糖值。虽然无数研究人员花费了巨大心血,并且由此也做出了很多令人感兴趣的解决方案,但是迄今还没有该类型的令人满意的测量设备达到了市场成熟的程度。

[0003] 在此只能简要提及的现有技术既研究体内测量又研究体外测量,其中通过实验获得的体外结果经常被直接转用于体内情况。但是,这样的转用在原理上不是靠得住的,因为它没有考虑或者仅仅不完全地考虑所有血液成分和固定组织与光的交互作用的明显复杂化。

[0004] 从而,例如也有建议分析被有生命的生物体反向散射的 NIR 光实际上已经有了自己的问题,其中被散射的光的说服力首先就成问题。由于被散射的光子经由非线性的、受到多重散射(Vielfachstreuung)影响的路径返回到身体表面,因此在检测器处要判断到底哪个光分量已经通过了血管并因此可以携带关于血糖水平的信息。仅仅是这样的源定位就在技术上很费事,并且例如在 DE10311408B3 中描述了这种源定位。

[0005] 因此,有些源首先致力于根据在葡萄糖测量中应当被考虑的物理测量参数的问题。而在体内测量中实际上要求的测量技术纯度被认为很难由技术人员解决。

[0006] 这样,例如 US5009230 提议在透视(Durchleuchten)被供血(durchblutet)的组织时测量线性偏振的 IR(红外)光的偏振变化,具体来说是通过葡萄糖分子的偏振面的旋转。在偏振滤波器之后的可测量光强度被用于浓度确定。其中,对于灵敏度来说,被认为重要的是周期地在相互垂直的偏振方向之间切换。

[0007] US5222496 公开了:使多个波长的被发射或被反射的 NIR 光的强度相互成比例,以测量葡萄糖浓度。尤其地,使用大约 1600nm 波长的光,这种光由于分子振动而被葡萄糖特别好地吸收。相反,水对于该波长范围则具有局部的吸收最小值。为了在体内测量时补偿其它血液成分的信号、以及周围组织或一些皮肤色素沉着(Hautpigmentierung)的影响,US5222496 建议还使用在第一波长附近的至少一个其它波长,该至少一个其它波长不应该被葡萄糖吸收。尤其重视波长的微小差异 - 小于 300nm,优选小于 60nm,以保证同类型的散射特性。

[0008] 但是,这两个源根本不考虑血液在有生命的生物体中的运动。而且进行光谱测量

分析必然需要的关于血液温度的了解只是被 US5009230 简短涉及,而并没有以任何方式进行处理。

[0009] 总是又建议用于确定血糖的间接方法可能是测量任务具有非常大的复杂性的原因。示范性地,在此参照光声测量,其中用不同波长照射有生命的组织,以便在皮肤表面上采集在吸收可检测的超声波形式的辐射期间的热膨胀,例如参见 US6484044B1。在此还根据已知的葡萄糖吸收最大值选择波长,并且为了信号隔离的目的同样还进行差分测量。

[0010] 但是,复杂性的原理性问题并没有因此被避免,更谈不上被解决了。如在光子的反向散射中那样,声信号的信息内容在这里也是不确定的,声信号的精确源定位不清楚,声信号的实现肯定受到很多最独特并且甚至可能变化的组织参数影响。光声方法归根到底是一种在最大程度上是经验性的方法,该方法显然很难为广泛的适用性找到标准校准方式。

[0011] 最后,作为现有技术还有 **GlucoWatch®** 方法,该方法到目前为止是唯一一个具有 FDA 许可而在市场上出现的。**GlucoWatch®** 实际上不需要血液样本来用于分析,而是被固定在佩戴者的皮肤上,使得 **GlucoWatch®** 可以记录通过皮肤的液体。经常报道使用者的皮肤刺激,而且制造商自己也规劝不要将 **GlucoWatch®** 用作判断正确胰岛素剂量的唯一手段。

发明内容

[0012] 根据本申请人的观点,用于进行非介入的血糖测量的方法一般不能弃用经验性的数据解释。但是,在这种系统的尽可能通用的可使用性的意义上这应当被限制在方法的可良好控制的子范围。

[0013] 为了实现非介入的系统要解决以下任务:

[0014] 1. 在记录经验性的、基本上通用的校准曲线的情况下测量流动的脉动血(体外)中的血糖,

[0015] 2. 通过以下手段将该方法从体外结构转用于优选为大的血管(例如大动脉)

[0016] a) 源定位,消除没有信息的信号,

[0017] b) 补偿组织和皮肤对剩余信号的影响,

[0018] c) 现场确定血管和中间组织(Zwischengewebe)中的温度,以应用校准曲线。

[0019] 对于第2点的a)和b),本申请人已经在 DE10311408B3 中公开了重要的准备工作。任务2c)是将来工作的对象,并将在给定的时刻在自己的申请中描述。本申请只涉及任务1。US5222496 在此作为最接近的现有技术。

[0020] 体外确定血糖浓度对于集成在透析设备中是有意义的。美国的研究表明了连续监视、尤其是对有糖尿病的透析患者来说的重要性。在缺乏合适设备的情况下,已经出现了抱怨死亡的情况。

[0021] 本发明要解决的技术问题是提供一种用于无接触地测量流动的脉动血液中血糖浓度的方法和设备。

[0022] 该技术问题通过具有独立权利要求的特征的方法来解决。从属权利要求给出了优选的实施方式以及执行该方法的设备。

[0023] 下面描述的发明基于以下认识:流动的脉动血液对于 NIR 光(测量光)的散射特性对被透射和/或散射的测量光强度起着主要的影响。

[0024] 静止的血液样本中的光散射已经强烈地受到血液样本中存在的血液物质（例如脂、酒精等）的影响，而且还强烈地受到血浆中存在的散射微粒—尤其是不是球形形状的红血球和白血球的强烈影响。即使在静止的血液中，这些微粒也相对运动，扭转它们的相对姿态，并且导致取决于方向的散射能力的持续改变。散射微粒的自身运动与血液样本的温度有关。而且，水的 NIR 吸收能力也取决于温度。

[0025] 因此，本发明的第一个特征是，通过单独的测量来确定血液温度，其中必须至少达到 0.5°C 的精度，优选甚至是 0.1°C 或更高的精度。

[0026] 为了使被透射或反向散射的测量光的强度对由微粒确定的散射不敏感，发现必须在多个连续的时间窗上对测量值进行统计平均。在此，时间窗的长度优选分别是几毫秒，但是最大为 100ms，并且它们整体（包括一系列不重叠的时间窗，被称为测量周期）覆盖至少一秒、优选为 2-3 秒的时间间隔。因此，为了分析提供至少 10 个、但优选为 200 个或更多个离散的时间窗。

[0027] 而且，在每个时间窗内，分别采集至少 10,000 个离散的测量值，优选甚至 30,000 个。时间窗内的测量值因此采集微秒标度的强度波动。该标度对于血液自身运动是不重要的，也就是说血液是准静态的。该标度更多地用于分离光信号（参见下面）。

[0028] 根据本发明，由处理计算机（例如具有数据采集卡的 PC）记录在每个时间窗所记录的至少 10,000 个测量值，并以数组形式保存。以相同数量采集下一时间窗的测量值，并将其添加到同一数组。因此，所存储的测量值随着每下一个时间窗而累积地增长，直到测量周期结束（至少 10 个时间窗，最小测量时间段是 1 秒）。最后，可以将累积的测量值数组除以参与的时间窗的数量以进行归一化。但是，归一化不是必需的，因为下面以测量比例工作。

[0029] 对于静止的血液样本，该措施足以通过求平均来消除血液中散射微粒的自身运动的影响。因此，对于在单个时间窗中所采集的测量值，对血液的所有运动状态求总平均值。而且，血浆中微粒运动的程度对于样本的有效平均散射强度是决定性的。散射强度可变性通过求总平均值来测平（nivellieren），但不被绝对采集。已经因此还需要温度测量。

[0030] 如果血液现在在测量期间脉动式地流动，则出现血液的其它运动状态，这些运动状态基本上以脉动率周期性地重复。血液尤其受到压力波动，并且将具有额外的涡流和密度差。因此，根据本发明，将求总平均值延展到至少一个完整的脉动过程，并且因此将测量周期的长度延展到至少一个完整的脉动过程。对于健康的成年人，在清醒状态下脉动率大约是 1Hz，从而这在上述测量周期为 2-3 秒的规格内可能毫无问题。根据本发明，将测量周期尽可能精确地调整为脉动持续时间的整数倍，以便以相同权重在求总平均值中考虑血液的每个反复的运动状态。

[0031] 其中，脉动率一方面可以单独通过传感器采集，并被通知给处理计算机，从而持续地重新计算各个时间窗的数量和长度，并且相应地控制数据采集单元。但是一般来说甚至可以由所记录的测量值直接推导脉动率。为此，首先在预先给定假定的脉动率的情况下进行上面描述的求总平均值，然后在改变作为拟合参数的脉动率的情况下优化求总平均值。

[0032] 例如，在求总平均值之后（至少 10,000 个累积的测量值）单个时间窗上的积分测量信号可以用作为优化的特征参数，该积分测量信号是血液的总散射强度的度量。虽然总散射强度是取决于温度的，但是在几个连续测量周期的短时间段上（几个 2-3 秒），可以将

温度假定为实际上恒定。如果血液运动状态的信号群对于脉动持续时间来说选择得不利,则特征参数在连续的测量之间会显示出明显的变化。这里,优化标准是该变化的最小化。

[0033] 当然可以找到并采用其它测量和 / 或计算方法用于脉动持续时间。根据本发明,这里重要的是在确定用于统计分析的时间窗和测量周期时考虑脉冲持续时间。另外可能有利的是,用最大 100ms 的固定选择的时间窗来工作,从而不可能用整数个时间窗对整个脉动采样。在这种情况下,适于引入测量停滞时间 (Messtotzeit),一般小于该固定的时间窗,以便产生期望的与脉动的同步性。测量停滞时间是指在该时间期间不观察或甚至不产生光探测器的测量值。测量停滞时间可以如上所述也被动态地优化。

[0034] 优选地,测量周期被扩展到多个脉动长度。但是,该多个通常是小的数字 (< 10),因为测量值必须在几秒钟之内。这对于体内系统来说尤为重要,其中在体内系统中,使用者应该自己进行测量。更长的测量持续时间会导致运动人为伤害 (Bewegungsartefakten)。

[0035] 为了光谱测量地确定血糖浓度,现在部分地遵循 US5222496,其中来自 1560-1630nm 范围、优选为 1600nm 的 NIR 波长被辐射到血液中。基本上,可以测量血液对所选择的波长的透射和 / 或散射能力,并作为血糖浓度的指示。

[0036] 在体外测量中,优选记录入射光的透射,以便测量消光系数 (也称光密度)。该消光系数被定义为透射的光强度与入射的光强度之比的负的十进制对数。它是由求总平均值之后确定的时间窗的至少 10,000 个测量值而计算出的。

[0037] 在确定消光系数时,要注意:IR 光探测器还可以采集使数据失真的不期望的光分量。也可以使用具有不同色彩灵敏度的各种检测器,这些检测器也记录在它们各自的灵敏波长范围内的外来光。因此,入射光优选被用至少 1MHz、尤其优选为 3-4MHz 的调制频率进行振幅调制。该振幅调制原则上在最多持续 100ms 的时间窗内的最少 10,000 个测量值中是可分辨的,并允许时间窗中数据的频谱分析。优选借助于快速傅立叶变换,计算在求总平均值之后的时间窗的测量值的频谱表示。然后只有来自调制频率范围的傅立叶分量进入进一步的分析。其中,在最简单的情况下,必要时只通过插值确定处于调制频率的傅立叶分量,并将其作为对被透射强度的度量。但是已经证明有利的是,使用频率区域 (Frequenzraum) 中傅立叶频谱上的数值积分,其中宽度为 $2 \Delta f$ 的窗口中的值被累加。其中,调制频率位于积分窗口的中间。 Δf 应当被选择得尽可能小,但是又要足够大以便补偿连续的测量 (间隔几秒) 之间的起伏 (Fluktuation),其中在这些连续的测量之间,待测量的物理量可能没有发生明显的变化。因此,它是在测量期间自动改变并可以被匹配的拟合参数。优选地,它在任何时候都作为常量被存储在分析单元中,并又被用于随后的测量。它当然可以偶尔被检验并重新调整。

[0038] 根据以上所述,实际上消除了未经调制的外来光分量。入射强度又被用激光功率定标 (skalieren),而且是已知的。因此,可以给出如上定义的消光系数。

[0039] 消光系数 E 如上所述取决于血液的运动状态,但是同样还取决于血液微粒的尤其是在类型和数量方面的纯粹 (schier) 组成,简要来说是血球容量计值 (Haematokritwert),其中血球容量计值对不同的人来说可能明显不同。此外,血液中的脂肪水平也起着作用,其中脂肪水平甚至可能在同一个人体内每小时都不同。

[0040] 因此,为了补偿而同时射入第二 NIR 波长,该第二 NIR 波长的透射仅取决于血球容量计值和脂肪含量,但与其它因素、如血糖或例如血液的氧饱和无关。为此,尤其提供大约

808nm 的“等色点 (isobestisch)”波长,其中对于该波长,已知氧基血红素和脱氧血红素的吸收能力相同。该波长同时在水的扩展的吸收最小值中。在此,根据本发明的措施已经显著不同于 US5222496 的教导。

[0041] 基本上,所述波长的变形方案也是可以的,即 808nm 周围的值(大概在 790-815nm 的范围内)也可以被考虑。由于光优选是从激光二极管射入,因此作为技术上特别有利的实施方案,这里可以考虑不采用两个激光器,而采用具有倍频的介质和分束器的单个激光器。它可以用于将入射的不同波长的强度相互设置为固定的、原则上与泵浦功率和激光控制无关的比例。

[0042] 对于等色点波长,测量消光系数 EISO。比例 $R = E/EISO$ 在处理计算机中被确定,并且可以借助于在计算机中作为表格存在的校准函数 $K(R, T)$ 读取血糖值。其中, T 是同时要测量的血液温度,该血液温度在最简单的情况下可以在体外测量中借助于温度传感器采集。其中,不需要使该传感器与血液直接接触,而是传感器可以被安装在测量容器外部。此外,还存在这样的可能性,即在 NIR 激光源被间或关闭时,通过由血液发射的红外线辐射来检测温度(例如在上述测量停滞时间期间,反正也存在至少一个 IR 检测器)。

[0043] 校准表 $K(R, T)$ 可以一次性确定,其中通过用来自其它测量方法、例如借助于测试条的血糖数据来确定 NIR 测量值。

附图说明

[0044] 最后,要介绍用于体外血糖测量的系统的一个具体实施例,以及几个示例测量的结果。为此使用附图:

[0045] 图 1 示出用于执行这里所描述的方法的设备的结构图;

[0046] 图 2 相对于根据现有技术借助于血糖测试条的同时测量而获得的血糖值示出了以光谱测量的方式所测得的血糖值。

具体实施方式

[0047] 在图 1 中,在上面的附图区域中示出测量容器 (Messkuevette) 的侧视图,其中在一侧(这里是朝向观测者)设置两个激光源 10 和 14 以及温度传感器 12。激光源 10 和 14 优选是光导纤维的出射端,但是也可以是被现场供电的激光二极管。在下面示出的实验室实验中,使用高性能可调谐激光器 TSL-510SANTEC 型的可连续调谐的激光源,但是这出于成本原因不应当是本发明的优选实施方式。入射功率在这里所描述的设备中优选是 10mW。

[0048] 温度传感器 12 测量容器的外部温度。该外部温度可以毫无困难地通过一次校准被用于推导血液温度。但是要注意,具有温度传感器 12 的测量容器相对于温度波动被非常好地屏蔽。否则,窗口的打开可能已经导致错误测量。

[0049] 例如被集成到透析设备的输入管道 (Zuleitung) 中的测量容器应当由 NIR 光可透射的材料(例如石英玻璃,硫属化物红外线 (CIR) 玻璃)制成,并且通常在与输入管道连接的区域中具有直径 $D = 4.2-4.5\text{mm}$ 的圆型横截面(参见图 1)。在位于其间的透视区域中,直径在透射方向上必须被减小到大约 $d = 2\text{mm}$ 。图 1 的下部示出横截面图,其中卡夹钳 (Klemmspange) 20 被用于夹持平滑的 (abgeflacht) 测量容器。在测量容器的这一侧上还示出了激光源 10 和 14 以及温度传感器 12。在测量容器的相对一侧上设置至少一个 NIR 检测

器 16, 该检测器测量被透射的辐射。具体地, 采用 NFI-2053-FC-M 10MHz InGaAs 光接收器。优选地, NIR 激光器具有分束器和倍频的介质, 该 NIR 激光器同时发射具有 1560-1630nm 波长的 NIR 光以及具有波长为以上波长一半的 NIR 光, 以作为该至少两个 NIR 光源。

[0050] 最后, 图 1 还示出由计算机支持的数据采集和分析单元 18、以及用于显示所确定的血糖浓度值的显示器。在此, 例如适用扫描速率为 20MHz 且分辨率为 12 位的 Acquitec 的高速数据采集卡 WA1-100-110、以及 AcquiFlex 示波器软件、波形编辑器软件和逻辑分析器软件。该设备如上所述工作, 并且现在允许对血液进行连续监视。

[0051] 图 2 借助于对人血的几个示例测量表明可以确定为了使用根据本发明的设备和方法所需要的校准。为此, 首先对测试者确定基准值 (例如利用市场上常见的 **Accu-Chek®** 血糖测量仪, 但是更好的是用非常精确的分析方法)。在横坐标上以 mg/dl 为单位绘制出“真实的”血糖值, 而纵坐标则示出强度比 R 的对数, 如其以上述方法对由医生所采集的同一测试者的血液样本来确定的。很明显, “真实的”值 - 但是其本身也可能具有错误 - 例如沿着趋势直线 (Trendgerade) 设置。该趋势直线可以 - 在血液温度已知 - 被用作校准曲线以转换光谱测量值。

[0052] 在图 2 中暂时只能看到第一结果。校准曲线可以针对多个血液温度、并且当然用非常大量的血液样本来确定。

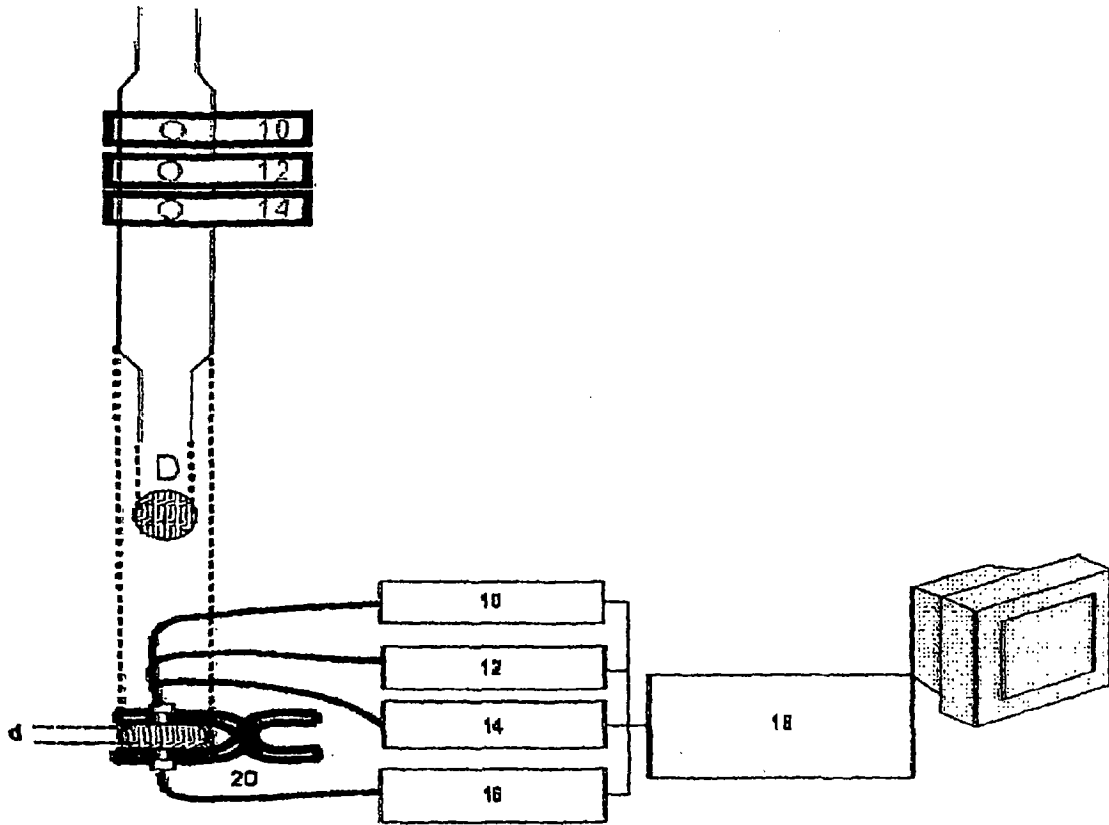


图 1

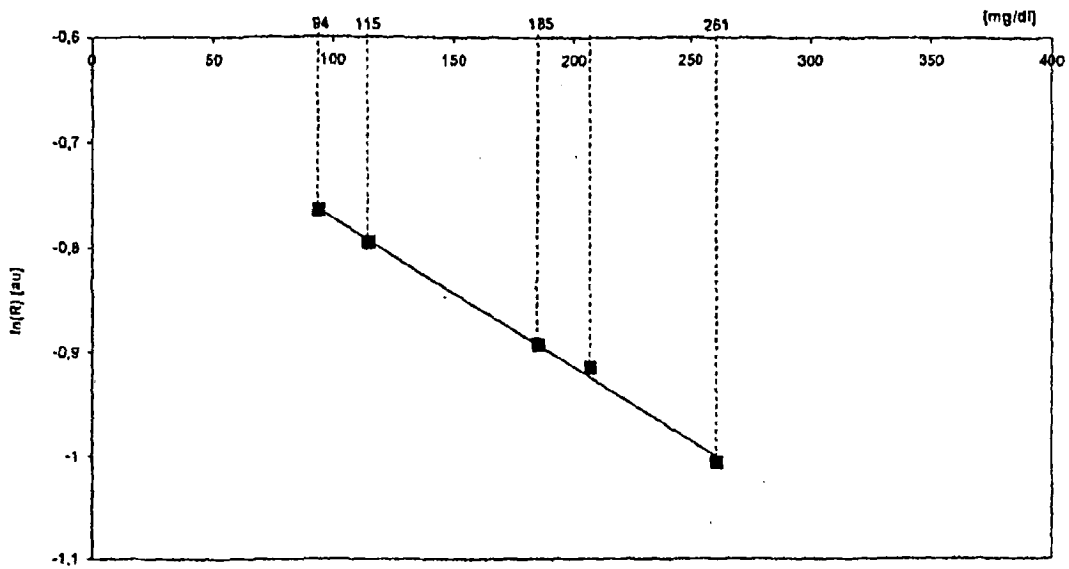


图 2

专利名称(译)	脉动血中的葡萄糖浓度测量方法		
公开(公告)号	CN101557752B	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	CN200780035495.X	申请日	2007-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	尼尔鲁斯工程股份公司		
申请(专利权)人(译)	尼尔鲁斯工程股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	尼尔鲁斯工程股份公司		
[标]发明人	V赫尔曼		
发明人	V· 赫尔曼		
IPC分类号	A61B5/00 A61M1/36		
CPC分类号	A61M1/367 A61B5/14557 A61B5/1459 A61B5/7207 A61B5/14532 A61M2230/201		
代理人(译)	赵科		
审查员(译)	王金晶		
优先权	102006036920 2006-08-04 DE		
其他公开文献	CN101557752A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于持续测量脉动流动的血液中的血糖浓度的方法，具有以下步骤：确定第一测量周期期间的血糖浓度值，以及在随后的测量周期中重复地确定该值，其中在每个测量周期内多次采集血液对至少两个入射的NIR波长的透射能力和/或散射能力，计算与血糖浓度相关的指示值，通过将该指示值与事先确定的校准表进行比较来确定血糖浓度，确定在采集透射能力和/或散射能力期间的血液温度，持续测量脉动的血流的脉动持续时间，其中测量周期的持续时间被实时地调整为脉动持续时间的整数倍，其中从1560-1630nm的波长范围中选择该至少两个NIR波长中的第一NIR波长，从790-815nm的波长范围中选择该至少两个NIR波长中的第二NIR波长，以及计算该至少两个波长的透射能力和/或散射能力之比，其中该比例与血液温度有关地用作从校准表中读取血糖浓度的指示值。

