

文章编号 1004-924X(2010)08-1707-08

用于生物量浓度在线检测的光纤衰减全反射传感器

赵明富, 钟年丙, 罗彬彬, 胡新宇, 钟连超
(重庆理工大学 电子信息与自动化学院, 重庆 400050)

摘要:为了在生物膜滴滤塔降解有机废气过程中实现生物量浓度的测量,设计了光纤衰减全反射(ATR)生物量浓度传感器,给出了传感器组成原理、结构参数、光路分析及其理论解释。根据光波进入光密介质(Si晶体)与光疏介质(生物菌液)的分界面时所产生的隐失波现象,以及生物菌液对隐失波的散射和吸收引起接收光能量变化的物理机理,建立了一种新的生物量浓度测量方法。实验选用可见光源,在25℃恒温情况下对生物量浓度测量进行了实验研究。实验结果表明:测量结果的相对误差均值为2.217%,基本上满足生物量浓度在线测量要求。该传感器的设计原理和方法具有一定的普遍意义,可应用于制剂、制酒、生化等行业。

关键词:生物量浓度;在线检测;光纤衰减全反射(ATR)传感器

中图分类号:TN253;TP212.3 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20101808.1707

Optical fiber attenuated total reflection sensor for on-line measurement of biomass concentration

ZHAO Ming-fu, ZHONG Nian-bing, LUO Bin-bin, HU Xin-yu, ZHONG Lian-chao

*(Department of Electronic Information and Automation,
Chongqing University of Technology, Chongqing 400050, China)*

Abstract: With the aim to measure the biomass concentration in the biodegradation of organic waste gas for a trickling biofilter, an optical fiber Attenuated Total Reflection(ATR) sensor for measuring the biomass concentration was designed and the composition principle, structural parameters, optical path analysis and the theoretical explanation of the sensor were also discussed. A new method to measure the biomass concentration was proposed based on the principles that the evanescent wave is scattered and absorbed by the bacterial suspension when the beams enter into the interface between the optically denser medium-Si crystal and the optically less dense-bacterial suspension, and the receiving bacterial power of the light is changed by the bacterial suspension. Under a temperature of 25℃, the biomass concentration was measured by a visible light source. Experimental results indicate that the mean relative error by proposed method is 2.217%, which can satisfy the on-line measurement requirements of the biomass concentration. The design principle and method of the sensor is significance and can be used in reagent preparation, alcohol production, biochemistry, etc.

收稿日期:2009-09-11;修订日期:2009-10-26.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 50876120);重庆市教委应用基础项目基金资助项目(KJ080604, KJ090620)

Key words: biomass concentration; on-line measurement; optical fiber Attenuated Total Reflection (ATR) sensor

1 引言

在生物膜滴滤塔降解有机废气过程中,由于生化反应过程非常复杂,影响废气降解效率的因素很多,如含有微生物和营养物质的菌悬液的成分、生物量浓度、pH 值、气液两相流循环速度、塔内温度等^[1]。其中,生物量浓度是重要的影响因素之一,它的在线测量对提高有机废气降解效率有着十分重要的意义。

生物量浓度检测方法分为离线测量和在线测量两大类。离线测量法主要有:干重法、光密度法、亚甲基染色法等,这些方法测量生物量浓度既费时又费力,还必须不断地从反应塔中抽取样品,在取样过程中极易带进杂菌而感染反应塔;另外,这类方法不易实施自动化控制。在线检测法主要有:电阻抗法、软测量技术估计法、电容率频谱法、光纤法等^[2-8],在线测量技术目前还处于理论和实验阶段,离工业应用还有一段距离。

目前,衰减全反射(Attenuated Total Reflection, ATR)现象在生化领域已有多种运用,如 Chan 利用该现象对蛋白质结晶成像进行了研究,从而实现了在相同条件下的多样本分析^[9]。孟庆华等人利用 ATR 技术拓展了 FTS-7 傅里叶光谱仪的使用功能^[10]。龙峰等人利用 ATR 研制了一种光纤免疫传感器,并对 Cy5.5 荧光染料进行了检测^[11]。邓立新在增强光纤探头的隐失场激发能量方面进行了研究^[12]。

笔者通过研究生物菌液对隐失波产生的散射和吸收现象,设计了一种适用于生化反应过程中生物量浓度在线测量的光纤衰减全反射传感器,并进行了传感器探头参数设计和相关理论推导。同其它生物量浓度光纤传感器相比(如文献[6]介绍的光纤反射法),这种光纤传感器避开了光源发出的强光直接对生物菌液照射,降低了生物菌诱变的可能性;同时本传感器设有动镜,增大了传感器的使用范围。实验结果及理论分析表明:该方法可用于测量生物量浓度,传感器的设计原理和方法均具有一定的普遍意义。

2 光纤 ATR 传感器探头设计

2.1 传感器结构

传感器的原理结构如图 1 所示。

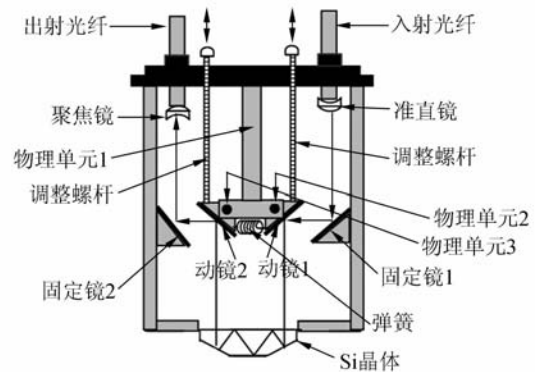


图 1 传感器探头原理结构图

Fig. 1 Framework of sensor principle

图 1 中,物理单元 1、2、3 的作用是为了安装动镜 1 和动镜 2;弹簧用于产生推力。调整螺杆用于调整动镜(1、2)与水平面的夹角,即改变光束在 Si 晶体中的入射角,从而改变光束在 Si 晶体中的衰减全反射次数。

2.2 Si 晶体结构

传感器所用 Si 晶体侧面呈倒梯形,横截面为长方形,其横结构如图 2 所示。

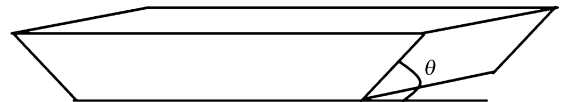


图 2 Si 晶体的横结构图

Fig. 2 Horizontal structure of Si crystal

图 2 中 θ 为 Si 晶体侧面与传感器底部的夹角。确定 θ 的依据是,假定经动镜 1 反射后的光束垂直 Si 晶体的底面(Bottom Surface: BS),并在 Si 晶体的侧面(Lateral Face: LF)恰好发生全反射。光束在 Si 晶体中的光路如图 3 所示。

由几何关系知,经动镜 1 反射后的光束在 Si

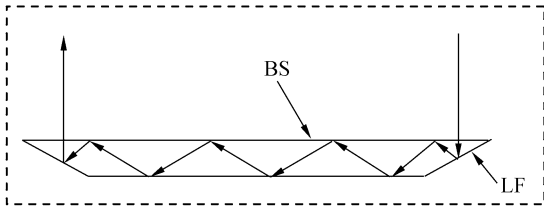


图 3 光在 Si 晶体中的全反射图

Fig. 3 ATR figure of light in Si Crystal

晶体侧面 LF 上的入射角 θ' 为 Si 晶体侧面与下底面的夹角 θ , 即有 $\theta = \theta'$ 。因此, 由全反射公式 $\sin \theta = n/n_1$ 可确定 Si 晶体侧面 LF 与传感器底部的夹角 $\theta = \arcsin(n/n_1)$, 其中 n_1 为 Si 晶体的折射率, n 为待测生物菌液的折射率。

2.3 动镜可调范围

设动镜与水平面的夹角为 $\beta_i (i=1, 2)$, 其中, β_1 表示动镜 1 与水平面的夹角, β_2 表示动镜 2 与水平面的夹角。为确定 β_i 的取值范围, 本文以确定 β_1 的取值范围为例进行说明, 且采用极值法确定 β_1 的取值范围。

第一极值确定方法如图 4 所示, 当 $\beta_1 = 0.5\theta + 45^\circ$ 时, 入射光束在棱镜的侧面的入射角为 90° , 即光束垂直入射到棱镜的侧面上, 从理论上讲此时没有光到达动镜 2。

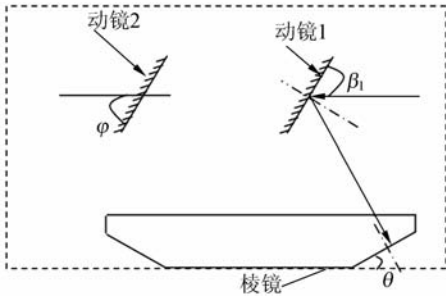


图 4 第一极值条件下光路图

Fig. 4 Optical path in the first extremal

第二极值确定方法如图 5 所示, 光束经动镜 1 直接反射到棱镜的底面时, 光束经棱镜的底面反射后, 光束与棱镜的另一侧面平行到达动镜 2, 此时 $\beta_1 = 0.5\theta, \beta_2 = 0.5\theta$ 。

从以上两个极值点知, β_1 的角度可在 $0.5\theta \sim 45^\circ + 0.5\theta$ 调节; 为使动镜 2 能接收到光束, 动镜 2 与水平面的夹角 β_2 也设计在 $0.5\theta \sim 45^\circ + 0.5\theta$

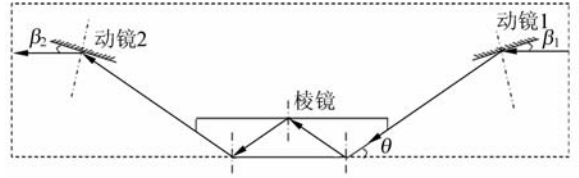


图 5 第二极值条件下光路图

Fig. 5 Optical path in the second extremal

可调节, 由 θ 的表达式 $\theta = \arcsin(n/n_1)$ 知, 动镜与水平面的夹角 $\beta_i (i=1, 2)$ 的调节范围为:

$$0.5\arcsin(n/n_1) \leq \beta_i \leq 45^\circ + 0.5\arcsin(n/n_1) \quad (i=1, 2)$$

在实际测量过程中, 通过调节 β_1 的大小, 使入射光束在 Si 晶体的侧面(LF)发生反射, 在 Si 晶体底面与生物菌液分界面上产生隐失波, 其隐失波图形, 如图 6 所示。由朗伯-比尔(Lambert-beer)定律和瑞利定律知, 菌液会对该隐失波产生一定的吸收和散射, 致使全反射率 < 1 , 即产生衰减全反射。通过检测衰减后的光强即可知道生物量浓度。

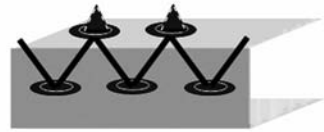


图 6 隐失波图像

Fig. 6 Evanescent wave images

3 光纤 ATR 生物量浓度传感器原理

3.1 传感器数学模型

当光经过生物悬浊液后, 入射光强和出射光强的关系可以描述为:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \ln\left(\frac{V_0}{V}\right) = \tau, \quad (1)$$

即:

$$I' = I_0 \exp(-\tau D), \quad (2)$$

其中 I_0 表示光经过 Si 晶体进入生物菌悬液中的隐失波光强; I' 表示经生物菌悬液吸收和散射后隐失波的光强; τ 为生物菌液浊度, 取决于颗粒的数量浓度(对光吸收的贡献)和光散射性质。 D 为

光束在悬浊液中经过的有效光程,这里指隐失波的穿透深度:

$$D = \frac{\lambda}{2\pi n_1 [\sin^2 \theta - (n/n_1)^2]^{1/2}}, \quad (3)$$

式中: λ 为入射光波长; n_1 为传感器所用晶体的折射率; n 为生物菌液折射率; θ 为入射角。

结合悬浊液浊度的定义,可得输出光强与菌体体积浓度和菌体体积半径之间的关系:

$$I' = I_0 \exp \left[-3D \sum \left(\frac{Q_i}{4a_i} \cdot \Phi_i \right) \right], \quad (4)$$

式中: Φ_i 为第 i 种菌体单位体积浓度, a_i 为第 i 种菌体半径(几何半径), Q_i 为第 i 种菌体无量纲散射系数。

由文献[13]知光散射系数 Q 的大小在很大程度上取决于颗粒粒径、折射率以及光波长。当颗粒粒径远小于光波长时(小于光波长 10%),可应用 Rayleigh 理论计算 Q 值,并且浊度值随颗粒粒径的增加而明显增大,甚至对于某些超出 Rayleigh 理论范围的颗粒,悬浮液的浊度增加仍能对散射系数进行描述。

对于粒子半径在 47 nm 以下的颗粒, Rayleigh 理论可以用公式描述为:

$$\bar{I} = \frac{24\pi^2 A^2 v V^2}{\lambda^4} \left(\frac{n_1^2 - n_2^2}{n_1^2 + 2n_2^2} \right)^2, \quad (5)$$

式中: A 为入射光振幅, v 为单位体积中粒子数, λ 为入射光波长, V 为每个粒子的体积, n_1 为分散相折射率, n_2 为分散介质的折射率, \bar{I} 为出射光强。

对于相当大的颗粒(粒径大于光线波长许多倍),散射截面已与颗粒的几何截面成正比,颗粒粒径可很容易地从浊度得到,此时光散射系数 Q 接近 2。

对于粒径与光波长接近或略大些的颗粒,浊度通常随颗粒粒径的增加而减小。在此范围内,通常不可能通过浊度值来得到定量数据,而可用 Mie(摩尔)理论根据“不规则衍射”近似法进行计算:

$$Q = 2 - (4/\rho) \sin \rho + (4/\rho^2)(1 - \cos \rho), \quad (6)$$

其中: $\rho = 2\alpha(m-1)$, m 为相对折射率,一般取 $m = 1.2$ 。

式(6)仅适用于 α 相当大,且 m 很小的情况。其 α 可以描述为:

$$\alpha = 2\pi a/\lambda, \quad (7)$$

式(7)中: a 为菌体半径, $\lambda = \lambda_0/n$ 为生物菌液中光波长, λ_0 为特定光纤中的波长, n 为生物菌液的折射率。就生物菌液来说,其菌体尺寸一般为 0.2~80 μm 。本文选用的光源为可见光源,当取可见光中心波长为 585 nm,且假定菌体尺寸 > 20 倍波长时,光散射系数 Q 接近 2,当菌体尺寸为 0.2~11.7 μm 时采用式(6)近似表示。

因此,入射光在经过生物菌液中尺寸 > 11.7 μm 的生物菌体后,由式(4)可知输出光强为:

$$I_1' = I_0 \exp(-DM \sum \Phi_i), \quad (8)$$

其中: $M = \frac{3}{2} \sum \frac{1}{a_i}$ 。

同理,当入射光经过生物菌液中尺寸为 0.2~11.7 μm 的生物菌体后,将式(6)和式(7)代入式(4),得输出光强为:

$$I_2' = I_0 \exp \left[- \sum \frac{3D}{4} \left\{ \frac{1}{a_{ji}} \left\{ 2 - \frac{\lambda}{\pi a_j (m-1)} \cdot \sin \left[\frac{4\pi a_j}{\lambda} (m-1) \right] + f \right\} \cdot \Phi_j \right\} \right], \quad (9)$$

其中: $f = \frac{\lambda^2}{4\pi^2 a_j^2 (m-1)^2} \cdot \left\{ 1 - \cos \left[\frac{4\pi a_j}{\lambda} (m-1) \right] \right\}$ 。

对于特定的生物菌液,假定菌体半径 a_j 为均值,当入射光波长确定后,光在生物菌液中的波长 λ 也确定了,从而可令常数 Γ 为:

$$\Gamma = \sum \frac{3}{4a_j} \left\{ 2 - \frac{\lambda}{\pi a_j (m-1)} \cdot \sin \left[\frac{4\pi a_j}{\lambda} (m-1) \right] + f \right\}, \quad (10)$$

则式(13)可以改写成:

$$I_2' = I_0 \exp(-\Gamma D \sum \Phi_j). \quad (11)$$

从式(8)和式(11)知,隐失波最终损耗的光强为:

$$I_1 = I_0 - I_1' - I_2'. \quad (12)$$

为了提高检测灵敏,同时在对传感器探头几何尺寸没有太大的要求的条件下,设计传感探头时可适当增加 Si 晶体的几何尺寸,从而增加光束在 Si 晶体中的反射次数 $N(N \geq 1)$ 。但当 Si 晶体的几何尺寸一定时,光束在 Si 晶体中的反射次数与如何调节动镜,从而改变 β_1 的大小有关。

由式(11)可知,当假定在每个反射点隐失波

损耗的能量相等,则入射光总能量损失为:

$$I_L = N(I_0 - I_1' - I_2') + I'' \quad (13)$$

其中: I'' 为 Si 晶体对入射光的吸收能量, N 为反射次数。

这样传感器最终输出光强为:

$$I_{out} = I_{in} - I_L = I_{in} - N(I_0 - I_1' - I_2') - I'' \quad (14)$$

假定光经过界面后直接反射回的光强为 I_0' ,

则有:

$$I_{in} = I_0' + I_0 \quad (15)$$

在假定每个反射点隐失波损耗的能量相同,且光源发出的光强恒定的条件下,可进一步假定光经过界面后直接反射回的光强 I_0' 和隐失波光强 I_0 之比为 K , K 是反射次数 N 的函数,且表示为 $K_{(N)}$ 。Si 晶体吸收光强 I'' 和入射光强 I_{in} 之比为 K_2 , K_2 为反射次数 N 的函数,且表示为 $K_{2(N)}$, 则有:

$$I_{in} = K_{(N)} I_0 + I_0 = (K_{(N)} + 1) I_0 = \frac{I_0}{K_{1(N)}} \quad (16)$$

$$I'' = K_{2(N)} I_{in}$$

将式(8)、式(11)和式(16)代入式(14),可得经衰减全反射后的光强和入射光强之间的关系为:

$$I_{out} = I_{in} - NK_{1(N)} I_{in} [1 - \exp(-DM \sum \Phi_i) - \exp(-D\Gamma \sum \Phi_j)] - K_{2(N)} I_{in} \quad (17)$$

如图 7 所示,由于反应池中生物菌液的深度 d 远远大于隐失波的透射深度 D ,从而将透射深度 D 按常数处理,因而可将式(17)变形为:

$$I_{out} = I_{in} [K_{3(N)} + K_{4(N)} \exp(-K_5 \sum \Phi_i) + K_{4(N)} \exp(-K_6 \sum \Phi_j)] \quad (18)$$

其中: $K_{3(N)} = (1 - NK_{1(N)} - K_{2(N)})$, $K_{4(N)} = NK_{1(N)}$, $K_5 = DM$, $K_6 = D\Gamma$, 且 $K_i (i = 5, 6, 7)$ 均为待定常数。

用 U 表示反射光经过光电转换后的输出电压, K_7 表示光探测器 D 的光电转换系数,则经光电转换后的输出电压为:

$$U = K_7 I_{in} [K_{3(N)} + K_{4(N)} \exp(-K_5 \sum \Phi_i) + K_{4(N)} \exp(-K_6 \sum \Phi_j)] \quad (19)$$

从式(19)可以看出,当入射光波长 λ , 入射光能量 I_{in} , 入射角 β_1 , Si 晶体折射率 n_1 , Si 晶体的几何尺寸确定后,传感器输出电压只与生物菌体浓度 Φ 有关,且传感器输出电压越大生物菌体浓度

越小,传感器输出电压越小,生物菌体浓度越大。又因为生物菌体浓度与生物量浓度为——对应的关系,所以只要知道传感器输出信号的变化情况,即可知道生物量浓度的变化情况,这从理论上说明了用此传感器对生化反应过程生物量浓度测量是合理的,传感器输出信号能真实地反映生物量浓度变化情况。

3.2 生物量浓度测试传感器结构原理

光纤衰减全反射生物量浓度传感器的组成如图 7 所示。在测量中,光经入射光纤,由准直镜准直后依次到达固定镜、动镜,然后进入 Si 晶体。在 Si 晶体底面产生隐失波,由微生物菌液对该隐失波产生衰减(吸收和散射)。衰减后的光波,依次经过另一动镜、固定镜,最后经聚焦镜聚焦后到达接收光纤,完成光在微生物菌液中的传播过程。

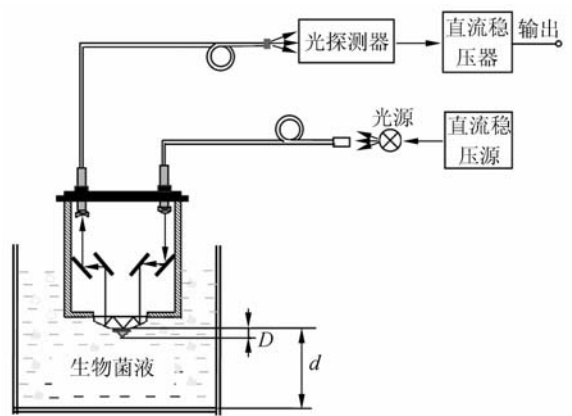


图 7 光纤衰减全反射生物量浓度传感器原理框图
Fig. 7 Principle diagram of fiber ATR sensor for bio-mass concentration

光信号经光电转换后,由直流稳压表将电压信号进行稳压,再传输到后续的信号处理电路。

4 实验结果与分析

4.1 生物菌液浓度与菌液光密度之间的关系

为进行对比实验,采用分光光度计测量不同浓度生物菌液的光密度(OD_{660nm})值。实验过程中取 100 ml 原菌液,用集热式恒温加热磁力搅拌器搅匀后等分成 10 份,每份 10 ml,分别倒入贴有标签 1, 2, 3, ..., 10 的试管中,然后向贴有标签的 2~10 试管中分别加入 5 ml, 10 ml, 15 ml,

..., 45 ml 的蒸馏水, 此时 10 支试管中生物菌液体积和相对浓度如表 1 所示。

表 1 生物菌液体积与相对浓度

Tab. 1 Volumes and relative concentrations of bacteria liquids

试管编号	生物菌液体积/ml	生物菌液相对浓度
1	10	1.000
2	15	0.667
3	20	0.500
4	25	0.400
5	30	0.333
6	35	0.286
7	40	0.250
8	45	0.222
9	50	0.2
10	55	0.182

为提高测量精度, 实验在 25 °C 恒温下进行。其分光光度计测量结果如图 8 所示。

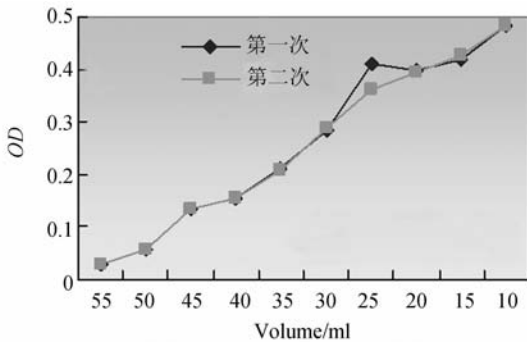


图 8 菌液 OD 值随生物量浓度的变化曲线

Fig. 8 OD value of biological liquids vs biomass concentrations

图 8 表明, 生物菌液的 OD 值随生物量浓度的变化而变化, 其趋势是随着生物量浓度增大, 生物菌体的吸光度 OD 值增大, 且多次测量结果的相对误差均值为 0.996%。同时, 图 8 也表明生物菌液浓度对光吸收度有着显著的影响, 因此, 可以采用文章所述的光能量衰减法, 通过测量经过衰减全反射后的光能量来实现生物量浓度的测量。

4.2 光纤 ATR 传感器的测量结果及分析

同样在 25 °C 温度下, 运用文中所介绍的传感器对上述 10 支试管中的生物菌液进行了测量, 传

感器输出电压与生物量浓度的变化曲线, 如图 9 所示。

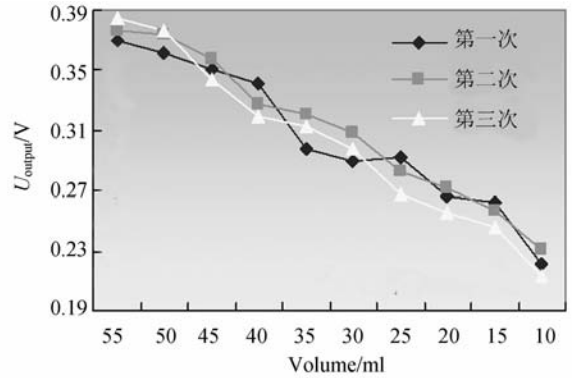


图 9 反射光能量的衰减随生物量浓度的变化曲线

Fig. 9 Attenuation voltages vs biomass concentration

图 9 表明, 生物量浓度愈大, 被生物菌液吸收和散射的隐失波能量也愈大, 造成衰减全反射现象就越明显, 使传感器最终输出电压愈小。该结论与理论推导式(19)的结论(即传感器输出电压越大生物量浓度越小; 传感器输出电压越小, 生物量浓度越大)保持一致。同时也与 $OD_{660\text{ nm}}$ 值法测量结果, 即生物量浓度越大, 光源发出的光强被生物菌液吸收得越多, OD 值越大的测量结果也保持一致, 且传感器多次测量相对误差均值为 2.217%, 基本上满足生物膜滴滤塔降解有机废气过程中生物量浓度在线测量的要求。

5 比较分析

从测量原理上看, 本文所介绍的光纤衰减全反射法和 OD 值法有共同点, 即通过生物菌液对光能量的衰减来实现生物量浓度的测量。从测量精度上看本传感器不如 OD 值法精度高, 但 OD 值法不能实现在线测量。

本传感器较其它光纤传感器生物量测量方法的优越性主要表现在不是通过光透射或反射方式来实现光能量的衰减, 因此, 避开了光源发出的强光直接进入生物菌液, 降低了由于强光照射引起生物菌诱变的可能性; 传感器引入动镜, 增强了传感器的使用范围; 针对不同的测量背景, 在设计传感器探头时, 如果对传感器探头几何尺寸没有严

格的要求,可适当增加传感器的几何尺寸,增加光束在 Si 晶体中的全反射次数,从而增加 Si 晶体与生物菌液接触面衰减全反射次数,增强光衰减强度,提高传感器的灵敏度。

6 结 论

为实现生物膜滴滤塔降解有机废气过程中生物量浓度的测量,利用光的散射、吸收和衰减全反

射现象设计了光纤衰减全反射生物量浓度传感器,建立了传感器输出电压与生物量浓度之间的数学模型。通过本传感器对生物菌液浓度的测量结果,证明了传感器输出信号与生物菌液浓度存在着固定的函数关系,且传感器多次测量结果的相对误差均值为 2.217%,基本满足生物量浓度的在线测量要求,表明光纤衰减全反射传感器是测量生化反应过程中生物量浓度的有效方法。

参考文献:

- [1] 陈蓉,廖强,朱恂. 生物膜滴滤塔的废气净化效率[J]. 工程热物理学报,2005,26(1):122-124.
CHEN R, LIAO Q, ZHU X. Purification efficiency of biotrickling bed for VOC waste gas [J]. *Journal of Engineering Thermophysics*, 2005, 26(1):122-124. (in Chinese)
- [2] SOONSA B, MATHIEU S, GERRIT A S, *et al.*. Assessment of near Assessment of near infrared and “software sensor” for biomass monitoring and control [J]. *Chemometrics & Intelligent Laboratory Systems*, 2008,94(2):166-174.
- [3] KIVIHARJU K, SALONEN K, MOILANEN U, *et al.*. Biomass measurement on-line: the performance of in situ measurements and software sensors [J]. *Journal of Industrial Microbiology & Biotechnology*, 2008,35(7):657-665.
- [4] HOFMANN M C, ELLERSIEK D, KENSY F. Galvanic decoupled sensor for monitoring biomass concentration during fermentation processes [J]. *Sensors & Actuators B: Chemical*, 2005,111-112:370-375.
- [5] GOLOBIČ I, GJERKEŠ H, BAJSIĆ I, *et al.*. Software sensor for biomass concentration monitoring during industrial fermentation [J]. *Instrumentation Science & Technology*, 2000,28(4):323.
- [6] 赵明富,廖强,陈艳,等. 光纤生物量浓度在线检测传感器[J]. 光学精密工程,2007,15(4):478-485.
ZHAO M F, LIAO Q, CHEN Y, *et al.*. Fiber sensor for biomass online testing [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007,15(4):478-485. (in Chinese)
- [7] 赵明富,廖强,罗渝微,等. 光电式生物量浓度在线检测传感器研究[J]. 压电与声光,2006,28(6):650-653.
ZHAO M F, LIAO Q, LUO Y W, *et al.*. Study on photoelectric sensor for detecting the biomass concentration in real time [J]. *Piezoelectrics & Acousto-optics*, 2006,28(6):650-653. (in Chinese)
- [8] 王贻俊,樊育,OLSSON L,等. 生物量浓度时实在线检测方法的研究[J]. 生物化学与生物物理进展,2000,27(4):387-390.
WANG Y J, FAN Y. OLSSON L, *et al.*. Studies of On-line and In-situ measuring method for biomass concentration [J]. *Progress in Biochemistry and Biophysics*, 2000,27(4):387-390. (in Chinese)
- [9] CHAN K L, GOVADA L, BILL R M, *et al.*. Attenuated total reflection-FT-IR spectroscopic Imaging of protein crystallization [J]. *Analytical Chemistry*, 2009,81(10):3769-3775.
- [10] 孟庆华,向阳. 傅里叶变换光谱仪用红外水平衰减全反射测试仪[J]. 光学精密工程,2007,15(10):1515-1519.
MENG Q H, XIANG Y. Infrared horizontal ATR instrument used in Fourier transform spectroscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007,15(10):1515-1519. (in Chinese)
- [11] 龙峰,施汉昌,何苗,等. 倏逝波全光纤免疫传感器的开发及性能研究[J]. 分析化学,2007,35(6):919-923.
LONG F, SHI H C, HE M, *et al.*. Development and performance study of evanescent wave a11-fiber immunosensor [J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2007,35(6):919-923. (in Chi-

nese)

- [12] 邓立新, 冯莹. 光纤倏逝波生物传感器光纤探头的耦合光束限定[J]. 光子学报, 2006, 35(7): 1066-1070.
DENG L X, FENG Y. The probe coupling beam limiting in fiber optic evanescent wave biosensor [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, 35(7): 1066-1070. (in Chinese)

- [13] 魏建伟, 石学法, 方习生, 等. 菲律宾海三种微小型浮游生物颗粒丰度及其光散射作用[J]. 海洋学报, 2008, 30(1): 105-112.
WEI J W, SHI X F, FANG X S, *et al.*. Abundances of three pico-planktonic particles and their optical scattering in the Philippine Sea [J]. *Acta Oceanologica Sinica*, 2008, 30(1): 105-112. (in Chinese)

作者简介:



赵明富(1964—), 男, 重庆人, 工学博士, 硕士生导师, 教授, 电子科技大学兼职博士生导师, 2003 年于西安交通大学获得硕士学位, 2007 年于重庆大学获得博士学位, 主要从事现代光电检测技术及仪器、生化信息获取与智能传感方面的研究。E-mail: zmf@cqut.edu.cn



钟年丙(1981—), 男, 重庆云阳人, 硕士研究生, 2006 年于重庆理工大学获得学士学位, 主要从事生化信息传感和数学模型方面的研究。E-mail: zhongnianbing@163.com



罗彬彬(1981—), 男, 广西人, 博士研究生, 讲师, 2003 年、2006 年于电子科技大学分别获得学士、硕士学位, 主要从事光纤传感技术、光信号处理方面的研究。E-mail: luobinbin@cqut.edu.cn



胡新宇(1968—), 男, 福建福州人, 工学硕士, 副教授, 1988 年、1991 年于武汉大学分别获得学士、硕士学位, 主要从事光电检测与传感器技术方面的研究。E-mail: hxy_dz@cqut.edu.cn



钟连超(1970—), 男, 重庆开县人, 工学硕士, 副教授, 1995 年于重庆师范大学获得学士学位, 2004 年于西安交通大学获得硕士学位, 主要从事测试计量与控制、数学模型及虚拟仪器等方面的研究。E-mail: zhongliancho@cqut.edu.cn