

基于磁性纳米粒子的分子通信研究

孟令国, 杨晓东*, 赵楠, 朱宁, 崔涛

(西安电子科技大学工程学院超高速电路设计与电磁兼容教育部重点实验室, 陕西西安 710071)

摘要: 分子通信是利用分子等纳米粒子作为信息载体, 经发射、编码、传输和解码步骤来实现通信的一种通信范式。磁性纳米粒子具有良好的生物兼容性, 将其作为信息载体, 在未来能够更好地构建体域纳米网络, 以及解决纳米机器人间的通信协作问题。目前分子通信的相关研究主要集中在理论部分, 对于分子通信平台的研究及相关实验相对较少。本文设计了一个基于磁性纳米粒子的分子通信平台, 进行了一系列实验来研究不同调制方式和不同外界环境下分子通信的通信情况, 最后总结展望了分子通信研究的未来方向。

关键词: 分子通信; 磁性纳米粒子; 信号调制; 平台; 实验

中图分类号: TN91

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112(2024)06-1878-10

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.12263/DZXB.20230010

Research on Magnetic Nanoparticles Based Molecular Communication

MENG Ling-guo, YANG Xiao-dong*, ZHAO Nan, ZHU Ning, CUI Tao

(School of Electronic Engineering, Xidian University, Xi'an, Shaanxi 710071, China)

Abstract: Molecular communication is a communication paradigm that uses nanoparticles such as molecules as information carriers to achieve communication through emission, coding, transmission and decoding. Magnetic nanoparticles have good biological compatibility to be information carriers. Magnetic nanoparticles can be better used to build body area nano network in the future and solve the communication and cooperation problems between nano machines. At present, the relevant research of molecular communication mainly focuses on the theoretical part, and there are relatively few researches and experiments on molecular communication platforms. In this paper, a molecular communication platform based on magnetic nanoparticles is designed, a series of experiments to study the communication situation of molecular communication under different modulation methods and different external environments are carried out. Finally, the future direction of molecular communication research is given.

Key words: molecular communication; magnetic nanoparticles; signal modulation; platform; experiment

1 引言

纳米技术将会是下一代医疗服务的核心技术之一, 应用纳米机器人进行人体体内治疗是未来体域纳米网络的应用场景之一。分子通信是未来构建体域纳米网络的核心技术, 它具有生物相容性, 且产生和传播所需的能量非常低^[1], 在未来的6G和7G通信中可以实现与健康检测有关的新技术^[2,3]。

2005年, Tatsuya Suda等人首次从信息技术的角度定义了分子通信的概念及模型^[4,5]。2015年, IEEE 1906.1-2015标准给出了分子通信的定义概念模型、实用框架和通用指标^[6]。磁性纳米粒子具有良好的生物相容性且应用广泛。通过外部磁场可对磁性纳米粒子

的运动进行精确控制, 这种方式能够很好地解决由布朗运动引起随机运动^[7]问题。

近年来, 研究人员开始以磁性纳米粒子作为信息载体进行分子通信研究。2017年, Kisseleff等人设计了用于分子通信的一种可穿戴磁性纳米粒子探测器^[8]。2018年, Wicke等人提出建议使用磁性纳米颗粒作为分子通信的信息载体, 通过控制外部磁场来将携带信息的磁性纳米粒子引导到接收器^[9]。同年, Unterweger等人使用专门设计的磁性纳米粒子作为信息载体, 设计了用于管道流体中基于磁性纳米粒子的分子通信实验平台^[10]。Ahmed等人研究了在分子通信实验平台中磁性纳米粒子在电感探测器线圈附近的位置和分布如何影响其检测信号^[11]。2021年, Wicke等人提出

了一种灵活且可扩展的容器内测试平台,主要用于基于流动的宏观分子通信系统中.该平台借助分散在水性悬浮液中的磁性纳米粒子进行信号传导,用商用的磁感应计进行非侵入式信号接收^[12].

分子通信目前主要研究微观尺度下的分子通信理论建模^[13-20],构建可应用于真实环境的宏观分子通信实验平台研究前景广阔^[21,22].本文设计了一个基于磁性纳米粒子的分子通信实验平台,选用磁性纳米粒子作为信使分子,分别通过分子浓度调制、分子释放频率调制和分子释放时间调制对磁性纳米粒子进行调制,通过控制管道内液体温度、流速和PH值,成功在液体管道环境中实现了分子信号的发送和接收.

2 分子通信平台

发射纳米机器将信源编码后以化学信号的形式发送到分子通信信道中,在信号传输的过程中会受到各种分子噪声,最终这些经过编码的化学信号会被接收纳米机器接收然后进行解码,得到原始信号^[23].分子通信与传统的电磁波通信方式有较大差别,具体如表1^[24,25]所示.

表1 分子通信与传统通信的对比

通信类型	分子通信	电磁波通信
信息载体	生物化学分子	电磁波
传播速度	低速(nm/s~cm/s)	高速(3×10 ⁵ km/s)
传播介质	气体或液体	自由空间或电缆
传输能耗	低	高

2.1 理论模型

为了描述扩散分子在宏观上的位置分布,1855年菲克^[26]提出了从宏观上来描述由高浓度到低浓度的扩散方程,也被称为菲克第一定律,其在一维状态下的数学表达式如下:

$$J(x, t) = -D \frac{\partial C(x, t)}{\partial x} \quad (1)$$

式中, $J(x, t)$ 和 $C(x, t)$ 分别是信使分子在 x 点处的时间为 t 时的扩散通量和浓度, D 是扩散系数,是方程中一个常量, D 的数值大小与温度、流体流速和黏度等相关.为了表示某点的浓度随时间的变化情况,菲克第二定律在一维状态下的数学表达式如下:

$$\frac{\partial C(x, t)}{\partial t} = D \frac{\partial^2 C(x, t)}{\partial x^2} \quad (2)$$

在分子通信中信使分子的传输过程主要是由菲克扩散定律来描述,在三维状态下,菲克定律公式如下:

$$\frac{\partial C(x, y, z, t)}{\partial t} = D \nabla^2 C(x, y, z, t) \quad (3)$$

在分子通信的模型中,假设环境中只存在点源发射器和观测点,在距离发射机距离为 $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ 的

观测点处,代入边界条件,即可得到在时间 t 时的分子浓度分布函数:

$$C(t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{3/2}} e^{-\frac{r^2}{4Dt}} \quad (4)$$

磁性纳米粒子在流体中可以在磁场作用下被磁化^[27],取任意一个磁性流体的微团体积为 ∇V ,磁性流体的磁化强度为 M ,密度为 ρ ,重力加速度为 g ,重力方向的单位矢量为 k ,磁感应强度为 B ,磁力与重力的合力为 f ,则公式如下:

$$f = \nabla \int_0^B M dB \pm \rho g k \quad (5)$$

由于磁性纳米粒子在流体中包含了磁能,不完全遵循机械能守恒,将磁性流体的运动方程展开,并通过假设:(1)磁性流体的密度恒定;(2)流体具有势能;(3)磁性流体是内禀性的,可以得到:

$$M \nabla H = \nabla \int_0^H M dH - \int_0^H \frac{\partial M}{\partial T} \nabla T dH \quad (6)$$

加入重力,合并算子 ∇ 下各项,就可以得到磁性纳米粒子在流体中的伯努利方程:

$$\nabla \left[-\rho \frac{\partial \phi_r}{\partial t} \phi + \frac{1}{2} \rho V^2 + \rho g h + p^* - \mu_0 \int_0^H M dH \right] + \mu_0 \int_0^H \frac{\partial M}{\partial T} \nabla T dH = 0 \quad (7)$$

磁性纳米粒子在流体中运动方程包括重力及外加磁场产生的磁力,其基本形式是:

$$\rho_f \frac{dV}{dt} = f_g + f_m + f_\tau + f_p + f_\eta \quad (8)$$

式中, ρ_f 为磁性纳米粒子在流体中密度, f_g 是重力, f_m 是磁场力, f_τ 是附加压力, f_p 是压力梯度, f_η 为粘性力.

2.2 调制方式

本文用到分子浓度调制^[28]、分子浓度变化率调制^[29]和分子释放时间调制^[30]这三种调制方式,其相关特征如表2所示.

表2 分子通信的三种调制方式

调制方式	特征
基于分子浓度调制	不同的信使分子浓度代表不同信号
基于分子浓度变化率调制	不同的浓度变化率代表不同信号
基于分子释放时间调制	不同的分子释放时间代表不同的信号

下面着重介绍这三种调制方式.

(1)基于分子浓度调制.基本思想是将被传输的符号编码为不同的信使分子浓度,接收纳米机器将接收到的信使分子浓度值,与之前预设好的阈值进行比较,从而确定发射纳米机器所发送的比特值.

(2)基于分子浓度变化率调制.该调制方式核心思想是把信息调制为不同的浓度变化率,接收纳米机器通过判断浓度变化速率的情况,来确定当前发送的二

进制信息。

(3)基于分子释放时间调制.核心思想是将分子释放的时间调制为不同的信息.这种调制方式的前提条件是分子通信的模型必须是时间连续的,且具有精确的时钟同步机制.

分子通信的信号调制是采用数字调制的方法对信使分子进行编码调制,本文采用OOK调制方式,选用磁性纳米粒子作为信使分子,管道内的溶液为磁性纳米粒子和灵芝孢子的混合溶液.

2.3 平台系统框架

本文选用蠕动泵作为动力源,磁性纳米粒子作为信使分子,磁性纳米粒子的磁性大小,即使信使分子的浓度大小,通过水平和垂直两个方向的霍尔传感器进行检测.本系统将主体部分置于密闭箱体中,并在箱体中放置一个加热器,模拟恒温状态;在蠕动泵上放置霍尔传感器测速模块,控制流速恒定;在实验液体制备时通过PH传感器的控制进行酸碱滴定,控制PH值恒定.本文所设计并实现的分子通信试验平台实物图如图1.

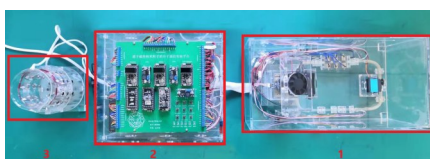


图1 分子通信总体实验平台

分子通信实验平台由3部分组成,图1中1为分子通信实验平台主体部分,2为实验平台控制部分,3为超声处理器.分子通信实验平台的主体部分置于密闭箱体中,如图2所示,具体拆分部分如图3所示,具体包括如下10个模块.

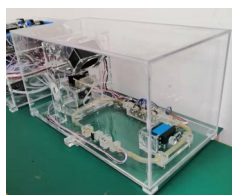


图2 主体部分

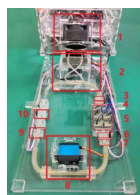


图3 主体部分拆分图

(1)加热器:温度会影响信使分子的扩散系数,为控制温度,本文将整个实验平台置于密闭的箱体中,通过加热器及其自带的风扇实现箱体中的冷热空气自循环,并通过温度传感器进行反馈控制;(2)蠕动泵:蠕动泵为整个分子通信平台提供动力,同时可以使管道内的液体稳定可控地流动,且不与管道内的液体接触、能够空转和防止管道内液体回流;(3,7,9)霍尔传感器装置:霍尔传感器装置用于检测管道内某一位置水平和垂直两个方向的磁场大小.该装置通过实时检测被分

子通信调制器调制过的磁性纳米粒子的磁性大小,来实现分子通信中信使分子的接收;(4,6,10)温度传感器装置:温度传感器装置能完全贴合管道,可实时检测管道内液体的温度,也可将测得温度反馈给加热器控制器;(5)分子浓度调制器:分子浓度调制器由3组电磁铁构成,管道安装在这3组电磁铁的磁芯中间,通过控制这(6)个电磁铁的磁场方向和大小就可以实现不同的磁场调制;(8)分子释放频率调制器:分子频率调制器是通过舵机机构实现,通过控制舵机机构的摇杆挤压硅胶管道的频率,来控制磁性纳米粒子在一定时间内通过管道的数量,实现分子释放频率的调制.

分子通信实验平台的控制部分是整个实验平台的电路控制器部分,主要有三层,第一层是电源,第二层是电压变换电路、传感器调理电路和电机控制器等电路,第三层是单片机控制电路;超声处理器主要是对磁性纳米粒子和灵芝孢子的混合溶液的超声处理.

2.4 调制器

本文是用交变磁场来对磁性纳米粒子进行调制^[31],采用OOK调制方式.接收器将采样的数据进行差分运算,以抵消外部环境的影响.

(1)分子浓度调制器装置如图4所示.图中1和5为霍尔传感器装置,2和4为温度传感器装置,3为分子浓度调制器.其中1和2检测磁性纳米粒子刚被发射出来未经磁场调制时的磁性大小和温度,4和5检测磁性纳米粒子经过磁场调制后的磁性大小和温度,3可以将待发信息的二进制编码以OOK的方式调制到电磁铁产生的磁场中.将5霍尔传感器装置测的数据与1霍尔传感器装置测得数据做差分运算,就可以得到磁性纳米粒子经3分子浓度调制器调制后信号,通过解码算法就可以对调制的磁性纳米粒子信号解码.

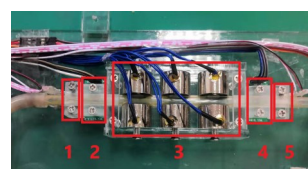


图4 分子浓度调制器装置

(2)分子释放频率调制器装置如图5所示.图中1和3为霍尔传感器装置,2为分子释放频率调制器.其中1检测未经2调制的磁性纳米粒子的磁性大小,3检测经过2调制后的磁性纳米粒子的磁性大小,2可以将待发信息的二进制编码以OOK的方式调制到圆柱挤压器的挤压频率.将3霍尔传感器装置测的数据与1霍尔传感器装置测得数据做差分运算,就可以得到磁性纳米粒子经2分子释放频率调制器调制后的信号,通过解码算法就可以对调制的磁性纳米粒子信号解码.

(3)分子释放时间调制器装置如图6所示.1为蠕

动泵,2为分子浓度调制器,3为霍尔传感器装置.2产生恒定磁场,对磁性纳米粒子“充磁”,3检测磁性纳米粒子在液体中流动时的磁性大小和在液体中静止时的磁性大小,1将待发信息的二进制编码以OOK的方式调制到蠕动泵的工作状态中.

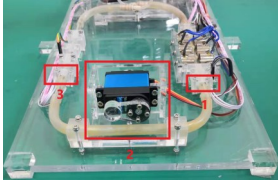


图5 分子释放频率调制器

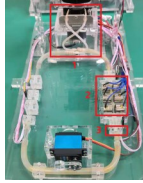


图6 分子释放时间调制器

2.5 接收器及部分调控装置

(1)接收器如图7所示.在检测过程中,接收器通常使用两种方法来采集信号:一是接收器对某一时刻到达的分子信号的浓度进行采样^[32];二是接收器对某一时刻内到达的分子的浓度进行采样^[33].接收器根据采集到的数据恢复发射器发送的信号.本文采用第二种方法,将在单位时隙10 s内采集到的OOK调制信号浓度与预设的浓度进行比较,大于预设值则为“1”,小于预设值则为“0”.在采集的过程中不可避免地会受到噪声和ISI的干扰,为克服这些问题,研究人员提出了多种检测技术:符号检测^[34,35]、序列检测^[36]、非相干检测^[37]等.克服ISI影响常用的方案有:基于接收器或基于发射器消除ISI,其中比较简单的方案是推迟接收器接受信号的采样时间,减小之前残留的分子信号对当前时间间隔内的分子信号的影响^[38].

(2)温度测量装置与恒温控制器如图8和图9所示.温度测量装置以非接触方式测量管道内液体温度.恒温控制器由加热器和亚克力板组成,采用PID算法来控制分子通信实验平台主体的温度,其离散公式如下:

$$y_k = K_R \cdot \left[x_k + \frac{1}{T_N} \cdot \sum_{i=0}^{k-1} x_i \cdot T + T_V \cdot \frac{x_k - x_{k-1}}{T} \right] \quad (9)$$

其中, y_k 为PID公式的输出值, x_k 为系统当前时刻输入值, x_{k-1} 为系统前一时刻输入值, K_R 为PID公式的比例系数, T_N 为积分系数, T_V 为微分系数, T 为采样时间.



图7 接收器

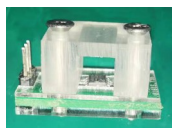


图8 温度测量装置

(3)蠕动泵装置如图10所示.为了使蠕动泵能够更好地嵌入到分子通信实验平台中,本文设计了如图10所示的蠕动泵装置,该装置既能将蠕动泵固定在

系统平台上又能起到缓冲振动的作用.

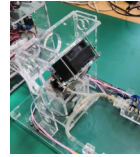


图9 恒温控制器

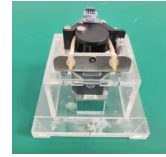


图10 蠕动泵装置实物图

3 实验结果与讨论

3.1 通信可行性验证

本文选择的信使分子是磁性纳米粒子 Fe_3O_4 ,通信可行性实验的调制方式为分子浓度调制,管道内的液体由磁性纳米粒子、灵芝孢子和去离子水混合组成,灵芝孢子模拟人体血液中的细胞用于增加溶液的黏度,磁性纳米粒子吸附于灵芝孢子上.

实验温度为 35°C ,转速为80 rpm,溶液 $\text{PH}=7$,发送数据为10101010,单位时隙为10 s,实验数据处理过程如图11所示.由图11可知,磁性纳米粒子被发射器发射出去后,经由分子浓度调制器调制,运动至接收器,接收器检测磁性纳米粒子的磁性大小,对采集的原始数据进行信号处理后,可成功解码接收到的数据.

3.2 分子浓度调制实验

分子浓度调制实验将需要发送的数据通过分子浓度调制器调制到磁性纳米粒子上,磁性纳米粒子运动至接收器处,接收器检测磁性纳米粒子所带磁性大小,并对其进行解码,即可得到所需的数据.

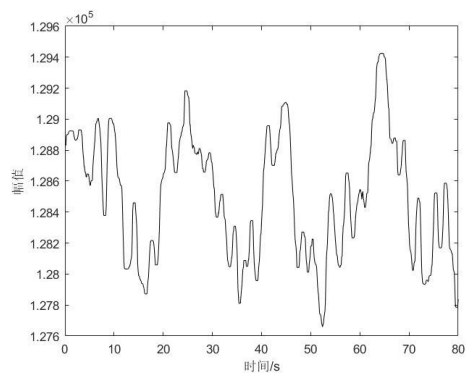
(1)不同温度对分子浓度调制的影响

实验选取温度为 30°C 、 35°C 、 40°C 和 45°C ,蠕动泵转速为80 rpm,溶液为 $\text{PH}=7$,发送八位数据10101010,测得原始数据如图12所示.由图12可知,温度从 30°C 到 35°C 再到 40°C 时,接收器测得数据的幅值逐渐增大,在 45°C 时测得的数据幅值增加不明显,主要原因是当温度逐渐升高时,磁性纳米粒子运动活跃,不易沉积在管道底部,接收器测得的数据逐渐增大,当温度升高到一定程度时,磁性纳米粒子热运动加剧产生碰撞,导致自身所带的磁性相互抵消,接收器测得的数据幅值不再增加.

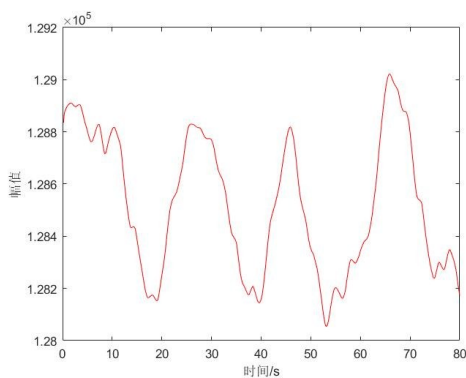
当管道中的液体流速改变时,分子通信会受到影响.

实验温度为 35°C ,溶液 $\text{PH}=7$,转速分别为40 rpm、80 rpm、120 rpm和160 rpm,发送的数据为10101010,接收器采集的数据如图13所示.

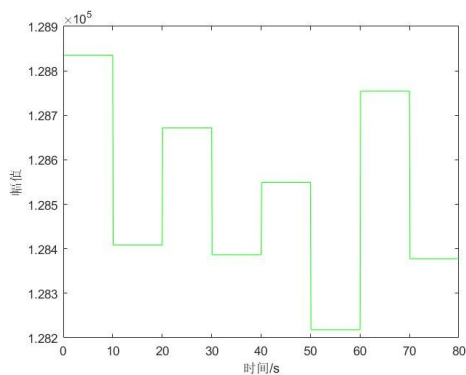
从图中可以看出当转速过低或过快时都会产生一定的噪声.当转速过低时磁性纳米粒子会沉积在管道底部,影响其它流过的磁性纳米粒子;当转速过快时磁性纳米粒子会相互碰撞,导致磁性相消.总体来说,流速对于分子浓度调制的影响不大.



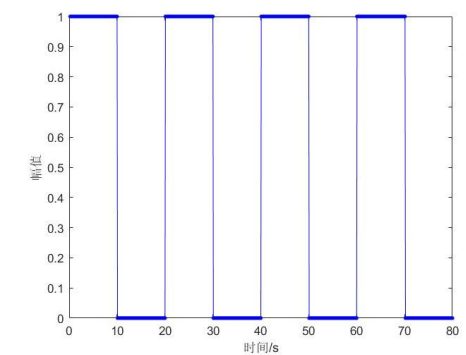
(a) 原始数据



(b) 卡尔曼滤波

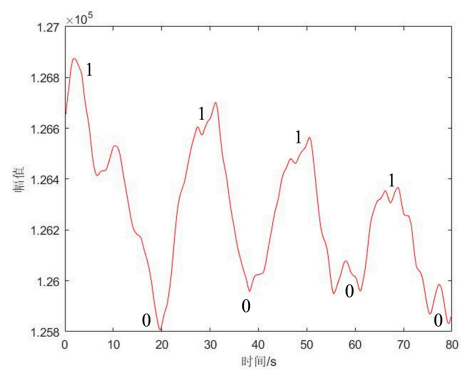


(c) 单位时隙均值图

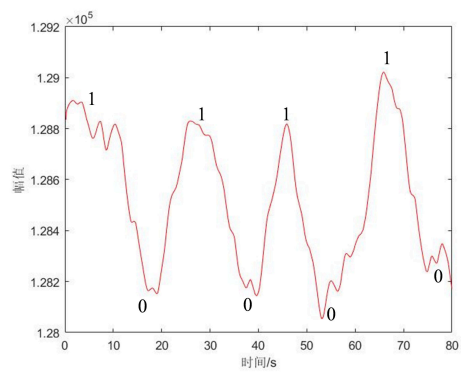


(d) 电平转换图

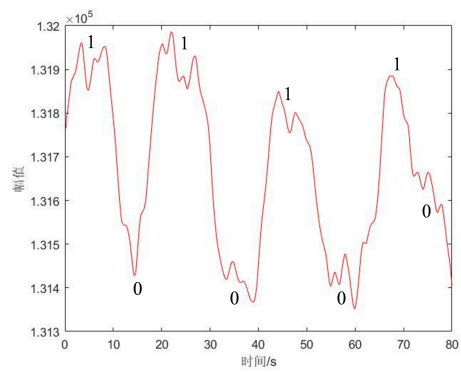
图 11 分子通信可行性验证实验数据



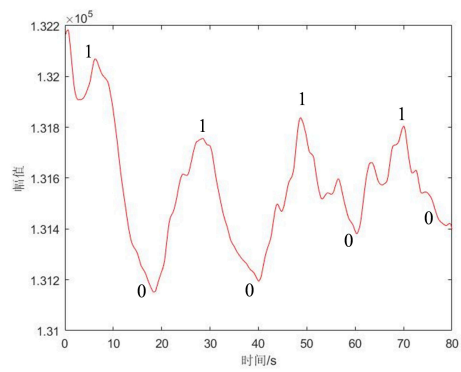
(a) 30 °C



(b) 35 °C



(c) 40 °C



(d) 45 °C

图 12 不同温度下分子浓度调制的数据

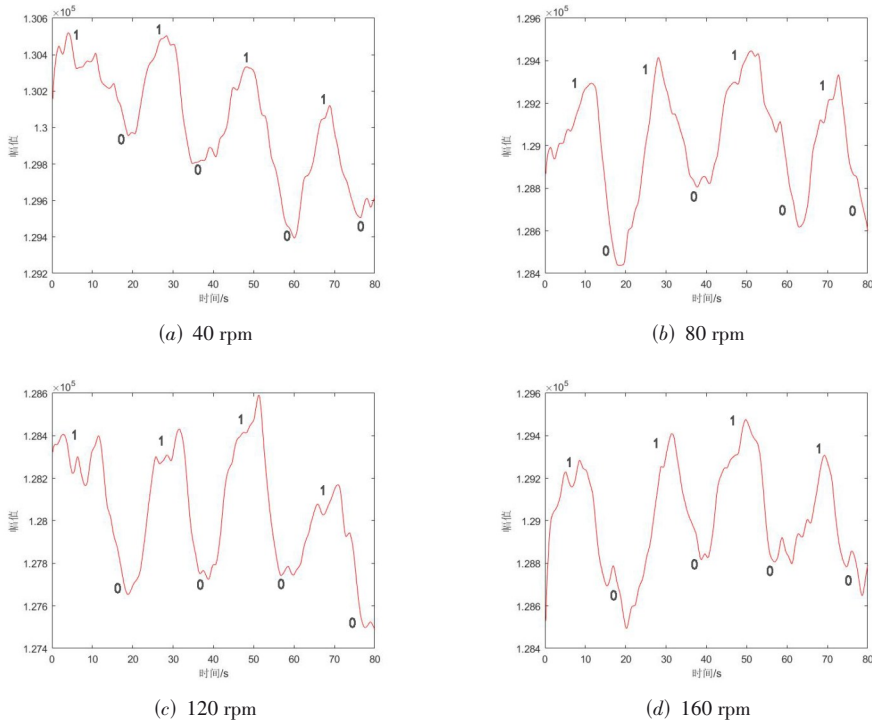


图 13 不同转速下分子浓度调制的数据

3.3 分子释放频率调制实验

分子释放频率调制主要是通过分子释放频率调制器控制磁性纳米粒子单位时间内通过管道的数量实现的. 在实验的过程中分子浓度调制器产生的磁场大小和方向保持不变,以此来产生恒定的分子浓度,保持变

量唯一,排除分子浓度调制对实验的干扰. 本小节主要研究流速对于分子释放频率调制的影响.

实验转速分别为40 rpm、80 rpm、120 rpm和160 rpm,温度为35 °C,溶液PH=7,发送的数据为10101010,测得的数据如图14所示.

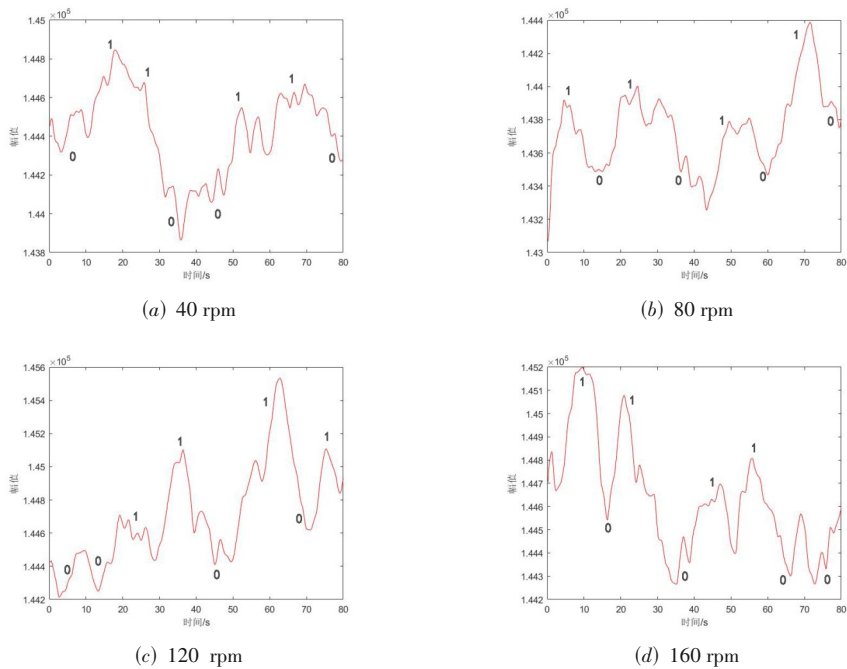


图 14 不同转速下分子释放频率调制的卡尔曼滤波数据

从图 14 中可以明显地看出,当流速过低或过高时都无法测得完整的数据,原因是流速过低时,调制后的磁性纳米粒子会沉积在管道底部和未能在单位时隙内通过接收器,造成码间串扰;流速过快时,调制后的磁性纳米粒子会相互碰撞和接收器会在单位时隙内收到多个 OOK 调制信号,造成码间串扰。

3.4 分子释放时间调制实验

分子释放时间调制是通过分子释放时间调制器控制磁性纳米粒子在单位时间内是否释放来进行编码。在实验的过程中分子浓度调制器产生恒定磁场,分子

释放频率调制器保持恒定的释放频率,本小节主要研究流速对分子释放时间调制的影响。

实验转速分别为 40 rpm、80 rpm、120 rpm 和 160 rpm,温度为 35 °C,溶液 PH=7,发送数据为 10101010,测得的数据如图 15 所示。

从图 15 中可以看出,当流速过低或过高时都无法测得完整的数据,原因和分子释放频率调制相同。分子释放时间调制对流速比较敏感,流速过高或过低都会引起不同程度的码间干扰,所以在某些流速恒定的条件下,可以采用分子释放时间调制的方式来进行分子通信。

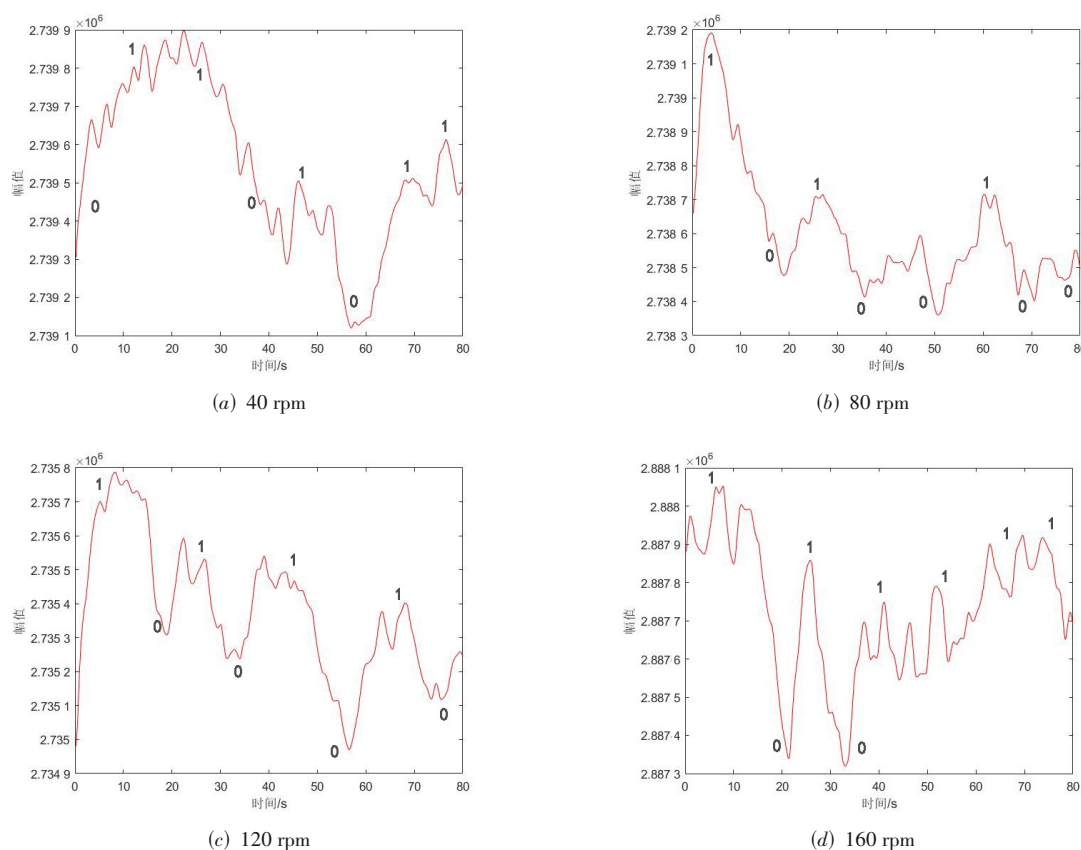


图 15 不同转速下分子释放时间调制的卡尔曼滤波数据

3.5 PH 值对分子通信实验的影响

人体肿瘤环境呈酸性,PH 值在 5.8~7.4,人体体液在正常情况下呈弱碱性。磁性纳米粒子可以携带对酸性环境敏感的药物,通过纳米网络将该药物释放到肿瘤病变部位,且药物只有当环境 PH 值达到一定条件时才会生效,从而实现精准治疗。

实验过程中选取的 PH 值分别为 PH=5、PH=7 和 PH=9,温度为 35 °C,转速设置为 80 rpm,发送的数据为

10101010,采用分子浓度调制方式,接收器测得的数据如图 16 所示。

从图 16 可以看出在碱性环境中测得的数据噪声最少,中性环境中测得的噪声最多,主要原因是在碱性环境中溶液的黏度会增大,此时磁性纳米粒子很少发生相互碰撞,抗干扰能力增强,调制器调制的信息能够很好的保存,在酸性和中性环境中,溶液黏度相差不大,且都比碱性环境溶液黏度小。据此可以通过分子通信

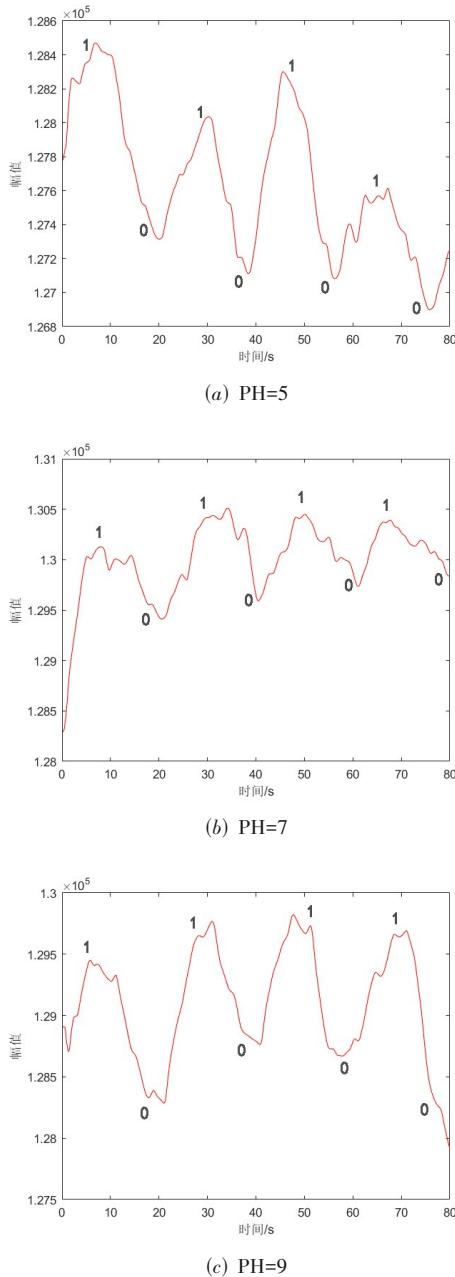


图 16 不同PH值下分子浓度调制的数据

的通信情况来判断溶液的酸碱程度.

4 总结与展望

分子通信目前主要集中在理论层面的研究,对于实际分子通信系统的研究相对较少,理论研究的正确性需要相关实验平台的验证.为了使分子通信能够更好地应用到实际场景中,并构建体域纳米网络,未来分子通信的研究工作需要注重以下几方面.

(1)多学科交叉.分子通信的理论研究已经相对较多,其应用相对较少,只有通过多学科交叉才能够构建

出更加实用的分子通信系统.

(2)理论与实验相结合.设计相应的实验平台并进行实验,在各种不确定的因素中,结合理论进行分析.

(3)构建微观尺度分子通信平台.当前的分子通信平台基本都是在宏观尺度下进行实验,属于仿真实验平台,只有构建微观尺度分子通信平台,在微米尺度上进行分子通信实验,才能更好地构建体域纳米网络.

参考文献

- [1] FARSAFAD N, YILMAZ H B, ECKFORD A, et al. A comprehensive survey of recent advancements in molecular communication[J]. IEEE Communications Surveys & Tutorials, 2016, 18(3): 1887-1919.
- [2] KOO B H, LEE C M, PUSANE A E, et al. MIMO operations in molecular communications: Theory, prototypes, and open challenges[J]. IEEE Communications Magazine, 2021, 59(9): 98-104.
- [3] AKYILDIZ I F, PIEROBON M, BALASUBRAMANIAM S, et al. The Internet of bio-nano things[J]. IEEE Communications Magazine, 2015, 53(3): 32-40.
- [4] SUDA T, MOORE M, NAKANO T, et al. Exploratory research on molecular communication between nanomachines[C]//Genetic and Evolutionary Computation Conference (GECCO). Washington: Lake Breaking Papers, 2005: 29-34.
- [5] NAKANO T. Molecular communication: A 10 year retrospective[J]. IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications, 2017, 3(2): 71-78.
- [6] BUSH S F. Interoperable nanoscale communication future directions[J]. IEEE Consumer Electronics Magazine, 2017, 6(2): 39-47.
- [7] PANKHURST Q A, CONNOLLY J, JONES S K, et al. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine[J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2003, 36(13): 167-181.
- [8] KISSELEFF S, SCHOBBER R, GERSTACKER W H. Magnetic nanoparticle based interface for molecular communication systems[J]. IEEE Communications Letters, 2017, 21(2): 258-261.
- [9] WICKE W, AHMADZADEH A, JAMALI V, et al. Molecular communication using magnetic nanoparticles[C]//2018 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC). Piscataway: IEEE, 2018: 1-6.
- [10] UNTERWEGER H, KIRCHNER J, WICKE W, et al. Experimental molecular communication testbed based on magnetic nanoparticles in duct flow[C]//IEEE 19th Inter-

- national Workshop on Signal Processing Advances in Wireless Communications (SPAWC). Piscataway: IEEE, 2018: 1-5.
- [11] AHMED D, UNTERWEGER H, FISCHER G, et al. Characterization of an inductance-based detector in molecular communication testbed based on superparamagnetic iron oxide nanoparticles[C]//2019 IEEE Sensors. Piscataway: IEEE, 2019: 1-4.
- [12] WICKE W, UNTERWEGER H, KIRCHNER J, et al. Experimental system for molecular communication in pipe flow with magnetic nanoparticles[J]. IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications, 2022, 8(2): 56-71.
- [13] WICKE W, AHMADZADEH A, JAMALI V, et al. Magnetic nanoparticle-based molecular communication in microfluidic environments[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2019, 18(2): 156-169.
- [14] AKDENIZ B C, PUSANE A E. A novel concentration-type based modulation in molecular communication[C]//2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). Piscataway: IEEE, 2017: 1-4.
- [15] SHI L, YANG L L. Error performance analysis of diffusive molecular communication systems with on-off keying modulation[J]. IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications, 2017, 3(4): 224-238.
- [16] GURSOY M C, SEO D, MITRA U. Concentration and position-based hybrid modulation scheme for molecular communications[C]//2020 IEEE International Conference on Communications (ICC). Piscataway: IEEE, 2020: 1-6.
- [17] AGHABABAIYAN K, SHAH-MANSOURI V, MAHAM B. Direction shift keying modulation for molecular communication[C]//IEEE International Conference on Communications (ICC). Piscataway: IEEE, 2020: 1-6.
- [18] JAMALI V, AHMADZADEH A, WICKE W, et al. Channel modeling for diffusive molecular communication—A tutorial review[J]. Proceedings of the IEEE, 2019, 107(7): 1256-1301.
- [19] LIU Q, LU Z Q, YANG K. Modeling and dual threshold algorithm for diffusion-based molecular MIMO communications[J]. IEEE Transactions on NanoBioscience, 2021, 20(4): 416-425.
- [20] 刘圣涵. 基于扩散的分子通信信道模型及信号检测技术研究[D]. 北京: 北京邮电大学, 2021.
LIU S H. Research on Channel Model and Signal Detection Techniques for Diffusion Based Molecular Communications[D]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications, 2021. (in Chinese)
- [21] 黄煜, 季飞, 温森文, 等. 宏观尺度下的分子通信原型机综述[J]. 中国科学(信息科学), 2021, 51(12): 2016-2036.
HUANG Y, JI F, WEN M W, et al. Survey on macro-scale molecular communication prototypes[J]. Scientia Sinica (Informationis), 2021, 51(12): 2016-2036. (in Chinese)
- [22] 林林, 黄莉, 孔磊, 等. 分子通信最新研究进展综述[J]. 电子学报, 2022, 50(6): 1492-1520.
LIN L, HUANG L, KONG L, et al. Review of recent advancement of molecular communication[J]. Acta Electronica Sinica, 2022, 50(6): 1492-1520. (in Chinese)
- [23] 黎作鹏, 张菁, 蔡绍滨, 等. 分子通信研究综述[J]. 通信学报, 2013, 34(5): 152-167.
LI Z P, ZHANG J, CAI S B, et al. Review on molecular communication[J]. Journal on Communications, 2013, 34(5): 152-167. (in Chinese)
- [24] HIYAMA S, MORITANI Y. Molecular communication: Harnessing biochemical materials to engineer biomimetic communication systems[J]. Nano Communication Networks, 2010, 1(1): 20-30.
- [25] NAKANO T, MOORE M J, WEI F, et al. Molecular communication and networking: Opportunities and challenges[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2012, 11(2): 135-148.
- [26] FICK A. On liquid diffusion[J]. The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science, 1855, 10(63): 30-39.
- [27] HOSHIAR A, LE T A, AMIN F, et al. A novel magnetic actuation scheme to disaggregate nanoparticles and enhance passage across the blood-brain barrier[J]. Nanomaterials, 2017, 8(1): 3.
- [28] MAHFUZ M U, MAKRAKIS D, MOUFTAH H T. A comprehensive study of concentration-encoded unicast molecular communication with binary pulse transmission[C]//IEEE International Conference on Nanotechnology. Piscataway: IEEE, 2011: 227-232.
- [29] PIEROBON M, AKYILDIZ I F. Diffusion-based noise analysis for molecular communication in nanonetworks[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2011, 59(6): 2532-2547.
- [30] KADLOOR S, ADVE R S, ECKFORD A W. Molecular communication using Brownian motion with drift[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2012, 11(2): 89-99.

- [31] DIECKHOFF J H, YOSHIDA T, ENPUKU K, et al. Homogeneous bioassays based on the manipulation of magnetic nanoparticles by rotating and alternating magnetic fields—A comparison[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2012, 48(11): 3792-3795.
- [32] MAHFUZ M U, MAKRAKIS D, MOUFTAH H T. A comprehensive study of sampling-based optimum signal detection in concentration-encoded molecular communication[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2014, 13(3): 208-222.
- [33] MAHFUZ M U, MAKRAKIS D, MOUFTAH H T. A comprehensive analysis of strength-based optimum signal detection in concentration-encoded molecular communication with spike transmission[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2015, 14(1): 67-83.
- [34] MENG L S, YEH P C, CHEN K C, et al. On receiver design for diffusion-based molecular communication[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2014, 62(22): 6032-6044.
- [35] NOEL A, CHEUNG K C, SCHOBER R. Optimal receiver design for diffusive molecular communication with flow and additive noise[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2014, 13(3): 350-362.
- [36] CHAHIBI Y, PIEROBON M, SONG S O, et al. A molecular communication system model for particulate drug delivery systems[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2013, 60(12): 3468-3483.
- [37] LI B, SUN M W, WANG S Y, et al. Local convexity inspired low-complexity noncoherent signal detector for nanoscale molecular communications[J]. IEEE Transactions on Communications, 2016, 64(5): 2079-2091.
- [38] AKDENIZ B C, PUSANE A E, TUGCU T. Optimal reception delay in diffusion-based molecular communication[J]. IEEE Communications Letters, 2018, 22(1):57-60.



杨晓东 男,1984年10月29日生于陕西省西安市,西安电子科技大学教师,研究方向:体域网.

E-mail: xdyang@xidian.edu.cn

作者简介



孟令国 男,1995年11月21日生于山东省滨州市,西安电子科技大学研究生,研究方向:体域网.