

# 分子通信最新研究进展综述

林 林<sup>1</sup>, 黄 莉<sup>1</sup>, 孔 磊<sup>2</sup>, 刘富强<sup>1</sup>, 闫 浩<sup>3</sup>

(1. 同济大学电子与信息工程学院, 上海 201804; 2. 中国移动通信有限公司研究院, 北京 100053;  
3. 上海交通大学电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

**摘 要:** 分子通信是一种利用微小粒子编码、传输和接收信息的通信范式, 具有生物兼容性好、尺寸小等特点, 是用来构建纳米网络的非常有潜力的通信方案之一。分子通信的概念一经提出就吸引了广泛关注, 众多学者的参与使其迅猛发展。目前, 分子通信理论已经被广泛研究, 相关实验也有了进展。尽管如此, 构建实际的分子通信系统还有大量问题亟须解决。为促进分子通信领域更好发展, 对分子通信的理论基础和当前研究进展进行系统性的总结是必要的。因此, 本文对基于扩散的分子通信的基本概念和研究进展进行了阐述, 包括信道模型、信号的编码调制机制以及接收机制; 此外, 还介绍了分子通信系统的同步机制、移动分子通信系统, 以及分子通信实验系统的最新研究进展, 并对分子通信未来的研究方向进行了展望。

**关键词:** 分子通信; 信道; 编码; 调制; 检测; 同步; 移动分子通信; 实验

**中图分类号:** TN391.9 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112(2022)06-1492-29

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

**DOI:** 10.12263/DZXB.20210822

## Review of Recent Advancement of Molecular Communication

LIN Lin<sup>1</sup>, HUANG Li<sup>1</sup>, KONG Lei<sup>2</sup>, LIU Fu-qiang<sup>1</sup>, YAN Hao<sup>3</sup>

(1. School of Electronic Science and Engineering, Tongji University, Shanghai 201804, China;

2. China Mobile Research Institute, Beijing 100053, China;

3. School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** Molecular communication, which uses tiny particles to encode, transmit and receive information, is a communication paradigm with good biological compatibility and small size, and is the one of the most promising communication schemes for the realization of nanonetwork engineering. The concept of molecular communication has attracted wide attention since it was put forward. At present, the theory of molecular communication has been widely studied, and the related experiments have also made progress. However, there are still many problems to be solved in the construction of practical molecular communication systems. To promote the development of molecular communication, it is necessary to systematically summarize the theories and current research progress of molecular communication. In this paper, the basic concepts and research progress of diffusion-based molecular communication are described, including channel models, signal encoding, modulation, and receiving mechanisms. In addition, the latest research progress of the synchronization mechanisms of molecular communication systems, mobile molecular communication systems, and molecular communication experiment systems are introduced. Finally, future works and research directions are given.

**Key words:** molecular communication; channel; encoding; modulation; detection; synchronization; mobile molecular communication; experiment

## 1 引言

过去几十年, 通信技术的迅猛发展解决了人们对于通信的大量需求。当前的5G技术更是给人们带来了高速度、泛在网、低功耗、低延时的全新通信体验。不仅如此, 5G

技术还将应用场景扩大到了万物互联, 比如智能家居、智能车联、智慧城市等, 这将给人类的生活带来巨大变化。6G在5G的基础上, 将潜在应用场景进一步扩大到“空天地海”, 几乎涵盖了人类所能达到的所有地方<sup>[1-6]</sup>。

收稿日期: 2021-07-01; 修回日期: 2022-03-09; 责任编辑: 孙瑶

基金项目: 国家自然科学基金(No.61971314, No.62071297); 上海市自然科学基金(No.19ZR1426500); 上海市科委一带一路国际合作项目(No.19510744900)

另外,纳米技术的发展使人类有能力制造出微米尺度的器件,这些器件可以在人体内或其他微小尺度场景进行环境感知和操作.科学家们希望将这些微纳米器件通过信息交换进行互联,组成纳米网络(nanonetworks),以便在微小尺度环境中完成复杂任务.从通信角度来看,纳米通信场景是由纳米技术等新技术发展带来的全新通信场景<sup>[7,8]</sup>.

尽管传统通信技术已被广泛应用,但是将其应用到纳米通信场景中存在许多困难.例如,电磁波通信器件很难做到微纳米尺度且在人体内生物兼容性不好;电磁波在水环境中衰减严重等<sup>[9-11]</sup>.这些困难促使研究人员寻找适用于微纳米尺度环境的纳米通信方案.

研究人员注意到,自然界中早已存在纳米通信场景,比如细胞间的通信、细菌间的通信等.在这些通信场景中,通信双方利用化学分子传输信息.受这些通信场景启发,Suda等人<sup>[12]</sup>在2005年首次提出了分子通信(molecular communication)的概念,使用分子作为信息载体,用以实现纳米通信.后来,分子通信领域的研究人员将利用微小粒子作为信息载体的通信机制统称为分子通信.

分子通信的概念一经提出就受到学术界和工业界的广泛关注,国内外众多学术界顶尖学者和大型公司纷纷加入对分子通信的研究,如佐治亚理工大学 Akyildiz 教授的团队、德国埃尔朗根纽伦堡大学 Schober 教授的团队等. IEEE 在 2011 年成立了分子通信工作组 P1906.1,在 2019 年正式成立了分子、生物多尺度通信(molecular, biological and multi-scale communication)技术委员会(<https://mbmc.committees.comsoc.org/>).因为分子通信需要融合纳米技术、生物技术、通信技术、计算机技术等多种技术,所以,在这个新领域有非常多的未知知识亟待探索.并且,由于分子通信与电磁波通信在物理设备、传播方式等许多方面有很大不同,因此,研究人员有必要重新定义和研究分子通信系统及网络中从物理层到应用层的通信机制与传输协议.

大量研究人员的加入使得分子通信发展迅猛.目前,分子通信理论已经被广泛研究,相关实验也取得了初步进展,文献<sup>[9,13-26]</sup>从不同角度对分子通信研究进行了综述.尽管如此,构建实际的分子通信系统还有大量问题亟须解决.为促进分子通信领域更好发展,有必要对分子通信领域的基本概念与最新研究进展进行一次全面的梳理,理清发展脉络,以便更好地掌握相关知识,把握未来的发展方向.基于这一目的,本文对基于扩散的分子通信的基本概念和研究进展进行了调研和阐述,包括信道模型、信号的编码调制机制以及接收机制;此外,还介绍了分子通信系统的同步机制、移动分子通信系统,以及分子通信实验系统的最新研究进

展;最后对分子通信待解决的问题与挑战进行讨论,并对其未来的研究方向进行展望.

## 2 分子通信系统

与电磁波通信系统类似,分子通信系统也由发射机、信道、接收机 3 个部分组成,如图 1 所示.发射机将信源信息进行编码/调制,然后生成并释放对应的信号粒子;信号粒子经信道传输到达接收端,接收机对环境中的信号粒子进行识别和检测,然后进行解码和解调,恢复发射机传输的信息.

分子通信系统与电磁波通信系统也存在不同之处,主要体现在以下几个方面.

### 2.1 发射机与接收机

与电磁波通信相比,分子通信系统在微小尺度环境中的部署不受收发设备尺寸限制.在电磁波通信系统中,发射机和接收机的天线尺寸与电磁波信号波长存在比例关系,即天线尺寸越小,电磁波信号频率越高,波长越短,传播过程中损耗越大.如果需要在微小尺度环境中部署通信系统,比如说人体内,在一定频率范围内,电磁波通信系统对天线尺寸的需求将会给系统的部署带来很大的困难.而分子通信系统中的发射机与接收机可由微尺度或纳米尺度设备构成,因此,在小尺度环境中的部署不受收发设备尺寸限制.

目前,分子通信系统中的微纳米发射机与接收机主要考虑由基于纳米材料或基于生物学的方法设计实现.

对于发射机的设计,基于纳米材料的设计方法主要包括:(a)电刺激薄膜水凝胶法,利用电刺激薄膜水凝胶可实现发射机对信号粒子的调制释放<sup>[27]</sup>;(b)纳米多孔石墨烯膜法,使用具有生物相容性<sup>[28]</sup>和分子选择性<sup>[29]</sup>的纳米多孔石墨烯膜可实现防止信号泄露的发射机<sup>[30]</sup>;(c)微流体液滴法,考虑到微流体液滴技术用于通信的可行性<sup>[31]</sup>、微流控芯片的生物相容性<sup>[32]</sup>,可利用微流体液滴技术来设计发射机<sup>[24]</sup>.而基于生物学的设计方法则主要考虑使用可通过细菌结合交换质粒 DNA 的基因工程细菌<sup>[33-35]</sup>、可产生并排泄病毒(用于传输 DNA/RNA)的人造细胞<sup>[36-38]</sup>来设计具有释放 DNA/RNA 分子的发射机.此外,还可以利用基于纳米材料与生物学的混合方法来设计发射机.比如,将大肠杆菌附着在水凝胶上,当光刺激细菌时,细菌将释放信号粒子;水凝胶可以限制细菌的移动,却不影响信号粒子的移动,这就形成了可释放信号粒子的水凝胶基质菌株发射机<sup>[39,40]</sup>.

对于接收机设计,基于纳米材料的方法主要考虑应用基于亲和性的传感器件——纳米级生物场效应晶体管<sup>[41,42]</sup>检测环境中的分子;基于生物学的方法则主

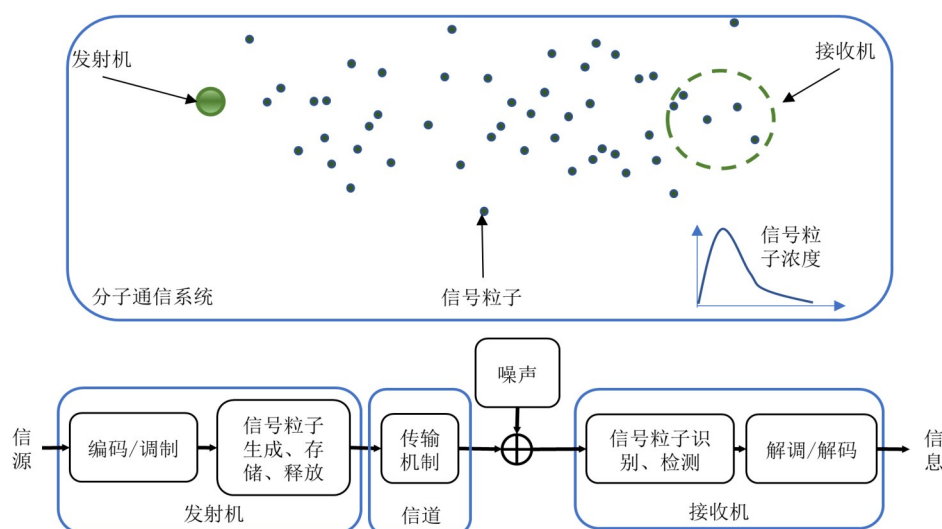


图1 通信系统模型

要考虑利用合成生物学的方法,修改细胞中的基因回路或创建新的合成回路来改造细胞内的生物网络,形成具有分子传感、接收和处理功能的分子通信接收机<sup>[43]</sup>。

## 2.2 信道

电磁波通信信道通常为自由空间,而分子通信信道是信号粒子可以自由传播的液体或气体环境。在分子通信系统中,信号粒子可以通过多种传输机制在信道中传播,包括扩散<sup>[44-47]</sup>、间隙连接<sup>[48-50]</sup>、分子马达<sup>[51]</sup>和细菌马达<sup>[33,34,52,53]</sup>等。其中,扩散是小颗粒在流体或气体介质中由于与其他颗粒碰撞而进行的随机运动,是自然界中最主要的传播机制之一。间隙连接是相邻细胞之间的一种通讯形式,信号粒子可以穿过连接相邻细胞质溶胶的小通道,从一个细胞进入另一个细胞。钙信号传导就是相邻细胞通过间隙连接传输信号的一个实例,相邻细胞可利用该信号调节大量细胞过程,例如哺乳动物细胞的受精、增殖和死亡。分子马达传输是指利用肌动蛋白或微管细丝实现大信号分子的主动运输<sup>[54]</sup>,这种类型的传输机制主要用于细胞器之间的通讯<sup>[51]</sup>。细菌马达传输是另一种主动运输机制,例如,细菌可以转动它的鞭毛,驱动其沿特定方向移动。

环境中的温度、酶、PH值等均有可能对信号粒子的物理或化学性质产生影响,从而影响粒子的传播,进而影响整个系统的通信可靠性。

## 2.3 信息载体

在电磁波通信系统中,信息载体是以光速在环境中传播的电磁波。而分子通信系统的信息载体是纳米或者微米级粒子;并且,粒子种类不唯一,粒子传播速度由环境以及粒子自身特性决定。一些可以作为信息载体的物质如下。

(1)蛋白质。蛋白质是生命体的基本组成成分,在多种生命活动中担任信使,这种生物特性使得以基因工程细菌为发射机与接收机,以蛋白质为信息载体的系统成为极具潜力的分子通信系统架构。

(2)核酸。核酸包括核糖核酸(RNA)和脱氧核糖核酸(DNA)。在自然界中,RNA/DNA可作为遗传信息的载体;RNA还可作为细胞间的通讯信使,催化生物反应。受此启发,研究人员意识到可以利用基因编程技术使DNA/RNA携带信息,用作分子通信的信息载体<sup>[26-28]</sup>,例如,将信息编码到细菌的质粒DNA分子中,通过细菌结合时的质粒交换过程,实现信息的多跳传输<sup>[26]</sup>。

(3)元素离子。在生命系统中, $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$ 和 $\text{Ca}^{2+}$ 等元素离子参与了许多生命活动进程。例如, $\text{Ca}^{2+}$ 可作为细胞内次级信使参与细胞的胞吐、凋亡和转录等。考虑到离子可作为信使这一特性,在文献<sup>[55-58]</sup>中,以 $\text{Ca}^{2+}$ 离子波为信息载体的分子通信系统被研究和讨论。

(4)神经递质。神经递质是神经元细胞之间进行信息传递的信息载体。近年来,神经接口的相关研究引起了广泛关注,包括神经修复技术、脊髓治疗等。神经递质有望成为人造神经链路与生物体神经链路接口处的信息载体。

(5)激素。激素是生物体的内分泌腺或内分泌细胞产生的可作为信使传递信息、调节内分泌生理过程的化学物质,在协调新陈代谢、生长发育等生理过程方面具有重要作用。受激素的信使功能启发,研究人员开展了以激素为信息载体的分子通信研究<sup>[59,60]</sup>。

(6)信息素。信息素(也被称为外激素)是个体分泌到体外,实现与其他同物种个体之间信息交流的化学物质。蚂蚁、蜜蜂和许多哺乳动物使用信息素与同一物种的成员进行交流,例如,蝴蝶可以使用信息素进行长

距离通信,其中信息的传输距离可以达到几公里的范围<sup>[61]</sup>.信息素的生物特性使其成为分子通信研究人员设计长距离分子通信系统时重点考虑的信息载体<sup>[7,62,63]</sup>.

(7)其他.除了以上提及的几种信号粒子外,还有其他类型的粒子被提出用作分子通信的信息载体.例如有机氢氟碳化合物<sup>[64]</sup>、治疗性纳米颗粒<sup>[65]</sup>和合成药物<sup>[66]</sup>等.

总的来说,与电磁波通信相比,分子通信在小尺度环境中更具部署优势;并且,分子通信应用的信息载体在生物体内具有与体内细胞或组织交互的潜力,更具生物相容性.因此,分子通信在构建体内通信系统方面更具潜力,在医疗领域的疾病诊断和治疗<sup>[67-70]</sup>、药物递送<sup>[71-80]</sup>、建立人工免疫系统<sup>[81]</sup>等方面有巨大应用前景.

### 3 信道

在分子通信系统中,信号粒子通过不同的传输机制在信道中传播,不同传输机制对应不同的信道响应.如前文所述,研究人员考虑了多种信号粒子在信道中的传输机制,然而,到目前为止,扩散是分子通信研究中最普遍考虑的传输机制.这是因为基于扩散的分子通信具有以下优点:与基于间隙连接的分子通信不同,它不需要特殊的基础结构;与基于马达的分子通信不同,它不需要用于传递信号分子的外部能量.此外,扩散的简单性也使其成为一种有吸引力的传播方案,尤其是对于计算资源有限的纳米机器之间的通信系统.因此,本文专注于对基于扩散的分子通信系统进行综述.

本节将主要介绍分子通信扩散信道<sup>[82-85]</sup>,以及扩散信道中存在流动介质与化学反应过程时对应的流—扩散信道<sup>[86,87]</sup>、反应—扩散信道<sup>[88,89]</sup>以及流—反应—扩散信道<sup>[90]</sup>.

#### 3.1 扩散信道

扩散是最简单、研究最成熟的分子通信信号传输方式.在扩散分子通信信道中,发射机释放的信号粒子通过扩散在环境中传播,粒子的移动服从布朗运动规律<sup>[82]</sup>——在三维坐标系中,假设每个信号粒子的单步步长为 $\Delta t$ ,在第 $n-1$ 个步长时间结束时,信号粒子的位置是 $(x_{n-1}, y_{n-1}, z_{n-1})$ ,在第 $n$ 个步长时间内,信号粒子运动的位移是 $(\Delta x_n, \Delta y_n, \Delta z_n)$ ,那么在第 $n$ 个步长时间结束时信号粒子的位置可以表示为

$$(x_n, y_n, z_n) = (x_{n-1}, y_{n-1}, z_{n-1}) + (\Delta x_n, \Delta y_n, \Delta z_n) \quad (1)$$

信号粒子的布朗运动过程是马尔可夫过程,每一个信号粒子当前时刻的位置只与上一时刻的位置有关,与上一时刻之前的位置无关.也就是说,在第 $n$ 个

步长时间结束时,粒子位置只与粒子在第 $n$ 个步长时间开始时的位置,以及在第 $n$ 个步长时间内的位移有关,与之前时刻的粒子位置无关.每次信号粒子移动的位移服从均值为0且方差为 $2D\Delta t$ 的正态分布<sup>[91,92]</sup>,即

$$\begin{aligned} \Delta x_n &\sim \mathcal{N}(0, 2D\Delta t) \\ \Delta y_n &\sim \mathcal{N}(0, 2D\Delta t) \\ \Delta z_n &\sim \mathcal{N}(0, 2D\Delta t) \end{aligned} \quad (2)$$

其中, $D$ 为扩散系数,定义<sup>[93]</sup>如下:

$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta R} \quad (3)$$

其中, $k_B = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$ 是玻尔兹曼常数; $T$ 是环境温度; $R$ 是信号粒子的半径; $\eta$ 是流体黏度,是一个常数.

从式(2)可以看出,单个信号粒子在空间中的扩散过程是随机过程,粒子某一时刻在空间中的位置无法确定,单个粒子是否能传播到达接收机无法确定.然而,扩散本质上是趋于热平衡的过程,是熵驱动的过程.信号粒子被释放到环境中之后,会自发从高密度分布区域(高化学势)扩散到低密度分布区域(低化学势),释放自由能<sup>[91]</sup>.虽然单个信号粒子扩散过程中时空位置不确定,但是大量信号粒子的扩散过程可以利用菲克定律近似刻画,相应的扩散方程<sup>[91]</sup>为

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

其中, $C$ 代表信号粒子的浓度; $\nabla^2$ 是拉布拉斯算子,即 $\nabla^2 = \partial/\partial x^2 + \partial/\partial y^2 + \partial/\partial z^2$ ;  $D$ 代表信号粒子的扩散系数.

在无界三维环境中,若信号粒子在初始时刻 $t=0$ ,由位于 $(0,0,0)$ 处的点源发射机释放(当信号粒子的传输距离相对于发射机的尺寸足够大时,发射机尺寸可忽略不计),释放的粒子数量为 $M$ .对式(4)进行求解,可以假设其边界条件和初始条件为最简单的情况,即

$$\text{初始条件: } C(t=0) = M\delta(\|\mathbf{d}\|=0) \quad (5)$$

$$\text{边界条件: } C(\|\mathbf{d}\| \rightarrow \infty, t) = 0$$

其中, $\delta(\cdot)$ 是狄拉克函数; $\mathbf{d}$ 是空间中的任意一点 $(x,y,z)$ 与发射机初始位置 $(0,0,0)$ 的距离向量,即 $\mathbf{d}=(x,y,z)$ , $\|\mathbf{d}\|$ 是向量 $\mathbf{d}$ 的模.令点 $(x,y,z)$ 与发射机之间的距离为 $d$ ,则 $d = \|\mathbf{d}\| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ .应用条件(5),可得任意时刻 $t(t>0)$ ,式(4)的解为

$$C(t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{3/2}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}\|^2}{4Dt}\right) \quad (6)$$

式(6)表示距离发射机 $d$ 处的粒子浓度随时间的变化情况.接收机可以根据在环境中某处检测到的信号粒子的浓度变化情况,判断发射机传递的信号.基于条件(5)的扩散信道模型是目前分子通信研究中应用最

广泛的信道模型,文献[94~99]中的分子通信系统考虑的就是这个模型.

### 3.2 流—扩散信道

在信号粒子的扩散环境中,可能存在多种复杂情况,比如说,传输介质本身就处于流动状态,根据流动特点可分为层流<sup>[100]</sup>、紊流<sup>[101]</sup>以及机械分散<sup>[102]</sup>.例如,在体内血管靶向药物传递系统中,信号粒子的传输介质就可能处于流动状态.在这种情况下,粒子的移动情况会受到传输介质的流动影响.

目前分子通信主要研究了均匀流速或可获取平均流速的传输介质对信号传输的影响.假设流动介质具有一个恒定方向和大小的流速 $\mathbf{v}$ ,则信道环境中的信号粒子在第 $i$ 个时间步长里的位移 $(\Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i)$ 可以表示为

$$\begin{aligned} \Delta x_i &\sim \mathcal{N}(v_x \Delta t, 2D\Delta t) \\ \Delta y_i &\sim \mathcal{N}(v_y \Delta t, 2D\Delta t) \\ \Delta z_i &\sim \mathcal{N}(v_z \Delta t, 2D\Delta t) \end{aligned} \quad (7)$$

其中, $v_x, v_y, v_z$ 分别是流速 $\mathbf{v}$ 在 $x, y, z$ 方向上的分量<sup>[92]</sup>.从式(7)可以看出,粒子在流动介质中扩散,除扩散引起的位置变化外,介质的流动也会导致粒子的位置变化.因此,环境中某位置处的信号粒子浓度变化 $(\partial C/\partial t)$ 是介质流动和粒子扩散综合作用的结果,式(4)所示的扩散方程<sup>[18]</sup>将变为

$$\frac{\partial C}{\partial t} + \nabla(\mathbf{v}C) = D\nabla^2 C \quad (8)$$

在无界三维环境中,利用条件(5)求解方程(8),可得任意时刻 $t(t>0)$ 的流—扩散信道的信道响应为

$$C(t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{3/2}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}-\mathbf{v}t\|^2}{4Dt}\right) \quad (9)$$

式(9)对应的信道响应波形如图2所示.由图2可以看出,增加沿 $\mathbf{d}$ 方向的流速,可以缩短信道响应脉冲时间,加快脉冲衰减速度,从而减小信号粒子在仅扩散时的信号“长尾效应”(信号的低强度响应尾部),从而降低码间干扰(Inter Symbol Interference, ISI).同时,还可以增加流—扩散信道响应的峰值,进而可以增加扩散信道的覆盖范围.

### 3.3 反应—扩散信道

在扩散环境中,信号粒子可能会发生化学反应,引起粒子的数量变化,例如,环境中存在可以降解信号粒子的酶,能促使信号粒子转化为其他种类的粒子.分子通信中通常考虑的化学反应有单粒子的分解反应<sup>[103]</sup>、多粒子间的相互转化<sup>[104]</sup>,以及酶促反应<sup>[105]</sup>,且考虑反应过程对于反应物均是一级反应.

#### (1) 分解反应

假设传输的信号粒子是A粒子.单粒子的分解反应是指A粒子直接转化为其他物质<sup>[106]</sup>,即

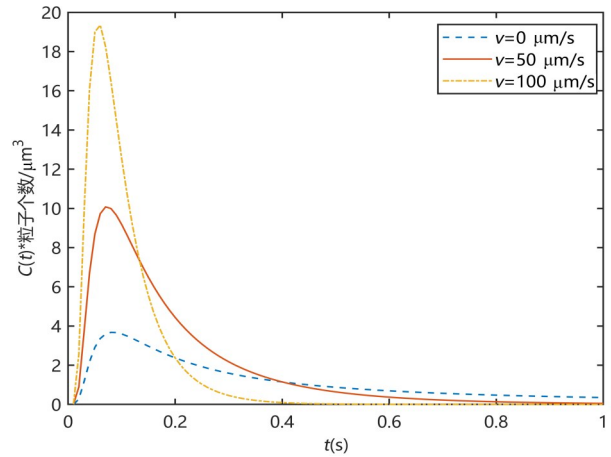


图2 信道响应波形

注:在初始时刻 $t=0$ 释放的 $M=5 \times 10^4$ 个信号粒子,粒子扩散系数为 $D=200 \mu\text{m}^2/\text{s}$ ,在流速 $\mathbf{v}=(v_x, 0, 0)$ , $v_x$ 分别为 $0 \mu\text{m}/\text{s}, 50 \mu\text{m}/\text{s}, 100 \mu\text{m}/\text{s}$ 的信道中,距离向量为 $\mathbf{d}=(10 \mu\text{m}, 0, 0)$ 处的信号粒子浓度 $C(t)$ (粒子个数/ $\mu\text{m}^3$ )随时间的变化情况.



其中, $\kappa$ 是反应速率常数; $\phi$ 代表其他物质.随着反应的进行,A粒子将逐渐转化为其他物质,数量逐渐减少.若A粒子的浓度为 $C_A$ ,分解反应导致信道中某位置处的A粒子浓度变化情况<sup>[106]</sup>为

$$-\frac{\partial C_A}{\partial t} = f(C_A, \kappa) \quad (11)$$

式(11)也叫作化学反应速率方程,其中,化学反应速率函数 $f(\cdot)$ 与反应物的浓度和反应速率常数有关.考虑反应(10)对于反应物A为一级分解反应,则 $f(C_A, \kappa) = \kappa C_A(\mathbf{d}, t)$ .那么,对于初始浓度为 $C_A(\mathbf{d}, t=0)$ 的A粒子,在任意时刻 $t=\tau>0$ ,求解方程(11)可得到反应(10)导致的A粒子浓度变化情况为

$$C_A(\mathbf{d}, \tau) = C_A(\mathbf{d}, t=0) \exp(-\kappa\tau) \quad (12)$$

#### (2) 多粒子间的相互转化

与单粒子的分解反应不同,多粒子之间的相互转化是指信号粒子在其他粒子存在的情况下,A粒子与之发生化学反应,例如:



其中, $\kappa_1$ 为正向反应速率; $\kappa_{-1}$ 为逆向反应速率.当信道环境中存在B粒子时,A粒子将会与B粒子反应生成C、D粒子.若B、C、D粒子的浓度分别为 $C_B, C_C$ 和 $C_D$ ,根据化学反应速率方程,反应(13)导致信道中某位置处的A粒子浓度变化情况<sup>[106]</sup>为

$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = -f(C_A, C_B, \kappa_1) + f(C_C, C_D, \kappa_{-1}) \quad (14)$$

考虑反应(13)对于反应物A、B、C、D均为一级反应,则

$$\begin{aligned} f(C_A, C_B, \kappa_1) &= \kappa_1 C_A(\mathbf{d}, t) C_B(\mathbf{d}, t) \\ f(C_C, C_D, \kappa_{-1}) &= \kappa_{-1} C_C(\mathbf{d}, t) C_D(\mathbf{d}, t) \end{aligned} \quad (15)$$

反应过程中,由于 A, B, C, D 粒子的数量均处于变化中,即  $C_B(\mathbf{d}, t)$ ,  $C_C(\mathbf{d}, t)$ ,  $C_D(\mathbf{d}, t)$  也随时间变化,因此,很难直接求解方程(14)的闭合解析式.若增加假设条件:假设逆向反应速率无穷小( $\kappa_{-1} \rightarrow 0$ ),B 粒子的浓度无穷大( $C_B \rightarrow \infty$ ),即反应过程中,B 粒子的浓度近似不变( $C_B(\mathbf{d}, t) \approx C_B(\mathbf{d}, t=0)$ )<sup>[107]</sup>,则方程(14)可以被简化为

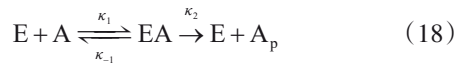
$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = -f(C_A, C_B, \kappa_1) = -f(C_A, \kappa) \quad (16)$$

其中,  $\kappa = \kappa_1 C_B(\mathbf{d}, t=0)$ . 也就是说,可增加假设条件使多粒子之间的反应被简化为单粒子反应.那么,基于假设条件,对于初始浓度为  $C_A(\mathbf{d}, t=0)$  的 A 粒子,在任意时刻  $t = \tau > 0$ ,反应(13)导致的 A 粒子浓度近似变化情况为

$$C_A(\mathbf{d}, \tau) = C_A(\mathbf{d}, t=0) \exp(-\kappa_1 \tau C_B(\mathbf{d}, t=0)) \quad (17)$$

### (3) 酶促反应

不同于上述 2 种反应,酶促反应是指信道环境中存在可以加快信号粒子发生降解反应的酶(E 粒子).在不存在酶的情况下,A 粒子有很小的概率会自行降解为  $A_p$  粒子;但若存在酶,A 粒子则会与 E 粒子发生反应,生成中间物粒子,然后迅速降解为其他粒子,例如:



其中,EA 是中间物; $\kappa_1, \kappa_{-1}, \kappa_2$  分别对应合成反应速率、分解反应速率和降解反应速率.由酶促反应引起的环境中某位置处 A 粒子数量的变化情况为

$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = -f(C_A, C_E, \kappa_1) + f(C_{EA}, \kappa_{-1}) \quad (19)$$

考虑反应(18)对于 E, A, EA, 以及  $A_p$  粒子均为一级反应,则

$$\begin{aligned} f(C_A, C_E, \kappa_1) &= \kappa_1 C_A(\mathbf{d}, t) C_E(\mathbf{d}, t) \\ f(C_{EA}, \kappa_{-1}) &= \kappa_{-1} C_{EA}(\mathbf{d}, t) \end{aligned} \quad (20)$$

与方程(14)类似,由于反应过程中各物质的数量均随时间变化,很难获得方程(19)的闭合解析式.文献[89]也增加了假设条件:降解反应速率极快( $\kappa_2 \rightarrow \infty$ ),分解反应速率极慢( $\kappa_{-1} \rightarrow 0$ ),即反应合成的 EA 分子存在时间不会很长.在这种情况下,E 分子的浓度几乎不变,即  $C_E(\mathbf{d}, t) \approx C_E(\mathbf{d}, t=0)$ ,则

$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = -f(C_A, C_E, \kappa_1) = -f(C_A, \kappa) \quad (21)$$

其中,  $\kappa = \kappa_1 C_E(\mathbf{d}, t=0)$ . 也就是说,在满足假设的条件下,酶促反应也可以被简化为单粒子反应.那么,对于初始浓度为  $C_A(\mathbf{d}, t=0)$  的 A 粒子,在任意时刻  $t = \tau > 0$ ,酶促反应导致的 A 粒子浓度近似变化情况为

$$C_A(\mathbf{d}, \tau) = C_A(\mathbf{d}, t=0) \exp(-\kappa_1 \tau C_E(\mathbf{d}, t=0)) \quad (22)$$

通过对化学反应引起的信号粒子数量分析可知,反应—扩散信道中的化学反应将会使扩散的信号粒子数量处于时变状态,即扩散方程(4)中粒子浓度随时间变化( $\partial C/\partial t$ )是化学反应和扩散过程共同作用的结果.由于多粒子反应和酶促反应均可增加条件,将化学反应速率方程转变为与单粒子反相似的形式,因此本文主要考虑扩散信道环境中的单粒子分解反应,对应的反应扩散方程<sup>[108]</sup>为

$$\frac{\partial C}{\partial t} = D\nabla^2 C - f(C, \kappa) \quad (23)$$

在无界三维环境中,利用条件(5)可求得任意时刻  $t(t > 0)$  的反应—扩散信道的信道响应为

$$C(t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{3/2}} \exp\left(-\kappa t - \frac{\|\mathbf{d}\|^2}{4Dt}\right) \quad (24)$$

与只存在扩散的信道模型比较,化学反应—扩散信道模型中的信道脉冲响应比仅扩散时的信道脉冲响应(6)增加了一个附加指数衰减项.这个衰减指数也可以减小信号粒子在仅扩散时的“长尾效应”,从而降低 ISI.

### 3.4 流—反应—扩散信道

流—反应—扩散信道是指传输环境中既含有流,又存在信号粒子的化学反应.在这种情况下,环境中某位置的粒子数量变化是流、化学反应和扩散过程共同作用的结果.存在流(流速为  $\mathbf{v}$ )和信号粒子的单粒子分解反应(化学反应速率常数为  $\kappa$ )的扩散信道对应的流—反应—扩散方程<sup>[90]</sup>应为

$$\frac{\partial C}{\partial t} + \nabla(\mathbf{v}C) = D\nabla^2 C - f(C, \kappa) \quad (25)$$

在无界三维环境中,利用条件(5)可求得任意时刻  $t(t > 0)$  的流—反应—扩散信道的信道响应<sup>[109]</sup>为

$$C(t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{3/2}} \exp\left(-\kappa t - \frac{\|\mathbf{d} - \mathbf{v}t\|^2}{4Dt}\right) \quad (26)$$

对信道进行建模是分析、设计和实现分子通信网络的一个至关重要且具有挑战性的先决步骤.目前为止,已有大量文献基于以上无界三维空间中的扩散信道模型,对分子通信系统展开了研究.然而,无界三维扩散信道模型是理想模型,在很多分子通信应用环境中可能并不适用,尤其是在体内环境中.此外,分子通信的实际信道环境中可能存在不均匀和破坏性的流动、障碍物、温度波动等,均会对信道模型产生影响.

近年来,越来越多的分子通信研究人员开始考虑更加实际的信道模型.受身体中特定实体的几何形状启发,研究人员对圆柱形信道空间<sup>[110-113]</sup>或球形信道空间<sup>[114,115]</sup>中的信道模型进行了建模分析.不仅如此,研究人员还考虑了信道边界对传输信号的影响<sup>[116,117]</sup>;文献[118]还提出了信号粒子在血管内皮上协助扩散

的模型. 此外, 考虑到信号粒子在环境中的扩散并不一定服从菲克定律, 文献[119, 120]建模和分析了信号粒子的异常扩散传输过程. 文献[121]还研究了同时存在流和扩散时, 流主导和扩散主导 2 种情况下信号粒子的扩散模型.

为了获得能够精确刻画信号粒子在实际传输环境中的信道模型, 分子通信研究人员将会逐渐把信道环境中的实际影响因素代入信道模型的构建中. 与此同时, 结合实验系统的分子信道建模也将成为接下来的研究要点.

## 4 发射机

发射机的任务是对信息进行编码调制, 然后产生并释放信号粒子. 在过去十余年里, 分子通信研究人员主要对发射机的编码调制方法进行研究分析. 本节将介绍目前基于扩散的分子通信系统中的编码与调制技术.

### 4.1 调制

在基于扩散的分子通信系统中, 信息可以被调制为信号粒子的浓度、种类以及释放时间等. 几种调制方式的特征对比如表 1 所示.

表 1 分子通信调制机制特征对比

调制方式	类型	特征
基于信号粒子浓度的调制机制	浓度移位键控(Concentration Shift Keying, CSK) <sup>[64]</sup>	不同信号粒子释放浓度代表不同信号
	二进制浓度移位键控(Binary CSK, BCSK)	2 个不同信号粒子释放浓度分别代表信号“1”和“0”
	开关键控(On-Off Keying, OOK) <sup>[122, 123]</sup>	发送信号为“1”时释放信号粒子, 发送信号为“0”时, 不释放任何信号粒子
基于信号粒子类型调制	分子移位键控(Molecule Shift Keying, MoSK) <sup>[124]</sup>	不同类型的信号粒子代表不同信号
	基于同分异构体的浓度移位键控(Isomer-based SK, ICSK) <sup>[125]</sup>	不同的同分异构体分子释放浓度代表不同信号
	基于同分异构体的分子移位键控(Isomer-based MoSK, IMoSK) <sup>[125]</sup>	不同的同分异构体分子代表不同信号
	基于同分异构体的分子比率移位键控(Isomer-based Ratio Shift Keying, IRSK) <sup>[125]</sup>	不同类型的同分异构体分子的比率代表不同信号
基于信号粒子释放时间调制	脉冲位置调制(Pulse Position Modulation, PPM) <sup>[126]</sup>	不同的脉冲波释放时间位置代表不同的信号
	释放时移键控(Release Time Shift Keying, RTSK) <sup>[87, 127]</sup>	不同释放时间间隔长度代表不同信号
	(Time-Elapse Communication, TEC) <sup>[128]</sup>	释放时间间隔中的某一段间隔长度代表不同信号

#### (1) 基于信号粒子浓度调制

类比电磁波通信的幅移键控(ASK), 文献[64]提出了基于信号粒子浓度的调制机制 CSK (Concentration Shift Keying). 信号被调制为不同的粒子释放浓度, 接收机可以根据检测到的浓度是否超过阈值来解调信号. 例如, 对于二进制浓度移位键控(BCSK)调制的信号, 接收机可设定一个阈值, 当接收机检测到的信号浓度超过阈值, 信号就被解调成“1”, 反之为“0”. 当传输  $M$  进制 CSK 调制信号时, 假定传输  $n$  个比特, 即  $M=2^n$ , 初始发送的信号粒子浓度有  $2^n$  种; 在接收端, 有相应的  $2^n-1$  个阈值用于信号解调.  $n=1$  时为 BCSK (binary CSK),  $n=2$  时为 QCSK (Quadruple CSK).

OOK (On-Off Keying)<sup>[122, 123]</sup> 是特殊的 BCSK 调制方式, 是针对分子通信提出的第一个, 同时也是最简单的调制方式. 当发送信号为“1”时, 发射机发送信号粒子; 当发送信号为“0”时, 发射机不发送任何信号粒子.

#### (2) 基于信号粒子类型调制

基于信号粒子浓度的调制机制主要是对单种信

号粒子进行调制. 在分子通信系统中, 还可以利用不同种类的信号粒子进行调制, 每种信号粒子代表一种符号.

文献[124]提出了 MoSK (Molecule Shift Keying) 机制, 不同类型的信号粒子代表不同的码元符号,  $k$  进制码元符号可以用  $2^k$  种不同类型的信号粒子进行表示. 比如说, 当传输 2 进制码元时, 需要 2 种信号粒子分别表示“0”和“1”. 文献[124]提出使用氢氟碳化合物 (hydrofluorocarbons) 来构造不同类型的分子, 构造分子包含固定的头部和尾部结构以及合成元素链, 比特信息被编码在合成元素链中. 如图 3 所示的 4 种不同类型的分子, 合成元素链中每一个 C 原子通过化学键与其他 2 个原子相连, 其中一个为 H 原子, 保持不变, 另外一个原子决定这一比特的信息. 假设原子 H 代表“0”, F 代表“1”, 则 4 个分子传递的信息分别为“00”“01”“10”“11”.

文献[124]中提出的氢氟碳化合物分子可能存在同分异构体的情况. 例如, 如图 3 所示, 传递信息“01”和“10”的分子就是同分异构体. 与文献[124]不同, 文献[125]则提出直接使用同分异构体作为信号粒子, 并

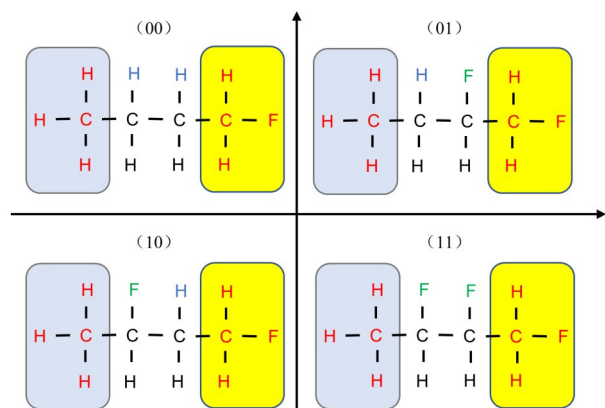


图3 基于氢氟碳化合物的分子类型键控调制

提出了基于同分异构体的信号粒子浓度调制机制 ICSK (Isomer-based CSK) 和信号粒子类型调制机制 IMOSK (Isomer-based MOSK). 除此之外, 文献[25]还提出了一种新的调制技术即 IRSK (Isomer-based Ratio Shift Keying), 信号被调制为 2 种信号分子的数量比率, 比率不同代表发送的信号不同. 例如, 二进制 IRSK (binary IRSK) 用粒子数比率为 0:1 和 1:0 的 2 种分子来分别表示信号“0”和“1”.

除信号粒子的种类和数量外, 信号粒子的释放时间也可以用来调制信号.

### (3) 基于信号粒子释放时间调制

文献[126]提出了脉冲位置调制 PPM (Pulse Position Modulation) 机制, 用不同的脉冲波释放时间代表不同的信号. 例如, 二进制 PPM 将一个发送时间间隔分成 2 个相等时间段, 当发送信号为“1”时在前半段时间间隔内发送脉冲波, 发送信号为“0”时则在后半段时间间隔内发送脉冲波. 在这之后, 基于释放时间的更加复杂的调制方案被提出. 文献[87, 127]提出了释放时移键控 RTSK (Release Time Shift Keying), 信息被编码到信号粒子的释放时间间隔中. 文献[128]则提出了 TEC (Time-Elapse Communication) 调制技术, 也是将信息调制到脉冲信号的释放时间间隔中. 不同于 RTSK, TEC 机制仅将信息调制在其中的一段时间间隔上. 如图 4 所示, 在 TEC 中, 2 个相邻信号的释放时间间隔由信号的传输时间  $t_d$ 、信号在接收端的脉冲时间间隔  $t_b$ , 以及调制信息所需要的时间间隔共同决定. 接收机根据第二次收到信号的时间和第一次信号结束的时间来解调信息. 这种调制机制的缺陷是发射端和接收端需要提前知道信号的传输时间以及信号在接收端的脉冲长度.

除以上几种调制机制以外, 还有通过连续释放不同类型的信号粒子以传输码元符号的分子阵列通信 (molecular array-based communication) 机制<sup>[129]</sup>, 以及利用空间域的自由度来传达信息的调制技术<sup>[130-132]</sup>. 另

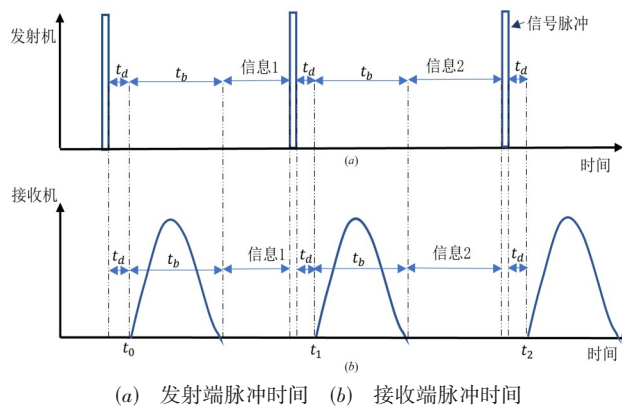


图4 TEC 调制

外, 考虑到信号粒子传播缓慢, 直接将大量信息编码到 DNA 的碱基序列中的核苷酸移位键控 NSK (Nucleotide Shift Keying) 也被提出. 文献[133]将数据高密度地编码至合成 DNA 中以存储大量信息, 侧面印证了 NSK 的可行性.

## 4.2 信道编码

在传统通信技术中, 编码包括信源编码和信道编码. 信源编码是为了对离散输入源进行有效表示, 信道编码则是为了通过引入冗余来控制信道噪声导致的错误. 由于分子通信中的信源编码与传统通信中的信源编码并没有区别, 因此, 本文主要讨论信道编码.

与传统电磁通信系统不同, 分子通信系统主要基于微纳米尺度, 需要使用复杂度较低的编码方式, 以降低对发射机和接收机的性能要求; 并且, 分子通信系统中的信号粒子传输时间延迟对通信的可靠性产生了严重影响, 粒子扩散的随机性也使信号容易受到 ISI 的影响. 因此, 电磁通信中的信道编码技术是否适用于分子通信还需进一步研究验证.

目前, 汉明码是研究最多的用于分子通信的编码. 文献[134]应用经典汉明码在分子通信中引入了纠错功能, 并表明, 使用经典汉明码可以在传输距离为 1 微米的情况下提供约 1.7 dB 的编码增益. 为了使汉明码更加适用于分子通信, 文献[135]考虑了分子通信信道的特性, 将信道解码的理想距离函数由汉明距离函数替换成了分子编码距离函数, 并证明了使用分子编码距离函数生成的码的性能优于汉明码. 但这种编码机制存在缺陷——基于分子编码距离函数的汉明码在编码及解码过程中需要大量的计算资源. 除了对汉明码在分子通信中的性能进行研究, 文献[136]还考虑了编码的能量模型, 提出了可对通信速率和能量效率进行权衡的最小能量汉明码.

另外, 欧几里得几何低密度奇偶校验 EG-LDPC (Euclidean Geometry Low Density Parity Check) 码和循环里德穆勒 C-RM (Cyclic Reed-Muller) 码在分子通信中



的可行实现方式也在文献[137]中被提出. 其与汉明码做了对比, 结果表明, 在信噪比较低时, LDPC 拥有最低的能量成本.

要想实现信号粒子的编码、调制、释放, 以及发射机部署, 发射机应满足相应的条件. (a)小型化: 要求设备是微米级或纳米级, 以适用于分子通信的应用场景. (b)具有信号粒子的生成装置或存储空间: 由于设备尺寸的限制, 存储的信号粒子数量有限, 粒子的补给可能直接影响系统的通信速率与通信质量. (c)生物相容性: 分子通信系统被设想了许多具有潜力的应用场景, 例如靶向药物传递、神经修复等, 要求设备可以植入生物组织, 这就要求设备能够适应生物体内的复杂环境并且对生物体不会造成侵害. (d)能够控制发射: 信号粒子的发射速率精度、在未释放信号粒子期间的粒子泄露情况等将会影响系统的通信质量, 这就要求发射机能够有效控制发射过程. 然而, 到目前为止, 还未实现任何人工的微尺度/纳米尺度的分子通信系统, 分子通信发射机的物理设计还面临着巨大的挑战. 并且, 利用浓度、信号粒子类型、释放时间等提出的各种调制编码方案, 大多利用的是基于发射机为一个理想的点源信道模型, 接收机能够完美地、选择性地检测多个分子. 这些调制编码机制在实际条件下的性能仍然是未知的.

近年来, 受合成生物学和工程细胞的快速发展的启发, 研究人员开始设想利用基因电路构建分子通信系统<sup>[20, 138]</sup>. 文献[43]提出了一种基于遗传电路功能和脉冲幅度调制结合的阈值检测基因工程细菌分子通信生物收发器. 文献[139]则利用遗传电路设计了具有奇偶校验编码的生物细胞之间的分子通信系统. 此外, 研究人员还对基于合成生物电路的分子通信系统的性能进行了研究. 文献[140]通过识别正、负输出信号样本, 分析了由自由扩散连接的双层细菌合成逻辑电路的信道容量.

合成生物学与工程细胞的结合在实现分子通信微纳米尺度的发射机部署、信号的编码调制与释放方面具有巨大的潜力.

## 5 接收机

接收机的任务是识别并检测信道的输出, 获取信号粒子携带的信息. 接收机是通信系统中的重要组成部分, 决定通信的有效性和可靠性.

### 5.1 接收机的组成

接收机由 2 个功能单元组成, 即分子天线单元 (molecular antenna) 和处理单元 (processing unit). 分子天线单元由识别器 (recognition unit) 和转换器 (transducer) 2 部分组成. 识别器是介于信道和接收机之间的

“接口”, 主要功能是建立选择性连接 (识别信号粒子类型) 以及检测到达接收机的信号粒子数目, 前者可以最小化由其他信号粒子带来的干扰, 后者能用于解调和估计信道参数. 转换器的作用与识别器密切相关, 它将识别器的信号转换成可处理的形式, 比如电信号、光信号、化学信号等. 处理单元接收到转换器的信号以后, 首先对信号进行放大, 然后通过解调技术恢复原始信号.

因为小尺寸接收设备存在计算资源、存储资源, 以及能源有限等问题, 所以, 分子通信接收机的功能和物理设计需满足以下条件.

(1) 现场操作和信息处理能力: 接收机可以不需要外部宏观设备或控制器也能独立处理信息.

(2) 连续操作: 识别器识别信号粒子之后应返回到初始状态, 并能无错误地继续检测之后接收到的信号粒子.

(3) 无标记检测: 接收器能在信号粒子的固有特性基础上识别粒子, 不需要对粒子进行标记或做任何其他准备.

(4) 小型化: 接收机由纳米/微米尺度的组件构成, 以便于集成到纳米机器中.

(5) 生物相容性: 生物医疗是分子通信设想的最重要的应用领域, 这就要求部署在生物体内的设备不会对生命系统产生任何毒性; 并且, 设备与环境之间不会产生任何生理反应, 也不得引起免疫排斥等; 同时, 环境不会随着时间的推移降低设备的性能.

(6) 能源效率: 由于小尺度设备的能源有限, 因此必须优化接收机对能源的应用.

### 5.2 接收机的检测

接收机对信号的检测是通信过程中的重要环节, 直接影响通信质量. 在检测过程中, 接收机根据识别器获取的信道输出 (接收机附近环境中的信号粒子信息), 来判决发射机传递的信号. 例如, 在用 OOK 进行信号调制的通信系统中, 接收机可以设定一个信号浓度判决阈值, 根据检测到的信号粒子浓度, 判断发送信号是“0”还是“1”.

#### 5.2.1 接收机的分类

根据检测过程是否影响信号粒子的传播, 目前被广泛采用的基于扩散的分子通信接收机主要分为 2 类: 一类是穿透型接收机 (passive receiver)<sup>[141]</sup>, 如图 5(a) 所示; 另一类是吸附型接收机 (absorbing receiver)<sup>[60]</sup>, 如图 5(b) 所示.

##### (1) 穿透型接收机

穿透型接收机拥有让信号粒子自由通过的表面结构, 对粒子的检测过程不影响粒子的传播, 在分子通信中被广泛应用. 假设接收机为半径是  $r$ 、体积是  $V_R$  ( $V_R =$

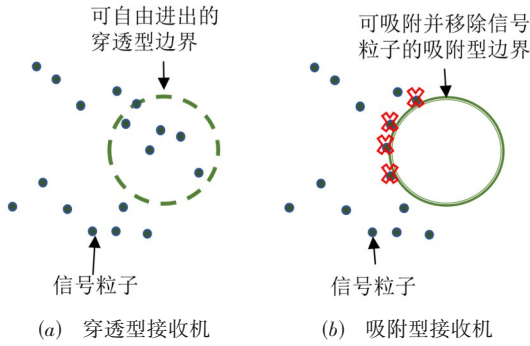


图5 两种不同类型的接收机

( $4/3\pi r^3$ )的球状接收机,点源发射机与接收机球心的初始距离向量为  $\mathbf{d}_{r0}$ . 对于穿透型接收机,由于检测过程并不影响信号粒子的传播,因此其表面以及内部的任意一点均为检测区域. 将接收机检测区域的任意一点与点源发射机的距离向量表示为  $\mathbf{d}_r$ ,以扩散信道为例,则接收机内任意一点预期可检测到的信号粒子浓度为(6)所示的  $C(\mathbf{d}_r, t)$ ,即

$$C(\mathbf{d}_r, t) = \frac{M}{(4\pi Dt)^{(3/2)}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}_r\|^2}{4Dt}\right) \quad (27)$$

令发射机释放的信号粒子个数  $M=1$ ,则有

$$h(\mathbf{d}_r, t) = \frac{1}{(4\pi Dt)^{(3/2)}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}_r\|^2}{4Dt}\right) \quad (28)$$

$h(\mathbf{d}_r, t)$ 可以理解为在任意时刻  $t>0$ 时,单个信号粒子到达与发射机距离向量为  $\mathbf{d}_r$ 处的接收机检测区域内一点的概率. 那么在任意时刻  $t>0$ 时,单个信号粒子被接收机检测到的概率可以表示为

$$H(t) = \int_{\mathbf{d}_r \in \nu} h(\mathbf{d}_r, t) d\mathbf{d}_r \quad (29)$$

其中,  $\nu$ 表示接收机检测区域对应的所有  $\mathbf{d}_r$ . 当发射机与接收机之间的距离足够远时,即  $d_{r0} = \|\mathbf{d}_{r0}\|$ 相对于接收机的尺寸足够大时,可以假设接收机检测区域内的信号粒子浓度均匀分布,即  $C(\mathbf{d}_r, t) \approx C(\mathbf{d}_{r0}, t)$ ,则  $h(\mathbf{d}_r, t) \approx h(\mathbf{d}_{r0}, t)$ ,那么,积分(29)的解<sup>[99,142,143]</sup>为

$$H(t) = \frac{V_R}{(4\pi Dt)^{(3/2)}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}_{r0}\|^2}{4Dt}\right) \quad (30)$$

若发射机在  $t=0$ 时刻释放了  $M$ 个信号粒子,则在任意时刻  $t>0$ 时,穿透型接收机可检测到的信号粒子数量的期望值为

$$N(t) = M * H(t) = \frac{M V_R}{(4\pi Dt)^{(3/2)}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}_{r0}\|^2}{4Dt}\right) \quad (31)$$

## (2) 吸附型接收机

吸附型接收机通常被假设为实体,其表面覆盖了大量接收器. 一旦信号粒子到达接收机并与受体结合,粒子就会从环境中移除并成为接收机可识别的信

号. 相比穿透型接收机,吸附型接收机更接近实际情景.

与穿透型接收机不同,吸附型接收机的检测区域仅为其表面,并且,吸附型接收机在检测到环境中的信号粒子后,就会将检测到的信号粒子移除. 也就是说,接收机表面的信号粒子浓度为0. 以扩散信道为例,信号粒子的扩散方程除具有式(5)中的初始条件和边界条件以外,还有接收机带来的边界条件,即

$$C(\mathbf{d}_r \in \nu, t) = 0 \quad (32)$$

其中,  $\mathbf{d}_r$ 为接收机表面的任意一点与点源发射机的距离向量;  $\nu$ 表示接收机检测区域对应的所有  $\mathbf{d}_r$ . 假设接收机可以完全吸收所有到达接收机表面的信号粒子,利用式(5)和式(32)中的初始条件与边界条件求解扩散方程,可以推导得到单个信号粒子到达接收机表面并且被吸收的概率<sup>[60,144]</sup>为

$$H(t) = \frac{r}{t d_{r0}} \frac{d_{r0} - r}{\sqrt{4\pi Dt}} \exp\left(-\frac{(d_{r0} - r)^2}{4Dt}\right) \quad (33)$$

那么,若发射机在  $t=0$ 时刻释放了  $M$ 个信号粒子,则在任意时刻  $t>0$ 时,吸附型接收机可检测到的信号粒子数量的期望值为

$$N(t) = H(t) \times M = \frac{rM}{t d_{r0}} \frac{d_{r0} - r}{\sqrt{4\pi Dt}} \exp\left(-\frac{(d_{r0} - r)^2}{4Dt}\right) \quad (34)$$

由于吸附型接收机会影响信号粒子的传输,当系统中存在多个吸附型接收机时,接收机将会相互干扰,多个吸附型接收机的模型可参考文献[145].

由于信号粒子传输的随机性,接收机实际检测到的信号粒子数量并非其期望值. 当发射机释放的信号粒子个数  $M$ 足够大时,任意时刻到达接收机的信号粒子数量服从参数为接收信号期望值的非平稳泊松过程<sup>[98,109]</sup>,即

$$N_R(t) \sim \text{Poisson}(N(t)) \quad (35)$$

## 5.2.2 噪声

在接收端,信号还会受到噪声的干扰,这种干扰会影响到达接收机的信号粒子的浓度/数量以及时间特性. 以OOK调制机制为例,在连续传输多个信号时,假设传输的信号是  $s[i] \in \{0, 1\}$ ,由于信号粒子传输的随机性,之前传输的信号粒子可能会残留在信道中,对当前的接收信号产生影响,也就是ISI<sup>[146]</sup>. 假设信源每隔时间  $T$ 发送一次信号,则接收机可检测到的ISI信号粒子数量的期望值为

$$n_{\text{ISI}}(t) = \sum_{i=1}^{\lceil t/T \rceil} s[i] N_R(t - (i-1)T) \quad (36)$$

其中,  $\lceil \cdot \rceil$ 表示取整. 所以,在存在ISI的情况下,接收机实际检测到的信号粒子数量的期望值为

$$\tilde{N}_R(t) = \sum_{i=1}^{\lceil \nu T \rceil + 1} s[i] N_R(t - (i-1)T) \quad (37)$$

在仅发送一次信号的情况下, ISI将不存在。

除 ISI 外, 许多接收信号模型增加了加性噪声, 表示接收信号可能受到的干扰。例如, 文献[147]将来源于环境中其他源的同种粒子带来的环境噪声建模为噪声粒子数量服从参数为  $n_{\text{noise}}(t)$  的泊松模型。在这种情况下, 接收机在任意时刻检测到信号粒子数量为

$$N_R(t) \sim \text{Poisson}(\tilde{N}(t) + n_{\text{noise}}(t)) \quad (38)$$

文献[141]还考虑了由信号粒子的总体离散性质以及潜在的随机运动性质带来的采样噪声和计数噪声。其中, 计数噪声属于高斯白噪声, 其方差随着信号值的变化而变化, 是一个时变值; 计数噪声服从均值为 0、方差为  $\sigma^2(t)$  的正态分布, 并且在三维环境中该方差<sup>[98]</sup>为

$$\sigma^2(t) = \frac{3y(t)}{4\pi r^3} \quad (39)$$

其中,  $y(t)$  是接收信号粒子浓度的期望值;  $r$  是接收机的半径。

除以上几种噪声源之外, 还有多种产生噪声的方式。比如, 由接收设备自身因素导致的噪声; 粒子在一定环境下自动降解; 多个发送器一起发送信号粒子, 接收器无法准确识别与自己配对设备发送的粒子等。这些噪声在具体的通信场景中的影响都值得研究人员进一步分析。

### 5.2.3 检测技术

在检测过程中, 接收机通常使用 2 种方法采集信号: 一种是对具体时刻到达接收机的信号粒子的数量/浓度进行采样<sup>[95]</sup>; 另一种是记录某一时间间隔内到达接收机的信号粒子总数量(也叫作信号粒子的能量)<sup>[148]</sup>。接收机通过这些数据恢复发射机传递的信号。例如, 接收机将检测到的 OOK 调制信号的能量或浓度幅值与预设阈值进行比较, 若幅值或能量超过阈值, 则判定发送信号是“1”, 否则是“0”<sup>[149]</sup>。然而, 由于噪声以及 ISI 的影响, 实际接收信号存在误差, 可能导致接收机判决错误。为了克服噪声和 ISI 对信号的影响, 研究人员提出了多种检测技术。

#### (1) 符号检测

符号检测是指接收机仅利用当前时间间隔内采集到的信号进行判决, 这种检测方式适用于当前接收信号受 ISI 的影响较小, ISI 的影响可以被近似建模或接收机可以简单存储之前时隙检测判决得到的符号码元等几种情况。文献[94]将 ISI 用高斯分布近似表示, 通过设定固定阈值, 实现对当前信号的检测判决。由于检测阈值会直接影响到误码率, 因此, 文献[150]根据接收机存储的之前传输的符号码元, 判断 ISI 对当前时隙信

号的影响, 利用判决阈值与误码率之间的闭合表达式, 通过最小化误码率获取最佳判决阈值。文献[109, 151, 152]则是构建了检测阈值与信噪比之间的关系, 通过最大化信噪比, 获取检测阈值。因为 ISI 和其他噪声源对每个符号时间间隔的影响存在差别, 所以, 固定的检测阈值存在缺陷, 自适应阈值检测方法相继被提出。根据之前传输的符号码元判断 ISI 对当前时隙的影响, 自适应调整阈值的检测方法在文献[95, 148, 153~156]中被提出。

#### (2) 序列检测

序列检测是指接收机根据一组码元序列的检测信号恢复获得发射机传递的信号, 其最优接收决策规则是在所有接收样本的联合似然条件下, 选择最有可能的序列, 通常采用极大似然估计法获得接收信号对应的序列。序列检测的缺陷在于序列越长, 其复杂度越高。以二进制调制机制为例, 若序列长度为  $m$ , 则对应有  $2^m$  组可能的序列值, 接收机需要确定发送信号为  $2^m$  组序列其中一组的可能性; 并且, 序列越长, 接收样本的联合似然条件越复杂, 求解越困难。

常用于降低分子通信中序列检测算法复杂度的是 Viterbi 算法, 该算法构建了一个网格图, 网格的每条路径代表一个候选序列。当接收到新样本时, 接收机可以通过使用 Viterbi 算法丢弃不太可能的序列, 从而降低序列检测器的复杂度和网格搜索的序列数量。文献[75]利用最大后验概率准则和最大似然准则获取接收信号各网格路径的权重。由于最大后验概率和极大似然检测器的复杂性会随着 ISI 长度的增加而呈指数增长, 因此, 文献[25]提出了一种基于最小均方误差准则的次优线性均衡器, 用来降低 ISI 对接收信号的影响。为了提高次优检测的性能, 文献[25]还提出了一种非线性均衡器, 即决策反馈均衡器, 其性能优于线性均衡器。使用 Viterbi 算法的近最优极大似然序列检测器在文献[71]中也被提出。文献[114]还考虑了存在流或酶的情况下的最优极大似然检测器。

#### (3) ISI 消除

为了克服 ISI 对接收信号的影响, 研究人员还提出了基于接收机或基于发射机的 ISI 消除方案。

基于接收机的 ISI 消除方案主要有: 推迟接收信号采样时间以减少之前时隙残留信号对当前时隙信号的影响<sup>[157]</sup>; 利用基于信号脉冲导数的信号检测方法降低 ISI 对高数据速率传输的信号造成的影响<sup>[158]</sup>。

基于发射机的 ISI 消除方案主要有以下几种。

(a) 在信号发送时, 先发送 A 粒子, 然后在预定延迟后发送 B 粒子; 接收机通过接收到 A 粒子和 B 粒子的数量差对符号进行解码, 从而消除 ISI 带来的影响<sup>[159]</sup>。

(b) 使用不同种类的信号粒子分别表示连续传输

的信号以降低 ISI<sup>[160]</sup>.

(c)使用分子跃迁键控调制技术——传输“0”时不发射信号粒子,传输“1”时,释放 A 或 B 粒子,释放种类取决于传输比特“1”后面是“0”还是“1”,以抑制 ISI 并提高数据速率<sup>[161]</sup>.

(d)通过增加酶降低环境中残留的信号粒子的浓度,减少 ISI 对信号的影响<sup>[89]</sup>.

#### (4)非相干检测

很多检测方法要求知道信道响应,并根据信道响应设计检测器.然而,信道、接收机、发送机任意一方的微小干扰都可能导致信道响应的很大变化,例如,信道温度的随时间变化将会导致粒子的扩散系数(或者扩散的速率)变成一个时变函数,从而导致信道响应随时间变化;并且,在已知信道参数的条件下,精确地估计信道响应也极度困难.因此,无需信道信息的低复杂度非相干检测方案对于分子通信检测非常重要.

非相干检测方案不仅可以避免获取或估计信道响应的挑战,还可以避免如序列检测中的复杂计算<sup>[162]</sup>.文献[162~165]提出利用多种非相干指标来表征接收信号的瞬态特征,例如接收信号的局部几何形状、连续符号形状和能量差异;此外,文献[163]中还设计了一种优化的组合方案以实现更可靠的信号检测.基于无监督聚类的非相干检测方案也在文献[166]中被提出.文献[167]则提出了利用相邻时间间隔之间累积浓度的差异进行非相干检测.文献[168]提出只利用信道脉冲响应的统计特征检测信号.文献[169]提出利用恒定组合码,对没有统计/瞬时信道脉冲响应的系统进行极大似然检测.

除以上 4 种主要的检测机制外,研究人员还讨论分析了避免进行同步的基于信号峰值的异步检测的方案<sup>[170]</sup>、基于信号频率域的检测方案<sup>[171]</sup>,以及中继传输系统中的检测机制<sup>[172]</sup>.虽然研究人员已经提出了多种信号检测方法,但是,要将检测算法部署到实际应用中仍面临很大挑战.更低复杂度、应用于更全面的系统、考虑了更全面的环境影响因素的检测机制仍需进一步研究探索.

#### (5)误码率

在通信系统中,误码率和信道容量<sup>[173~176]</sup>是评估系统性能的关键参数.其中,对于分子通信中的误码率,以浓度键控调制技术为例,接收机首先检测信号脉冲响应的峰值,之后将检测到的峰值与预先设定好的阈值进行比较,从而解调出发送信号.决策规则可以写成

$$\begin{cases} c \geq \varpi \Rightarrow Y = 1 \\ c < \varpi \Rightarrow Y = 0 \end{cases} \quad (40)$$

其中, $c$ 是接收到的信号峰值; $\varpi$ 是阈值; $Y$ 是解调后的

输出.利用这个决策规则,误码率可以写成

$$P_{e(1|0)} = \text{prob}[r \geq \varpi | X = 0] \quad (41)$$

$$P_{e(0|1)} = \text{prob}[r < \varpi | X = 1] \quad (42)$$

其中, $P_{e(1|0)}$ 代表发射机发送信号“0”接收机解调信号后输出“1”的概率; $P_{e(0|1)}$ 代表发射机发送信号“0”接收机解调信号后输出“1”的概率.

在噪声分析中可知,在不考虑 ISI 的情况下,噪声主要是高斯噪声.假设发送信号“0”和“1”的高斯噪声的方差分别为  $\sigma_0^2$  和  $\sigma_1^2$ ,那么

$$\begin{aligned} P_{e(1|0)} &= \int_{\varpi}^{+\infty} \frac{1}{\sigma_0 \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x-c_0)^2}{2\sigma_0^2}\right) dx \\ &= Q\left(\frac{\varpi-c_0}{\sigma_0}\right) \end{aligned} \quad (43)$$

$$\begin{aligned} P_{e(0|1)} &= \int_{-\infty}^{\varpi} \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x-c_1)^2}{2\sigma_1^2}\right) dx \\ &= 1 - Q\left(\frac{\varpi-c_1}{\sigma_1}\right) \end{aligned} \quad (44)$$

其中, $c_0$ 和 $c_1$ 分别是发送信号“0”和“1”的分子浓度的均值; $Q(\cdot)$ 是标准正态分布的右尾函数.假设发送信号“0”和“1”的概率分别为 $p_0$ 和 $p_1$ ,并且 $p_1 = 1 - p_0$ ,误码率 $P_e$ 可以推导为

$$\begin{aligned} P_e &= p_0 P_{e(1|0)} + p_1 P_{e(0|1)} \\ &= p_0 Q\left(\frac{\varpi-c_0}{\sigma_0}\right) + p_1 \left[1 - Q\left(\frac{\varpi-c_1}{\sigma_1}\right)\right] \end{aligned} \quad (45)$$

如本节所述,研究人员已经提出了多种分子通信检测方案.然而,这些方案在设想的小尺度设备上依旧很难实现;并且,这些检测方案主要是基于理想接收机设计的——接收机的架构和形状简单,能够完全检测其附近的信号粒子.因此,这些检测方案在实际系统中的性能是不确定的.尽管当前已经开始研究更加实际的接收机,但还只是处于起步阶段,开发的接收信号模型还不够复杂,无法反映许多复杂性.要实现微纳米尺度的接收机,还需要分子通信研究人员结合实际系统开展更多的研究,并对检测方案进行优化升级.

## 6 同步

在通信系统中,同步是信息可靠传递的重要条件.同步是指对系统中的设备进行协调,使它们在时间上存在统一性或一致性,其目的是使通信双方协调一致地工作.目前为止,分子通信研究人员对同步机制的研究主要基于扩散分子通信系统.分子通信中的同步主要包括以下 3 种.

(1)符号同步:接收机确定传输信号符号间隔的开始时刻,这对于实现最佳采样信号至关重要,是实现可

靠通信链路的关键要求之一。

(2)时钟同步:对要求精确时间信息或者一致时钟的通信双方进行时间校准,使得两者的时钟一致,进而完成两者之间的协同合作,比如,在要求纳米设备同时释放药物的应用中,使设备之间的时钟保持一致和准确是多个设备同时运作的基础。

(3)振荡同步:利用系统中的负反馈机制或阈值触发机制引起全局同频或同时响应,主要用于纳米网络中多节点之间的同步。

## 6.1 符号同步

在基于扩散的分子通信系统中,由于粒子扩散是一个非常缓慢的过程,发送信号与接收信号之间总是存在不可忽略的时间延迟,如图6所示。这种时间延迟将会导致接收机无法确定接收信号所在时间间隔的开始时刻,无法准确地对信号进行采样。因此,在检测之前,实现信号的符号同步非常重要。

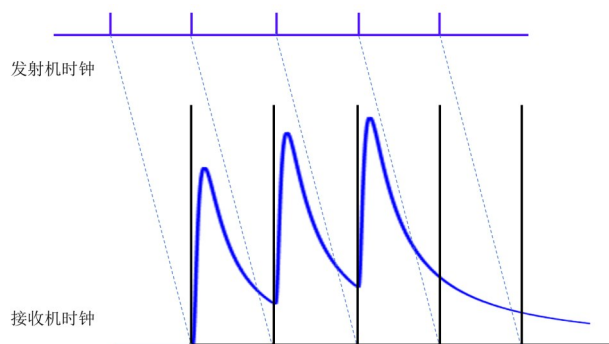


图6 发送信号与接收信号之间的时间延迟

文献[177]提出了基于信号粒子种类调制的通信系统中的盲同步方案。在该系统中,因为信号粒子运动具有随机性,所以,之前释放的多种信号粒子可能会在当前时隙到达接收机,导致接收机上多个检测不同信号粒子的天线都检测到信号。由于所有信号粒子在当前时刻到达接收机的概率服从与传输时间相关的高斯分布,因此,接收机可以利用多种信号粒子在当前时刻的采样值构建似然函数,然后应用极大似然估计法,估计出信号粒子的传输时间,进而确定接收信号的符号开始时刻。

文献[178, 179]则进一步考虑了发射机因尺寸和能量限制,可能没有配备内部时钟,并且无法按照固定频率释放信号粒子的情况。在这种情况下,发送信号的释放时刻是一个随机值,信号之间的时间间隔是随机值,每一个接收信号对应的开始时刻均是随机值。针对这一情况,文献[178, 179]考虑了以下几种确定信号释放时刻的方案。

(1)极大似然估计法:因为信号采样值服从参数为接收信号期望值的泊松分布,而接收信号期望值只与

信号的传输时间相关,所以,可以通过极大似然估计法估计得到当前接收信号的最大概率传输时间,进而确定信号的释放时刻。

(2)线性滤波法:因为接收信号期望值只与传输时间相关,所以,可以通过线性滤波法估计得到信号采样值与期望值乘积之和最大时对应的信号传输时间,进而确定信号的释放时刻。

(3)峰值观测法:因为接收信号期望值的峰值时间与信号的传输时间无关,是一个可以直接获得的确切值,所以,可以将采样信号的峰值时刻减去信号期望值的峰值时刻,获得信号的释放时刻。

(4)阈值触发法:设定检测信号的最小阈值,当采样信号高于这个阈值时,即认为其为信号的释放时刻。

几种方案中,极大似然估计法的误差最小,但是,它的计算复杂度也最高。

综合考虑文献[177]和文献[178, 179]中提到的信号粒子存在未知传输时间延迟、发射机没有配备内部时钟,并且无法以固定频率释放信号粒子的情况,文献[180, 181]提出了另一种符号同步方法:发射机同时释放2种类型的粒子,扩散速度更快的粒子作为同步信号粒子,扩散速度更慢的信号粒子用于携带信息;接收机根据2个同步信号粒子的峰值时间,可以确定发射机两次释放粒子的时间间隔,进而确定对信号粒子的采样时间间隔。

除上述几种符号同步机制外,考虑到基于粒子释放时间调制的系统对于符号同步错误更加敏感,文献[182~184]还提出了基于线性时不变泊松信道的分子通信系统的符号同步方案。由于同步误差值服从特定分布,接收机可以根据检测信号构建似然函数,利用极大似然估计法估计出同步误差,进而确定检测信号的时间间隔。

## 6.2 时钟同步

在分子通信系统中,不同设备在同一时刻可能具有不同时钟值,即设备的时钟值存在差异,这将影响多个设备之间的协同合作,因此,对系统中多个设备进行时钟同步非常重要。

在时钟同步过程中,时钟参考设备发送自身时钟信息,接收方根据这一信息调整自身时钟,消除设备之间的时钟差,实现时钟同步。然而,由于粒子扩散缓慢,携带时钟信息的信号传输时间不可忽略。针对这一情况,当前时钟同步方案主要基于通信双方可多次互换时钟信息的系统,如图7所示,设备根据接收到的多个时钟值,估计出设备之间的时钟差,并调整自身时钟,实现时钟同步。在进行双向信息交换过程中,因为信号粒子存在未知的传输时延,所以,接收方接收到发送方时钟信息的时刻,相对于信息释放时刻存在较大时间

延迟. 因此, 克服时间延迟的影响, 并获取设备之间的时钟差, 是实现时钟同步的关键.

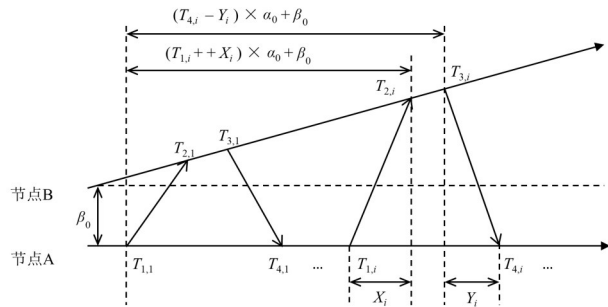


图7 双向交换自身时钟信息

文献[185, 186]根据信号粒子的传输时延服从高斯分布, 构建了关于设备之间时钟差的似然函数, 利用极大似然估计法估计出设备之间的时钟差. 文献[187]则是利用双向交换时钟信息过程中, 信号粒子正向传输时延(如图7中的节点A到节点B)和逆向传输时延(如图7中的节点B到节点A)的时间差服从高斯分布, 构建关于设备之间时钟差的似然函数, 然后用极大似然估计法估计出时钟差. 除固定通信系统外, 系统中的节点还可能移动的情况, 文献[188]提出了一个节点以固定速度移动情况下的时钟同步机制. 固定节点同时释放2种不同类型的信号粒子, 移动节点将接收到粒子时的时钟信息反馈给固定节点. 因为信号粒子在2个节点之间的传输时延服从高斯分布, 所以, 固定节点可以构建时钟差相关的传输时延似然函数, 利用多轮与移动节点信息交换时的时钟值, 估计得到设备之间的时钟差.

除了2个节点之间直接交换时钟信息外, 文献[189]还提出了基于参考时钟设备的多节点时钟同步. 如图8所示, 在系统中, 参考时钟设备(节点P)同时释放信号粒子到达2个节点, 由于参考设备与2个节点之间的距离不同, 因此, 粒子到达2个节点所需的时间也不同. 不过, 这2个传输时间的差值服从高斯分布, 可以通过多轮信号传递, 构建关于2个节点之间的时钟误差的传输时间差似然函数. 通过极大似然估计法, 可以获得2个节点之间的时钟差.

由于双向传输时钟信号过程中正向和逆向传输环境很难保持一致, 例如, 在存在流的环境中逆向传输存在困难, 因此, 单向传输时钟信息的同步机制在文献[190]中被提出. 由于单个信号脉冲在接收端的输出具有相应的幅值时间特征, 接收机可以通过对单个信号在接收机的多个时间采样, 估计出信号粒子的传输时延. 根据时钟信息中包含的发射机时钟以及传输时延, 接收机可以获得设备之间的时钟差, 调整自身时钟, 实现时钟同步. 在文献[191~194]中, 环境中存在流、信号

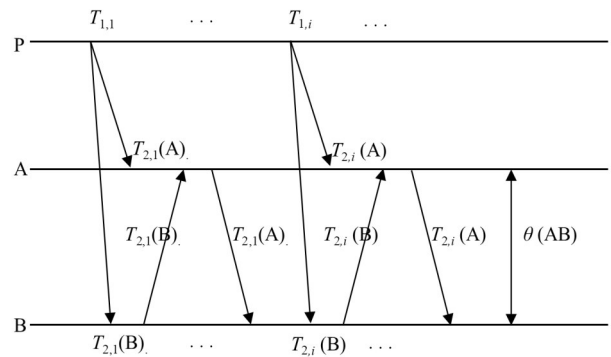


图8 双向交换接收到参考时钟信息的时钟值

粒子需要合成时间以及发射机与接收机均移动的情况下的时钟同步也相继被研究.

### 6.3 振荡同步

分子通信中的振荡同步主要被用于同步网络中的多个节点, 以协调节点之间的协同合作. 最早提出的振荡同步系统是文献[195]中的合成基因网络, 网络中的多个细胞通过合成基因网络, 同时产生某种信号粒子或者抑制粒子的产生, 形成全局细胞响应, 达到同步的目的. 在这个网络系统中, 单个细胞内的合成基因生成的信号粒子会产生负反馈作用, 减少细胞内该粒子的进一步合成, 并且, 粒子还会扩散进入其他细胞中, 作用于其他细胞内的粒子合成. 当环境中的信号粒子高于或低于相应浓度阈值时, 所有细胞都会停止生成或继续生成信号粒子. 然而, 这种振荡同步主要通过生物体内的特定生物细胞实现.

受自然界启发, 纳米网络的振荡同步机制在文献[196~198]中被进一步研究. 网络中的多个节点利用细菌的群体感应机制实现系统的振荡同步. 细菌通过感知环境中引诱剂分子的浓度, 估计环境中的细菌数量. 当环境中的引诱剂分子浓度达到某一个阈值时, 细菌菌落将会表现出全局同步行为, 例如生成膜、产生荧光等. 在群体感知细菌纳米网络中, 可以通过观察由阈值触发的基因表达产生的现象, 观测系统是否实现同步.

与群体感知同步机制中的阈值触发不同, 文献[199~201]采用的是与文献[195]类似的负反馈机制. 在外界刺激下, 信号粒子开始由节点产生并扩散到环境中、随着粒子浓度升高并达到某阈值, 粒子的生成会受到抑制, 多个节点将会停止生成信号粒子; 当粒子浓度低于某阈值时, 多个节点又继续生成信号粒子. 系统中的多个节点在这种振荡同步机制下, 表现为同步/同频地产生/停止产生信号粒子, 环境中的信号粒子呈现周期性波动. 利用阈值触发机制或负反馈机制, 文献[202~204]还设计了信号粒子浓度呈周期变化的通信系统, 实现在无法预知环境状况的条件下的自动同频响应.

如本节所述,研究人员已经提出了多种分子通信同步机制.然而,其中的符号同步和时钟同步机制对于有限能力的微纳米设备来说过于复杂,这些同步方案依赖稳定的信道脉冲响应,而实际的通信信道却并非如此.此外,其中的振荡同步机制,除依赖特定的细胞外,在实际系统中的性能也暂时无法预知.实际通信系统中的同步性能,还需要研究人员进一步完善,并通过实验检验性能.

## 7 移动分子通信

同传统无线通信一样,分子通信系统中也存在发射机与接收机不断移动的情况,并且,对于许多分子通信应用来说,这种移动是不可避免的.例如在身体健康监测应用中,需要利用纳米机器在体内不断移动,采集环境中的信息,如某些物质的化学状态或者浓度水平,以实现对一些疾病的监控.

在最初提出的纳米尺度移动通信场景中,信号仅在发射机与接收机碰撞或紧邻时才开始传递<sup>[205,206]</sup>.在文献[205]中,信息传递需要通过节点碰撞、粘附之后的神经通信完成;文献[206]中的信息传递则是在纳米机器彼此紧邻时,通过荧光共振能量转移(Förster resonance energy transfer)实现.然而,这样的通信场景需要使用特定的细胞,并且需要发射机与接收机进行碰撞或紧邻,在系统的部署中存在局限性.

无需发射机和接收机碰撞的移动分子通信系统随即被提出.文献[207]提出使用细菌作为移动系统中的发射机和接收机,细菌的移动过程被建模为一个独立同分布模型,即在每个时隙中,细菌在整个网络中独立同分布地选择其新位置.文献[208]则考虑了发射机或接收机自身具有固定移动速度的模型,移动距离与移动时间有关.但是目前研究最广泛的还是随机游走模型:与信号粒子扩散时的移动状况类似,发射机或接收机的移动过程为维纳过程,具有独立高斯分布<sup>[209,210]</sup>,在时间间隔 $\tau$ 内移动的位移服从均值为0、方差为 $2D\tau$ 的高斯分布,其中 $D$ 为发射机或接收机的扩散系数.

与固定分子通信系统相比,在无需碰撞接触的移动分子通信系统中,发射机与接收机之间的距离随时间持续变化,这将导致信号粒子的传播距离无法确定,进而无法确定粒子到达接收机的情况.对于基于扩散的分子通信系统,收发机的移动将会导致信道脉冲响应(6)的距离向量 $\mathbf{d}$ 变为时变量.在任意时刻 $t$ 由发射机释放的信号粒子,经过传播时间 $\tau$ 后的信道脉冲响应变为

$$C(\mathbf{d}(t), \tau) = \frac{M}{(4\pi D_m \tau)^{3/2}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}(t)\|^2}{4D_m \tau}\right) \quad (46)$$

其中, $D_m$ 为信号粒子的扩散系数.从式(46)可以看出,

移动分子通信系统的信道响应是一个时变过程.文献[211,212]对移动分子通信的信道进行了建模分析,发射机与接收机的扩散系数分别为 $D_t$ 和 $D_r$ ,在一个信号符号时间间隔内,假设初始时刻 $t_0$ 时发射机与接收机之间的距离向量为 $\mathbf{d}(t_0)$ ,当信号粒子的传播时间为 $\tau$ 时,系统的信道脉冲响应为

$$C(\mathbf{d}(t_0), \tau) = \frac{M}{(4\pi D' \tau)^{3/2}} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{d}(t_0)\|^2}{4D' \tau}\right) \quad (47)$$

其中, $D'$ 为接收机和信号粒子的等效扩散系数,且 $D' = D_m + D_r$ <sup>[213]</sup>.

由于发射机与接收机处于运动状态,在任意符号时间间隔开始时刻距离向量 $\mathbf{d}(t_0)$ 均不同.假设在 $t=0$ 时刻发射机与接收机的初始位置分别为 $(x_{r0}, y_{r0}, z_{r0})$ 和 $(x_{t0}, y_{t0}, z_{t0})$ ,即发射机与接收机的初始距离为

$$d_0 = \sqrt{(x_{r0} - x_{t0})^2 + (y_{r0} - y_{t0})^2 + (z_{r0} - z_{t0})^2} \quad (48)$$

发射机与接收机在有限时间间隔 $t=t_0$ 内在各方向的位移分别为

$$\begin{aligned} \Delta x_t &\sim \mathcal{N}(0, 2D_t t_0) \\ \Delta y_t &\sim \mathcal{N}(0, 2D_t t_0) \end{aligned} \quad (49)$$

$$\begin{aligned} \Delta z_t &\sim \mathcal{N}(0, 2D_t t_0) \\ \Delta x_r &\sim \mathcal{N}(0, 2D_r t_0) \\ \Delta y_r &\sim \mathcal{N}(0, 2D_r t_0) \end{aligned} \quad (50)$$

$$\Delta z_r \sim \mathcal{N}(0, 2D_r t_0)$$

则在经过有限时间间隔 $t_0$ 后发射机的位置为

$$\begin{aligned} x_t &\sim \mathcal{N}(x_{t0}, 2D_t t_0) \\ y_t &\sim \mathcal{N}(y_{t0}, 2D_t t_0) \\ z_t &\sim \mathcal{N}(z_{t0}, 2D_t t_0) \end{aligned} \quad (51)$$

接收机的位置为

$$\begin{aligned} x_r &\sim \mathcal{N}(x_{r0}, 2D_r t_0) \\ y_r &\sim \mathcal{N}(y_{r0}, 2D_r t_0) \\ z_r &\sim \mathcal{N}(z_{r0}, 2D_r t_0) \end{aligned} \quad (52)$$

则

$$\begin{aligned} x_r - x_t &\sim \mathcal{N}(x_{r0} - x_{t0}, 2(D_t + D_r)t_0) \\ y_r - y_t &\sim \mathcal{N}(y_{r0} - y_{t0}, 2(D_t + D_r)t_0) \\ z_r - z_t &\sim \mathcal{N}(z_{r0} - z_{t0}, 2(D_t + D_r)t_0) \end{aligned} \quad (53)$$

发射机与接收机之间的距离为

$$d(t_0) = \|\vec{\mathbf{d}}(t_0)\| = \sqrt{(x_r - x_t)^2 + (y_r - y_t)^2 + (z_r - z_t)^2} \quad (54)$$

由于 $x_r - x_t, y_r - y_t, z_r - z_t$ 均是均值不为0的正态分布,因此

$$\frac{d(t_0)}{\sqrt{2(D_r + D_t)t_0}} = \frac{\sqrt{(x_r - x_t)^2 + (y_r - y_t)^2 + (z_r - z_t)^2}}{\sqrt{2(D_r + D_t)t_0}} \quad (55)$$

服从自由度为 $k=3$ 、参数为 $\lambda = d(t_0)/\sqrt{2(D_r + D_t)t_0}$ 的去

中心化的chi分布. 所以 $d(t_0)$ 的概率分布为

$$f_{d(t_0)}(d) = \frac{d}{d_0 \sqrt{\pi(D_t + D_r)t_0}} \exp\left(-\frac{d^2 + d_0^2}{4(D_t + D_r)t_0}\right) \times \sinh\left(\frac{dd_0}{2(D_t + D_r)t_0}\right) \quad (56)$$

信号传输的不确定使得适用于固定分子通信系统中的检测机制、同步机制等不能直接应用于移动分子通信系统中. 研究人员对移动分子通信系统展开了许多研究,例如,移动分子通信系统中接收信号的均值与方差<sup>[214]</sup>、误码性能<sup>[215]</sup>和首次碰撞时间<sup>[216]</sup>. 另外,适用于移动分子通信的调制机制<sup>[217]</sup>、同步机制<sup>[188,191,192]</sup>、距离估计<sup>[218]</sup>和检测机制<sup>[92,219-222]</sup>也被进一步研究. 但是,对移动分子通信的深入研究还有很大空间,例如,具有复杂变化因素的实际信道环境中的移动系统,以及实际的微纳米设备在信道中的移动模型,均需研究人员进一步研究.

## 8 分子通信实验系统

近些年来,分子通信在理论层面已经取得了许多突破性进展. 然而,由于分子通信系统的实验部署需要通信工程师、机械工程师、化学工程师和生物工程师协作完成,并且运作所需的实验成本过高,绝大多数理论成果没有在实际的实验系统中进行验证,这极大地限制了分子通信研究前进的脚步. 近年来,许多学者在实验领域展开了研究,以探索分子通信的实用性.

文献[223]制作了首个桌面分子实验平台(test-bed),该平台使用酒精金属氧化物传感器作为接收机,使用一套电控的喷射设备构成发射机,发射机和接收机由开放平台 Arduino 微控制器控制. 在这个平台上,文本消息被转换成二进制序列并进行开关键控 OOK 调制,即信号“1”和“0”分别被表示为喷射酒精和不喷射酒精,然后使用桌面风扇引导发射机释放的酒精分子传播. 这个系统在 2014 年 IEEE INFOCOM 进行了展示<sup>[224]</sup>.

虽然分子通信是受生物学和自然所启发而产生的科学,但是作为信息载体的信号粒子不需要被限制在那些自然界出现的粒子<sup>[18]</sup>. 生物相容性磁性纳米颗粒是在生物技术中已经具有良好运用的人造颗粒之一<sup>[225]</sup>,这些粒子可通过增加其大小或涂层来进行定制,以适应特定的应用. 文献[226]设计了一种可穿戴式磁性粒子检测器,该检测器可作为部署在人体内部的分子通信系统与部署在外部的信号处理单元之间的接口,该系统采用磁性纳米粒子作为信号载体,可以通过射频谐振电路来对血管中发送的二进制信号进行检测.

文献[227,228]进一步将文献[226]中的设计方案

转化为一个测试实验平台. 该实验平台以最初为生物医学应用而开发的超顺磁性氧化铁纳米粒子为信息载体. 信号粒子分散在水悬浮液并储存在注射器中,该注射器与内径为 0.4 mm 的导管相连,导管的尾端连接至一个计算机控制的蠕动泵,以确保粒子在管中的移动,该泵可以以 5.26 mL/min 的流速提供离散的抽水动作. 通过一个 Y 型连接器将带有颗粒的管的末端与另一个半径为 0.75 mm 的提供背景流速的水流管相连,恒定的背景水流速度由另一个泵控制. 随后, Y 型连接器的出口进入信道模块,信道管的内半径也为 0.75 mm,该信道中的流速为背景流速和颗粒注入流速之和,在颗粒注射过程中为 10.26 mL/min,在其余时间内为 5 mL/min. 在接收端,管道穿过一个用于检测的感应线圈,当磁性粒子在磁化计的检测范围内时,会产生正比于磁性粒子数目强度的电信号,通过观测和处理产生的电信号,即可完成对发送信号的检测.

文献[229,230]展示了一种基于光驱动质子泵细菌视紫红质的实验平台. 细菌视紫红质是一种独特的光敏蛋白,具有光致变色和光驱质子泵功能. 光驱动的质子泵细菌视紫红质是自然界中已知最快的光反应之一. 利用一个光子的能量,质子可以在不到 45  $\mu$ s 的时间内通过细胞膜转移<sup>[231]</sup>. 该实验的调制器基础是 E.coli 细菌细胞膜上细菌视紫红质的会对输入的光信号产生响应. 装有细菌悬液的玻璃管安装在光隔离培养箱中,以保持实验的背景环境,LED 光源聚焦在细菌悬浮液上,并通过 Arduino 微控制器和电脑进行控制. 发送的信号通过 OOK 调制方式转变为对应的光信号. 当光源在照亮细菌质膜泵中的细菌视紫红质时,质子从细菌向外扩散到周围的介质中,导致环境中的 PH 值降低. 细菌对光信号的响应可通过细菌悬浮液中部署的 pH 传感器所检测到的 pH 值变化信号体现,通过对 PH 值信号的处理最终完成信号的解调.

同样采用观测 PH 值来接收信号,文献[232]中模拟人体血管的环境来检测葡萄糖浓度,发送端由一个包含葡萄糖水溶液的注射器和一个装有盐溶液的注射器构成,两者分别利用各自连接的泵提供液体在导管中的流速,同样采用 OOK 调制方式(有无葡萄糖溶液的释放). 在接收端,将基于 InGaZnO(氧化铟镓锌)的电解质门控场效应晶体管作为传感器,通过在晶体管表面固定一定浓度的葡萄糖氧化酶,并且利用葡萄糖的分解反应<sup>[233]</sup>



该反应右侧产生的氢离子会导致培养基中的 PH 值变化,通过测量局部 PH 值的变化来估算葡萄糖的浓度,最后对葡萄糖浓度变化的曲线进行信号处理来解调信号.

文献[234]利用罗丹明 6G(Rhodamine 6G)(一种荧



光染料)作为信息载体,设计了一个平面激光诱导荧光技术检测信号的实验平台,如图9所示.发送端通过OOK调制(释放或者不释放罗丹明6G)将罗丹明6G释放进入有泵驱动的水箱中.接收端利用平面激光诱导荧光技术,用激光照亮含有罗丹明6G的水流,再用高速摄像机记录接收机处不同时刻的发光图像,以荧光亮度作为接收信号的强度,对接收信号进行分析和解调.

文献[235]设计了一种微观的基于合成分子通信

的调制器,如图10所示,通过电化学和电溶解技术将电信号转换为生物DNA信号,通过一些化学流程将DNA固定在多层金薄膜上.系统可通过电信号刺激使DNA从多层薄膜上释放,释放DNA的量取决于电信号的强度.因此,发送端电信号的有无直接影响容器环境中的DNA浓度.接收端利用Nanodrop(可在几秒钟内量化DNA,RNA和蛋白质样品的试剂盒)对环境中的DNA浓度进行测量,然后对检测到的DNA浓度数据进行分析,解调出发送的信号.

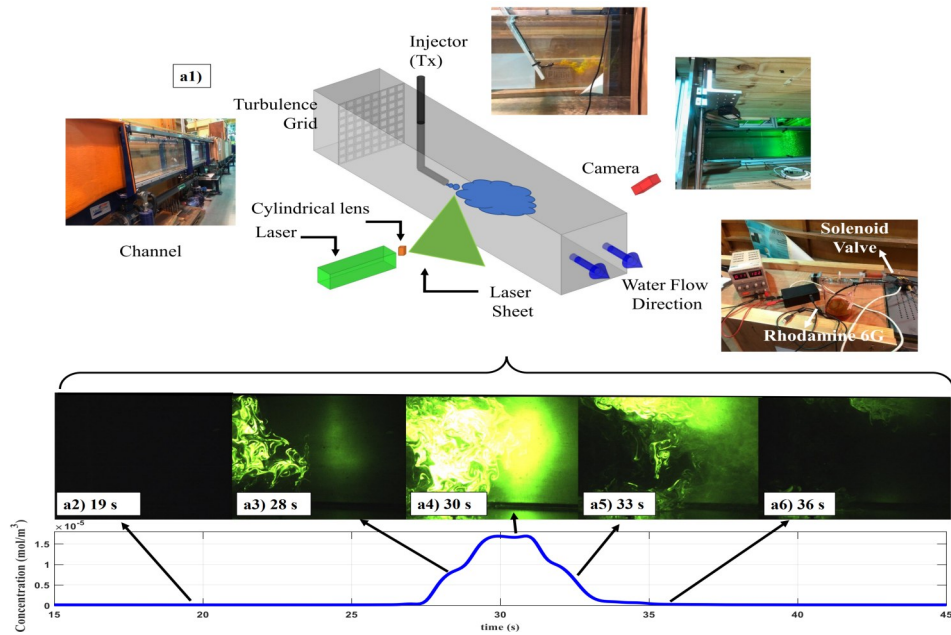


图9 平面激光诱导荧光技术检测信号的实验平台<sup>[234]</sup>

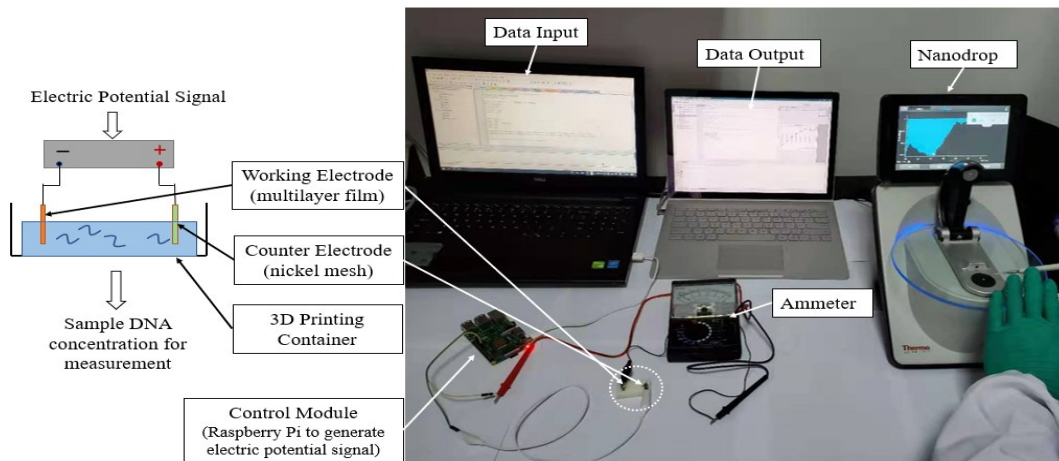


图10 基于合成分子通信的调制系统<sup>[235]</sup>

文献[236~238]提出了基于单输入单输出(SISO)系统的多输入多输出(MIMO)分子通信平台.在这个装置中,发射器和接收器配备了多个喷雾和接收机,以进一步提高数据传输速率.结果表明,该系统实现更高的数据速率是SISO分子通信平台的1.78倍.

尽管分子通信在实验领域有一定进展,但是目前依旧无法实现整个小尺度通信系统.主要困难在于尚未实现能够实现通信功能的微观发射装置和接收装置.分子通信发射机与接收机的物理架构设计将成为实现小尺度通信系统的研究重点.

## 9 总结与展望

分子通信是一个涉及通信技术、计算机技术、生物技术、纳米技术的多学科交叉方向。本文主要从分子通信基本概念、信道、发射机、接收机、同步、移动分子通信,以及实验平台等几个方面对分子通信系统的最新研究进展进行了归纳和总结。分子通信研究人员在理论层面已经开展了大量研究工作,尽管如此,分子通信的研究依然面临巨大的挑战。一方面,当前的研究主要集中于对分子通信理论层面的研究,但是,理论的正确性与可靠性需要实际通信系统验证。然而,由于分子通信的跨学科属性以及昂贵的实验经费,当前的实验主要是宏观系统,构建小尺度的分子通信系统依然存在很大困难。另一方面,现有的理论分析中应用的系统模型主要是基于理想状态,例如,无限大的通信环境、信号粒子的扩散系数保持恒定等,但是,实际环境中存在多种复杂的变化,更实际的通信模型需要分子通信研究人员更进一步研究分析。

为了使分子通信系统进一步实际化并能真正部署到应用环境中,未来分子通信的研究需要做到以下几点。

(1)多学科交叉进一步完善分子通信系统,从化学、生物学、物理学、材料学等方面对分子通信系统进行更深层的探究。目前分子通信已经搭建了基础的理论体系,但是在应用上还需要与各个学科交叉,需要纳米技术的支持,也需要结合生物学中的特性来完成更高效的通信,构建实际的分子通信实验平台。

(2)在实验中完善理论体系。在分子通信系统的研究中,大多数理论体系都是建立在理想的模型下,然而,在实际通信中会有许多不确定因素,现有理论不一定能够保证正常通信。除此之外,还需要基于实际的通信系统中的发射机与接收机性能,调整对应的调制机制、编码机制和检测机制等。同时,还需要对分子通信的实现环境进行研发,设置参数探究不定因素对分子通信系统通信的影响。最后根据现有理论基础与仿真技术,开发标准化的建模工具,设立计算机仿真平台,从而为后续研究跨学科共同开发提供工具。

### 参考文献

- [1] AKYILDIZ I F, KAK A, NIE S. 6G and beyond: The future of wireless communications systems[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 133995-134030.
- [2] 张平, 牛凯, 田辉, 等. 6G 移动通信技术展望[J]. *通信学报*, 2019, 40(1): 141-148.  
ZHANG P, NIU K, TIAN H, et al. Technology prospect of 6G mobile communications[J]. *Journal on Communications*, 2019, 40(1): 141-148. (in Chinese)
- [3] 彭木根, 孙耀华, 王文博. 智简 6G 无线接入网: 架构、技术和展望[J]. *北京邮电大学学报*, 2020, 43(3): 1-10.  
PENG M G, SUN Y H, WANG W B. Intelligent-concise radio access networks in 6G: Architecture, techniques and insight[J]. *Journal of Beijing University of Posts and Telecommunications*, 2020, 43(3): 1-10. (in Chinese)
- [4] 易芝玲, 王森, 韩双锋, 等. 从 5G 到 6G 的思考: 需求、挑战与技术发展趋势[J]. *北京邮电大学学报*, 2020, 43(2): 1-9.  
YI Z L, WANG S, HAN S F, et al. From 5G to 6G: Requirements, challenges and technical trends[J]. *Journal of Beijing University of Posts and Telecommunications*, 2020, 43(2): 1-9. (in Chinese)
- [5] 尤肖虎, 尹浩, 邬贺铨. 6G 与广域物联网[J]. *物联网学报*, 2020, 4(1): 3-11.  
YOU X H, YIN H, WU H Q. On 6G and wide-area IoT[J]. *Chinese Journal on Internet of Things*, 2020, 4(1): 3-11. (in Chinese)
- [6] 魏克军. 全球 6G 研究进展综述[J]. *移动通信*, 2020, 44(3): 34-36, 42.  
WEI K J. Review of global 6G research progresses[J]. *Mobile Communications*, 2020, 44(3): 34-36, 42. (in Chinese)
- [7] AKYILDIZ I F, BRUNETTI F, BLÁZQUEZ C. Nanonetworks: A new communication paradigm[J]. *Computer Networks*, 2008, 52(12): 2260-2279.
- [8] AKYILDIZ I F, JORNET J M, PIEROBON M. Nanonetworks[J]. *Communications of the ACM*, 2011, 54(11): 84-89.
- [9] NAKANO T, ECKFORD A W, HARAGUCHI T. *Molecular Communication*[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2013
- [10] GUO W S, MIAS C, FARSAD N, et al. Molecular versus electromagnetic wave propagation loss in macro-scale environments[J]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications*, 2015, 1(1): 18-25.
- [11] STOJANOVIC M. *Acoustic(Underwater) Communications* [M]. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2003.
- [12] SUDA T, MOORE M, NAKANO T, et al. Exploratory research on molecular communication between nanomachines[C]//Genetic and Evolutionary Computation Conference(GECCO). Washington: Late Breaking Papers, 2005: 29-34.
- [13] NAKANO T, MOORE M J, WEI F, et al. Molecular com-

- munication and networking: Opportunities and challenges [J]. *IEEE Transactions on NanoBioscience*, 2012, 11(2): 135-148.
- [14] HIYAMA S, MORITANI Y. Molecular communication: Harnessing biochemical materials to engineer biomimetic communication systems[J]. *Nano Communication Networks*, 2010, 1(1): 20-30.
- [15] DARCHINI K, ALFA A S. Molecular communication via microtubules and physical contact in nanonetworks: A survey[J]. *Nano Communication Networks*, 2013, 4(2): 73-85.
- [16] NAKANO T, SUDA T, OKAIE Y, et al. Molecular communication among biological nanomachines: A layered architecture and research issues[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2014, 13(3): 169-197.
- [17] LI Z P, ZHANG J, CAI S B, et al. Review on molecular communication[J]. *Journal of China Institute of Communications*, 2013, 34(5): 152-167.
- [18] FARSAD 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.
- [19] WANG J X, YIN B N, PENG M G. Diffusion based molecular communication: Principle, key technologies, and challenges[J]. *China Communications*, 2017, 14(2): 1-18.
- [20] SÖLDNER C A, SOCHER E, JAMALI V, et al. A survey of biological building blocks for synthetic molecular communication systems[J]. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, 2020, 22(4): 2765-2800.
- [21] BUSH S F. *Nanoscale Communication Networks*[M]. Boston: Artech House, 2010.
- [22] ATAKAN B. *Molecular Communications and Nanonetworks*[M]. New York: Springer, 2016.
- [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] KUSCU M, DINC E, BILGIN B A, et al. Transmitter and receiver architectures for molecular communications: A survey on physical design with modulation, coding, and detection techniques[J]. *Proceedings of the IEEE*, 2019, 107(7): 1302-1341.
- [25] 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.
- [26] BALASUBRAMANIAM S, BEN-YEHUDA S, PAUTOT S, et al. A review of experimental opportunities for molecular communication[J]. *Nano Communication Networks*, 2013, 4(2): 43-52.
- [27] MURDAN S. Electro-responsive drug delivery from hydrogels[J]. *Journal of Controlled Release: Official Journal of the Controlled Release Society*, 2003, 92(1/2): 1-17.
- [28] FABBRO A, SCAINI D, LEÓN V, et al. Graphene-based interfaces do not alter target nerve cells[J]. *ACS Nano*, 2016, 10(1): 615-623.
- [29] WALKER M I, UBYCH K, SARASWAT V, et al. Extrinsic cation selectivity of 2D membranes[J]. *ACS Nano*, 2017, 11(2): 1340-1346.
- [30] JONES P D, MARTIN S. Can nanofluidic chemical release enable fast, high resolution neurotransmitter-based neurostimulation? [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2016, 10: 138.
- [31] FUERSTMAN M J, GARSTECKI P, WHITESIDES G M. Coding/decoding and reversibility of droplet trains in microfluidic networks[J]. *Science*, 2007, 315(5813): 828-832.
- [32] PETERSON S L, ANTHONY M, GOURLEY P L, et al. Poly(dimethylsiloxane) thin films as biocompatible coatings for microfluidic devices: Cell culture and flow studies with glial cells[J]. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 2005, 72(1): 10-18.
- [33] COBO L C, AKYILDIZ I F. Bacteria-based communication in nanonetworks[J]. *Nano Communication Networks*, 2010, 1(4): 244-256.
- [34] LIO P, BALASUBRAMANIAM S. Opportunistic routing through conjugation in bacteria communication nanonetwork[J]. *Nano Communication Networks*, 2012, 3(1): 36-45.
- [35] SUGRAES A M, AKYILDIZ I. *Capacity and Delay of Bacteria-Based Communication in Nanonetworks*[D]. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya, 2012.
- [36] WALSH F, BALASUBRAMANIAM S, BOTVICH D, et al. Synthetic protocols for nano sensor transmitting platforms using enzyme and DNA based computing[J]. *Nano Communication Networks*, 2010, 1(1): 50-62.
- [37] WALSH F, BALASUBRAMANIAM S. Reliability of multi-path virus nanonetworks[C]//2013 IEEE International Conference on Communications Workshops. Piscataway: IEEE, 2013: 824-828.

- [38] WALSH F, BALASUBRAMANIAM S. Reliability and delay analysis of multihop virus-based nanonetworks[J]. *IEEE Transactions on Nanotechnology*, 2013, 12(5): 674-684.
- [39] SANKARAN S, BECKER J, WITTMANN C, et al. Opto-regulated drug release from an engineered living hydrogel [J]. *Small*, 2019, 15(5): e1804717.
- [40] LINDEMANN S R, BERNSTEIN H C, SONG H S, et al. Engineering microbial consortia for controllable outputs [J]. *The ISME Journal*, 2016, 10(9): 2077-2084.
- [41] KUSCU M, AKAN O B. On the physical design of molecular communication receiver based on nanoscale biosensors[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(8): 2228-2243.
- [42] KUSCU M, AKAN O B. Modeling and analysis of SiNW FET-based molecular communication receiver[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2016, 64(9): 3708-3721.
- [43] UNLUTURK B D, BICEN A, AKYILDIZ I F. Genetically engineered bacteria-based BioTransceivers for molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2015, 63(4): 1271-1281.
- [44] PIEROBON M, AKYILDIZ I F. Noise analysis in ligand-binding reception for molecular communication in nanonetworks[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2011, 59(9): 4168-4182.
- [45] CHOU C T. A Markovian approach to the optimal demodulation of diffusion-based molecular communication networks[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2015, 63(10): 3728-3743.
- [46] FARSAD N, MURIN Y, ECKFORD A, et al. On the capacity of diffusion-based molecular timing channels [C]//2016 IEEE International Symposium on Information Theory. Barcelona: IEEE, 2016: 1023-1027.
- [47] YILMAZ H B, CHAE C B. Arrival modelling for molecular communication via diffusion[J]. *Electronics Letters*, 2014, 50(23): 1667-1669.
- [48] NAKANO T, SUDA T, KOUJIN T, et al. Molecular communication through gap junction channels[J]. *Transactions on Computational Systems Biology X*, 2008, 5410: 81-99.
- [49] KILINC D, AKAN O B. An information theoretical analysis of nanoscale molecular gap junction communication channel between cardiomyocytes[J]. *IEEE Transactions on Nanotechnology*, 2013, 12(2): 129-136.
- [50] BICEN A O, AKYILDIZ I F, BALASUBRAMANIAM S, et al. Linear channel modeling and error analysis for intra/inter-cellular  $Ca^{2+}$  molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(5): 488-498.
- [51] MOORE M, ENOMOTO A, NAKANO T, et al. A design of a molecular communication system for nanomachines using molecular motors[C]//Fourth Annual IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops. Pisa: IEEE, 2006: 6pp.-559.
- [52] GREGORI M, AKYILDIZ I F. A new nanonetwork architecture using flagellated bacteria and catalytic nanomotors [J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2010, 28(4): 612-619.
- [53] GREGORI M, LLATSER I, CABELLOS-APARICIO A, et al. Physical channel characterization for medium-range nanonetworks using flagellated bacteria[J]. *Computer Networks*, 2011, 55(3): 779-791.
- [54] MALLIK R, GROSS S P. Molecular motors: Strategies to get along[J]. *Current Biology: CB*, 2004, 14(22): R971-R982.
- [55] NAKANO T, SUDA T, MOORE M, et al. Molecular communication for nanomachines using intercellular calcium signaling[C]//5th IEEE Conference on Nanotechnology. Nagoya: IEEE, 2005: 478-481.
- [56] KURAN, TUGCU, EDIS. Calcium signaling: Overview and research directions of a molecular communication paradigm[J]. *IEEE Wireless Communications*, 2012, 19(5): 20-27.
- [57] HE P, PI B W, LIU Q. Calcium signaling in mobile molecular communication networks: From a multimedia view[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 164825-164834.
- [58] HE P, NAKANO T, MAO Y, et al. Channel switching in molecular communication networks through calcium signaling[C]//2017 IEEE Wireless Communications and Networking Conference(WCNC). San Francisco: IEEE, 2017: 1-6.
- [59] MALAK D, AKAN O B. Molecular communication nanonetworks inside human body[J]. *Nano Communication Networks*, 2012, 3(1): 19-35.
- [60] YILMAZ H B, HEREN A C, TUGCU T, et al. Three-dimensional channel characteristics for molecular communications with an absorbing receiver[J]. *IEEE Communications Letters*, 2014, 18(6): 929-932.
- [61] WYATT T D. *Pheromones and Animal Behaviour: Communication by Smell and Taste*[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2003.

- [62] PARCERISA GINÉ L, AKYILDIZ I F. Molecular communication options for long range nanonetworks[J]. *Computer Networks*, 2009, 53(16): 2753-2766.
- [63] UNLUTURK B D, AKYILDIZ I F. An end-to-end model of plant pheromone channel for long range molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2017, 16(1): 11-20.
- [64] KURAN M Ş, YILMAZ H B, TUGCU T, et al. Interference effects on modulation techniques in diffusion based nanonetworks[J]. *Nano Communication Networks*, 2012, 3(1): 65-73.
- [65] CHO K, WANG X, NIE S M, et al. Therapeutic nanoparticles for drug delivery in cancer[J]. *Clinical Cancer Research: An Official Journal of the American Association for Cancer Research*, 2008, 14(5): 1310-1316.
- [66] CHOURASIA M K, JAIN S K. Pharmaceutical approaches to colon targeted drug delivery systems[J]. *Journal of Pharmacy & Pharmaceutical Sciences: A Publication of the Canadian Society for Pharmaceutical Sciences, Société Canadienne Des Sciences Pharmaceutiques*, 2003, 6(1): 33-66.
- [67] LEARY S P, LIU C Y, APUZZO M L J. Toward the emergence of nanoneurosurgery: Part III: Nanomedicine: Targeted nanotherapy, nanosurgery, and progress toward the realization of nanoneurosurgery[J]. *Neurosurgery*, 2006, 58(6): 1009-1026.
- [68] COUVREUR P, VAUTHIER C. Nanotechnology: Intelligent design to treat complex disease[J]. *Pharmaceutical Research*, 2006, 23(7): 1417-1450.
- [69] CAVALCANTI A. Nanorobot for brain aneurysm[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2009, 28(4): 558-570.
- [70] PATEL G M, PATEL G C, PATEL R B, et al. Nanorobot: A versatile tool in nanomedicine[J]. *Journal of Drug Targeting*, 2006, 14(2): 63-67.
- [71] FEMMINELLA M, REALI G, VASILAKOSI A V. A molecular communications model for drug delivery[J]. *IEEE Transactions on NanoBioscience*, 2015, 14(8): 935-945.
- [72] CHUDE-OKONKWO U A K, MALEKIAN R, MAHARAJ B T S. Molecular communication model for targeted drug delivery in multiple disease sites with diversely expressed enzymes[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(3): 230-245.
- [73] CHAHIBI Y, AKYILDIZ I F, BALASUBRAMANIAM S, et al. Molecular communication modeling of antibody-mediated drug delivery systems[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2015, 62(7): 1683-1695.
- [74] CHUDE-OKONKWO U A K. Diffusion-controlled enzyme-catalyzed molecular communication system for targeted drug delivery[C]//2014 IEEE Global Communications Conference. Austin: IEEE, 2014: 2826-2831.
- [75] 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.
- [76] FREITAS R A Jr. Phagocytes: An ideal vehicle for targeted drug delivery[J]. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 2006, 6(9/10): 2769-2775.
- [77] CAO T N, AHMADZADEH A, JAMALI V, et al. Diffusive mobile MC for controlled-release drug delivery with absorbing receiver[C]//2019 IEEE International Conference on Communications(ICC). Shanghai: IEEE, 2019: 1-7.
- [78] SALEHI S, MOAYEDIAN N S, HAGHJOY JAVANMARD S, et al. Lifetime improvement of a multiple transmitter local drug delivery system based on diffusive molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2018, 17(3): 352-360.
- [79] SHARIFI N, ZHOU Y, HOLMES G, et al. Overcoming channel uncertainties in touchable molecular communication for direct-drug-targeting-assisted immuno-chemotherapy[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2020, 19(2): 249-258.
- [80] SUN Y, HSIANG Y, CHEN Y F, et al. A cooperative molecular communication for targeted drug delivery[C]//International Conference on Bio-inspired Information and Communication Technologies. Cham: Springer, 2020: 16-26.
- [81] ATAKAN B, AKAN O B, BALASUBRAMANIAM S. Body area nanonetworks with molecular communications in nanomedicine[J]. *IEEE Communications Magazine*, 2012, 50(1): 28-34.
- [82] LLATSER I, ALARCÓN E, PIEROBONY M. Diffusion-based channel characterization in molecular nanonetworks [C]//2011 IEEE Conference on Computer Communications Workshops. Shanghai: IEEE, 2011: 467-472.
- [83] PIEROBON M, AKYILDIZ I F. Information capacity of diffusion-based molecular communication in nanonetworks[C]//2011 Proceedings IEEE INFOCOM. Shanghai: IEEE, 2011: 506-510.

- [84] ARIFLER D. Capacity analysis of a diffusion-based short-range molecular nano-communication channel[J]. *Computer Networks*, 2011, 55(6): 1426-1434.
- [85] LLATSER I, PASCUAL I, GARRALDA N, et al. Exploring the physical channel of diffusion-based molecular communication by simulation[C]//2011 IEEE Global Telecommunications Conference - GLOBECOM. Houston: IEEE, 2011: 1-5.
- [86] 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.
- [87] SRINIVAS K V, ECKFORD A W, ADVE R S. Molecular communication in fluid media: The additive inverse Gaussian noise channel[J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2012, 58(7): 4678-4692.
- [88] NAKANO T, OKAIE Y, VASILAKOS A V. Transmission rate control for molecular communication among biological nanomachines[J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2013, 31(12): 835-846.
- [89] NOEL A, CHEUNG K C, SCHOBBER R. Improving receiver performance of diffusive molecular communication with enzymes[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2014, 13(1): 31-43.
- [90] ANDREWS S S, BRAY D. Stochastic simulation of chemical reactions with spatial resolution and single molecule detail[J]. *Physical Biology*, 2004, 1(3/4): 137-151.
- [91] NELSON P. *Biological Physics: Energy, Information, Life*[M]. New York: W.H. Freeman & Co Ltd, 2003
- [92] AHMADZADEH A, JAMALI V, SCHOBBER R. Stochastic channel modeling for diffusive mobile molecular communication systems[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2018, 66(12): 6205-6220.
- [93] FREITAS R A. *Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities*[M]. Boca Raton: CRC Press, 1999.
- [94] 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.
- [95] 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.
- [96] NOEL A, CHEUNG K C, SCHOBBER R. Using dimensional analysis to assess scalability and accuracy in molecular communication[C]//2013 IEEE International Conference on Communications Workshops(ICC). Budapest: IEEE, 2013: 818-823.
- [97] PIEROBON M, AKYILDIZ I F. A physical end-to-end model for molecular communication in nanonetworks[J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2010, 28(4): 602-611.
- [98] KILINC D, AKAN O B. Receiver design for molecular communication[J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2013, 31(12): 705-714.
- [99] GUO W S, ASYHARI T, FARSAAD N, et al. Molecular communications: Channel model and physical layer techniques[J]. *IEEE Wireless Communications*, 2016, 23(4): 120-127.
- [100] HUNSDORFER W H, VERWER J G. *Numerical Solution of Time-Dependent Advection-Diffusion-Reaction Equations*[M]. Berlin: Springer, 2003
- [101] CSANADY G T. *Turbulent Diffusion in the Environment*[M]. Dordrecht: Springer Netherlands, 1973.
- [102] JAVANDEL I, DOUGHTY C, TSANG C. *Groundwater Transport: Handbook of Mathematical Models*[M]. New York: Environmental Science, 1984.
- [103] HEREN A C, YILMAZ H B, C-B CHAE, et al. Effect of degradation in molecular communication: Impairment or enhancement? [J]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications*, 2015, 1(2): 217-229.
- [104] FARSAAD N, PAN D, GOLDSMITH A. A novel experimental platform for in-vessel multi-chemical molecular communications[C]//GLOBECOM 2017 - 2017 IEEE Global Communications Conference. Singapore City: IEEE, 2017: 1-6.
- [105] CHO Y J, YILMAZ H B, GUO W, et al. Effective enzyme deployment for degradation of interference molecules in molecular communication[C]//2017 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC). San Francisco: IEEE, 2017: 1-6.
- [106] CHANG R. *Physical Chemistry for the Biosciences*[M]. Melville: University Science Books, 2005.
- [107] AHMADZADEH A, ARJMANDI H, BURKOVSKI A, et al. Comprehensive reactive receiver modeling for diffusive molecular communication systems: Reversible binding, molecule degradation, and finite number of receptors[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(7): 713-727.
- [108] DEBNATH L. *Nonlinear Partial Differential Equations*

- for Scientists and Engineers[M]. Berlin: Springer Verlag, 2004.
- [109] NOEL A, CHEUNG K C, SCHOBBER R. A unifying model for external noise sources and ISI in diffusive molecular communication[J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2014, 32(12): 2330-2343.
- [110] TURAN M, KURAN M, YILMAZ H B, et al. Channel model of molecular communication via diffusion in a vessel-like environment considering a partially covering receiver[C]//2018 IEEE International Black Sea Conference on Communications and Networking(BlackSea-Com). Batumi: IEEE, 2018: 1-5.
- [111] ZOOFAGHARI M, ARJMANDI H. Diffusive molecular communication in biological cylindrical environment [J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2019, 18(1): 74-83.
- [112] DINC F, AKDENIZ B C, PUSANE A E, et al. A general analytical approximation to impulse response of 3-D microfluidic channels in molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2019, 18(3): 396-403.
- [113] SCHAFER M, WICKE W, RABENSTEIN R, et al. Analytical models for particle diffusion and flow in a horizontal cylinder with a vertical force[C]//2019 IEEE International Conference on Communications(ICC). Shanghai: IEEE, 2019: 1-7.
- [114] BAO X, ZHU Y F, ZHANG W C. Channel characteristics for molecular communication via diffusion with a spherical boundary[J]. *IEEE Wireless Communications Letters*, 2019, 8(3): 957-960.
- [115] ARJMANDI H, ZOOFAGHARI M, NOEL A. Diffusive molecular communication in a biological spherical environment with partially absorbing boundary[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2019, 67(10): 6858-6867.
- [116] DHOK S, CHOUHAN L, NOEL A, et al. Cooperative molecular communication in drift-induced diffusive cylindrical channel[J/OL]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications*, 2021: DOI:10.1109/TMBMC.2021.3089939.
- [117] FENG L Y, HAN L C, CHUN C P, et al. Modeling molecular communications in tubes with poiseuille flow and robin boundary condition[J]. *IEEE Communications Letters*, 2019, 23(8): 1314-1318.
- [118] ARJMANDI H, ZOOFAGHARI M, ROUZEGAR S V, et al. On mathematical analysis of active drug transport coupled with flow-induced diffusion in blood vessels[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2021, 20(1): 105-115.
- [119] HUANG S, LIN L, XU J, et al. Molecular communication via subdiffusion with a spherical absorbing receiver [J]. *IEEE Wireless Communications Letters*, 2020, 9(10): 1682-1686.
- [120] PHUONG T D, YOUNGMIN J, HYUNDONG S, et al. Molecular communication with anomalous diffusion in stochastic nanonetworks[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2019, 67(12): 8378-8393.
- [121] WICKE W, SCHWERING T, AHMADZADEH A, et al. Modeling duct flow for molecular communication [C]//2018 IEEE Global Communications Conference. Abu Dhabi: IEEE, 2018: 206-212.
- [122] MAHFUZ M U, MAKRAKIS D, MOUFTAH H T. On the characterization of binary concentration-encoded molecular communication in nanonetworks[J]. *Nano Communication Networks*, 2010, 1(4): 289-300.
- [123] 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.
- [124] KURAN M S, YILMAZ H B, TUGCU T, et al. Modulation techniques for communication via diffusion in nanonetworks[C]//2011 IEEE International Conference on Communications(ICC). Kyoto: IEEE, 2011: 1-5.
- [125] KIM N R, CHAE C B. Novel modulation techniques using isomers as messenger molecules for nano communication networks via diffusion[J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 2013, 31(12): 847-856.
- [126] GARRALDA N, LLATSER I, CABELLOS-APARICIO A, et al. Diffusion-based physical channel identification in molecular nanonetworks[J]. *Nano Communication Networks*, 2011, 2(4): 196-204.
- [127] JEONGMAN L, MINHOE K, HO C D. Asynchronous detection algorithm for diffusion-based molecular communication in timing modulation channel[J]. *IEEE Communications Letters*, 2015, 19(12): 2114-2117.
- [128] KRISHNASWAMY B, AUSTIN C M, BARDILL J P, et al. Time-elapse communication: Bacterial communication on a microfluidic chip[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2013, 61(12): 5139-5151.
- [129] ATAKAN B, GALMES S, AKAN O B. Nanoscale communication with molecular arrays in nanonetworks[J].

- IEEE Transactions on Nanobioscience, 2012, 11(2): 149-160.
- [130] HUANG Y, WEN M W, YANG L L, et al. Spatial modulation for molecular communication[J]. IEEE Transactions on NanoBioscience, 2019, 18(3): 381-395.
- [131] HUANG Y, WEN M W, YANG L L, et al. Space shift keying for molecular communication: Theory and experiment[C]//2019 IEEE Global Communications Conference(GLOBECOM). Waikoloa: IEEE, 2019: 1-6.
- [132] TANG Y K, HUANG Y, WEN M W, et al. A molecular spatio-temporal modulation scheme for MIMO communications[C]//2021 IEEE Wireless Communications and Networking Conference. Nanjing: IEEE, 2021: 1-6.
- [133] ORGANICK L, ANG S D, CHEN Y J, et al. Random access in large-scale DNA data storage[J]. Nature Biotechnology, 2018, 36(3): 242-248.
- [134] LEESON M S, HIGGINS M D. Forward error correction for molecular communications[J]. Nano Communication Networks, 2012, 3(3): 161-167.
- [135] KO P Y, LEE Y C, YE H P C, et al. A new paradigm for channel coding in diffusion-based molecular communications: Molecular coding distance function[C]//2012 IEEE Global Communications Conference. Anaheim: IEEE, 2012: 3748-3753.
- [136] BAI C Y, LEESON M S, HIGGINS M D. Minimum energy channel codes for molecular communications[J]. Electronics Letters, 2014, 50(23): 1669-1671.
- [137] LU Y, HIGGINS M D, LEESON M S. Comparison of channel coding schemes for molecular communications systems[J]. IEEE Transactions on Communications, 2015, 63(11): 3991-4001.
- [138] BI D D, ALMPANIS A, NOEL A, et al. A survey of molecular communication in cell biology: Establishing a new hierarchy for interdisciplinary applications[J]. IEEE Communications Surveys & Tutorials, 2021, 23(3): 1494-1545.
- [139] ALESSIO M, MASSIMILIANO P, MAURIZIO M. Parity-check coding based on genetic circuits for engineered molecular communication between biological cells[J]. IEEE Transactions on Communications, 2018, 66(12): 6221-6236.
- [140] MARTINS D P, BARROS M T, BALASUBRAMANIAM S. Quality and capacity analysis of molecular communications in bacterial synthetic logic circuits[J]. IEEE Transactions on NanoBioscience, 2019, 18(4): 628-639.
- [141] 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.
- [142] JAMALI V, AHMADZADEH A, JARDIN C, et al. Channel estimation for diffusive molecular communications[J]. IEEE Transactions on Communications, 2016, 64(10): 4238-4252.
- [143] WANG X Y, HIGGINS M D, LEESON M S. Distance estimation schemes for diffusion based molecular communication systems[J]. IEEE Communications Letters, 2015, 19(3): 399-402.
- [144] AKKAYA A, YILMAZ H B, CHAE C B, et al. Effect of receptor density and size on signal reception in molecular communication via diffusion with an absorbing receiver[J]. IEEE Communications Letters, 2015, 19(2): 155-158.
- [145] BAO X, LIN J, ZHANG W C. Channel modeling of molecular communication via diffusion with multiple absorbing receivers[J]. IEEE Wireless Communications Letters, 2019, 8(3): 809-812.
- [146] TEPEKULE B, PUSANE A E, YILMAZ H B, et al. Energy efficient ISI mitigation for communication via diffusion[C]//2014 IEEE International Black Sea Conference on Communications and Networking(BlackSea-Com). Odessa: IEEE, 2014: 33-37.
- [147] ARJMANDI H, GOHARI A, KENARI M N, et al. Diffusion-based nanonetworking: A new modulation technique and performance analysis[J]. IEEE Communications Letters, 2013, 17(4): 645-648.
- [148] 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.
- [149] LLATSER I, CABELLOS-APARICIO A, PIEROBON M, et al. Detection techniques for diffusion-based molecular communication[J]. IEEE Journal on Selected Areas in Communications, 2013, 31(12): 726-734.
- [150] TAVAKKOLI N, AZMI P, MOKARI N. Performance evaluation and optimal detection of relay-assisted diffusion-based molecular communication with drift[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2017, 16(1): 34-42.
- [151] JAMALI V, AHMADZADEH A, SCHOBER R. On the design of matched filters for molecule counting receivers [J]. IEEE Communications Letters, 2017, 21(8): 1711-1714.



- [152] 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.
- [153] SHAHBAZI A, JAMSHIDI A. Adaptive weighted signal detection for nanoscale molecular communications [C]//*Proceedings of International Zurich Seminar on Information and Communication(IZS 2018)*. Switzerland: ETH Zurich, 2018: 149-152.
- [154] HE P, MAO Y, LIU Q, et al. Improving reliability performance of diffusion-based molecular communication with adaptive threshold variation algorithm[J]. *International Journal of Communication Systems*, 2016, 29(18): 2669-2680.
- [155] ALSHAMMARI G H, ALZAIDI M S, AHMED W K M, et al. Low-complexity memory-assisted adaptive-threshold detection scheme for on-OFF-keying diffusion-based molecular communications[C]//2017 IEEE 38th Sarnoff Symposium. Newark: IEEE, 2017: 1-6.
- [156] DAMRATH M, HOEHER P A. Low-complexity adaptive threshold detection for molecular communication [J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(3): 200-208.
- [157] 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.
- [158] YAN H, CHANG G, MA Z K, et al. Derivative-based signal detection for high data rate molecular communication system[J]. *IEEE Communications Letters*, 2018, 22(9): 1782-1785.
- [159] TEPEKULE B, PUSANE A E, KURAN M Ş, et al. A novel pre-equalization method for molecular communication via diffusion in nanonetworks[J]. *IEEE Communications Letters*, 2015, 19(8): 1311-1314.
- [160] ARJMANDI H, GOHARI A, KENARI M N, et al. Diffusion-based nanonetworking: A new modulation technique and performance analysis[J]. *IEEE Communications Letters*, 2013, 17(4): 645-648.
- [161] TEPEKULE B, PUSANE A E, YILMAZ H B, et al. ISI mitigation techniques in molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications*, 2015, 1(2): 202-216.
- [162] 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.
- [163] LIU S H, WEI Z K, LI B, et al. Metric combinations in non-coherent signal detection for molecular communication[J]. *Nano Communication Networks*, 2019, 20: 1-10.
- [164] LI B, ZHAO C L, GUO W S. Non-linear signal detection for molecular communications[C]//2017 IEEE Global Communications Conference. Singapore City: IEEE, 2017: 1-6.
- [165] WEI Z K, GUO W S, LI B, et al. High-dimensional metric combining for non-coherent molecular signal detection[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2020, 68(3): 1479-1493.
- [166] LIU S H, WEI Z K, LI B, et al. Unsupervised clustering-based non-coherent detection for molecular communications[J]. *IEEE Communications Letters*, 2020, 24(8): 1687-1690.
- [167] LI B, SUN M W, WANG S Y, et al. Low-complexity noncoherent signal detection for nanoscale molecular communications[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(1): 3-10.
- [168] JAMALI V, FARSAD N, SCHOBER R, et al. Non-coherent detection for diffusive molecular communication systems[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2018, 66(6): 2515-2531.
- [169] JAMALI V, AHMADZADEH A, FARSAD N, et al. Constant-composition codes for maximum likelihood detection without CSI in diffusive molecular communications[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2018, 66(5): 1981-1995.
- [170] NOEL A, ECKFORD A W. Asynchronous peak detection for demodulation in molecular communication[C]//2017 IEEE International Conference on Communications (ICC). Paris: IEEE, 2017: 1-6.
- [171] HUANG Y, JI F, WEI Z K, et al. Frequency domain analysis and equalization for molecular communication [J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2021, 69: 1952-1967.
- [172] WANG J X, PENG M G, LIU Y Q, et al. Performance analysis of signal detection for amplify-and-forward relay in diffusion-based molecular communication systems [J]. *IEEE Internet of Things Journal*, 2020, 7(2): 1401-1412.
- [173] CHENG Z, ZHU Y H, CHI K K, et al. Capacity analysis for diffusive molecular communication with ISI channel [J]. *Nano Communication Networks*, 2017, 13: 43-50.
- [174] PIEROBON M, AKYILDIZ I F. Capacity of a diffusion-

- based molecular communication system with channel memory and molecular noise[J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2013, 59(2): 942-954.
- [175] SUN Y, YANG K, LIU Q. Channel capacity modelling of blood capillary-based molecular communication with blood flow drift[C]//*Proceedings of the 4th ACM International Conference on Nanoscale Computing and Communication*. New York: ACM, 2017: 1-6.
- [176] LIU Q, YANG K, HE P. Channel capacity analysis for molecular communication with continuous molecule emission[C]//*2013 International Conference on Wireless Communications and Signal Processing*. Hangzhou: IEEE, 2013: 1-6.
- [177] SHAHMOHAMMADIAN H, MESSIER G G, MAGIEROWSKI S. Blind synchronization in diffusion-based molecular communication channels[J]. *IEEE Communications Letters*, 2013, 17(11): 2156-2159.
- [178] JAMALI V, AHMADZADEH A, SCHOBBER R. Symbol synchronization for diffusive molecular communication systems[C]//*2017 IEEE International Conference on Communications(ICC)*. Paris: IEEE, 2017: 1-7.
- [179] JAMALI V, AHMADZADEH A, SCHOBBER R. Symbol synchronization for diffusion-based molecular communications[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2017, 16(8): 873-887.
- [180] MUKHERJEE M, YILMAZ H B, BHOWMIK B B, et al. Synchronization for diffusion-based molecular communication systems via faster molecules[C]//*2019 IEEE International Conference on Communications*. Shanghai: IEEE, 2019: 1-5.
- [181] MUKHERJEE M, YILMAZ H B, BHOWMIK B B, et al. Block synchronization for diffusion-based molecular communication systems[C]//*2018 IEEE International Conference on Advanced Networks and Telecommunications Systems*. Indore: IEEE, 2018: 1-6.
- [182] TUNG T Y, MITRA U. Synchronization error robust transceivers for molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications*, 2019, 5(3): 207-221.
- [183] TUNG T Y, MITRA U. Robust molecular communications: DFE-SPRTs and synchronisation[C]//*2019 IEEE International Conference on Communications*. Shanghai: IEEE, 2019: 1-6.
- [184] TUNG T Y, MITRA U. Increasing robustness to synchronisation errors in molecular communications[C]//*2018 IEEE 10th International Symposium on Turbo Codes & Iterative Information Processing*. Hong Kong: IEEE, 2018: 1-5.
- [185] LIN L, YANG C F, MA M D. Maximum-likelihood estimator of clock offset between nanomachines in bionanosensor networks[J]. *Sensors(Basel, Switzerland)*, 2015, 15(12): 30827-30838.
- [186] LIN L, YANG C F, MA M D, et al. Diffusion-based clock synchronization for molecular communication under inverse Gaussian distribution[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15(9): 4866-4874.
- [187] LIN L, YANG C F, MA M D, et al. A clock synchronization method for molecular nanomachines in bionanosensor networks[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(19): 7194-7203.
- [188] LUO Z, LIN L, MA M D. Offset estimation for clock synchronization in mobile molecular communication system[C]//*2016 IEEE Wireless Communications and Networking Conference*. Doha: IEEE, 2016: 1-6.
- [189] YANG C F, LIN L, LI F Y, et al. Reference broadcast synchronization scheme for nanomachines[C]//*2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*. Taipei: IEEE, 2016: 1-5.
- [190] LUO Z, LIN L, GUO W S, et al. One symbol blind synchronization in SIMO molecular communication systems [J]. *IEEE Wireless Communications Letters*, 2018, 7(4): 530-533.
- [191] HUANG L, LIN L, LIU F Q, et al. Clock Synchronization for Mobile Molecular Communication in Nanonetworks[C]//*International Conference on Bio-inspired Information and Communication Technologies*. Cham: Springer, 2020: 3-15.
- [192] HUANG L, LIN L, LIU F Q, et al. Clock synchronization for mobile molecular communication systems[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2021, 20(4): 406-415.
- [193] LIN L, LI W Q, ZHENG R H, et al. Diffusion-based reference broadcast synchronization for molecular communication in nanonetworks[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 95527-95535.
- [194] LIN L, ZHANG J L, MA M D, et al. Time synchronization for molecular communication with drift[J]. *IEEE Communications Letters*, 2017, 21(3): 476-479.
- [195] LIN L, LI F Y, MA M D, et al. Synchronization of bio-

- nanomachines based on molecular diffusion[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(19): 7267-7277.
- [196] ABADAL S, AKYILDIZ I F. Bio-inspired synchronization for nanocommunication networks[C]//2011 IEEE Global Telecommunications Conference - GLOBECOM. Houston: IEEE, 2011: 1-5.
- [197] ABADAL S, AKYILDIZ I F. Automata modeling of quorum sensing for nanocommunication networks[J]. *Nano Communication Networks*, 2011, 2(1): 74-83.
- [198] TISSERA P S S, CHOE S. Bio-inspired quorum sensing-based nanonetwork synchronization using birth-death growth model[J]. *IEEE Transactions on Communications*, 2020, 68(10): 6263-6275.
- [199] MOORE M J, NAKANO T. Synchronization of Inhibitory Molecular Spike Oscillators[C]//International Conference on Bio-Inspired Models of Network, Information, and Computing Systems. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012: 183-195.
- [200] MOORE M J, NAKANO T. Oscillation and synchronization of molecular machines by the diffusion of inhibitory molecules[J]. *IEEE Transactions on Nanotechnology*, 2013, 12(4): 601-608.
- [201] SHITIRI E, CHO H S. A biochemical oscillator using excitatory molecules for nanonetworks[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2016, 15(7): 765-774.
- [202] WU Q, LI F, LIN L, et al. Oscillation of molecular machines with enzymes[C]//2017 Ninth International Conference on Ubiquitous and Future Networks(ICUFN). Milan: IEEE, 2017: 842-846.
- [203] LIN L, LI F Y, MA M D, et al. Oscillation of nanomachines based on molecular diffusion with noises[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2017, 17(11): 3559-3567.
- [204] LI F, LIN L, YANG C, et al. Evaluation of molecular oscillation for nanonetworks based on quorum sensing[C]//2015 1st Workshop on Nanotechnology in Instrumentation and Measurement(NANOFIM). Lecce: IEEE, 2015: 233-237.
- [205] GUNNEY A, ATAKAN B, AKAN O B. Mobile ad hoc nanonetworks with collision-based molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Mobile Computing*, 2012, 11(3): 353-366.
- [206] KUSCU M, AKAN O B. A communication theoretical analysis of FRET-based mobile ad hoc molecular nanonetworks[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2014, 13(3): 255-266.
- [207] HSU W-K, BELL M R, LIN X. Carrier allocation in mobile bacteria networks[C]//2015 49th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers. Pacific Grove: IEEE, 2015: 59-63.
- [208] SUN Y, ITO M, SEZAKI K. Adaptive code width protocol for mitigating intersymbol interference in diffusion-based molecular communication with mobile nodes[C]//2016 IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom). Munich: IEEE, 2016: 1-6.
- [209] SONG Q, ASYHARI T, GUO W S. Mobile molecular communications: Positional-distance codes[C]//2016 IEEE 17th International Workshop on Signal Processing Advances in Wireless Communications. Edinburgh: IEEE, 2016: 1-5.
- [210] HASELMAYR W, AEJAZ S M H, ASYHARI A T, et al. Transposition errors in diffusion-based mobile molecular communication[J]. *IEEE Communications Letters*, 2017, 21(9): 1973-1976.
- [211] AHMADZADEH A, JAMALI V, SCHOBER R. Statistical analysis of time-variant channels in diffusive mobile molecular communications[C]//2017 IEEE Global Communications Conference. Singapore City: IEEE, 2017: 1-7.
- [212] AHMADZADEH A, JAMALI V, NOEL A, et al. Diffusive mobile molecular communications over time-variant channels[J]. *IEEE Communications Letters*, 2017, 21(6): 1265-1268.
- [213] KIM H, SHIN K. Exact solution of the reversible diffusion-influenced reaction for an isolated pair in three dimensions[J]. *Physical Review Letters*, 1999, 82(7): 1578-1581.
- [214] HUANG S, LIN L, YAN H, et al. Mean and variance of received signal in diffusion-based mobile molecular communication[C]//2018 IEEE Global Communications Conference. Abu Dhabi: IEEE, 2018: 1-6.
- [215] HUANG S, LIN L, YAN H, et al. Statistical analysis of received signal and error performance for mobile molecular communication[J]. *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 2019, 18(3): 415-427.
- [216] VARSHNEY N, HASELMAYR W, GUO W S. On flow-induced diffusive mobile molecular communication: First hitting time and performance analysis[J]. *IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-*

- Scale Communications, 2018, 4(4): 195-207.
- [217] WANG J X, LIU X Q, PENG M G, et al. Performance analysis of D-MoSK modulation in mobile diffusive-drift molecular communications[J]. IEEE Internet of Things Journal, 2020, 7(11): 11318-11326.
- [218] HUANG S, LIN L, GUO W S, et al. Initial distance estimation for diffusive mobile molecular communication systems[C]//2019 IEEE/CIC International Conference on Communications Workshops in China(ICC Workshops). Changchun: IEEE, 2019: 174-179.
- [219] CHANG G, LIN L, YAN H. Adaptive detection and ISI mitigation for mobile molecular communication[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2018, 17(1): 21-35.
- [220] MU X D, YAN H, LI B, et al. Low-complexity adaptive signal detection for mobile molecular communication[J]. IEEE Transactions on NanoBioscience, 2020, 19(2): 237-248.
- [221] CHOUHAN L, SHARMA P K, VARSHNEY N. Optimal transmitted molecules and decision threshold for drift-induced diffusive molecular channel with mobile nanomachines[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2019, 18(4): 651-660.
- [222] VARSHNEY N, PATEL A, DENG Y S, et al. Abnormality detection inside blood vessels with mobile nanomachines[J]. IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications, 2018, 4(3): 189-194.
- [223] FARSAD N, GUO W S, ECKFORD A W. Tabletop molecular communication: Text messages through chemical signals[J]. PLoS One, 2013, 8(12): e82935.
- [224] FARSAD N, GUO W S, ECKFORD A. Molecular communication link[C]//2014 IEEE Conference on Computer Communications Workshops. Toronto: IEEE, 2014: 107-108.
- [225] 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): R167-R181.
- [226] KISSELEFF S, SCHOBBER R, GERSTACKER W H. Magnetic nanoparticle based interface for molecular communication systems[J]. IEEE Communications Letters, 2017, 21(2): 258-261.
- [227] UNTERWEGER H, KIRCHNER J, WICKE W, et al. Experimental molecular communication testbed based on magnetic nanoparticles in duct flow[C]//2018 IEEE 19th International Workshop on Signal Processing Advances in Wireless Communications. Kalamata: IEEE, 2018: 1-5.
- [228] 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. Montreal: IEEE, 2019: 1-4.
- [229] GREBENSTEIN L, KIRCHNER J, WICKE W, et al. A molecular communication testbed based on proton pumping bacteria: Methods and data[J]. IEEE Transactions on Molecular, Biological and Multi-Scale Communications, 2019, 5(1): 56-62.
- [230] GREBENSTEIN L, KIRCHNER J, PEIXOTO R S, et al. Biological optical-to-chemical signal conversion interface: A small-scale modulator for molecular communications[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2019, 18(1): 31-42.
- [231] ASHWINI R, VIJAYANAND S, HEMAPRIYA J. Photonic potential of haloarchaeal pigment bacteriorhodopsin for future electronics: A review[J]. Current Microbiology, 2017, 74(8): 996-1002.
- [232] KOO B H, KIM H J, KWON J Y, et al. Deep learning-based human implantable nano molecular communications[C]//2020 IEEE International Conference on Communications. Dublin: IEEE, 2020: 1-7.
- [233] SOHN B K, CHO B W, KIM C S, et al. ISFET glucose and sucrose sensors by using platinum electrode and photo-crosslinkable polymers[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997, 41(1/2/3): 7-11.
- [234] ABBASZADEH M, LI W Q, LIN L, et al. Mutual information and noise distributions of molecular signals using laser induced fluorescence[C]//2019 IEEE Global Communications Conference. Waikoloa: IEEE, 2019: 1-6.
- [235] LUO T, ZHENG R F, SONG J, et al. A small-scale modulator of electric-to-biological signal conversion for synthetic molecular communications[C]//2020 IEEE International Conference on Communications. Dublin: IEEE, 2020: 1-7.
- [236] LEE C M, KOO B, KIM N R, et al. Molecular MIMO communication link[C]//2015 IEEE Conference on Computer Communications Workshops. Hong Kong: IEEE, 2015: 13-14.

- [237] KOO B H, LEE C M, YILMAZ H B, et al. Molecular MIMO: From theory to prototype[J]. IEEE Journal on Selected Areas in Communications, 2016, 34(3): 600-614.
- [238] LEE C M, KOO B, KIM N R, et al. Demo: molecular MIMO with drift[C]//Proceedings of the 21st Annual International Conference on Mobile Computing and Networking. New York: ACM, 2015: 201-203.

### 作者简介



**林 林** 男, 1982 年生于辽宁省抚顺市。现为同济大学电子与信息工程学院副教授, 博士生导师。主要研究方向为分子通信、神经通信与纳米物联网。

E-mail: fxlinlin@tongji.edu.cn



**黄 莉** 女, 1995 年生于贵州省兴义市。现为同济大学电子与信息工程学院控制科学与工程专业博士研究生。主要研究方向为分子通信、神经通信与纳米物联网。

E-mail: 1991450850@qq.com



**孔 磊** 男, 1989 年生于湖北省仙桃市。现为中国移动通信有限公司研究院研究员。主要研究方向为分子通信、纳米机器、微域通信技术。

E-mail: konglei@chinamobile.com



**刘富强** 男, 1965 年出生。现任同济大学教授, 博士生导师, 嵌入式系统与计算教育部重点实验室副主任, 信息与通信工程专业委员会主任, 生物医学工程学科委员会委员。主要研究方向为 5G 通信及其在智能网联汽车和智能交通中的应用、人工智能及其图像分析应用、基于信息通信技术的创新设计与创业等。

E-mail: liufuqiang@tongji.edu.cn



**闫浩(通讯作者)** 女, 1982 年出生于吉林省吉林市。现为上海交通大学电子信息与电气工程学院副教授。主要研究方向为分子通信与光电检测。

E-mail: yan\_hao@sjtu.edu.cn