

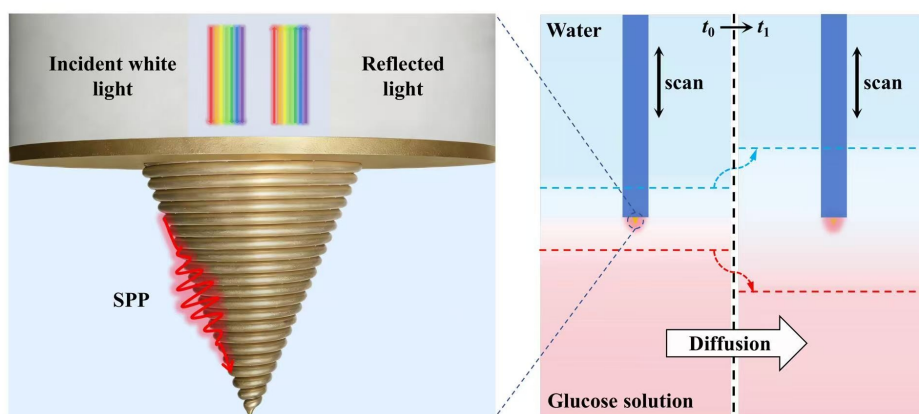
基于光纤微型传感器的水-葡萄糖扩散系数测量*

李培豪^{1) #} 黄容涛^{1) #} 李志远^{1) †}

1) (华南理工大学物理与光电学院, 广东 广州 510641)

摘要

水和葡萄糖作为两种生命活动的关键参与者,在体液稳态维持和能量代谢中发挥着不可替代的作用,因此,研究它们之间的扩散过程对于理解生命过程及发展相关技术至关重要。为精确监测水-葡萄糖扩散过程并测量扩散系数,本文使用一个具备高时空分辨率和高折射率灵敏度的光纤微型传感器对扩散过程进行原位监测。基于该传感器,在1 h和~15 mm的时空范围内,以~15.3 μm 的空间分辨率测量了水-20%葡萄糖溶液和水-15%葡萄糖溶液体系的扩散过程中的葡萄糖浓度时空演化过程。实验结果表明扩散过程遵循菲克扩散定律,并基于菲克扩散模型计算得到它们的扩散系数分别为 $6.33 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ 和 $6.83 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ 。该方法操作简单,具备在大时空范围内以高空间分辨率监测扩散过程的能力,为液体扩散研究提供有效的技术路径。



关键词: 扩散系数, 葡萄糖, 光纤微型传感器, 原位监测

PACS: 82.56.Lz, 42.81.Pa

基金: 国家自然科学基金(批准号: 12434016)、广东省科技项目(批准号: 2020B010190001)

同等贡献作者.

† 通信作者. E-mail: phzyli@scut.edu.cn

1 引言

扩散作为传质过程的一种基本形式，在化工分离、药物递送以及细胞代谢等过程中起着关键作用^[1,2]。1855 年菲克建立的扩散定律^[3]，为该过程的定量描述提供了基本理论框架，其中反映物质扩散速率的核心参数——扩散系数 D ，始终是研究扩散问题的关键。与气体和固体相比，液体中的扩散牵涉更为复杂的分子间相互作用及动力学行为^[4,5]，至今难以完全通过理论手段准确预测，实验测量仍是获取液体扩散系数的主要方式。

葡萄糖作为生命能量代谢的关键底物^[6]，其扩散特性与细胞摄取动力学^[7]、血糖监测^[8,9]等过程密切相关，也影响其通过血脑屏障的转运及在神经组织中的分布，对脑能量代谢与生理稳态的维持具有重要意义^[10-12]。因此，水-葡萄糖体系无疑是一个重要的液体扩散体系，精确测量其扩散系数有助于揭示其扩散机制，并促进相关研究与应用的发展。目前，水-葡萄糖溶液体系的扩散系数已通过多种实验方法测得，包括膜池法^[13,14]、泰勒分散法^[15-17]、液芯柱透镜法^[18]、干涉法^[19-21]以及核磁共振技术（NMR）^[22,23]等。其中，膜池法和泰勒分散法无法监测扩散过程中的浓度时空演化过程，信息获取不完备，测量精度较低；液芯透镜法可以实现浓度分布演化过程的观测，然而该方法所能达到的空间分辨水平，本质由光学成像系统的物理参数决定，难以突破其固有极限。此外，液面形变、介质折射率梯度导致的光线偏折，以及光学系统自身的球差等因素，均会限制测量的浓度范围与精度；核磁共振法的虽能实现较高精度的测量，但其设备购置与日常运行维护费用相对高昂。在这些方法中，干涉法被认为是测量精度最高的方法，但其所获结果为光路积分后的全局信息，局部浓度需经反演推算，空间分辨率因而受限。总之，以上这些方法都无法在大时空范围内以高空间分辨率对水-葡萄糖扩散过程进行测量。

为此，本研究发展了一种基于光纤的等离子体微型传感器，利用其微米级尺寸与高折射率灵敏度，在 1 h 和 ~15 mm 的时空范围内以 3 min 的时间间隔和 ~15.3 μm 的高空间分辨率对水-葡萄糖溶液的扩散过程进行了原位扫描监测，直接获取到了局部葡萄糖溶液浓度随时间和空间的演化分布。根据扩散过程中测得的葡萄糖浓度时空图，我们分析并计算了体系的扩散系数。这种方法通过传感器扫描的方式，直接原位测量扩散液体中的浓度分布用于分析扩散过程，相比干涉法等方

法具有工作原理简单、操作方便、测量结果清晰的优点；更重要的是它可以在大空间时间范围内实现高空间分辨率的测量，这是现有其他方法难以实现的。

2 原理

2.1 传感原理

本研究使用的传感器，利用表面等离子体共振（SPR）效应，实现了折射率变化的高灵敏度、快速响应监测。如图 1a 所示，它是一个基于光纤端面的金螺旋锥结构，由螺旋锥形的聚合物基底，以及共形附着在其表面的厚度为~90 nm 的金薄膜两部分组成。当白光经由光纤传导进传感器时，满足共振条件的波长（SPR 波长）的光将会激发金膜表面的等离激元（SPP），对应波长的光能被大量吸收，从而在反射光谱中，能够观察到一个共振吸收谷^[24-27]。由于 SPR 波长对金膜表面处介质的折射率变化极为敏感，而葡萄糖溶液的折射率与其浓度呈良好线性关系^[28]，因此通过测量 SPR 波长即可测得葡萄糖浓度。原理上，我们可以将传感器简化为一维结构进行定性分析。如图 1b 所示，沿着任一母线方向观察，该传感器巧妙结合了 Kretschmann 棱镜结构与光栅结构。对 Kretschmann 棱镜结构而言，特定角度和特定波长的入射光可在金膜与介质界面激发 SPP，其动量匹配条件如下^[24]：

$$k_{SPP} = k_0 \left(\frac{\epsilon_d \epsilon_m}{\epsilon_d + \epsilon_m} \right)^{1/2} = k_{inc} = \frac{\omega}{c} \sqrt{\epsilon_p} \sin(\theta_{SPP}) \quad (1)$$

其中， $k_0=2\pi/\lambda_{SPP}$ ， λ_{SPP} 为激发 SPP 的共振波长（SPR 波长）， ω 为入射光角频率， c 为真空中光速， ϵ_p ， ϵ_d 和 ϵ_m 分别为棱镜、背景介质和金属薄膜的介电常数。由于光栅结构提供了动量补偿，棱镜与光栅复合体系的动量匹配条件可表示为^[24]：

$$k_{SPP} = k_0 \left(\frac{\epsilon_d \epsilon_m}{\epsilon_d + \epsilon_m} \right)^{1/2} = k_{inc} + qK = \frac{\omega}{c} \sqrt{\epsilon_p} \sin(\theta_{SPP}) + qK, \quad q = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2)$$

其中， q 为衍射级次， $K=2\pi/\Lambda$ 为光栅倒格矢。从上述方程可知，金膜表面介质折射率的改变会直接影响动量匹配条件，从而在入射角固定的情况下，引起 SPR 波长的明显变化。因此，通过检测 SPR 波长可以实现对液体折射率的测量。

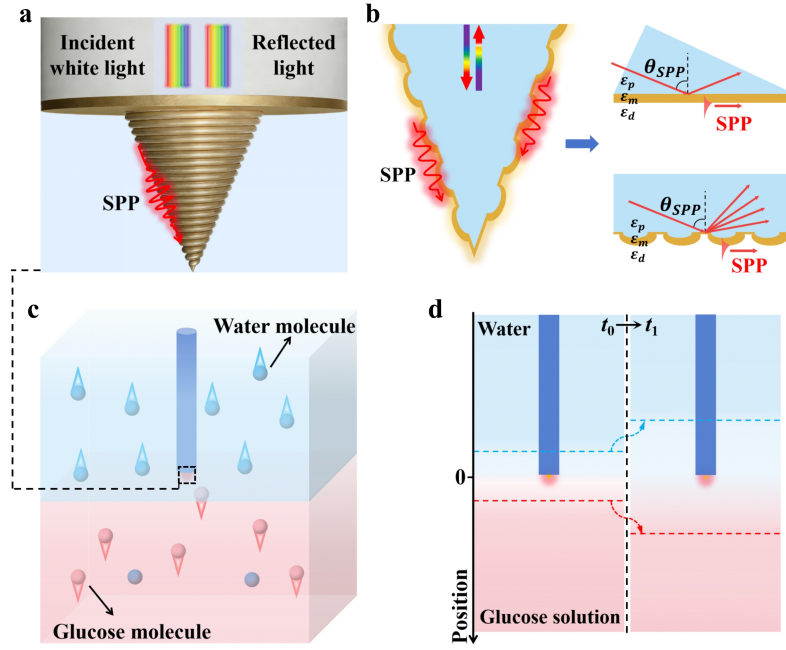


图 1 光纤微型传感器扫描法。(a) 传感器结构示意图；(b) 传感原理示意图；(c) 扩散过程中水分子与葡萄糖分子移动示意图；(d) 扩散层演化示意图

Fig. 1. Fiber-integrated plasmonic microsensor scanning method. (a) Schematic diagram of the structure of the microsensor; (b) Schematic diagram of the sensing principle; (c) Schematic illustration of the movement of water and glucose molecules during the diffusion process; (d) Schematic illustration of the evolution of the diffusion layer.

2.2 菲克扩散模型

对于一维稳态扩散情形，菲克第一定律可表述为，扩散通量 J 与浓度梯度之间存在线性正比关系^[3]：

$$J = -D \frac{\partial C}{\partial z} \quad (3)$$

其中，负号代表扩散指向浓度梯度的负方向， D 为扩散系数。对于更普遍的一维非稳态扩散，也就是在扩散过程中，浓度随时间改变的情况下，菲克第二定律给出^[3]：

$$\frac{\partial C}{\partial t} = \frac{\partial J}{\partial z} = D \frac{\partial^2 C}{\partial z^2} \quad (4)$$

在两种液体互相扩散的初始阶段，可以以阶跃函数为初始浓度分布进行计算，即 $C(z < 0, t = 0) = C_1$ ， $C(z > 0, t = 0) = C_2$ 。基于上述初始条件，对菲克第二定律进行解

析，可获得浓度分布的表达式如下^[1]：

$$C(z, t) = \frac{C_1 + C_2}{2} + \frac{C_2 - C_1}{2} \operatorname{erf}\left(\frac{z}{2\sigma}\right) \quad (5)$$

其中， C_1 和 C_2 分别为水侧和溶液侧的初始浓度， $\sigma=\sqrt{Dt}$ 为特征扩散长度，代表扩散层宽度， erf 为误差函数，其形式如下所示：

$$\operatorname{erf}(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-u^2} du \quad (6)$$

在本文中，归一化之后的葡萄糖浓度分别为 $C_1=0$ 和 $C_2=1$ 。如图 1c 所示，实验中我们使用光纤微型传感器在扩散液体中监测浓度分布的时空演化，研究水-葡萄糖溶液体系的扩散过程。根据式 5，随扩散进行，扩散层的宽度和浓度分布会发生变化，如图 1d 所示。通过使用传感器监测扩散过程，并获取葡萄糖溶液的浓度时空图，就可以分析计算扩散过程的扩散系数。

3 实验方法

3.1 传感器制造

实验中我们通过两步法制造光纤微型传感器：首先，如图 2a 所示，使用商业化机器（Nanoscribe Photonic Professional GT），通过基于双光子聚合（2PP）效应的 3D 激光直写技术^[29]在单模光纤端面制造螺旋锥形聚合物结构；随后，如图 2b 所示，通过磁控溅射在其表面沉积约 90 nm 厚的金膜。从图 2c 插图所示的扫描电镜（SEM）图可以看出，实验中制造的传感器尺寸约为 $14 \times 10 \times 10 \mu\text{m}^3$ ，螺旋光栅的周期约为 700 nm，结构完整。

3.2 实验装置

基于制造的传感器，我们搭建如图 2c 所示的实验装置。超连续谱白光激光器（NKT Photonics, SuperK EXTREME EXW-12）发出的光经单模光纤 SMF1 输入，通过光纤耦合器进入 SMF3，照射至 SMF3 端面的传感器上；传感器的反射光返回 SMF3，通过耦合器进入 SMF2，最终由一个光纤光谱仪（Ocean Optics, USb4000-VIS-NIR）收集并用于分析反射光谱。在此基础上，使用位移台控制传感器在扩散液体中进行重复扫描测得浓度的时空演化。每次扫描时，传感器由上

至下移动~15 mm，每隔~15.3 μm 采集一次反射光谱，扫描速度为~764 $\mu\text{m/s}$ （数据采集时间间隔为~20 ms），扫描结束后返回起点。每间隔 3 min 进行一次扫描，持续 1 h。由于传感器直径（~10 μm ）和光纤包层直径（~125 μm ）远小于容器直径（~2 cm），且扫描速度极慢，因此传感器扫描对扩散的扰动可忽略。实验在恒温恒湿实验室中进行，温度控制在 $21.8\pm0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ ，以避免温度波动对测量结果产生影响^[27]。

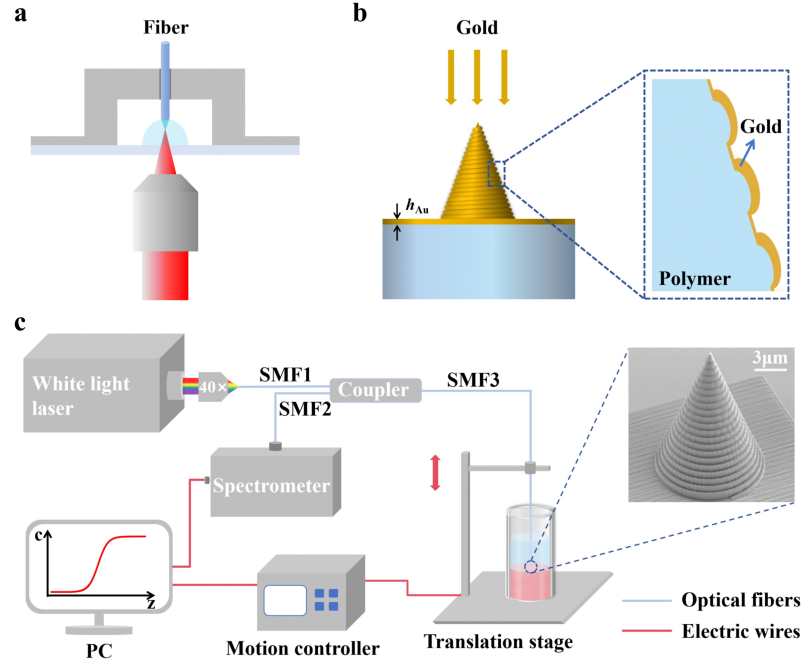


图 2 实验示意图。(a-b) 光纤微型传感器制造流程示意图， h_{Au} 表示金膜厚度；(c) 实验装置示意图，插图为实验制造的传感器的 SEM 图（标尺：3 μm ）

Fig. 2. Schematic diagram of the experimental setup. (a,b) Schematic diagram of the fabrication process of the fiber-integrated plasmonic microsensor, where h_{Au} denotes the thickness of the gold film; (c) Schematic diagram of the experimental installation, with the inset showing the SEM image of the fabricated microsensor (scale bar: 3 μm).

4 结果与讨论

4.1 传感器灵敏度

为了标定实验中制造的微型传感器的折射率灵敏度，我们将其放入不同折射率的液体中，测量其反射光谱。图 3a 展示了经过处理的归一化反射光谱，我们可以观察到，随着液体折射率从 1.333 增大到 1.398，光谱中的吸收谷最低点从

~632 nm 逐渐红移到~648 nm，即 SPR 波长从~632 nm 逐渐增大到~648 nm。根据实验测得的反射光谱，我们得到 SPR 波长与折射率的关系如图 3b 所示，纵轴表示传感器 SPR 波长的偏移量（与传感器在折射率为 1.333 的液体中的 SPR 波长相比）。实验数据为 6 次测量的平均值，误差条表示标准差。这个误差来自激光器功率的波动，这样的随机误差较小且在实验过程中保持稳定，对后续扫描测量扩散系数的影响可忽略。线性拟合的 R^2 值为 0.994，表明 SPR 波长偏移量与折射率的关系为良好的线性关系。根据拟合直线的斜率，所制备的传感器对折射率变化的响应灵敏度为~258.19 nm/RIU。

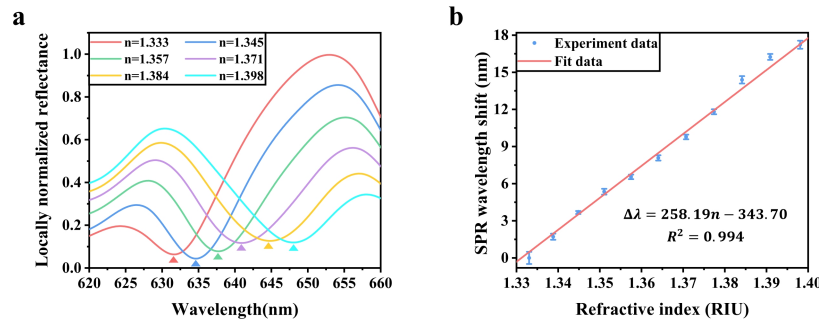


图 3 光纤微型传感器的折射率灵敏度。(a) 实验测得的传感器在不同折射率液体中的归一化反射光谱，三角标记为 SPR 波长的位置；(b) 传感器 SPR 波长偏移量与液体折射率的关系图

Fig. 3. Refractive index (RI) sensitivity of the fabricated fiber-integrated plasmonic microsensor. (a) Normalized reflection spectra of the microsensor measured in liquids with different RIs. The triangular markers indicate the positions of the SPR wavelengths; (b) Relationship between the SPR wavelength shift of the microsensor and the RI of the liquid.

4.2 水-20%葡萄糖溶液扩散

基于此传感器，首先对水-20%葡萄糖溶液扩散过程进行监测。由于葡萄糖溶液密度高于水，我们先在容器中注入水，接着使用注射器在水的下方缓慢注入 20%葡萄糖溶液，形成清晰界面后静置数分钟以构建稳定的一维扩散液体。使用传感器对此扩散液体进行重复扫描，我们测得了不同时刻的葡萄糖浓度的空间分布。如图 4a 所示为 0、30 和 60 min 三个时刻的归一化葡萄糖浓度分布曲线，其中 0 min 表示测量开始的时刻。将 0 min 时刻测得的归一化浓度为 0.5 的位置（扩散层中心）的空间坐标定义为 0。基于不同时刻的浓度分布，我们绘制出如图 4b

所示的葡萄糖浓度时空图。它的空间范围为~15 mm，空间分辨率为~15.3 μm ，时间范围为 1 h，时间间隔为 3 min，因此可以准确描述扩散过程。由图 4a 可以观察到，随着扩散的进行，扩散层宽度增加，浓度梯度逐渐减缓；与此同时，在归一化浓度为 0.5 处，这三个时刻的浓度分布曲线相交，也就是说，扩散层中心的位置在扩散过程中保持恒定。图 4b 所示的浓度时空图也直观地展示了在扩散过程中，扩散层逐渐变宽，扩散层中心位置基本趋于不变。

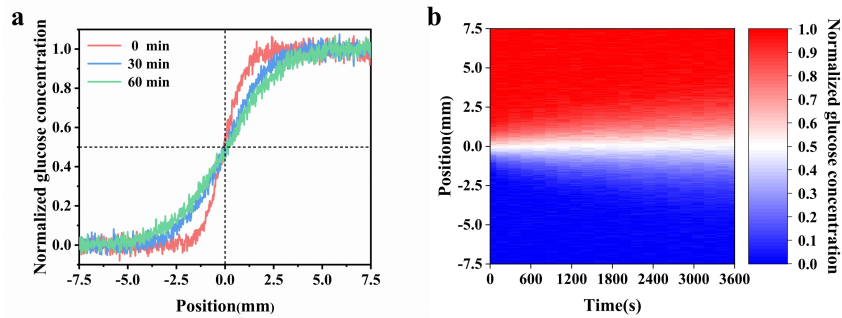


图 4 水-20%葡萄糖溶液扩散过程的实验测量结果。(a) 0、30 和 60 min 时刻的归一化葡萄糖浓度分布曲线；(b) 葡萄糖浓度时空图

Fig. 4. Experimental data of the water-20% glucose solution diffusion process. (a) Normalized glucose concentration distribution curves at times of 0, 30, and 60 min; (b) Space-time diagram of glucose concentration.

图 4 展示的水-20%葡萄糖扩散过程中的葡萄糖浓度时空演化与菲克扩散模型所描述的扩散图像一致，因此我们使用式 5 对实验数据进行定量分析。使用式 5 对不同时刻的浓度分布进行拟合，得到不同时刻的 σ 值，由 σ 值和时间的关系分析水-20%葡萄糖溶液扩散体系的扩散系数。图 5a 展示了使用式 5 对 0、30 和 60 min 时刻的葡萄糖浓度空间分布数据的拟合曲线。从拟合的高的 R^2 值可以看出，拟合曲线可以很好地拟合实验数据，说明式 5 能用于准确地分析实验数据。根据拟合数据得到的 σ 值，得到 σ 值的平方 (σ^2) 和时间 t 的关系如图 5b 所示。在图 5b 中可以观察到， σ^2 - t 关系呈现良好的线性关系 ($R^2 > 0.99$)，表明水-20%葡萄糖溶液体系的扩散系数为常数。通过线性拟合得到，扩散系数为 $6.33 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ 。将其代入式 5，我们计算得到了由菲克扩散模型描述的水-20%葡萄糖溶液扩散过程中的葡萄糖浓度时空图，如图 5c 所示。它与图 4b 中实验测得的浓度时空图基本吻合，表明菲克扩散模型可以准确描述该扩散过程。

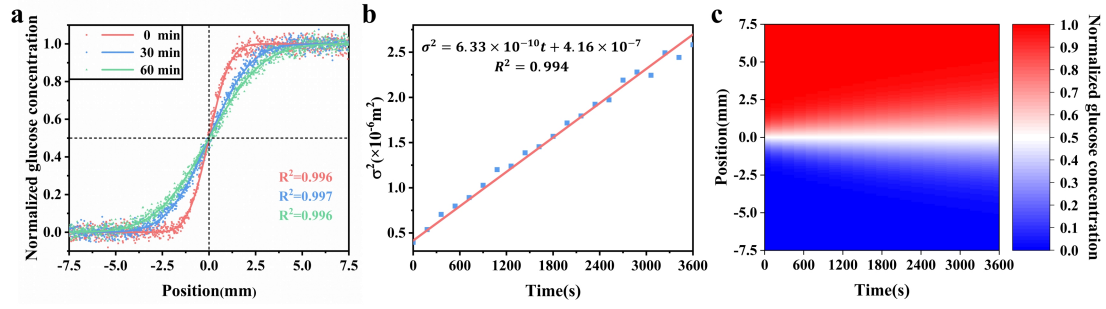


图 5 水-20%葡萄糖溶液扩散过程中葡萄糖浓度时空演化的数据拟合。(a) 0、30 和 60 min 时刻浓度分布拟合曲线；(b) 通过拟合数据得到的 σ^2 - t 关系图；(c) 菲克扩散模型计算得到的葡萄糖浓度时空图

Fig. 5. Fitted data of the space-time evolution of glucose concentration during the water-20% glucose solution diffusion process. (a) Fitted concentration distribution curves at times of 0, 30, and 60 min; (b) σ^2 - t relationship obtained by fitting the experimental data; (c) Space-time diagram of glucose concentration calculated by the Fickian diffusion model.

4.3 水-15%葡萄糖溶液扩散

为验证实验和拟合模型的准确性，我们采用同样的方法对水-15%葡萄糖溶液扩散过程进行了测量与分析。图 6a 为实验测量得到的葡萄糖浓度时空演化图，可以看到扩散层展宽过程清晰可见，且扩散层中心位置基本保持不变，符合菲克扩散模型描述的图像。接着，我们同样使用式 5 对不同时刻的葡萄糖浓度空间分布数据进行拟合，如图 6b 所示的拟合曲线与实验测得的数据吻合良好。基于此，我们得到了不同时刻的 σ 值用于分析扩散系数。如图 6c 所示， σ^2 - t 关系同样呈现为良好的线性关系 ($R^2 > 0.99$)，通过线性拟合得到扩散系数为 $6.83 \times 10^{-10} \text{m}^2/\text{s}$ 。结合扩散系数和式 5，我们计算出菲克扩散模型描述的浓度时空图如图 6d 所示。对比图 6d 和实验测得的图 6a 可以看出，两者基本吻合，表明菲克扩散模型可以准确描述水-15%葡萄糖溶液体系的扩散过程。以往研究表明，对葡萄糖浓度越大的水-葡萄糖溶液扩散体系而言，扩散系数越小^[19,22,30]。将本文中两组实验测得的扩散系数进行比较可以发现，水-20%葡萄糖溶液的扩散系数 $D_{20\%} = 6.33 \times 10^{-10} \text{m}^2/\text{s}$ 小于水-15%葡萄糖溶液的扩散系数 $D_{15\%} = 6.83 \times 10^{-10} \text{m}^2/\text{s}$ ，与此规律一致，说明本文实验结果的准确性。

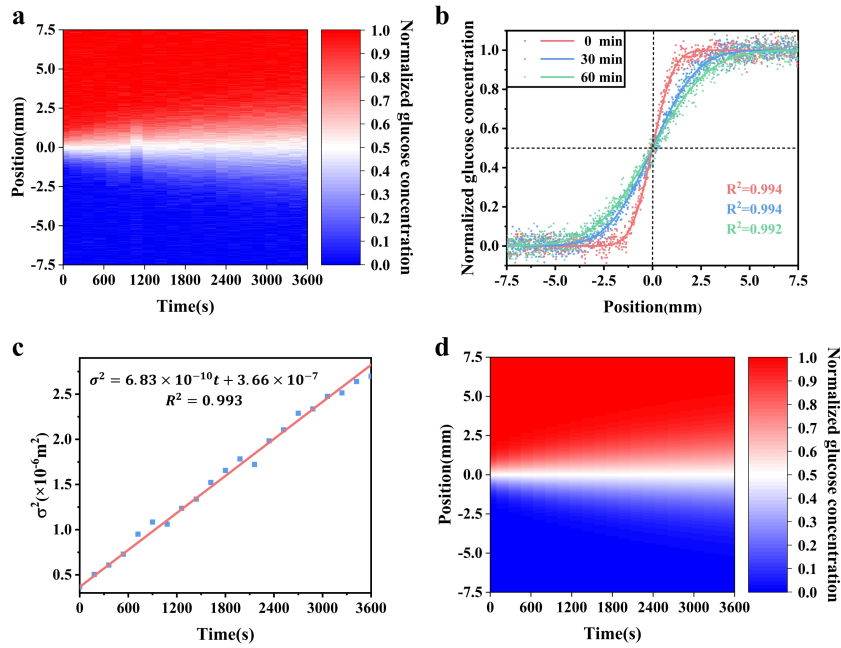


图6 水-15%葡萄糖溶液扩散过程。(a) 实验测得的葡萄糖浓度时空图；(b) 0、30 和 60 min 时刻葡萄糖浓度分布拟合曲线；(c) 通过拟合数据得到的 σ^2 - t 关系图；(d) 菲克扩散模型计算得到的葡萄糖浓度时空图

Fig. 6. The water-15% glucose solution diffusion process. (a) Space-time diagram of glucose concentration obtained experimentally; (b) Fitted glucose concentration distribution curves at times of 0, 30, and 60 min; (c) σ^2 - t relationship obtained by fitting the experimental data; (d) Space-time diagram of glucose concentration calculated by the Fickian diffusion model.

5 结 论

本文使用自制的光纤微型传感器对水和葡萄糖溶液的扩散过程进行原位监测并测量了扩散系数。得益于传感器的高时空分辨率，我们测得了扩散过程中的葡萄糖浓度时空图，其空间范围为~15 mm，空间分辨率为~15.3 μm ，时间范围为 1 h，时间分辨率为 3 min，可以用于准确分析扩散过程。实验结果表明，水-20%葡萄糖溶液和水-15%葡萄糖溶液两个体系的扩散行为均遵循菲克扩散定律。通过使用菲克扩散模型进行拟合，我们计算出水-20%葡萄糖溶液和水-15%葡萄糖溶液的扩散系数分别为 $6.33 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ 和 $6.83 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ 。在大时空范围内以高空间分辨率对水-葡萄糖溶液扩散过程进行原位监测并准确测量扩散系数，对于理解葡萄糖的微观输运行为及相关生物学应用具有重要意义，同时也展示了我

们提出的传感器扫描法在研究液液扩散问题上的实用性和优势,可以为测量不同液体扩散系数提供一种有效的方案。

参考文献

- [1] Cussler E L 1997 *Diffusion: Mass Transfer in Fluid Systems* (Cambridge: Cambridge University Press) pp1—9
- [2] Beek W J, Muttzall K M K, Van Heuven J W 1999 *Transport Phenomena* 2nd ed (New York: John Wiley & Sons) pp1—2
- [3] Fick A V 1855 *London Edinb. Dublin. Philos. Mag. Sci.* **10** 30
- [4] Vorobev A 2014 *Curr. Opin. Colloid Interface Sci.* **19** 300
- [5] Stenger J, Cowman M, Eggers F, Eyring E M, Kaatz U, Petrucci S 2000 *J. Phys. Chem. B* **104** 4782
- [6] Zhao M, Lone J B, Reghupaty S C, Linde-Garelli K Y, Svensson K J 2025 *Annu. Rev. Nutr.* **45** 93
- [7] Szablewski L 2025 *Int. J. Mol. Sci.* **26** 7392
- [8] Wu M, Fang Y, Tan Q, Chen L, Zhang Y, Liu J 2024 *Talanta* **272** 125797
- [9] Martins A J L, Velásquez R J, Gaillac D B, Santos V N, Tami D C, Souza R N P, Osorio F C, Fogli G A, Soares B S, Rego C G, Medeiros-Ribeiro G, Drummond J B, Mosquera-Lopez C M, Ramirez J C 2025 *Biosens. Bioelectron.* **271** 117081
- [10] Zhu Y, Verkhatsky A, Chen H, Yi C 2025 *Acta Physiol.* **241** e14283
- [11] Mergenthaler P, Lindauer U, Dienel G A, Meisel A 2013 *Trends Neurosci.* **36** 587
- [12] Zhang Y Y, Long X Y, Yao B F, Tian J, Peng J, Luo X J 2025 *Free Radic. Biol. Med.* **241** 411
- [13] Suhaimi H, Wang S, Das D B 2015 *Chem. Eng. J.* **269** 323
- [14] Zhao C W, Ma P S, Zhu C Y, Chen M M 2005 *CIESC Journal* **56** 1 (in Chinese)
[赵长伟, 马沛生, 朱春英, 陈明鸣 2005 化工学报 **56** 1]
- [15] Ribeiro A C F, Ortona O, Simões S M N, Santos C I A V, Prazeres P M R A, Valente A J M, Lobo V M M, Burrows H D 2006 *J. Chem. Eng. Data* **51** 1836
- [16] Van de Ven-Lucassen I M J J, Kerkhof P J A M 1999 *J. Chem. Eng. Data* **44** 93
- [17] Taddeo F, Ortona O, Ciccarelli D, Tessera R, Grénman H, Di Serio M, Russo V,

Paduano L 2025 *RSC Adv.* **15** 15701

[18] Wang R X, Meng W D, Zhang Y X, Li D Y, Pu X Y 2022 *Int. Commun. Heat Mass Transfer* **138** 106391

[19] Gladden J K, Dole M 1953 *J. Am. Chem. Soc.* **75** 3900

[20] Longsworth L G 1952 *J. Am. Chem. Soc.* **74** 4155

[21] Guo L, Duan L, Hu L, Kang Q 2009 *J. Exp. Fluid Mech.* **23** 46 (in Chinese) [郭亮, 段俐, 胡良, 康琦 2009 实验流体力学 **23** 46]

[22] Aroulmjai V, Mathlouthi M, Feruglio L, Murano E, Grassi M 2011 *Food Chem.* **132** 1644

[23] Buğday Z Y, Bayramoğlu B, Öztöpe H M 2025 *J. Food Eng.* **394** 112516

[24] Huang R T, Long L, Deng Q, Li Z Y 2023 *Opt. Laser Technol.* **167** 109796

[25] Long L, Deng Q, Huang R, Li J, Li Z Y 2023 *Light Sci. Appl.* **12** 219

[26] Huang R T, Chen Y X, Zhang J Z, Li Z Y 2025 *J. Phys. Chem. Lett.* **16** 7346

[27] Huang R T, Long L, Yang H Y, Chen Y X, Deng Q R, Ju W B, Li Z Y 2024 *ACS Photonics* **11** 780

[28] Malinin A V, Zanishevskaja A A, Tuchin V V, Skibina Y S, Silokhin I Y 2012 *Proc. SPIE* **8427** 842746

[29] Kawata S, Sun H B, Tanaka T, Takada K 2001 *Nature* **412** 697

[30] Telis V R N, Telis-Romero J, Mazzotti H B, Gabas A L 2007 *Int. J. Food Prop.* **10** 185

录用稿件，非最终出版稿

Measurement of the Water–Glucose Diffusion Coefficient via a Fiber–Integrated Plasmonic Microsensor^{*}

Li Peihao^{1) #} Huang Rongtao^{1) #} Li Zhiyuan^{1) †}

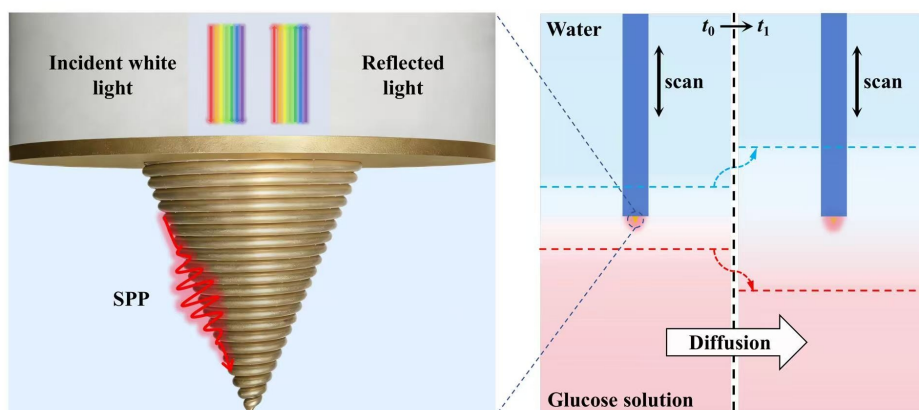
1) (School of Physics and Optoelectronics, South China University of Technology, Guangzhou

510641, Guangdong, China)

Abstract

Water and glucose, as two essential species involved in physiological processes, play indispensable roles in maintaining body fluid homeostasis and energy metabolism. Therefore, investigating their mutual-diffusion process is of great significance for understanding physiological processes and developing related technologies. Here, a fiber-integrated plasmonic microsensor, with high space-time resolution and high refractive index (RI) sensitivity, is proposed for in situ monitoring the water-glucose diffusion process and determining the diffusion coefficient. The sensor is a spiral-grating tapered gold tip integrated on the end face of an optical fiber. Benefiting from its compact size of $\sim 14 \times 10 \times 10 \text{ } \mu\text{m}^3$ and high RI sensitivity of $\sim 258.19 \text{ nm/RIU}$, it enables high-precision detection of glucose concentration in microscopic regions. Therefore, the spatial distribution of glucose concentration in the liquid can be obtained by scanning this sensor and measuring the concentration point by point. By repeatedly scanning this microsensor in diffusing liquids, the glucose concentration space-time evolution for the diffusion processes between water and glucose solutions at concentrations of 20% and 15% has been measured, in a time range of 1 h, and a space range of $\sim 15 \text{ mm}$ with a space resolution of $\sim 15.3 \text{ } \mu\text{m}$. The experimental results show that the diffusion processes follow Fick's law, and the corresponding diffusion coefficients are determined to be $6.33 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ and $6.83 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$, respectively, based on the Fickian diffusion model. The results confirm

that the diffusion coefficient is smaller for the diffusion system with higher glucose concentration, consistent with existing literature. This method can be used for monitoring the diffusion process with large space-time range, high spatial resolution, and easy operation performance, thereby providing an effective and high-performance scheme for investigating liquid diffusion.



Keywords: diffusion coefficient, glucose, fiber-integrated plasmonic microsensor, in situ monitoring

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 12434016) and the Science and Technology Project of Guangdong (Grant No. 2020B010190001)

These authors contributed equally.

† Corresponding author. E-mail: phzyli@scut.edu.cn

录用稿件，非最终出版稿