



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110178006 A

(43)申请公布日 2019.08.27

(21)申请号 201780082179.1

(22)申请日 2017.11.20

(30)优先权数据

15/358,873 2016.11.22 US

15/444,136 2017.02.27 US

15/594,418 2017.05.12 US

15/644,775 2017.07.08 US

15/785,829 2017.10.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/062475 2017.11.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/098058 EN 2018.05.31

(71)申请人 艾尔威尔有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 雅各布·Y·汪 托马斯·坎贝尔

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 陈万青 姚开丽

(51)Int.Cl.

G01J 3/42(2006.01)

G01N 21/31(2006.01)

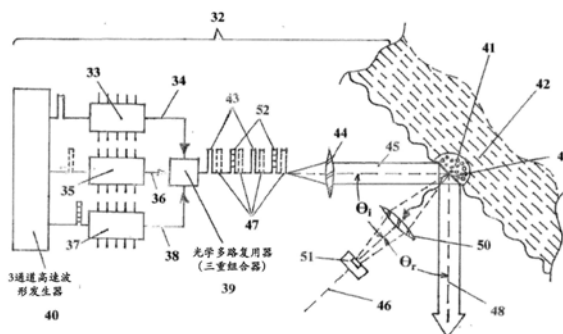
权利要求书3页 说明书10页 附图12页

(54)发明名称

液体中的NDIR葡萄糖检测

(57)摘要

一种葡萄糖传感器,该葡萄糖传感器通过使用NDIR来测量体内的葡萄糖分子,其中利用反射技术降低了散射噪声并抑制了吸收干扰噪声(AIN)。在已经确定在使用信号处理来获得反射信号/参考通道与干扰/参考通道的平均比值之后校准曲线是有效的之后,使用电子器件来提供液体采样基质中的葡萄糖浓度葡萄糖的输出,该干扰/参考通道是在来自信号源、干扰源和参考源的脉冲光束被引导为与该液体采样基质的光点的法线成一定倾斜角之后获得的。该信号源、干扰源和参考源各自以至少N Hz的预选频率进行脉冲,该预选频率足够快,使得葡萄糖或干扰分子的给定分子不会在该预选频率内进出该液体采样基质。



CN 110178006 A

1. 一种用于在给定时间段内确定液体采样基质中目标分子M的浓度的过程,其中,至少一种干扰分子 $M_J$ 与该目标分子共存,该过程包括以下步骤:

将来自信号源、干扰源和参考源的红外辐射脉冲到多路复用器中,并且将离开该多路复用器的辐射准直成脉冲光束,该脉冲光束被引导为与该液体采样基质的光点的法线成一定倾斜角( $\theta_i$ );

在红外辐射从该光点出射之后,由检测器将该红外辐射检测为脉冲信号和参考通道输出,并且在该红外辐射穿透该光点之后,将该红外辐射检测为来自该脉冲光束的脉冲干扰信号和参考通道输出;

使用信号处理根据该脉冲信号和参考通道输出获得第一预选时间段("t")内的平均比值 $R_{ave}(t)$ ,其中, $R_{ave}(t)$  = 该第一预选时间段内的信号通道/参考通道输出;

使用信号处理根据该脉冲干扰和参考通道输出获得第二预选时间段("t<sub>2</sub>")内的平均比值 $R_{Jave}(t_2)$ ,其中, $R_{Jave}(t_2)$  = 该第二预选时间段内的干扰通道/参考通道输出;

使用 $R_{Jave}(t_2)$ 来判定校准曲线在该给定时间段内是否有效;

如果该校准曲线有效,则使用电子器件通过使用 $R_{ave}(t)$ 和该校准曲线来计算该液体采样基质中该目标分子M的浓度,并且

提供该液体采样基质中该目标分子M的浓度作为来自所述电子器件的输出;

其中,该信号源以在该目标分子M的第一吸收带内的信号波长来发射辐射,该干扰源以在所述至少一种干扰分子 $M_J$ 的第二吸收带内的干扰波长来发射辐射,并且该参考光束以中性的且不在该第一吸收带或该第二吸收带内的参考波长来发射辐射;

其中,所述至少一种干扰分子 $M_J$ 吸收该信号波长下的辐射;

其中,该信号源、该干扰源和该参考源各自以至少N Hz的预选频率进行脉冲,该预选频率足够快,使得该目标分子M或所述至少一种干扰分子 $M_J$ 的给定分子不会在该预选频率内进出该液体采样基质。

2. 如权利要求1所述的过程,其中,该脉冲光束包括该信号源、接着是该参考源、接着是该干扰源、接着是该参考源的重复模式的交替和连续脉冲。

3. 如权利要求1所述的过程,其中,该脉冲束包括该信号源、该参考源和该干扰源的重复模式的交替和连续脉冲。

4. 如权利要求1所述的过程,其中,N Hz的频率大于1.0KHz,其中占空比至少为10%。

5. 如权利要求1所述的过程,其中, $t = t_2$ 。

6. 如权利要求1所述的过程,其中,该信号光束具有1150nm (1.150 $\mu$ )的信号光束中心波长,并且该参考光束具有1064nm (1.064 $\mu$ )的中心波长。

7. 如权利要求6所述的过程,其中,该干扰光束具有1210nm的中心波长。

8. 如权利要求7所述的过程,其中,该目标分子M是葡萄糖。

9. 如权利要求8所述的过程,其中,所述至少一种干扰分子 $M_J$ 包括身体组织液中包含的多种干扰分子。

10. 如权利要求1所述的过程,其中,从该光点出射的辐射被透镜收集到该检测器上。

11. 一种用于在给定时间段内确定液体采样基质中目标分子M的浓度的装置,其中,至少一种干扰分子 $M_J$ 与该目标分子共存,该装置包括:

信号源;

干扰源；

参考源；

多路复用器和准直器，被配置用于将来自该信号源、该干扰源和该参考源的红外辐射脉冲成脉冲光束，该脉冲光束被引导为与该液体采样基质的光点的法线成一定倾斜角( $\theta_i$ )；

检测器，被配置用于：在红外辐射从该光点出射之后将该红外辐射检测为脉冲信号和参考通道输出，并且在该红外辐射穿透该光点之后将该红外辐射检测为来自该脉冲光束的脉冲干扰信号和参考通道输出；

信号处理用于：

根据该脉冲信号和参考通道输出获得第一预选时间段(“t”)内的平均比值 $R_{ave}(t)$ ，其中， $R_{ave}(t)$  = 该第一预选时间段内的信号通道/参考通道输出，并且

根据该脉冲干扰和参考通道输出获得第二预选时间段(“t<sub>2</sub>”)内的平均比值 $R_{Jave}(t_2)$ ，其中， $R_{Jave}(t_2)$  = 该第二预选时间段内的干扰通道/参考通道输出；以及

电子器件，被配置用于使用 $R_{Jave}(t_2)$ 来判定校准曲线在该给定时间段内是否有效，并且，如果该校准曲线有效，则通过使用 $R_{ave}(t)$ 和该校准曲线来计算该液体采样基质中该目标分子M的浓度并且提供该液体采样基质中该目标分子M的浓度作为输出；

其中，该信号源以在该目标分子M的第一吸收带内的信号波长来发射辐射，该干扰源以在所述至少一种干扰分子M<sub>J</sub>的第二吸收带内的干扰波长来发射辐射，并且该参考光束以中性的且不在该第一吸收带或该第二吸收带内的参考波长来发射辐射；

其中，所述至少一种干扰分子M<sub>J</sub>吸收该信号波长下的辐射；

其中，该信号源、该干扰源和该参考源各自以至少N Hz的预选频率进行脉冲，该预选频率足够快，使得该目标分子M或所述至少一种干扰分子M<sub>J</sub>的给定分子不会在该预选频率内进出该液体采样基质。

12. 如权利要求11所述的装置，其中，该脉冲光束包括该信号源、接着是该参考源、接着是该干扰源、接着是该参考源的重复模式的交替和连续脉冲。

13. 如权利要求11所述的装置，其中，该脉冲束包括该信号源、该参考源和该干扰源的重复模式的交替和连续脉冲。

14. 如权利要求11所述的装置，其中，N Hz的频率大于1.0KHz，其中占空比至少为10%。

15. 如权利要求11所述的装置，其中， $t = t_2$ 。

16. 如权利要求11所述的装置，其中，该信号光束具有1150nm (1.150 $\mu$ )的信号光束中心波长，并且该参考光束具有1064nm (1.064 $\mu$ )的中心波长。

17. 如权利要求16所述的装置，其中，该干扰光束具有1210nm的中心波长。

18. 如权利要求17所述的装置，其中，该目标分子M是葡萄糖，所述至少一种干扰分子M<sub>J</sub>包括身体组织液中包含的多种干扰分子，并且从该光点出射的辐射被透镜收集到该检测器上。

19. 一种用于在给定时间段内确定液体采样基质中目标分子M的浓度的装置，其中，至少一种干扰分子M<sub>J</sub>与该目标分子共存，其中，该目标分子M是葡萄糖并且所述至少一种干扰分子M<sub>J</sub>包括身体组织液中包含的多种干扰分子，该装置包括：

信号源；

干扰源；

参考源；

多路复用器和准直器，被配置用于将来自该信号源、该干扰源和该参考源的红外辐射脉冲成脉冲光束，该脉冲光束被引导为与该液体采样基质的光点的法线成一定倾斜角( $\theta_i$ )；

检测器，被配置用于：在红外辐射从该光点出射之后将该红外辐射检测为脉冲信号和参考通道输出，并且在该红外辐射穿透该光点之后将该红外辐射检测为来自该脉冲光束的脉冲干扰信号和参考通道输出；并且从该光点出射的辐射被透镜收集到该检测器上；

信号处理用于：

根据该脉冲信号和参考通道输出获得第一预选时间段(“ $t$ ”)内的平均比值 $R_{ave}(t)$ ，其中， $R_{ave}(t)$  = 该第一预选时间段内的信号通道/参考通道输出，并且

根据该脉冲干扰和参考通道输出获得第二预选时间段(“ $t_2$ ”)内的平均比值 $R_{Jave}(t_2)$ ，其中， $R_{Jave}(t_2)$  = 该第二预选时间段内的干扰通道/参考通道输出；以及

电子器件，被配置用于使用 $R_{Jave}(t_2)$ 来判定校准曲线在该给定时间段内是否有效，并且，如果该校准曲线有效，则通过使用 $R_{ave}(t)$ 和该校准曲线来计算该液体采样基质中该目标分子M的浓度并且提供该液体采样基质中该目标分子M的浓度作为输出；

其中，该信号源发射具有1150nm(1.150 $\mu$ )的信号光束中心波长的辐射，该干扰源发射具有1210nm的中心波长的辐射，并且该参考光束发射具有1064nm(1.064 $\mu$ )的中心波长的辐射；

其中，所述至少一种干扰分子 $M_j$ 吸收该信号波长下的辐射；

其中，该信号源、该干扰源和该参考源各自以至少N Hz的预选频率进行脉冲，该预选频率大于1.0KHz、占空比至少为10%并且足够快，使得该目标分子M或所述至少一种干扰分子 $M_j$ 的给定分子不会在该预选频率内进出该液体采样基质。

20. 如权利要求19所述的装置，其中，该脉冲光束包括该信号源、接着是该参考源、接着是该干扰源、接着是该参考源的重复模式的交替和连续脉冲。

21. 如权利要求19所述的装置，其中，该脉冲束包括该信号源、该参考源和该干扰源的重复模式的交替和连续脉冲。

## 液体中的NDIR葡萄糖检测

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种改进的非色散红外 (NDIR) 吸收方法,用于检测液相中的分子,以减轻目标分子的弱吸收、通过液体背景吸收减弱探测能量、并通过反射检测技术抑制散射噪声和吸收干扰噪声 (AIN) 两者。

### 背景技术

[0002] 非色散红外 (NDIR) 是一种用于检测大气中气体的常用测量原理。NDIR 传感器利用如下原理:各种气体分子在红外辐射光谱中的特定波长下表现出大量吸收。本文使用的术语“非色散”是指所使用的装置,通常为窄带光学或红外透射滤光器,而不是诸如棱镜或衍射光栅等色散元件,其用于出于测量目的而隔离与待测量气体的强吸收带重合的特定波长带中的辐射。

[0003] 本发明涉及解决使用 NDIR 来检测液体介质中而不是气体中的分子所引起的问题。

[0004] 对于本领域技术人员来说,结合下文阐述的附图和具体实施方式,这个及进一步目的和优点将是显而易见的。

### 发明内容

[0005] 本发明总体上涉及一种装置,用于通过使用 NDIR 当至少一种干扰分子  $M_J$  吸收在 NDIR 过程中使用的信号波长下的辐射时确定液相中的所选分子  $M$  的样品浓度。为了对一种或多种干扰分子  $M_J$  的吸收进行补偿,添加称为干扰源的第三源。信号源以在目标分子  $M$  的第一吸收带内的波长来发射辐射,干扰源以在所述至少一种干扰分子  $M_J$  的第二吸收带内的干扰波长来发射辐射,并且参考光束以中性的且不在该第一吸收带或该第二吸收带内的参考波长来发射辐射。该信号源、干扰源和参考源各自以至少  $N$  Hz 的预选频率进行脉冲。(例如,10KHz 或更大,其中占空比至少为 10%) 该预选频率足够快,使得目标分子  $M$  或干扰分子  $M_J$  的给定分子不会在该预选频率内进出液体采样基质。如美国专利 9,606,053 中所披露的,当 NDIR 技术用于检测液相中而不是气相中的分子时,这种方法将显著地抑制散射噪声。

[0006] 该信号源、干扰源和参考源被脉冲到多路复用器中并被准直成脉冲光束,该脉冲光束被引导为与包含液体的样品空间在光点处的法线成一定倾斜度 ( $\pi/2-\theta_i$ )。在红外辐射从该光点出射之后,检测器将该红外辐射检测为脉冲信号。信号处理电子器件用于根据液体中目标分子的浓度  $C_N$  通过分别以波长  $\lambda_S$  和  $\lambda_J$  测量该目标分子的透射率来生成吸收系数  $\alpha_{MNC}(\lambda_S)$  和  $\alpha_{MNC}(\lambda_J)$ 。如美国专利 9,726,601 中所披露的,液体的条件由参数  $\beta$  指定,因此一旦该参数被分析确定,就可以在抑制吸收干扰噪声 (AIN) 的过程中建立液体中目标分子的校准曲线  $F(C_N, \beta)$ 。

[0007] 本发明的目的是进一步提供一种功能性且实用的葡萄糖传感器设计,其通过使用反射采样技术保持抑制散射噪声和吸收干扰噪声 (AIN) 两者的优点,用于在存在干扰分子的情况下通过 NDIR 来测量液体中的葡萄糖分子。

## 附图说明

[0008] 图1展示了如何通过高速波形发生器交替且连续地驱动信号二极管激光器和参考二极管激光器。

[0009] 图2展示了如何通过使用光学多路复用器将信号二极管激光器和参考二极管激光器的输出交替且连续地组合成表示这两个二极管激光器的单个辐射光束。

[0010] 图3展示了组合的信号和参考二极管激光束在通过包含液体基质和附加可选光学元件的样品室之后到达红外检测器的轨迹。

[0011] 图4展示了用于将模拟红外检测器信号转换为数字数据、然后将该数字数据输入到计算机中以进行最终数据处理和分析的步骤。

[0012] 图5展示了用于驱动信号二极管激光器和参考二极管激光器的模拟电压输出以及在数字化之前组合的激光束的模拟检测器输出。

[0013] 图6展示了NDIR液体传感器的校准曲线,其描绘了信号光束与参考光束的传感器输出比率 $R_{ave}(t)$  作为以毫克每100cc (mg/dL) 为单位测量的液体中粒子浓度水平的函数。

[0014] 图7示出了目标分子M和干扰分子 $M_J$  ( $M_{J1}$ 和 $M_{J2}$ ) 的归一化吸收系数作为波长的函数。

[0015] 图8示出了在不存在由干扰分子引起的吸收干扰噪声 (AIN) 的情况下分子M的浓度作为吸收系数的函数的一组校准曲线 $F(C_M, \beta)$ 。

[0016] 图9示出了一种光学设置,其展示了如何通过3通道高速波形发生器交替且连续地驱动信号二极管激光器、参考二极管激光器和干扰二极管激光器。

[0017] 图10示出了根据本发明的用于确定液体样品中目标分子浓度的光学反射系统的设计。

[0018] 图11示出了一种光学设置,其展示了如何通过3通道高速波形发生器交替且连续地驱动信号二极管激光器、参考二极管激光器和干扰二极管激光器以及如何通过光学多路复用器将它们光纤耦合成单个辐射光束。

[0019] 图12示出了根据本发明的用于确定液体中葡萄糖分子浓度的高效且实用的反射传感器的设计。

## 具体实施方式

[0020] 用于检测气相中的分子的NDIR传感器通常利用红外源,该红外光源将辐射通过样品室发送到检测器,该检测器具有仅通过与待检测气体的吸收带重合的辐射的光谱滤光器。这种NDIR传感器的噪声源主要来自源、检测器以及传感器环境的温度。

[0021] 传统的NDIR技术使用双光束配置来降低噪声。第一通道(称为信号通道)使用被选定用于检测目标气体的吸收波长,并且使用具有与该目标气体的吸收重合的第一滤光器的第一检测器。第二通道(称为参考通道)使用位于吸收波长附近的中性波长(在该中性波长下目标气体不吸收)、以及具有与该目标气体的吸收决不重合的第二滤光器的第二检测器。因为存在两个不同的检测器,而辐射从同一源发出,所以信号通道和参考通道具有两个不同的光束路径。理论上,信号通道同样地受到可能向信号通道引入噪声的所有非气体现象的影响,因此通过取这两个通道(即信号通道和参考通道)的输出的比率,可以使不可避免地存在于传感器中的所有噪声产生因素最小化。因此,理想地,仅光路中存在目标气体将影响该比率。双光束配置在降噪方面如此奏效的原因是:因为气相中的粒子之间具有大量空

间,它们彼此非常好地分离。气体分子通常非常快地四处移动并且具有在约500m/s附近的分子速度。因此,凭任何特定本能,只有非常少量的分子(包括那些作为检测目标的分子)发现它们位于源与检测器之间。正是由于这种特定的粒子环境,发现由不想要的散射引起的外来噪声非常小,并且与其他传统噪声源相比可以忽略不计。

[0022] 如果希望使用NDIR来检测液体中的分子,则将引入新的噪声源,即,通过由于气相中的分子密度与液相中的分子密度之间的差异而引起的散射。然而,由于分子之间的大量自由空间,位于源与检测器之间的分子对源辐射的散射不是气体介质中的显著噪声源,其可以成为分子之间的自由空间大大减小的液相中的显著噪声源。

[0023] 由于气相和液相中存在不同的粒子环境,因此用于粒子检测的NDIR吸收技术在气相中很好地奏效但在液相中不能很好地奏效。为了解决这个问题,本发明采用前所未有的方式提出了一种使NDIR吸收技术在液相中非常像在气相中那样奏效的方法和装置。遵循传统NDIR吸收技术的相同双光束配置,该配置包括使用在刚好偏离信号通道波长的中性波长下操作的第二通道。通过对来自这两个通道(即信号通道和参考通道)的信号输出的比率进行处理,将如所预期的那样消除影响传感器性能的某些误差产生因素,就像在气相中使用相同技术时那样将它们类似地消除。本方法的附加且独特的特征是提供了一种传感器硬件配置,在该配置中,信号光束和参考光束两者在测量期间遇到几乎完全相同的粒子环境。这是通过执行以下四个步骤来完成的。

[0024] 步骤一是分开操作信号光束和参考光束,每个光束具有其自己的脉冲源。此外,这两个光束的源以相同且非常高的频率进行脉冲,该频率通常大于10KHz,其中占空比约为20-25%。由于这种高脉冲频率要求,只有半导体LED和/或二极管激光源将是令人满意的。

[0025] 步骤二是以这样的方式对信号源和参考源的输出进行定时:使得它们交替地且顺序地一次打开一个,并且在特别优选的实施例中,它们在时间上间隔不超过其脉冲周期的一半。此外,通过多路复用器或执行相同功能的其他装置将这两个源的输出进行光学组合,使得信号光束和参考光束两者在被单个红外检测器检测之前物理地穿过同一空间的液体基质。要求检测器具有足够快的响应时间,以根据来自信号光束和参考光束的快速入射辐射脉冲充分地生成正确的信号输出。

[0026] 步骤三是选择信号通道和参考通道的波长。信号通道的波长选择必须与待测量目标粒子的吸收带重合。参考通道的波长必须是中性的,而且刚好偏离该吸收带并尽可能与其接近但决不与其重合。这种选择参考通道的波长的方法与确保出于散射目的相同粒子环境对于信号光束和参考光束两者几乎相同(如果它们的波长几乎相同)有关。这是因为以下事实:弹性散射是入射光束中辐射波长的函数。

[0027] 步骤四是处理由检测器接收的数据,并解释如何执行校准程序以获得液体中粒子的浓度水平。当信号光束和参考光束以 $N \text{ Hz}$  ( $N > 10^4$ ) 交替且连续地进行脉冲时,计算每个所生成的信号通道输出与相应的参考通道输出的比值“R”,即 $R = \text{信号}/\text{参考}$ 。在 $N \text{ Hz}$ 的脉冲率下,每秒会生成 $N$ 个这样的比值。对于预选脉冲时间段“t”,其中“t”以秒为单位,将生成 $N \times$ “t”个比值。根据液体中的粒子-浓度,对在这个时间段“t”内的R的平均值(即 $R_{\text{ave}}(t)$ )进行校准。因此,通过使用信号处理技术分析检测器输出而获得的 $R_{\text{ave}}(t)$ 的值得出液体中粒子的浓度水平。

[0028] 本发明利用以下事实:虽然在液相中的分子浓度非常高,但是分子在其中四处移

动的速度很慢,通常为约5mm/秒。因此,假设采样基质的横截面积为几 $\text{mm}^2$ 的量级,则分子多次进出采样区域所需的时间为几百毫秒的量级。因此,如果信号光束与参考光束之间的测量时间是十分之几毫秒的量级,则在测量期间这两个光束所经过的粒子环境可以被认为几乎不变或基本完全相同。换句话说,因为在对液相执行上述步骤1-4时,信号通道和参考通道在其各自测量期间的粒子环境几乎没有变化,因此对于这两个光束,不想要的散射现象应保持几乎相同,作为结果,显著降低和抑制了由液相采样环境引起的散射所引起的噪声。

[0029] 图1至图4示意性地描绘了一种专门设计的装置,该装置用于实施通过抑制由于源与检测器之间的液体基质中存在大量移动的粒子而产生的不想要的散射噪声来使NDIR吸收技术在液相中可行的方法。

[0030] 如图1所示,采用2通道高速波形发生器1 (>10KHz) 来生成交替且连续的电压脉冲2和3,以分别驱动信号二极管激光器4和参考二极管激光器5。如图1所示,二极管激光器4和二极管激光器5两者的输出分别接口连接至光纤6和7。信号二极管激光器4的窄光谱输出被选择为与液体基质中的待检测目标粒子的吸收带重合。但是,参考二极管激光器5的窄光谱输出被选择为偏离但接近液体基质中的待检测目标粒子的吸收带。

[0031] 图2展示了如何在信号激光束4和参考激光束5的输出被聚焦到红外检测器上之前将它们的空间上组合成单个辐射光束。如图2所示,将信号激光束6的输出和参考激光束7的输出在光学多路复用器8中进行组合以形成单个辐射光束9,之后通过准直透镜10将其准直成平行光束11。

[0032] 图3展示了如何将平行辐射光束11 (参见图2) 导向红外检测器。如图3所示,由图1的2通道高速波形发生器1交替且连续地打开的单个平行光束11 (实际上包括信号激光束6和参考激光束7两者) 首先穿过包含液体基质的样品室12,然后通过可选滤光器或窗口13以进行降噪(如果需要),之后入射到TE冷却红外检测器14上。

[0033] 对于如图4所展示的信号处理,首先将红外检测器14的输出馈送到跨阻抗放大器15中,该跨阻抗放大器的输出被输入到由波形发生器1 (参见图1) 和高速时钟17触发的18位模数转换器16。可以通过示波器18来监视模拟信号,然后将数字信号馈送到计算机19中以进行数据分析。所计算的比值交叉参考已知的化合物浓度值。可以将这些化合物浓度值单独报告至输出设备,诸如平板显示器。由于值是随着时间的推移收集的,因此可以以图形格式绘制这些值以展示随时间推移的趋势。作为一个示例,可以随时间对连续的化合物浓度值取平均以实现更平滑的数据跟踪。可以通过诸如蓝牙或WiFi标准等有线或无线接口将数据输出从检测器电子器件发送到外部设备。

[0034] 图5描绘了如由示波器18 (参见图4) 监视的模拟输出。如图5所示,示波器显示器的顶部两条迹线20和21是由高速波形发生器1交替且连续生成的电压脉冲2和3,分别用于驱动信号二极管激光器4和参考二极管激光器5 (参见图1)。示波器显示器的底部迹线22交替地示出来自红外检测器14 (参见图3) 的信号激光束23和参考激光束24的模拟输出。

[0035] 在初始数据操纵之后对由计算机从红外检测器接收的数字数据的处理如下。当信号通道和参考通道两者均以 $N \text{ Hz}$  ( $N > 10^4$ ) 进行脉冲持续测量时间段“ $t$ ” (其中,“ $t$ ”以秒为单位) 时,将存在 $N \times t$ 个由红外检测器生成的信号通道输出和相等数量的参考通道输出。计算每个所生成的信号通道输出和相应的参考通道输出的比值“ $R$ ”,即 $R = \text{信号输出} / \text{参考输出}$ 。对于在测量时间段“ $t$ ”内计算的 $N \times t$ 个比值 $R$ ,计算平均值(即 $R_{\text{ave}}(t)$ )。所计算的 $R_{\text{ave}}(t)$

表示在时间段“t”内液体中粒子的平均浓度水平的测量信号。重要的是要注意， $R_{ave}(t)$  的测量值对液体中粒子的平均浓度水平的信噪比 (S/N) 是预选时间段“t”的值的函数。预选测量时间段“t”越长， $R_{ave}(t)$  的值中的噪声就越小，因为有更多的收集数据要针对其测量值进行平均。

[0036] 图6示出了曲线图25，其描绘了特定预选测量时间段“t”的 $R_{ave}(t)$  值作为以毫克每100cc (mg/dL) 为单位测量的液体中平均粒子浓度水平“D”的函数。如从图6中可见，曲线图25实质上是NDIR液体传感器的粒子浓度水平的校准曲线。此校准曲线通过如下方式获得：首先选择其中特定粒子的不同浓度有待确定的液体。然后制备在液体中具有不同粒子浓度水平的样品。之后，选择测量时间段“t”以用于校准。通过执行前文所述的测量程序的四个步骤，针对液体中的每个样品浓度确定 $R_{ave}(t)$  值。如图6所描绘的曲线图25描绘了 $R_{ave}(t)$  的值作为预选测量时间段“t”内液体中粒子浓度水平的函数。

[0037] 现在已经综述了用于抑制散射噪声的本发明概念，当使用NDIR检测液体中与具有如图7所展示的重叠吸收带的分子混合的目标分子时，产生另一个噪声源。现在将综述用于抑制这种新的吸收干扰噪声 (AIN) 的本发明概念。如图7所示，目标分子M具有在1150nm ( $\lambda_S$ ) 处的吸收带，并且干扰分子 $M_J$  ( $M_{J1}$ 和 $M_{J2}$ ) 具有在约1200nm ( $\lambda_J$ ) 处且与 $\lambda_S$ 重叠的吸收带。在这种情况下，干扰分子 $M_{J1}$ 和 $M_{J2}$ 将生成影响目标分子M的透射率测量的吸收干扰噪声 (AIN)，除非将其减弱。

[0038] 根据比尔-朗伯定律，特定波长 $\lambda_S$ 下的光通过介质 (诸如液体样品) 的透射率表示为：

$$[0039] \quad I = I_0 e^{-OD}; T = I/I_0; \alpha = 1 - T \text{ 并且 } OD = \text{Log}_e(1/T) \quad (1)$$

[0040] 其中， $I_0$ 是初始光强度， $I$ 是通过介质之后的强度， $T$ 是透射率， $\alpha$ 是吸收系数，并且 $OD$ 是光学厚度。当液体样品中存在多于一种类型的分子时，波长 $\lambda_S$ 下通过样品的总吸收或复合透射率与分子的各个光学厚度的总和相关，如下所示：

$$[0041] \quad OD(\lambda_S)_{\text{总}} = \text{Log}_e[1/T_{\text{总}}(\lambda_S)] = [C_1\alpha_1 + C_2\alpha_2 + \dots] \times L \quad (2)$$

[0042] 其中， $OD(\lambda_S)_{\text{总}}$ 是总光学厚度， $C_i$ 和 $\alpha_i$ 分别是不同分子“i”的分子浓度和吸收系数，并且 $L$ 是共同的光路或样品池路径长度。

[0043] 上述等式(2)表明在量 $T_M(\lambda_S)$  (透射率)、 $C_M$  (目标分子M的浓度) 和 $\alpha_M(\lambda_S)$  (液体样品中目标分子M的吸收系数) 之间存在唯一的关系。此外，目标分子M的吸收系数和液体中混合干扰分子 $M_J$ 的吸收系数在测量的总透射率中分别作为独立的部分出现，即：

$$[0044] \quad 1 - T_{\text{总}}(\lambda_S) = \alpha_M(\lambda_S) + \alpha_{MJ}(\lambda_S) \quad (3)$$

[0045] 利用这个知识来校准目标分子M的浓度对无AIN噪声的液体样品的测量总透射率。

[0046] 考虑当液体样品中的目标分子M具有中心波长 (CWL) 位于 $\lambda_S$ 处的吸收带、并且要通过其吸收系数 $\alpha_M(\lambda_S) = [1 - T_M(\lambda_S)]$ 光学地确定其浓度 $C_M$ 的情况，其中， $T_M(\lambda_S)$ 是在 $\lambda_S$ 下测量的透射率。与目标分子M共存的是具有与波长 $\lambda_S$ 重叠的吸收带的不同类型的分子 $M_J$ 。在这种情况下，分子 $M_J$ 将对用于确定吸收系数 $\alpha_M(\lambda_S) = [1 - T_M(\lambda_S)]$ 的 $\lambda_S$ 下的透射率测量值产生吸收干扰噪声 (AIN)，以便得到液体中目标分子M的浓度。

[0047] 通过选择并利用在一光谱位置处具有波长 $\lambda_J$ 的附加近红外干扰光束，可以开发校准过程以实现吸收干扰噪声 (AIN) 的抑制，在该光谱位置处，存在一个或多个干扰分子 $M_J$ 的同时与 $\lambda_S$ 重叠的吸收带。注意，干扰分子 $M_J$ 必须在波长 $\lambda_J$ 下具有一定的吸收并且在 $\lambda_S$ 下也

具有一定的重叠吸收。同样,通过利用波长为 $\lambda_x$ 的附加NIR干扰光束,可以处理任何附加数量的混合干扰分子 $M_x$ 。

[0048] 通过用窄辐射光束在 $\lambda_J$ 下执行透射率测量,仅测量干扰分子 $M_J$ 的吸收系数,即 $\alpha_{MJ}(\lambda_J) = 1 - T_{MJ}(\lambda_J)$ 。干扰分子 $M_J$ 在 $\lambda_S$ 下的吸收系数(即 $\alpha_{MJ}(\lambda_S)$ )不受影响。然而,测量的吸收系数 $\alpha_{MJ}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MJ}(\lambda_J)$ 取决于液体样品中存在的特定物理条件而彼此相关。它们各自的值仅取决于它们在两个不同波长 $\lambda_J$ 和 $\lambda_S$ 下的吸收强度。换句话说,可以如此表示:

$$[0049] \quad \alpha_{MJ}(\lambda_S) = \beta \times \alpha_{MJ}(\lambda_J) \quad (4)$$

[0050] 其中, $\beta$ 是限定液体样品的特定物理条件的参数,并且当分子 $M_J$ 的吸收系数在波长 $\lambda_J$ 下比在 $\lambda_S$ 下更强时, $\beta$ 的值小于一。由于 $\alpha_{MJ}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MJ}(\lambda_J)$ 两者指代相同的分子 $M_J$ 但仅在不同波长下测量,因此液体样品中分子 $M_J$ 的浓度不会改变 $\beta = \alpha_{MJ}(\lambda_S) / \alpha_{MJ}(\lambda_J)$ 的值。然而, $\beta$ 的值确实取决于液体样品的物理条件。当 $\alpha_{MJ}(\lambda_J)$ 和 $\beta$ 的值已知时,可以通过使用上述等式(4)来计算 $\alpha_{MJ}(\lambda_S)$ 。但是,如果 $\alpha_{MJ}(\lambda_S)$ 已知,则现在可以通过 $T_{总}(\lambda_S)$ 的测量值根据等式(3)来确定 $\alpha_M(\lambda_S)$ ,而与 $M_J$ 的存在及其在液体样品中的浓度无关。在这种情况下,当测量出液体样品中分子 $M$ 的浓度时,将显著地抑制或消除由于液体样品中 $M_J$ 的存在而引起的吸收干扰噪声(AIN)。

[0051] 现在,这种抑制吸收干扰噪声(AIN)的校准方法的实施方式可以更详细地披露如下。根据如上述等式(1)中所述的比尔-朗伯定律,在由“ $\beta$ ”限定的特定物理条件下,液体样品中分子 $M$ 的不同浓度 $C_N$ 可以表示如下:

$$[0052] \quad \text{对于浓度 } C_1, 1 - T_{MC1}(\lambda_S) = \alpha_{MC1}(\lambda_S) + \beta \times \alpha_{MJC1}(\lambda_J)$$

$$[0053] \quad \text{对于浓度 } C_2, 1 - T_{MC2}(\lambda_S) = \alpha_{MC2}(\lambda_S) + \beta \times \alpha_{MJC2}(\lambda_J)$$

[0054] .

[0055] .

[0056] .

$$[0057] \quad \text{对于浓度 } C_N, 1 - T_{MCN}(\lambda_S) = \alpha_{MCN}(\lambda_S) + \beta \times \alpha_{MJCN}(\lambda_J) \quad (5)$$

[0058] 其中, $T_{MCN}(\lambda_S)$ 是液体样品中浓度为 $C_N$ 的分子 $M$ 的在 $\lambda_S$ 下测量的总透射率, $\alpha_{MCN}(\lambda_S)$ 是液体样品中浓度为 $C_N$ 的分子 $M$ 在 $\lambda_S$ 下的吸收系数, $\alpha_{MJCN}(\lambda_J)$ 是液体样品中浓度为 $C_N$ 的干扰分子 $M_J$ 和分子 $M$ 在 $\lambda_J$ 下的吸收系数,并且“ $\beta$ ”是表征如上述等式(4)中限定的液体样品的物理条件的常数参数。可以如下替代性地表示上述等式(5):

$$[0059] \quad \alpha_{MCN}(\lambda_S) = 1 - T_{MCN}(\lambda_S) - \beta \times \alpha_{MJCN}(\lambda_J) = F(C_N, \beta) \quad (6)$$

[0060] 其中, $C_N$ 表示液体样品中分子 $M$ 的不同浓度。对于每个 $C_N$ , $T_{MCN}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MJCN}(\lambda_J) = 1 - T_{MCN}(\lambda_J)$ 两者可分别在波长 $\lambda_S$ 和 $\lambda_J$ 下测量。但是因为参数 $\beta$ 取决于采样液体的未知物理条件,所以只能将液体样品中分子 $M$ 的吸收系数 $\alpha_{MCN}(\lambda_S)$ 校准为其 $C_N$ 和“ $\beta$ ”的函数,即图8中所示的 $F(C_N, \beta)$ 。

[0061] 如图8所示,校准曲线族 $F(C_N, \beta)$ ,即 $\alpha_{MCN}(\lambda_S)$ 对不同的 $C_N$ 且由液体样品的不同物理条件参数“ $\beta$ ”指定,是首先通过根据分别在 $\lambda_S$ 和 $\lambda_J$ 处下 $T_{MCN}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MJCN}(\lambda_J) = 1 - T_{MCN}(\lambda_J)$ 的测量值以及任意指定为液体样品的物理条件的特定值“ $\beta = 0.2$ ”来对分子 $M$ 的浓度 $C_N$ 进行校准而获得的。然后,如图8所示,利用这个测得的校准曲线生成校准曲线族,其中“ $\beta$ ”的不同指定值表示液体样品的不同物理条件。注意,校准曲线族可以由第一个测量的校准曲线构造,其中需要具有如 $\beta$ 那样的精度。因为由“ $\beta$ ”的值表示的液体样品的物理条件是未知的,所以

必须首先正确地确定其值,然后可以使用相应的校准曲线对液体样品中分子M的浓度进行后续测量之前。这通过如下方式实现:测量包含已知浓度为 $C_N$ 的分子M的特定液体样品的 $T_{MCN}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MJCN}(\lambda_J) = 1 - T_{MJCN}(\lambda_J)$ 的值,并且选择具有图8中的 $\beta$ 值的产生最佳 $C_N$ 值的校准曲线。如此选择的校准曲线将是用于对液体样品中分子M的浓度进行后续测量的校准曲线,甚至在其中存在未知量的干扰分子 $M_J$ 的情况下也不受吸收干扰噪声(AIN)的影响。

[0062] 注意,在将图8中特定选择的校准曲线用于传感器之前,可以通过将 $\alpha_{MJCN}(\lambda_J) = 1 - T_{MJCN}(\lambda_J)$ 的当前测量值与先前存储在传感器中的测量值进行比较来检查 $\beta$ 的正确值。这个值的恒定性意味着液体样品的物理条件没有改变,并且图8中特别选择的校准曲线适用于该传感器。

[0063] 众所周知,水(其作为最常见的液体的主要成分)强烈吸收波长位于近红外(NIR)光谱区域中的辐射。如前所述,因为由于吸水导致从辐射源到检测器的可用探测能量减少,所以使用NDIR穿透吸收采样技术来检测液体中吸收带位于NIR光谱区域中的分子在信噪比(S/N)性能方面受到很大影响。此外,使用NDIR穿透吸收采样技术来设计腕表型分子浓度传感器是笨拙且低效的。

[0064] 现在已经综述了使用NDIR穿透吸收采样技术来测量液体中的分子以抑制散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)两者的本发明概念,现在将综述一种用于检测液体中的分子以缓解吸水 and 传感器笨拙设计问题的新型NDIR反射采样技术。

[0065] 图9是一种光学设置,其展示了如何通过3通道高速波形发生器交替且连续地将信号二极管激光器、参考二极管激光器和干扰二极管激光器以两个为一组进行驱动。如图9所示,信号二极管激光器27的输出26与参考二极管激光器29的输出28作为一对被交替且连续地驱动;同时,干扰二极管激光器31的输出30与参考二极管激光器29的输出28作为另一对被交替且连续地驱动。如此执行是为了可以在与在 $\lambda_J$ 下测量透射率基本上同时地在 $\lambda_S$ 下测量透射率,从而使这两者具有基本上相同的散射噪声降低优点。用于三二极管激光器系统以抑制散射噪声和AIN噪声两者的光学和电子处理系统设置的其余部分与美国专利号9,606,053(2017)中披露的双二极管激光器系统相同。

[0066] 图10示意性地描绘了专门设计的光学系统32,其使用NDIR反射采样技术通过测量液体介质中分子的透射率“T”[参见上述等式(1)]来检测这些分子。这种光学系统能够抑制在使用NDIR吸收技术进行这种测量时经常遇到的散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)两者。图10展示了如何通过3通道高速波形发生器40将信号二极管激光器( $\lambda_S$ )33、参考二极管激光器( $\lambda_R$ )35和干扰二极管激光器( $\lambda_J$ )37以两个为一组(即(信号激光器33和参考激光器35作为一对)并且(干扰激光器37和参考激光器35作为另一对))进行交替且连续驱动。如图10所示,信号二极管激光器33的输出34与参考二极管激光器35的输出36作为一对被交替地且连续地驱动,这两者光学地耦合到3通道多路复用器(三重组合器)39。同时,干扰二极管激光器37的输出38与参考二极管激光器35的输出36作为另一对被交替地且连续地驱动,这两者光学地耦合到同一三重组合器39中。

[0067] 首先考虑位于样品区域42(参见图10)的光点41处的液体样品在波长 $\lambda_S$ 下的透射率测量值。将信号激光二极管33的输出34耦合到光学多路复用器(三重组合器)39中,然后通过透镜44将该光学多路复用器的输出43准直成直径为约1.0mm的窄光束45,之后该窄光束以与样品区域法线46的倾斜角 $\theta_i$ 照射到样品区域42的光点41处。将参考二极管激光器35

的输出36耦合到同一光学多路复用器(三重组合器)39中,然后通过透镜44将该光学多路复用器的输出47准直成直径为约1.0mm的窄光束45,之后该窄光束以与样品区域法线46的倾斜角 $\theta_i$ 照射到样品区域42的同一光点41处。对信号光束( $\lambda_S$ )和参考光束( $\lambda_R$ )两者顺序且交替地进行脉冲,并在样品区域42的同一光点41处将其镜面反射成未在本发明中使用的光束48。信号光束( $\lambda_S$ )和参考光束( $\lambda_R$ )两者均穿透一小段距离进入样品区域42,在该样品区域中,入射辐射的透射、吸收和反射发生在它们在光点41处从样品区域表面49出射之前。通过透镜50将从光点41射出的辐射收集到检测器51上以进行信号处理。如美国专利号9,606,053(2017)中所披露的,本文所描述的用于信号光束( $\lambda_S$ )和参考光束( $\lambda_R$ )的这种光学测量技术能够抑制在波长 $\lambda_S$ 下测量的透射率值中的散射噪声。

[0068] 现在考虑位于样品区域42(参见图10)的光点41处的液体样品在波长 $\lambda_J$ 下的透射率测量值。将干扰激光二极管37的输出38耦合到光学多路复用器(三重组合器)39,然后通过透镜44将该光学多路复用器的输出52准直成直径为约1.0mm的窄光束45,之后该窄光束以与样品区域42的法线46的倾斜角 $\theta_i$ 照射到样品区域42的光点41处。将参考二极管激光器35的输出36耦合到同一光学多路复用器(组合器)39,然后通过透镜44将该光学多路复用器的输出47准直成直径为约1.0mm的窄光束45,之后该窄光束以与样品区域42的法线46的角度 $\theta_i$ 照射到样品区域42的同一光点41处。干扰光束( $\lambda_J$ )和参考光束( $\lambda_R$ )两者均穿透一小段距离进入样品区域42,在该样品区域中,辐射光束的透射、吸收和反射发生在辐射在光点41处从样品区域表面49出射之前。通过透镜50将从光点41(其不需要是外表面光点,但可以位于另一层或物质下面)射出的辐射收集到检测器51上以进行信号处理。如美国专利号9,606,053(2017)中所披露的,本文所描述的用于干扰光束( $\lambda_J$ )和参考光束( $\lambda_R$ )的这种光学测量技术能够抑制在波长 $\lambda_J$ 下测量的透射率值中的散射噪声。

[0069] 如上所述用于使用NDIR反射采样技术来处理液体样品(在该液体样品中,目标分子与一些其他类型的相同吸收带特征重叠的分子混合)以抑制散射噪声和AIN噪声两者的信号处理程序与在美国专利号9,726,601中披露的用于使用NDIR穿透吸收采样技术的信号处理程序完全相同。

[0070] 现在综述了一种更高效的NDIR反射采样技术以及用于抑制散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)两者的本发明概念,现在将参考用于确定血液或组织液中葡萄糖浓度的无创传感器的设计来阐述迄今所阐述的这些原理。如先前在美国专利号9,678,000和9,726,601中所披露的,葡萄糖在可以用作信号光束的中心波长 $\lambda_S$ 的1150nm下具有位于近红外(NIR)光谱区域中的谐波吸收带。这个吸收带是期望的,因为其具有不大于约 $1.0\text{cm}^{-1}$ 的吸水系数,因此使得来自源的探测辐射减弱最小化。在没有葡萄糖或其他分子吸收的情况下,1060nm下的波长可以用作参考光束的中心波长 $\lambda_R$ 。最后,对于与血液或组织液中的葡萄糖共存的某些干扰分子(如脂质和胶原蛋白),这些分子具有在约1210nm信号波长的且与葡萄糖的1150nm信号波长 $\lambda_S$ 重叠的吸收。因此,可以选择1210nm的波长作为干扰光束的中心波长 $\lambda_J$ 。

[0071] 图11示出了一种光学设置,其展示了如何通过3通道高速波形发生器53交替且连续地将在 $\lambda_S=1150\text{nm}$ 下进行发射的信号二极管激光器、在 $\lambda_R=1060\text{nm}$ 下进行发射的参考二极管激光器和在 $\lambda_J=1210\text{nm}$ 下进行发射的干扰二极管激光器以两个为一组进行驱动。如图11所示,信号二极管激光器57的输出56与参考二极管激光器59的输出58作为一对被交替且连续地驱动,并且光学地耦合到3通道多路复用器(三重组合器)54。同时,干扰二极管激光

器61的输出60与参考二极管激光器59的输出58作为另一对被交替且连续地驱动,并且也光学地耦合到三重组合器54。以这种方式操作这三个二极管激光器的过程是为了确保可以基本上同时在波长 $\lambda_S$ 和 $\lambda_J$ (以 $\lambda_R$ 为参考)下测量血液或组织液中与其他干扰分子共存的葡萄糖的透射率,以使得这两个测量值所面对的散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)基本上相同。如图11所示,信号激光束( $\lambda_S$ )、参考激光束( $\lambda_R$ )和干扰激光束( $\lambda_J$ )的输出在3通道多路复用器(三重组合器)54中进行组合以形成单个光纤耦合辐射光束62,该辐射光束在被进一步处理之前由透镜63准直成窄平行激光束64。

[0072] 信号( $\lambda_S$ )光束、参考( $\lambda_R$ )光束和干扰( $\lambda_J$ )光束的波长的战略选择(分别为1150nm、1060nm和1210nm)以及它们被驱动和处理以用于测量血液或组织液样品的透射率的方式对于本发明概念的实施是至关重要的,即对血液或组织液中与脂质、胶原蛋白等共存的葡萄糖的浓度的成功无创性测量,避免了散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)的破坏性影响。本发明的另一个目的是提供一种专门设计的反射传感器系统,该系统能够实现散射噪声和吸收干扰噪声(AIN)两者的降低,以便在存在干扰分子(如脂质、胶原蛋白等)的情况下对血液或组织液中的葡萄糖分子进行无创性浓度测量。本发明进一步充分利用当今在NIR激光源、铟镓砷(InGaAs)光电检测器、微机电系统(MEMS)、具有复杂信号处理电路系统的ASIC、云基础创新软件以及利用nanoCHIP结构的微型封装技术之中的先进技术,以便提出一种能够缓解糖尿病患者所需的每日手指刺痛的可行且实用的无创性血糖监测仪。

[0073] 图12示意性地描绘了一种专门设计的光学传感器65,该光学传感器使用NDIR反射采样技术通过分别在波长 $\lambda_S$ 和 $\lambda_J$ (以 $\lambda_R$ 为参考)下测量血液或组织液中的葡萄糖的总透射率 $T_{MCN}(\lambda_S)$ 和 $T_{MCN}(\lambda_J)$ 来检测血液或组织液中的葡萄糖浓度,其中, $T_{MCN}(\lambda_S) = 1 - \alpha_{MCN}(\lambda_S)$ 并且 $T_{MCN}(\lambda_J) = 1 - \alpha_{MCN}(\lambda_J)$ 。量 $\alpha_{MCN}(\lambda_S)$ 和 $\alpha_{MCN}(\lambda_J)$ 是分别在波长 $\lambda_S$ 和 $\lambda_J$ (以 $\lambda_R$ 为参考)下测量的葡萄糖浓度值为 $C_N$ 的血液或组织液的吸收系数,在该血液或组织液中葡萄糖与未知量的脂质和胶原蛋白共存。

[0074] 如图12所示,尺寸为约3cm×6cm×1cm的光学传感器65具有薄壁开口顶部矩形框架66,该框架具有由周围边缘68限定的较小开口底部67,该开口底部使得传感器65能够搁置在如人体皮肤一样的表面69上。两个带子70和71,在框架66的两条短边上各有一个,并且分别通过铰链72和73保持。带子70和71可以用于将传感器65像手表一样紧固到人的腕部或者紧固到沿着人类受试者的上臂的任何地方。

[0075] 传感器65的所有光学部件和电子电路系统都物理地或通过焊料安装在位于箱形框架66上方的印刷电路板(PCB)74上并用作其顶部。如图11中之前详细描述用于传感器65的光学设置的所有部件都位于所示出的PCB 74的左手侧。从PCB 74的左手侧开始,75是3通道高速波形发生器,接着是输出波长分别为 $\lambda_S$ 、 $\lambda_R$ 和 $\lambda_J$ 的信号激光器、参考激光器和干扰激光器的3通道电子驱动器模块76。77是3通道多路复用器或三重组合器,其输出被光纤耦合成单个辐射光束78。光束78在被镜子81朝向采样区域83的光点82反射之前通过透镜79被准直成平行光束80。

[0076] 平行光束80以与PCB 74的倾斜角 $\theta_i$ 照射到采样区域83的光点82处。光束80在光点82处穿透一小段距离进入样品区域83,其中,照射光束的透射、吸收和反射发生在其在光点82处从采样区域83出射之前。通过透镜84将从光点82射出的辐射收集到检测器85上以进行信号处理。透镜84和检测器85两者的轴线在光点82处与采样区域83的法线86对准。该透镜

和检测器两者均安装在固定于PCB 74上的特殊壳体87中,在光点82处面对采样区域83。

[0077] 包括3通道高速波形发生器75和3通道激光驱动器模块76的控制和操作的处理电子器件位于PCB 74的右手侧。安装在ASIC 88的CPU内部并由存储器芯片89(参见图12)支持的软件和处理电路对信号( $\lambda_S$ )光束和干扰( $\lambda_J$ )光束协同参考光束( $\lambda_R$ )的透射率测量的逻辑和顺序进行控制。葡萄糖测量结果(接近和/或趋势)以及传感器65的操作指令和控制由显示芯片90提供。用于监测与传感器65接触的表面69的温度的温度传感器94位于传感器框架66的底部边缘68处并且电连接至PCB 74。电池91容纳在传感器框架66内,在PCB 74下方,以向整个传感器65供电。最后,安装在PCB 74上的所有部件都由盖92保护,除了显示芯片90(其上方具有开口93)之外。

[0078] 虽然本文参考优选实施例对本发明进行了描述,但是这些实施例仅通过示例的方式呈现,而不是对本发明的范围进行限制。对于受益于本具体实施方式的本领域技术人员来说,本发明的附加实施例将是显而易见的。在不脱离本发明概念的情况下,在替代实施例中的进一步修改也是可能的。

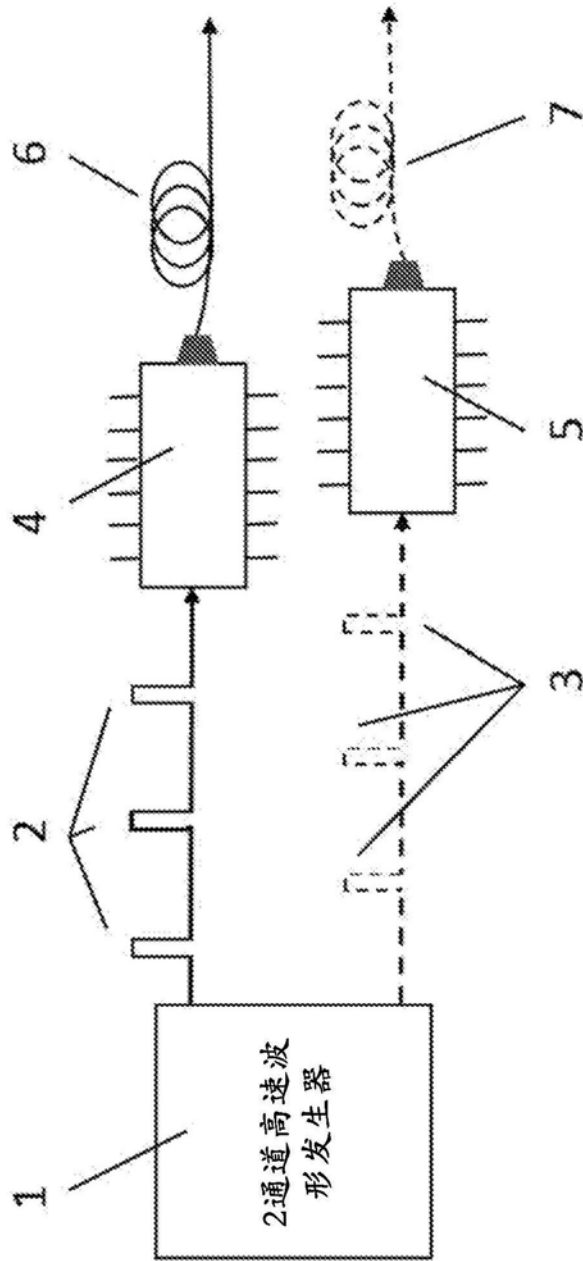


图1

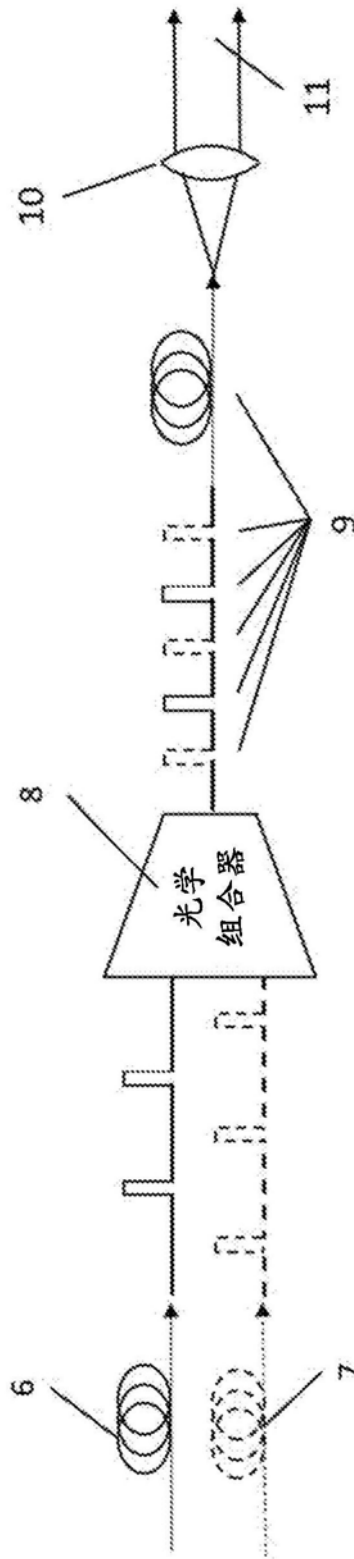


图2

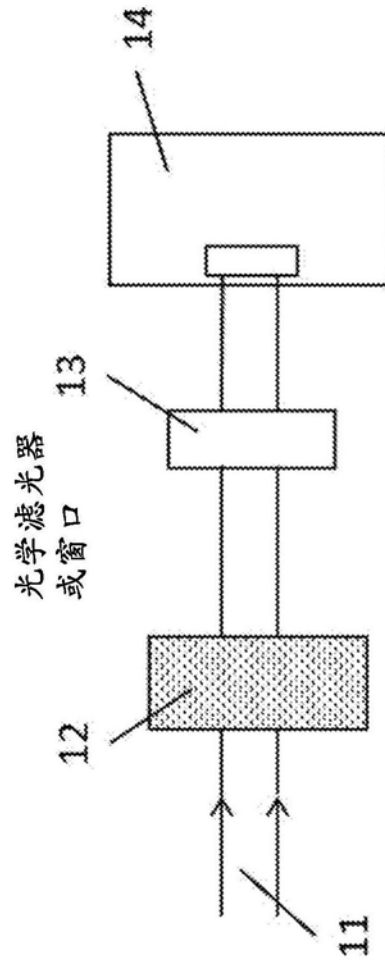


图3

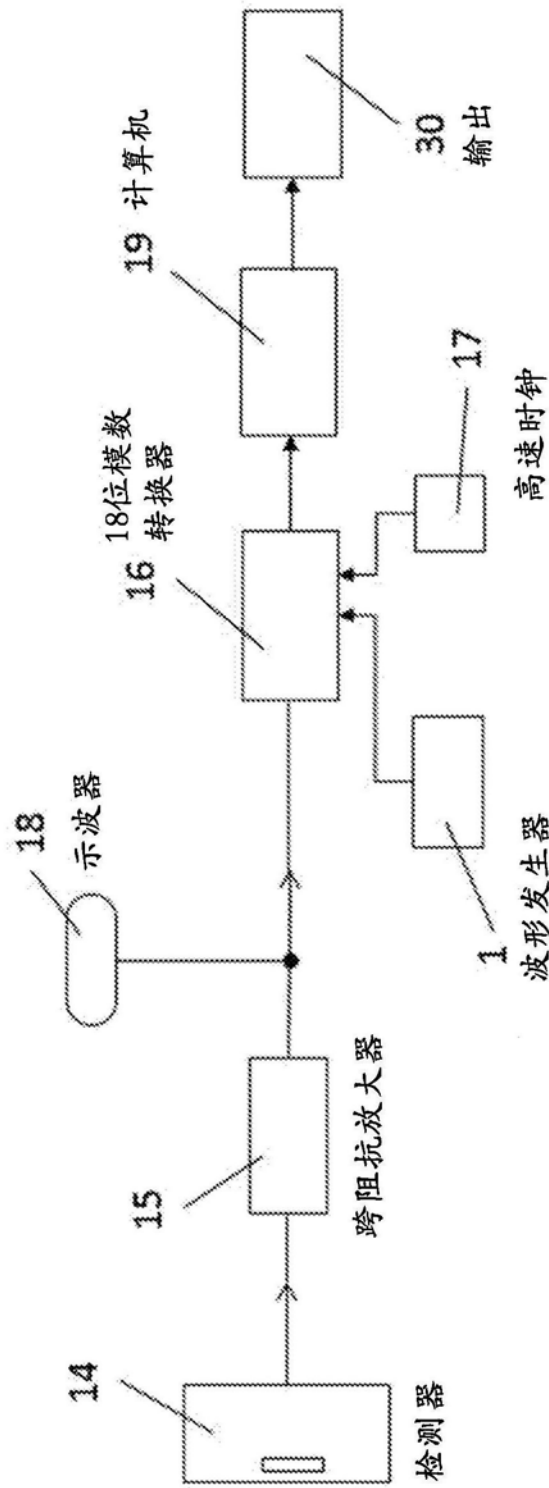


图4

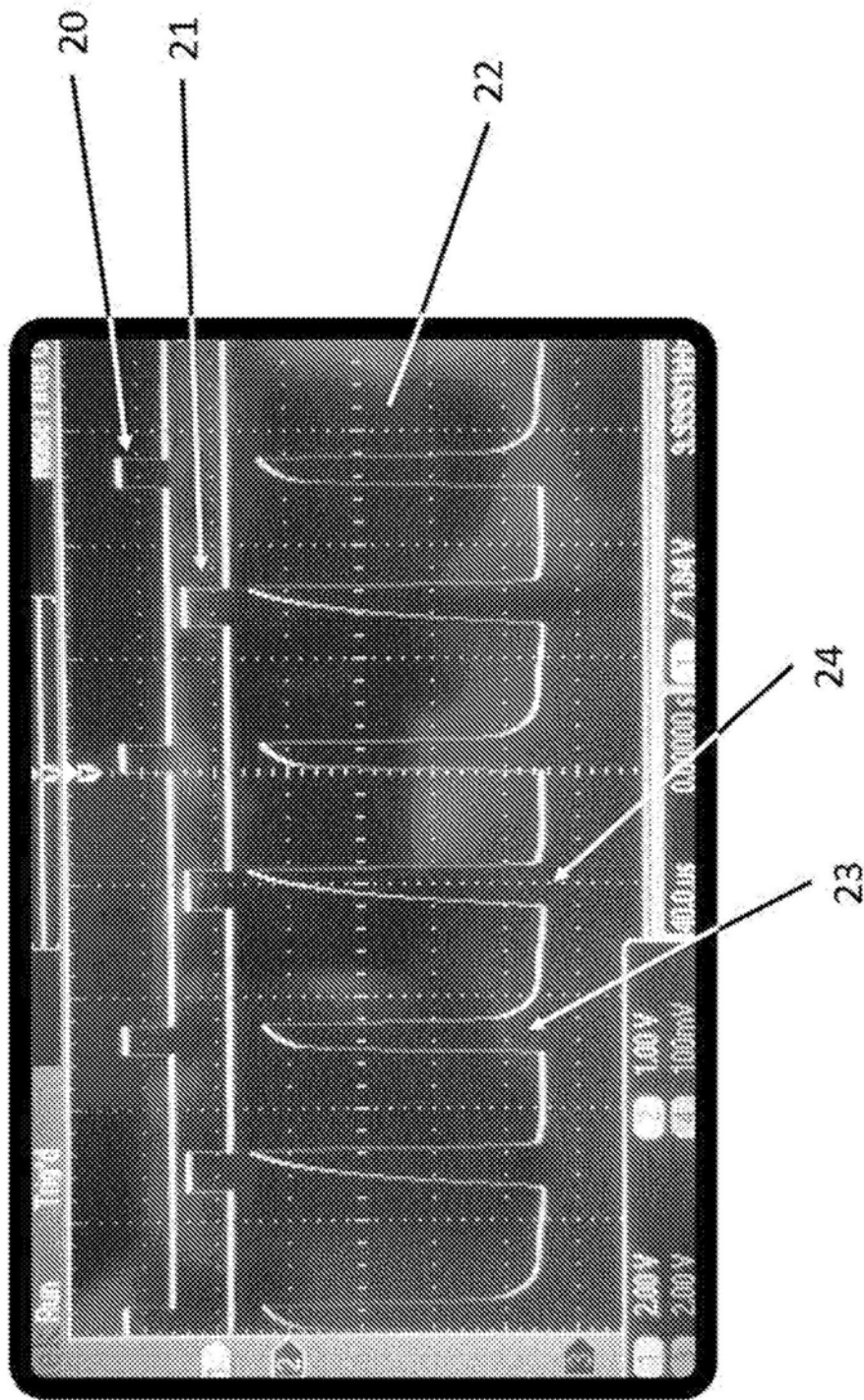


图5

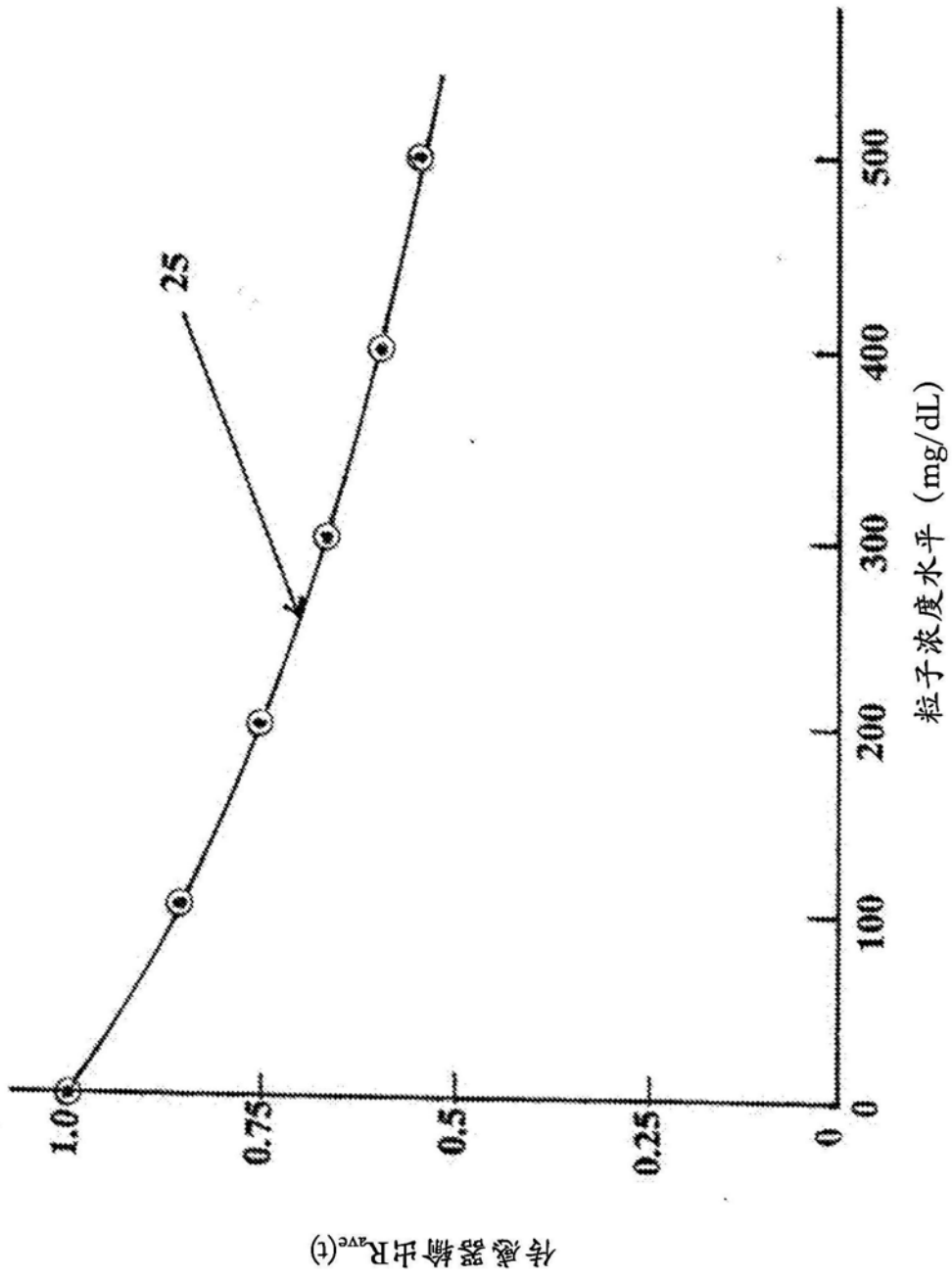


图6

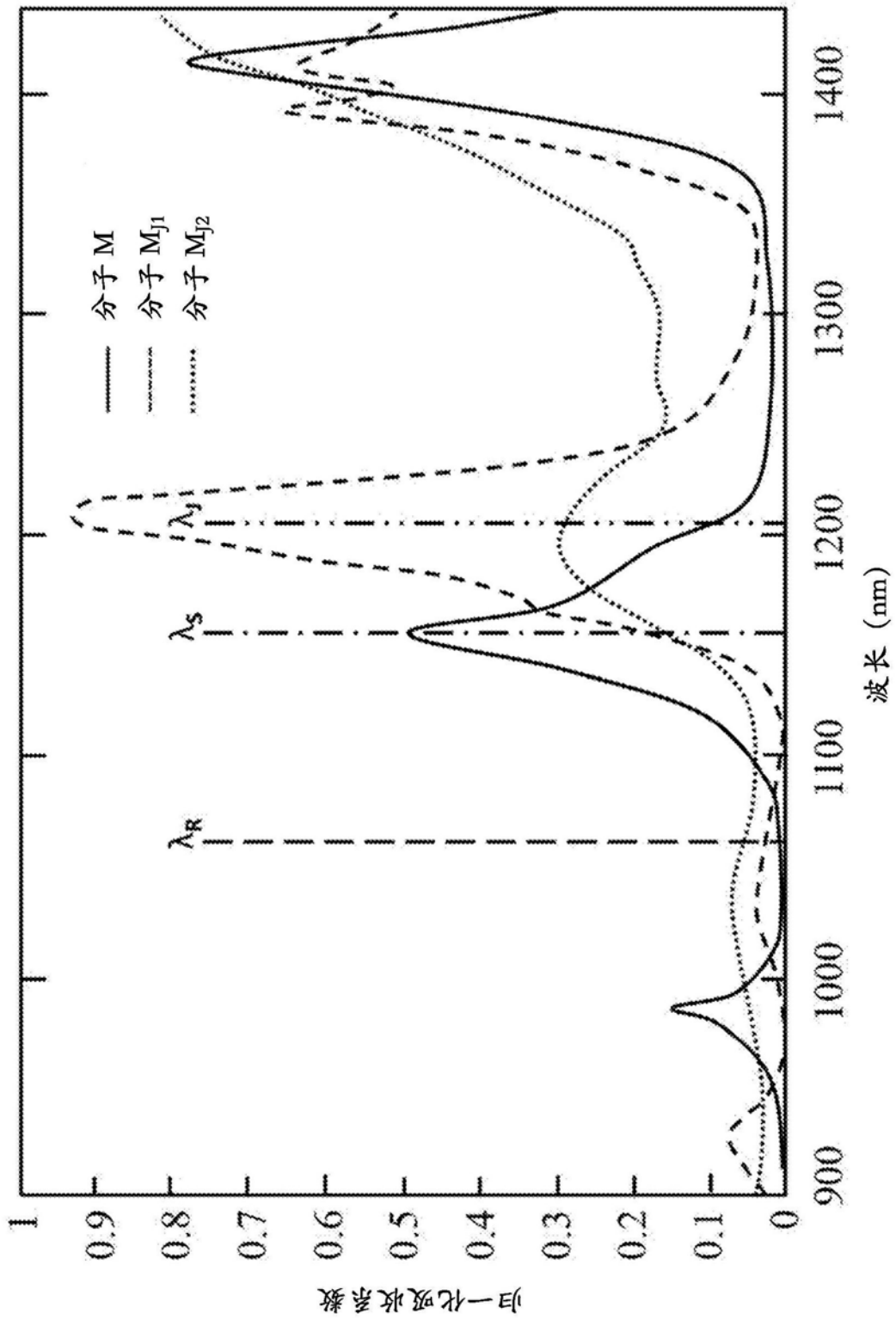


图7

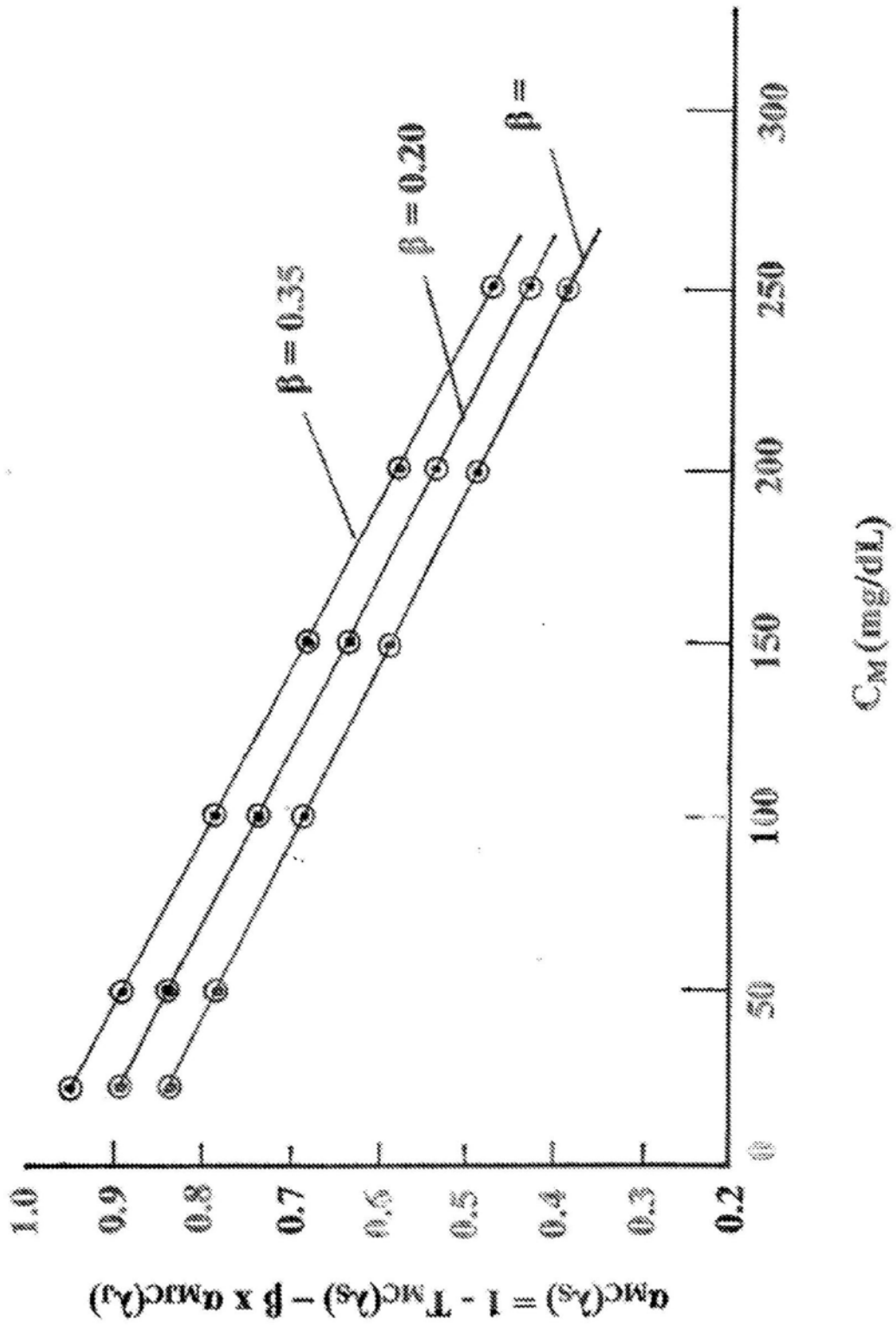


图8

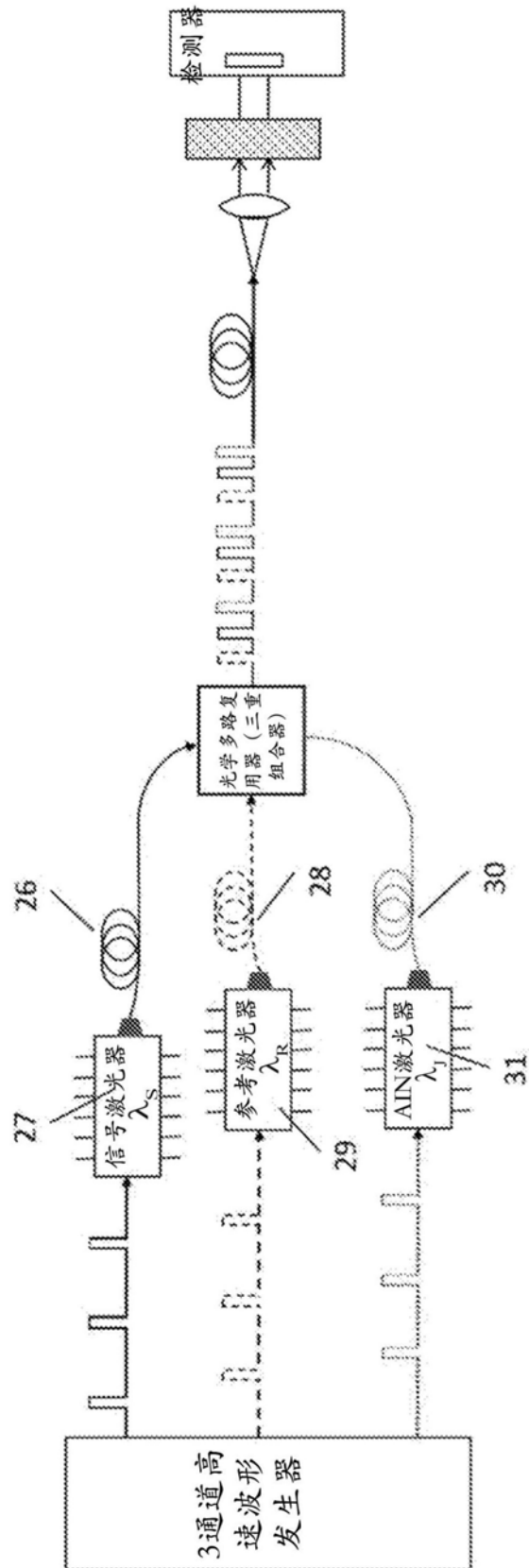


图9

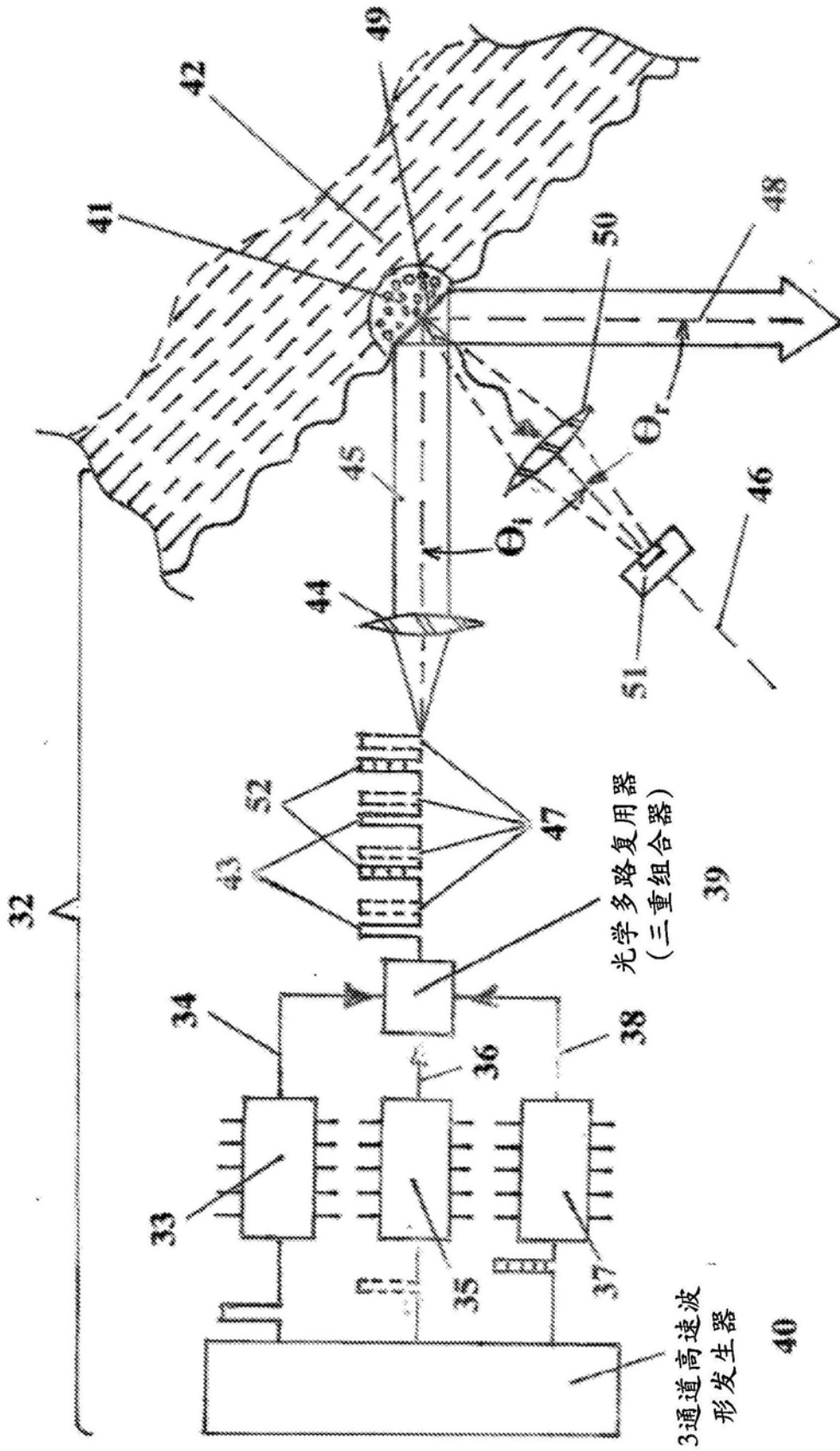


图10

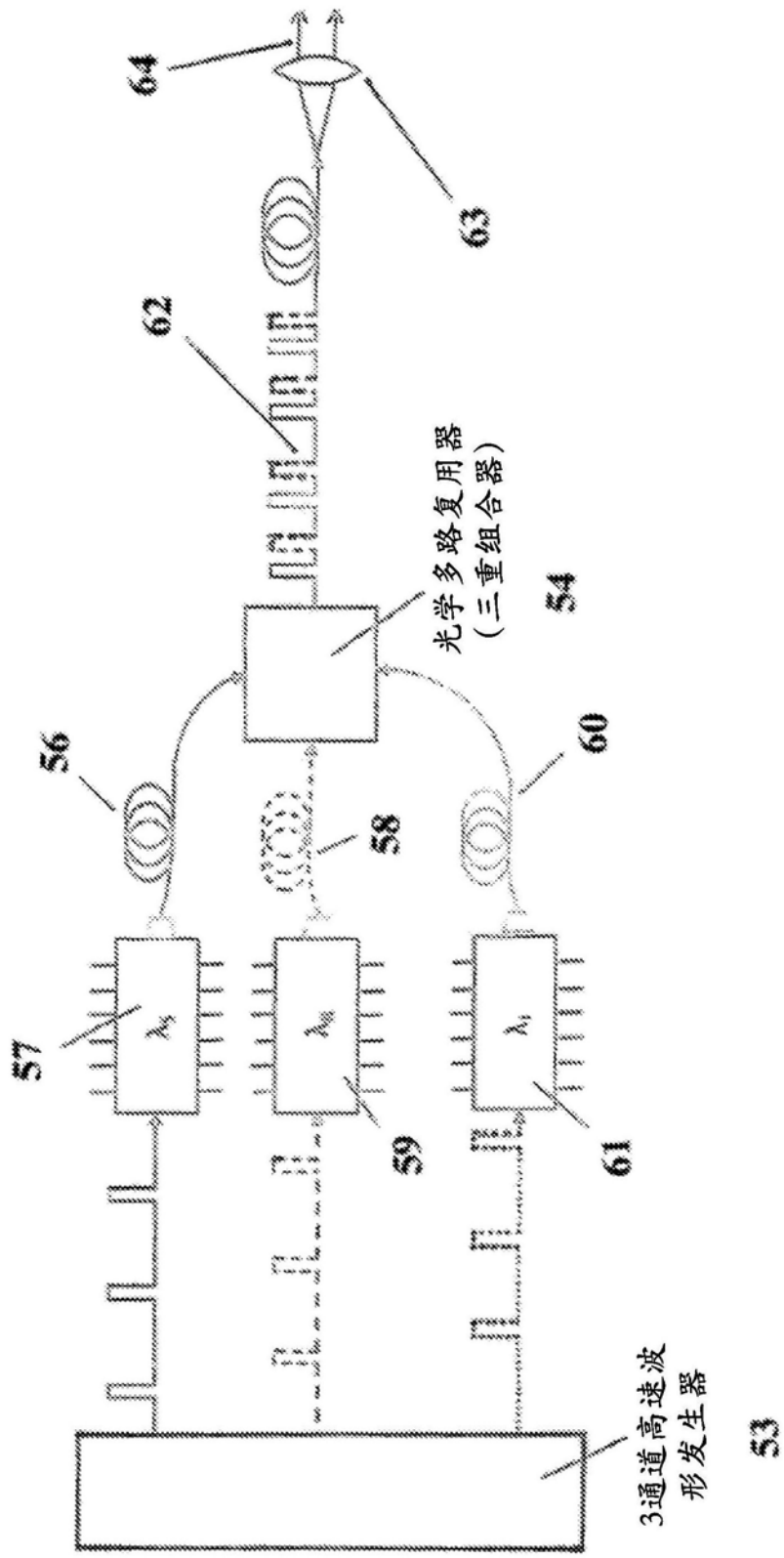


图11

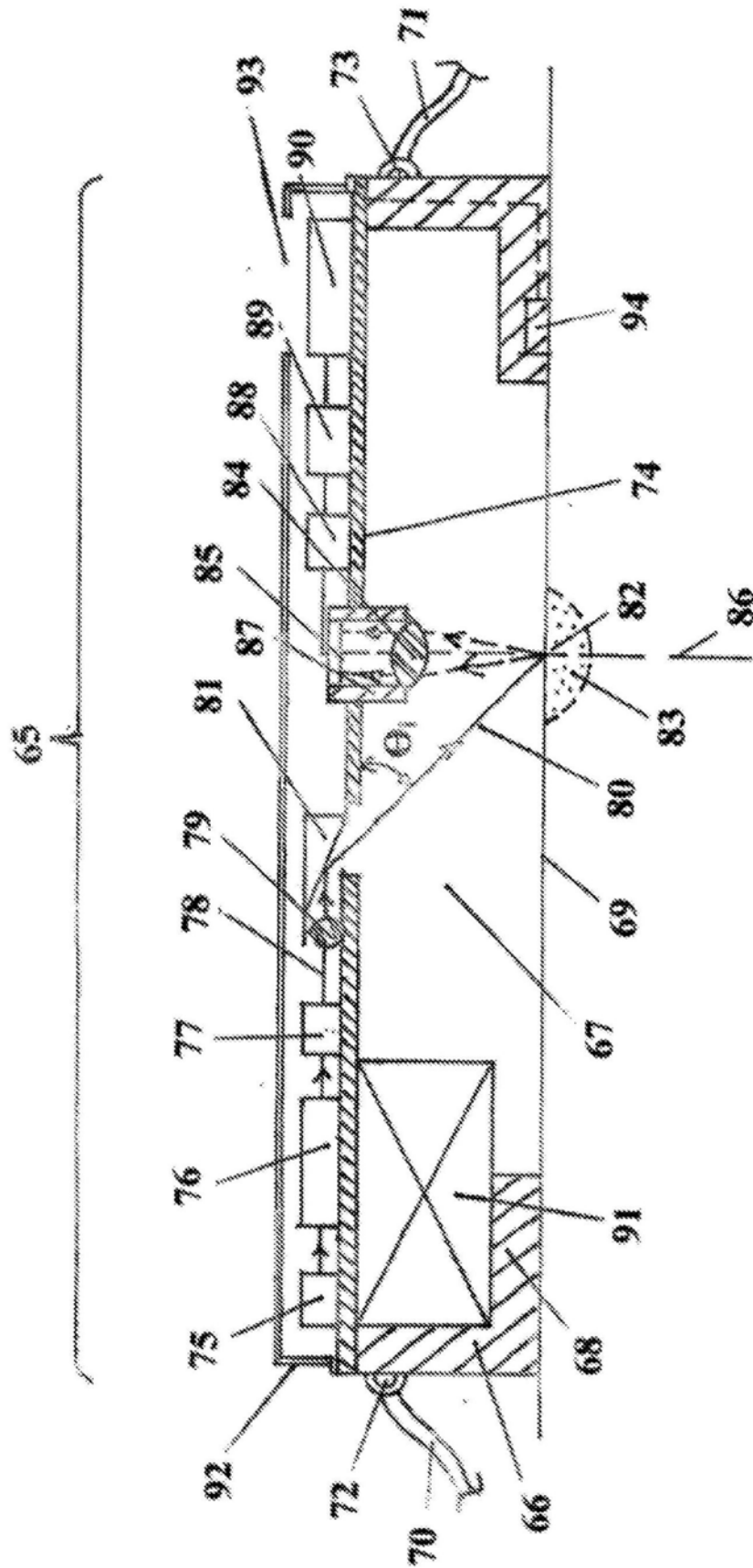


图12