分子通信的微流控脉冲成形方法

Maryam Kahvazi Zadeh、Iman Mokari Bolhassan 和 Murat Kuscu

arXiv:2301.05576v1 [cs.ET] 13 Jan 2023

摘要——**分子通信是一种受生物启发的通信方式，它利用分子形式的化学信号，在空间上彼此分离的实体之间交换信息。脉冲成形是所有通信系统中的重要环节，它通过调整传输信号的波形，使之匹配通信信道的特性，从而实现可靠、高速的信息传输。在分子通信系统中，发射器和接收器等组件采用非传统架构，而分子通信信道具有复杂、非线性且随时间变化的特性，因此脉冲成形尤为重要。尽管已有若干针对分子通信的脉冲成形方法在理论上被提出，但其实际可行性和性能仍不确定。此外，近期提出的大多数依赖微流控技术的实验性分子通信测试平台，都缺少可编程的脉冲成形方法，这阻碍了在实际环境中对分子通信技术进行准确评估。为应对微流控分子通信系统中脉冲成形所面临的挑战，我们全面综述了已通过实验验证的实用微流控化学波形生成技术；这些技术的架构可为微流控分子通信系统和测试平台的脉冲成形方法设计提供参考。这些技术包括基于流体动力学力场、声流体力场以及电化学反应的方法。我们还讨论了这些技术的基本工作机制和系统架构，并从时空分辨率、选择性、系统复杂度以及其他与分子通信应用相关的性能指标等方面比较其性能，同时评估它们在实际分子通信应用中的可行性。**

索引词—**分子通信、脉冲成形、微流控、测试平台、流体动力学门控、声流控**

I. 引言

The 通过分子和化学反应处理并交换信息的非常规通信系统正在迅速发展，成为一个前景广阔的研究领域，有望彻底革新计算与通信，并将连接能力拓展至微纳尺度的生物设备和实体。分子通信（MC）是一种受生物启发的通信方式，利用分子对信息进行编码、传输和接收，在活细胞之间已十分普遍 [1], [2]。分子通信是一个高度跨学科的研究领域，处于信息与通信技术（信息与通信技术，ICT）、微纳技术和生物技术的交汇处。借助分子通信系统，可以实现各种范式变革性的应用，尤其是在生物医学领域。设想中的应用大多涉及疾病的早期诊断和治疗，例如连续健康监测、纳米医学中的靶向药物递送、人工器官和芯片实验室。在这些应用中，出于生物相容性方面的考虑，电磁信号并不可取；或者由于物理限制，电磁信号无法使用 [3], [4], [5], [6], [7]。此外，分子通信还可用于工业场景，监测化学反应器和纳米尺度制造，也可用于规模更大的实践，例如监测污染物排放以及确保石油运输安全、清洁 [8], [9]。

不同于通常使用电磁信号作为通信载体的传统通信系统，分子通信使用化学信号，如图1所示。从概念上讲，分子通信系统中的发射器将分子释放到流体介质中，分子通过扩散和/或漂移在其中传播，其中一部分最终到达分子通信接收器。通常，信息分子会在接收器处引发某种反应，接收器通过该反应检测并解码所传输的信息；这些信息编码在分子某种可区分的属性中，例如其浓度、类型或从发射器释放的时间 [10],[11], [12]。

尽管分子通信的理论方面已得到广泛研究，但关于分子通信组件和系统的设计与原型开发等实践方面，仍有待充分探索 [2]。这在一定程度上是因为构建此类多物理场、多尺度系统需要高度跨学科的技术知识和工具 [13], [14]。尽管存在这些问题，研究人员仍在微流控测试平台上开展了多项实验研究，这些平台能够复现分子通信应用通常所考虑的生物环境中的流动条件 [15], [16]。然而，仍存在一些重要挑战，包括无法高分辨率控制微流控通道内分子的时空分布，这妨碍了对理论信道模型进行准确的实验验证，也阻碍了对已开发的分子通信调制与检测技术进行测试和改进 [17], [2], [11]。

脉冲成形对所有通信系统都至关重要。它根据通信信道的特性（例如带宽）调整待传输信号的波形（见图 2），从而实现准确、高速的信息传输，最大限度地降低噪声和码间干扰（ISI）的影响，最终改善

作者来自纳米/生物/物理信息与通信实验室（CALICO实验室）、电气与电子工程系、科奇大学，伊斯坦布尔，土耳其（通讯作者电子邮箱：{mzadeh22、mkuscu}@ku.edu.tr）。本研究部分得到了欧盟地平线 2020 研究与创新计划玛丽·斯克沃多夫斯卡-居里个人奖学金（资助协议 101028935）的支持，以及土耳其科学技术研究委员会（TÜBİTAK）的资助（资助编号120E301）。

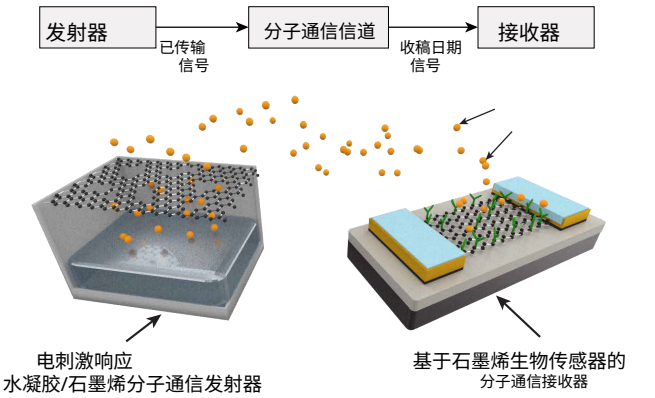

图 1：基于纳米材料的发射器和接收器构成的分子通信系统概念示意图 [2]。

接收信号强度，或等效地说，信干噪比（SINR） [18]。流体分子通信信道具有独特的特性，与传统的电磁对应系统截然不同，例如信息载体（即分子）扩散缓慢所导致的低通特性，因此，脉冲成形在分子通信（MC）中的重要性更加突出 [4], [19]。此外，分子通信系统发射器和接收器组件独特的微纳尺度结构，会给编码在分子中的消息传输与接收带来更多挑战 [2], [20], [21]。而且，信息载体的离散特性要求我们重新审视传统的脉冲成形技术；这类技术通常是针对连续信息载体（如电磁波）开发的。

MC 中通信信道、信息载体、发射器和接收器架构的本质截然不同，也为脉冲成形创造了独特的机会，其中一些机会已得到探索。例如，研究人员利用不同大小分子的不同扩散特性，形成了由多种分子组成且混合比例明确的多种 MC 信号波形 [22]。此外，已有研究表明，可以调节分子与特定酶发生化学反应的时间和持续时长，从而在微流控通道内形成定义明确的分子通信脉冲 [13], [23]。此外，也有研究尝试控制传播介质（即通信信道）边界的物理特性，以形成任意的分子通信脉冲形状 [24], [25]。尽管这些方法表明脉冲成形能够提升 MC 性能，但由于尚未经过实验验证，所用技术的实用性及其实际性能仍存疑。

在微流控系统中生成定义明确且可调的化学波形和浓度梯度，也引起了 MC 以外多个研究领域的广泛关注。例如，在生物学研究中，为了在微流控芯片实验室系统中动态控制培养的生物细胞和组织的细胞外基质（ECM）的分子组成，人们开展了

任意浓度波形发生器的开发

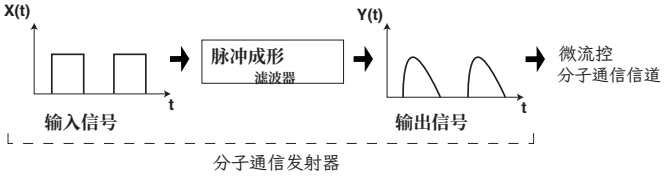

图 2：微流控分子通信系统中脉冲成形的整体方案。

[26]。所提出的技术利用不同的外力场（如声场或流体动力力场），或电化学反应，以高分辨率调控微流控通道内分子的时空分布，并生成形状任意且定义明确的浓度波形 [27], [28], [29], [30]。根据外部控制的性质，波形发生器的系统架构在复杂度方面呈现出很大的多样性。它们在所生成波形的选择性、重复性和时空分辨率方面的性能也存在显著差异。尽管如此，这些技术的实用性和性能已通过大量实验研究得到验证，因此有望作为外部控制的脉冲成形技术，应用于实际的微流控分子通信系统和测试平台。

在这篇综述文章中，我们旨在深入分析微流控化学波形生成方法，为实际微流控分子通信测试平台和系统中的脉冲成形技术设计提供参考。我们将全面概述这些技术，包括其工作机制、系统架构以及外部控制所需的其他组件。我们还将从时空分辨率与控制、选择性和系统复杂度等方面对这些方法进行比较分析，并评估其在各种实际分子通信应用中的可行性。我们相信，这篇综述将为致力于分子通信领域创新的研究人员提供有价值的参考，通过详细考察这些方法及其在微流控分子通信测试平台和系统中的适用性，帮助弥合理论与实践之间的差距。

本文其余部分安排如下：第二节探讨脉冲成形在分子通信中的重要性，并回顾分子通信文献中为此提出的各种方法。接下来一节将深入介绍微流控化学波形生成技术，这些技术能够生成可编程的动态化学信号；我们将考察其基本机制、系统架构以及实现外部控制所需的其他组件。随后，在第四节中，我们将从时空分辨率与控制、选择性、重复性、对传播的控制以及系统复杂度等方面，全面评估各项脉冲成形技术的性能。第五节还将讨论这些技术集成到实际分子通信应用中的可行性。最后，我们将在第六节总结全文。

II. 分子通信中的脉冲成形

分子通信系统中各组件（如发射器、通道和接收器）的特性带来了额外的通信挑战，凸显了在分子通信系统中进行脉冲成形的必要性。例如，在发射端，由于分子生成和存储容量有限，因此有必要设计分子高效脉冲，以有效传输信息分子。此外，分子通信信道的低通特性通常依赖于扩散，这会导致分子信号在微流控通道中传播时产生显著的空间弥散 [22]。这可能造成严重的符号间干扰，从而限制分子通信信道所能达到的数据速率 [2]。此外，实际的分子通信接收器（如纳米生物传感器和工程菌）通常采用配体受体，它们以有限的反应速率选择性地与传输的信息分子（即配体）相互作用，进一步加剧了接收端观测到的符号间干扰。再者，带有配体受体的分子通信接收器通常对输入的配体浓度呈现非线性响应，因此，当接收信号中的配体浓度未经过优化时，受体饱和可能会对其造成严重影响。同样，对于基于配体—受体的分子通信接收器，检测准确度取决于接收到的配体浓度；如果受体接触配体浓度的时间很短，由于反应速率有限，可能没有足够数量的结合受体用于检测 [31]。

为克服端到端分子通信信道所面临的独特挑战，可以根据发射器采用的调制技术对传输脉冲进行优化。仅进行优化本身并不足够，因为我们还需要能够生成优化后分子通信脉冲形状的实用系统，以克服与该系统相关的挑战 [22], [32], [25]。文献中提出了一些用于分子通信的脉冲成形方法，以应对其中的部分挑战；本节余下部分将对这些方法进行综述。

A. 基于分子传播特性的脉冲成形

不同类型分子的传播特性存在差异，可以利用这种差异来塑造发射和接收的
分子通信系统中的分子信号。例如，Wicke 等人 [22]提出了一种分子通信脉冲整形方法，该方法利用不同尺寸分子的扩散系数差异。在发射器处，他们据此调整并优化分子尺寸混合物，以确保信号电平既达到最低值，也不超过最高值。设置最低信号电平是为了检测信号是否存在，设置最高信号电平则是为了在预定的检测窗口内检测信号是否不存在。与将所有分子混合在一起相比，采用这种方法可以针对任何所需的检测时长，优化选择合适的分子尺寸。此外，他们的优化框架还可扩展至以下情况：不同类型分子的信道冲激响应（CIR）

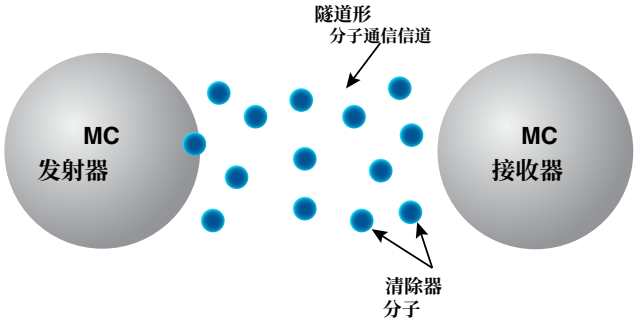

图 3：用于基于扩散的分子通信系统的圆柱隧道形环境 [25]。

取决于尺寸以外的分子属性，或者只能通过复杂反应性环境中的实验或仿真来确定。

B. 基于化学反应的脉冲成形

通过调节受控微流控系统中化学反应的速率和持续时间，以及反应物（即输入分子）的浓度，可以对反应产物（即输出分子）的时域浓度分布进行设计，以实现信息编码。在 [13], 中，作者提出了一种基于触发性化学输入的分子通信脉冲发生器，可生成预先定义的分子浓度脉冲。这些脉冲在系统的发射器部分成形，随后被传入微流控通道并在其中传播。该设计由采用标准化且可复现组件的微流控系统构成，其几何结构和流动条件有助于有效确定最终的脉冲形状。所提出方法中的脉冲生成机制受到细胞基因调控网络中观察到的模式启发，并且与分子通信文献 [33], [34], [35]中研究的分子脉冲调制技术兼容。该研究还提出了一种建模与分析框架方法，通过集成受生化过程启发的其他微流控组件，使生成的脉冲形状更加多样化。

同一研究团队还开发了一种微流控接收器，在 [23] 中利用阈值处理和放大反应，将接收到的信号解调为以分子浓度表示的矩形输出信号。作为一项解析研究的一部分，研究人员对微流控组件进行了表征，以确定分子浓度、流体黏度、扩散系数以及样品注入系统的时间长度等多种设计参数如何影响所生成的脉冲和解调后的信号。为了优化发射器设计，作者提出了反应通道长度优化流程，以控制发射器处的最大输出脉冲浓度。随后，他们推导出连续两个输入信号之间的时间间隔约束，以确保连续传输形状一致且未失真的脉冲。

C. 基于隧道的脉冲成形

为降低基于扩散的分子通信中传输分子的接收命中时间分布方差（该方差会导致较大的传播时延和符号间干扰），[25]中的作者提出为分子通信开发一种基于隧道的脉冲成形方法。该方法依赖于使用一种称为分子清除器的特殊分子。这些分子会清除分子通信信道中上一次传输后残留的信息分子，从而控制接收信号的形状。在这项研究中，作者提出了一种系统：分子通信信道周围环绕着类乙酰胆碱酯酶破坏分子，以在发射器与接收器之间构建一条隧道，如图 3 所示。使用分子清除器的灵感源自生物体神经肌肉接头（NMJs）中观察到的乙酰胆碱（ACh）与乙酰胆碱酯酶（AChE）之间的相互作用。神经肌肉接头（NMJs）通过称为突触间隙的细胞间隙连接肌细胞和神经细胞。乙酰胆碱酯酶（AChE）分子在信使乙酰胆碱分子传递收缩信号后将其破坏，使肌细胞恢复静息状态。值得注意的是，所提出的基于隧道的脉冲成形方法与其他传统脉冲技术和分子通信脉冲技术的工作方式截然不同：在该方法中，通过化学反应实现的脉冲成形是在信道内部利用分子清除器完成的。

这样可以降低接收信号方差，并为下一个信号清理通信信道。因此，所提出的基于隧道的脉冲成形方法借助破坏分子以及隧道几何形状的引导，控制分子信号的扩散及其形状，从而降低接收信号方差和符号间干扰，显著提高信道容量。

III. 微流控脉冲成形方法

能够在微流控通道中生成具有可编程形状的动态化学信号的微流控化学波形生成技术，近期在生物学研究的多个领域引起了广泛关注。这些研究涉及生理过程的监测与调控，例如免疫反应、发育、胚胎发生和癌症转移 [36]。该领域中化学波形生成的一项重要应用，是动态控制活细胞细胞外基质中的化学成分

在微流控平台中培养，从而确保高时空分辨率 [37]。

本节简要回顾几种微流控化学波形生成技术的运行机制和关键特性；后续章节将对这些技术进行详细比较，以全面评估它们作为脉冲成形技术应用于微流控分子通信测试平台和系统的潜力。

A. 流体动力学方法

微流控通道中的化学浓度波形可以通过流体动力学控制形成，从而利用流速和方向的调制来调节分子注入微流控

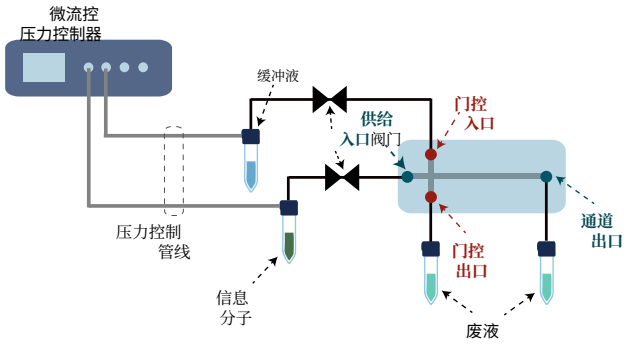

图4：基于流体动力学门控的浓度波形生成微流控系统装置示意图。

通道的注入速率，并塑造其在通道内传播的浓度波形。

流体动力学门控是应用最广泛的流体动力学波形生成技术之一，有望在微流控通道中生成丰富多样的动态化学浓度分布。这种方法精度高，同时易于实现和操作 [38], [39]。图 4 从概念上展示了一个用于实现流体动力学门控的微流控装置示例：十字形微流控通道可采用聚二甲基硅氧烷（PDMS）聚合物，通过软光刻技术制造；微通道入口处的压力则可通过定制或商用压力控制系统（如可编程注射泵）进行控制。因此，在该装置中，通过开启和关闭来自供液入口的层流，可以实现流体动力学门控；该层流输送目标分子，使其经过由门控入口提供的开关调制层流。当门控入口的流动开启时，会在横截面上产生垂直方向的流体动力，其强度足以切断来自供液入口的流动。因此，在流体动力学门控开启期间，由供液入口的连续流输送的分子无法进入微流控通道，而是被导向门控出口。另一方面，当门控短暂关闭时，垂直方向的流体动力消失，因此来自供液入口的分子便会被注入微流控通道。因而，门控持续时间对于调节通道内传播的脉冲宽度至关重要。影响生成的化学波形形状的其他关键设计参数包括供液入口和门控入口处施加的绝对及相对流速或压力，以及由供液入口输送的分子浓度 [28]。由于流体动力门控法涉及的设计参数相对较少，且可通过先进的微纳加工技术和压力控制装置进行精细调节，因此具有高度的可重复性，这对于获得可靠且可交流的实验结果至关重要。实验已证明，该技术能够生成频率、振幅和形状各异的化学脉冲及脉冲序列

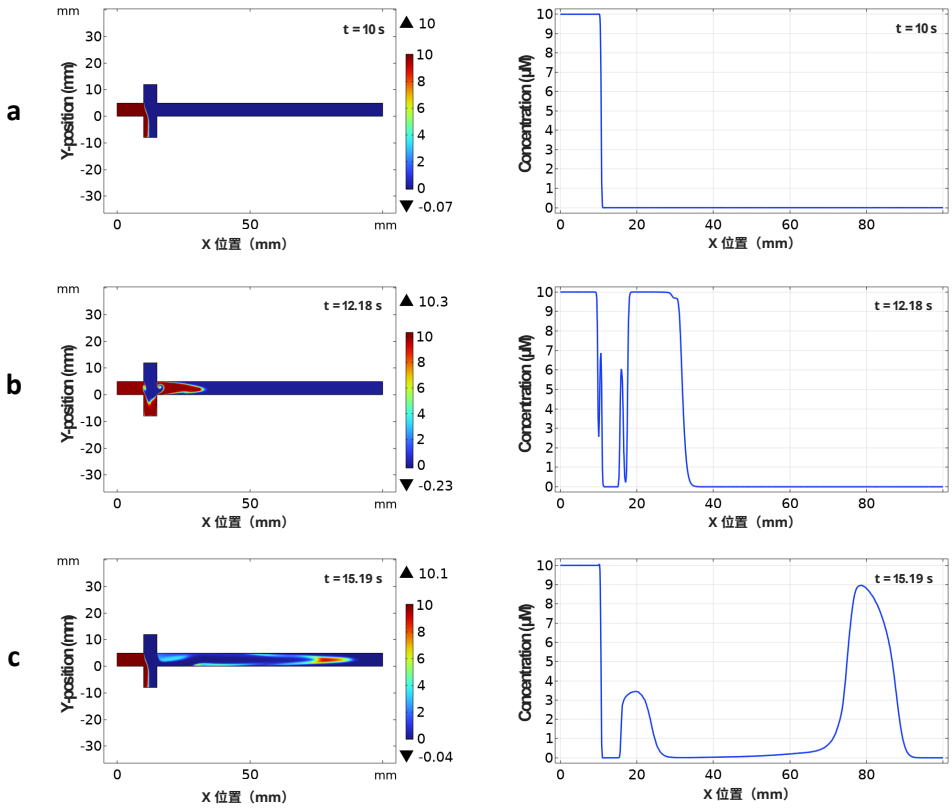

图 5：在三个不同时间点采样的浓度脉冲示意图：(a) t = 10.00s、(b) t = 12.18s 和 (c) t = 15.19s，分别对应流体动力学门控过程的不同状态。(a) 和 (c) 表示门控状态，(b) 表示注入状态。使用 COMSOL Multiphysics 进行仿真。

[38], [28], [40],[41]。

为了验证流体动力门控法所承诺的高时空控制精度，我们使用 COMSOL Multiphysics 进行了有限元模拟，结果见图 5。图左侧展示了在特定时间采样得到的分子二维浓度分布；右侧的图则绘制了使用位于通道正中间的浓度探针，沿整个微流控通道从供液入口到通道出口采集的分子浓度。相应地，图中给出了三种基本状态下观察到的浓度分布：(a) 第一个门控状态，(b) 注入状态，(c) 第二个门控状态。在第一个门控状态 (a) 下，门控入口施加的垂直流会将所有从供液入口流入的分子导向门控出口，使其无法穿过横截面进入微流控通道。然而，在注入状态下，门控流会短暂关闭，使少量分子能够进入微流控通道，而不被导流。当门控流再次开启时，系统便恢复到初始状态，进入微流控通道的分子传输随即停止。因此，会产生一个短暂的分子浓度脉冲，并继续向通道出口传播。随着浓度脉冲沿微流控通道传播，由于常规传输伴随的扩散传输，脉冲会发生弥散。扩散与对流的相互作用决定了脉冲弥散；在分子通信应用中，这是一项与符号间干扰直接相关的重要指标。

为了观察符号间干扰（ISI），我们还使用流体动力门控技术仿真了连续生成短浓度脉冲的过程。图 6 展示了在相同门控持续时间和均匀脉冲生成间隔下生成的五个连续浓度脉冲的二维和一维传播分布。可以观察到弥散对各个浓度脉冲宽度和峰值幅度的影响。尽管在此设置下，给定特定通道长度时，各脉冲峰很容易区分，但可以发现，随着连续脉冲接近微流控通道末端，它们之间的干扰会增加。这些结果凸显了生成短浓度脉冲对于避免或尽量减少符号间干扰的重要性。

图 7 展示了在通道内两个不同位置（中点和出口）测得的连续脉冲浓度随时间的变化，以便更好地说明

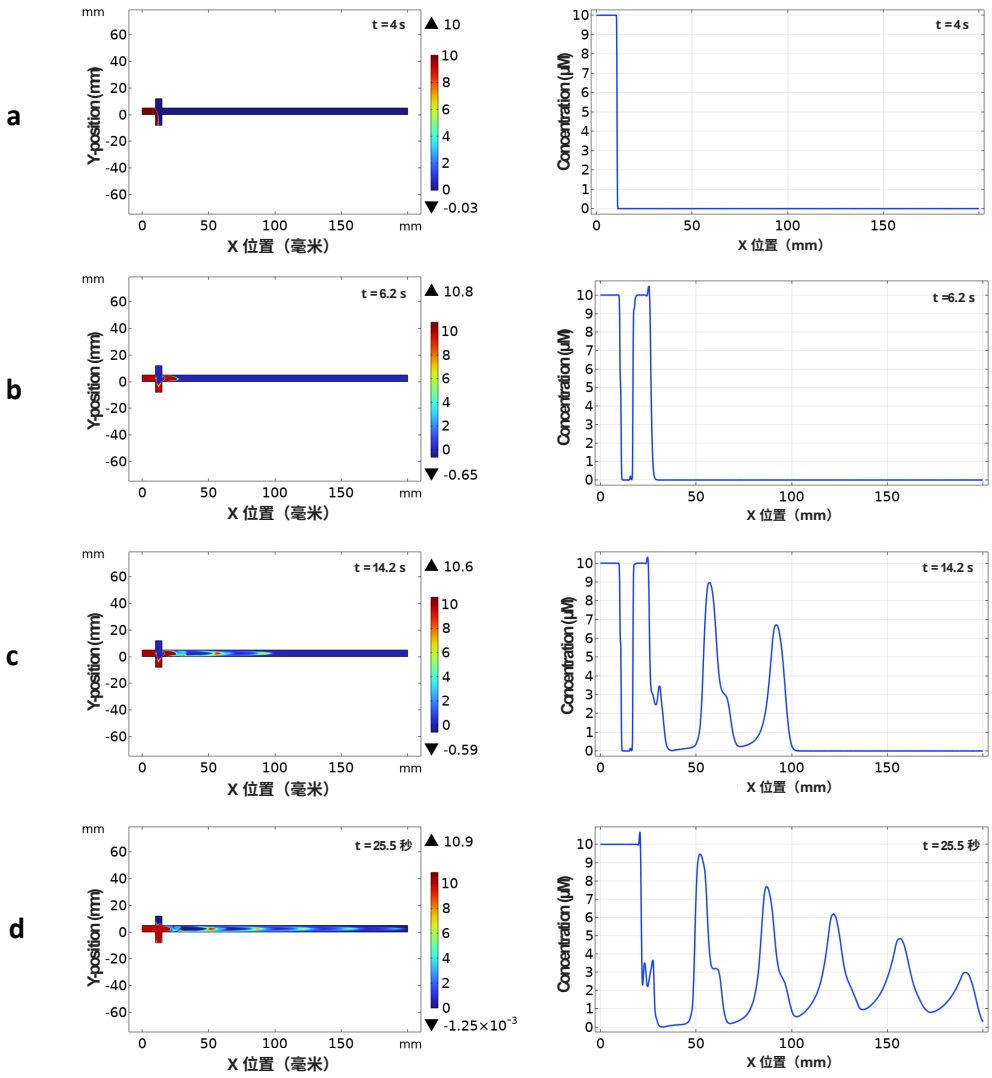

图 6：在四个不同时间点采样的连续浓度脉冲示意图：(a) t = 4.00s，(b) t = 6.20s，(c) t = 14.20s 和 (d) t = 25.50s。通过在周期性时间点从上部入口施加门控流，可在分子通信信道中生成并传播连续浓度脉冲。使用 COMSOL Multiphysics 进行仿真。

弥散对峰值幅度和脉冲宽度的影响。图的左侧显示了所有脉冲的浓度分布，右侧则显示了通道中点和出口处第一个脉冲的浓度分布。对第一个传输脉冲的幅度和宽度进行分析表明，弥散效应在通道出口处更加显著。还可以观察到，最后一个传播脉冲的峰值低于其他五个脉冲。这是因为最后一次门控并生成脉冲后，微通道内的流速显著降低，导致仍在通道中传播的最后一个生成脉冲缓慢地向出口移动，并产生更强的弥散。

通过电控，可进一步提升水动力浓度波形生成方法的可编程性，具体而言，采用响应时间短的电控微流控阀来调节缓冲液和化学溶液的注入速率。借助电气工程和流体力学中的概念与工具，该微流控系统能够快速、准确地生成时变浓度和任意波形。在此系统中，浓度波形通过脉宽调制（PWM）进行调制，这是一种利用数字输入生成模拟信号的标准方法。

一种结合流体动力学门控和电控的微流控平台示例已在 [42] 中实现。如图 8(a) 所示，所提出的系统由三个相互连接、功能各异的微流控芯片组成：(i) 滤波芯片，(ii) 电阻芯片，以及 (iii) 混合器芯片。滤波芯片由一个覆有弹性膜的腔体和一条蛇形通道组成，前者用作微流控电容器，后者用作微流控

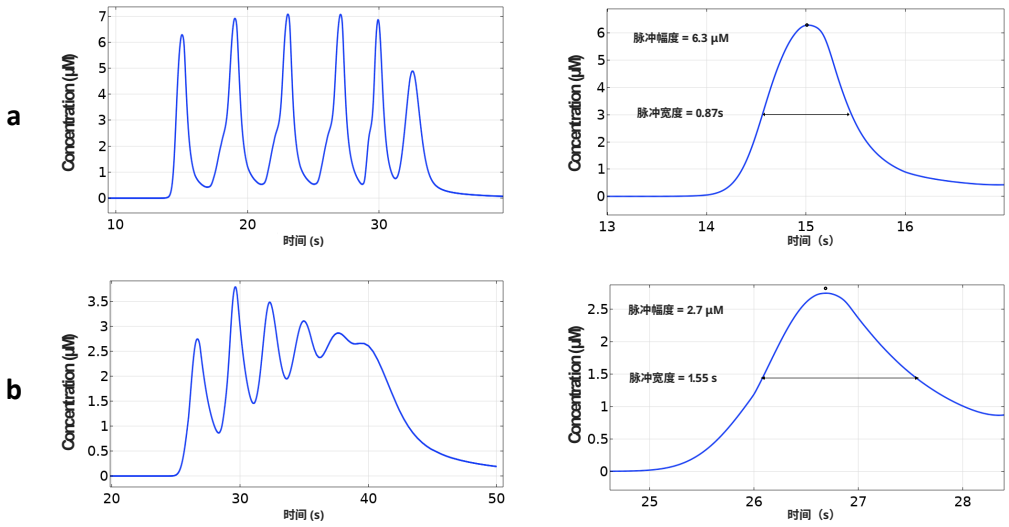

图 7：连续脉冲的浓度分布随时间变化的示意图，图中显示了在通道的两个不同位置定期采样得到的时间点：(a) 通道中点 (b) 通道出口。图的左侧显示所有连续脉冲随时间传播的情况，右侧则仅展示第一个已传输脉冲经过通道中点和出口时的传播分布。这些仿真使用 COMSOL Multiphysics 完成。

电阻器。电阻芯片包含一条蛇形通道，而混合器芯片则设有一条 Y形通道。该系统中有三个储液池。其中一个储液池装有缓冲液，即去离子（DI）水；另外两个储液池装有荧光素溶液。这两个储液池通过一个选择阀与滤波芯片的入口相连，并位于不同高度，以产生不同的静水压力。尽管这两种溶液的浓度相同，但将流量选择阀调节为在两者之间切换时，瞬时输出流速会有所不同，因此单位时间内流入滤波芯片的溶液体积也不同。

滤波芯片结合使用电容器和电阻器，以衰减PWM信号中的高频分量。通过由弹性膜封盖的腔体，电容器允许低频信号通过，同时阻挡高频信号；而蛇形通道电阻器则为电流流动提供阻力，并决定滤波电路对输入信号变化作出响应的速度。滤波器会产生与PWM信号平均脉冲周期相对应的模拟输出信号；通过改变电容器和电阻器的设计参数，可以调节滤波器的具体响应特性，例如时间常数和截止频率。一个装有缓冲液的储液槽通过截止阀与电阻芯片的入口相连，从而可以手动关闭溶液供给。混合器芯片用于将溶液与缓冲液混合，以生成在微流控通道中传播的最终浓度波形。通过连接注射泵连接到混合器的出口，而非系统入口，便可按恒定流速抽取液体。需要注意的是，这种配置对于此类复杂微流控系统尤其有用，因为在多个互连芯片之间维持稳定且一致的流动条件十分重要。如图8(b)所示，采用这种配置后，PWM信号（上图）会转换为目标信号，即下图中的红色正弦波。此外，对PWM信号进行低通滤波后，可得到实际信号（下图中蓝色的不规则正弦波），其与目标红色正弦信号非常相似。微流控器件采用电控PWM技术后，系统便能够快速、以可编程方式生成正弦波、三角波、锯齿波、方波乃至更复杂的波形，并具有很高的精度，因此该技术在微流控分子通信系统的脉冲成形方面前景广阔 [42]。

B. 电化学方法

化学浓度波形也可以通过电控形成，其方法是利用置于微流控通道内的电极表面上，传播分子发生的电化学反应，例如还原-氧化（氧化还原）反应。因此，在这种方法中，通过以不同方式布置电极，反应、扩散和对流过程相互作用，可沿微流控通道生成浓度梯度。通过对施加于电极的电势进行空间和时间调制，还可以控制所得浓度梯度或波形的形状，从而调节电化学反应的速率

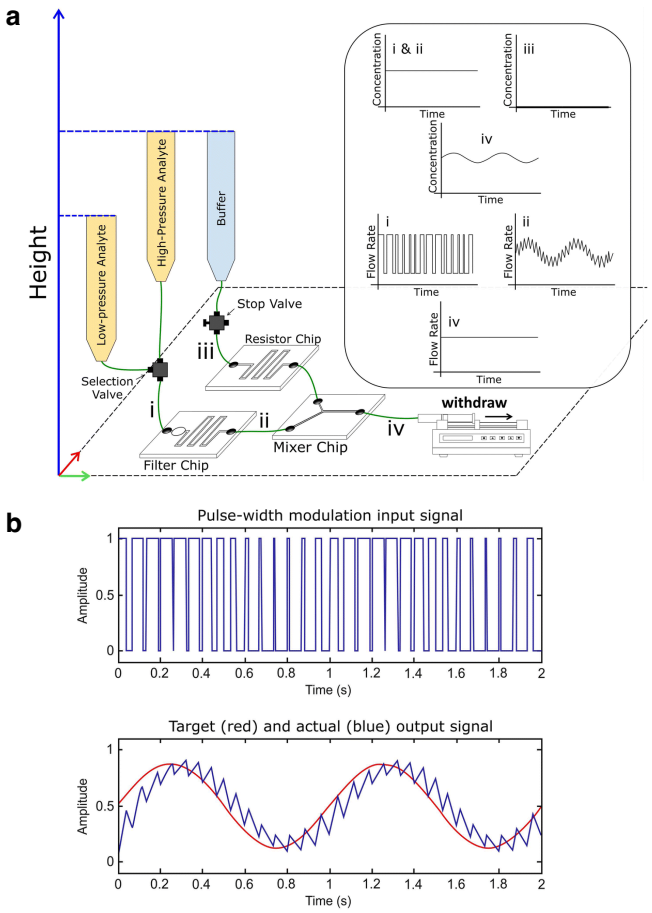

图8：一种旨在通过流体动力学生成化学波形的可编程微流控器件。(b) 上图为输入PWM信号，Y轴表示流速；下图为输出信号（锯齿状正弦波），Y轴表示浓度。经 [42] 许可转载。

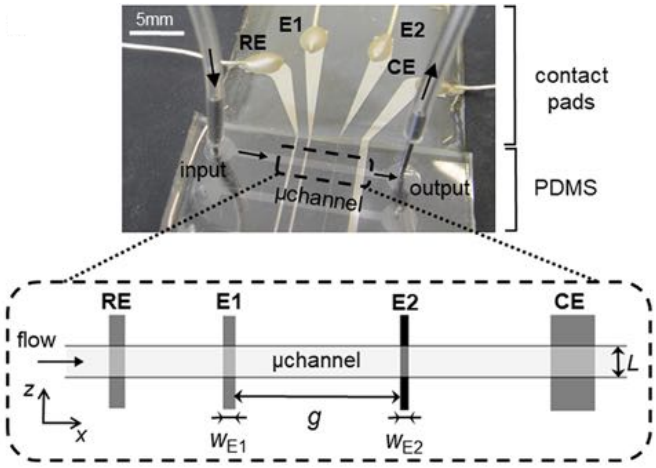

图9：一种用于电化学生成化学波形的典型微流控器件，由放置在矩形微流控通道底部的参比电极（RE）、两个工作电极（E1、E2）和一个对电极（CE）组成。经 [27] 许可转载。

反应 [43]。该技术的典型实现方式采用一种微流控器件，其中包含四个电极，即两个工作电极（E1、E2）、一个参比电极（RF）和一个对电极（CE）；所有电极均位于矩形微流控通道底部，构成双通道电极配置，如图 9 [27] 所示。在此示例装置中，伪参比电极位于通道上游部分，以便在运行过程中保持基准电势稳定。微流控通道内充满电中性分子溶液，并以恒定流速从通道入口持续供液。当第一个工作电极 E1 的电势开启时，中性分子在对流和扩散作用下经过电极，并发生氧化反应，转化为电活性分子。与此同时，对电极作为工作电极处生成的氧化分子发生还原反应的位置，使整体反应得以平稳、高效地进行 [44]。生成的电活性分子沿下游方向传播

微流控通道中的浓度波形取决于施加于E1的电势持续时间和大小，以及通道中的流速和分子的扩散系数。因此，在其他系统参数保持不变时，施加于E1的电势可以单独调制所生成的浓度波形。第二个电极E2的作用是监测生成的波形在通道中的传播，并通过还原反应将其转化回中性分子。因此，具有两个工作电极的整个系统可视为工作在发生器-收集器模式。需要注意的是，E1和E2电极之间的电势差会沿微流控通道产生电场，除了流体动力外，该电场还会促进分子向下游输运。

理论上和实验上均已证明，通过调制第一个工作电极的电势 [27], [36]，电化学方法能够生成各种浓度波形。根据图 10 所示的仿真结果，生成的波形可呈现多种形状，例如峰和塞状脉冲，具体取决于施加电势的持续时间。图的上半部分展示了四种不同浓度脉冲形状的二维浓度分布，这些脉冲可在电极 E1 和 E2 之间生成（如图的下半部分所示）。这些结果通过有限元模拟获得，并在特定时间点进行采样。通过调整施加于 E1 的电势持续时间和大小，并改变微流控通道中的流速，即可生成这些独特的浓度脉冲形状。在微流控分子通信测试平台中使用电化学反应进行脉冲成形前景广阔。该技术可通过电气接口实现高度可编程性，也易于微型化并集成到

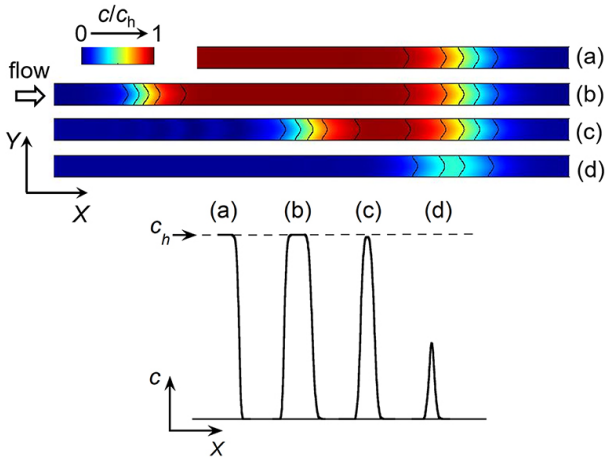

图 10：（上）在微流控器件中，于 E1 和 E2 电极之间选定的时间采样得到的电化学方法生成的化学浓度信号。（下）沿 x 轴对应的浓度波形。经许可转载自 [27]。

各种规模的分子通信测试平台中 [27]。

C. 声流体方法

声流控是指通过声学力在微流控结构中操控分子、纳米颗粒和生物实体。近年来，由于其无创性且易于集成到微流控系统中，声流控备受关注 [45]，[46]。在数百 kHz 至数十 MHz 的超声频率下产生的声振动力，其波长非常适合微流控通道尺度 [47]。该方法主要用于分离纳米颗粒、癌细胞、细菌、细胞外囊泡、血液成分、液滴及其他颗粒，这是生物分析研究中的一项基础过程 [48]。借助暴露于声场中的微混合器结构，声流控方法能够在微流控通道中生成时空调制浓度波形。微混合器通常是一个被捕获在微流控通道内的微气泡，可在声场作用下以特定频率振荡。微气泡的振荡将声学力转换为机械力，进而有助于快速混合缓冲液和溶液，使目标分子从入口输送至微流控通道 [30], [49]。

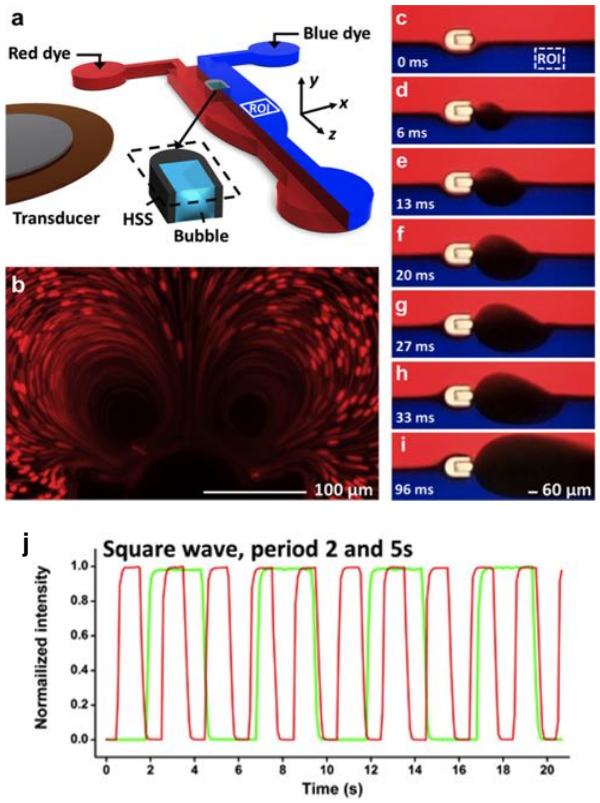

图11：声流控化学波形生成：(a) 配有HSS的典型装置示意图。放置在玻璃载玻片上、邻近微流控通道的压电换能器会产生低强度声波。产生的声波使捕获在HSS中的气泡振荡；HSS位于两种液体的界面处。(b) 气泡振荡期间的声学微流和流动回流。(c-i) 不同时刻观察到的声流控化学波形生成。当墨水溶液和缓冲液用作入口溶液时，通过监测感兴趣区域（ROI）的光密度来观察生成的化学波形。(j) 声信号以方波形式产生的化学波形示意图。经[37]许可转载。

在 [37], Ahmed等人提出了一种声流控化学波形发生器，通过声驱动振荡气泡主动混合缓冲液与目标化学溶液。该平台的示意图如图11(a)所示，它利用声场中的气泡振荡，在微流控通道内生成任意化学波形 [50]。该装置由一个单层聚二甲基硅氧烷微流控通道构成，设有两个入口和一个出口。不过，装置的结构（包括入口和出口的数量）可根据用途而变化。在此设置中，微流控通道配有一个用于捕获气泡的马蹄形结构（HSS）通过表面张力形成单个气泡。产生声场的压电换能器放置在微流控通道旁边。捕获气泡的膜在压电换能器产生的声力场作用下振荡，而该换能器由电子函数发生器控制。在气泡的共振频率下，气泡振荡幅度最大，而共振频率取决于气泡大小。在共振频率下，由于纳维–斯托克斯方程中的非线性二阶效应，流体中会产生压力梯度，从而驱动声学微流。捕获气泡振动时，微流形成的反向旋转涡旋会扰乱微通道层流状态下形成的平滑缓冲溶液界面。通过扰乱

界面，微流流束显著增强了沿垂直于层流方向的质量传递，从而有效混合液体。这称为混合开启状态。该混合过程如图11(c-i)所示。压电换能器短暂关闭声力场后，入口溶液停止混合，典型的层流再次显现。这称为混合关闭状态。在混合关闭状态下，声场消失后，流体动力成为系统的主导因素，从而使生成的化学波形沿通道传播。由于电场和声场响应迅速，系统可在开启和关闭状态之间快速切换，并将电信号转换为化学波形，使其沿通道传播，如图11(j)所示 [30]，[50], [51]。

IV. 脉冲成形性能讨论

本节从微流控分子通信测试平台和系统中脉冲成形的应用能力方面，考察并评估第III节介绍的微流控化学波形生成方法的性能。该能力根据若干关键性能指标进行评估，包括时空分辨率、复杂度、重复性、选择性和传播控制。表I给出了基于这些指标对各方法进行的汇总比较。

A. 时空分辨率

与所有通信系统一样，可实现的通信速率是分子通信系统的一项关键性能指标。分子通信中的通信速率取决于发射器侧的浓度脉冲生成速率，以及信道中可能导致生成脉冲在沿信道传播过程中发生失真和弥散的不理想因素，而这反过来又可能导致例如符号间干扰。为了能够在具有特定信道条件和接收器设计的实际分子通信测试平台中测试广泛的通信速率，发射器应能够以较高速率生成波形定义明确且持久稳定的浓度脉冲。可以根据时间分辨率来评估发射器的这一能力。另一方面，空间分辨率衡量的是发射器，即波形生成技术，生成定义明确的方形浓度波形的能力。换言之，它反映了所生成浓度波形的带宽。带宽越高，该方法能够在微流控通道内生成的浓度波形范围就越广。时间分辨率和空间分辨率均取决于波形生成技术的设计和运行机制，因此二者相互关联，本节将它们合并评估，并统称为时空分辨率。

流体动力学方法和电化学方法的时空分辨率处于中等水平。通过流体动力学方法生成的连续浓度脉冲中， [28], 20 脉冲之间的时间间隔为 500 ms，可注入微流控通道，这表明流体动力学方法能够生成时间分辨率约为 2 Hz 的化学波形。然而，由于微流控通道的带宽限制，脉冲沿通道传播时不可避免地会发生失真，导致该技术的空间分辨率下降。同样，已有报道的电化学方法时间分辨率为 2–4 Hz [27]。此外，这些方法生成的脉冲在生成后立即与方波相当（见图 5 和图 10），总体表明其时空分辨率处于中等水平。

与上述其他方法相比，据报道，声流体方法具有更高的时空分辨率。[37] 的实验结果表明，该方法的时间分辨率非常高，频率最高可达 30 Hz。此外，与其他技术相比，所生成的脉冲更接近方波（见图11），因此，声流体方法总体而言最有望用于支持高数据传输速率的微流控分子通信测试平台。

B. 传播控制

在微流控分子通信测试平台中，要准确测试分子通信调制和检测技术的性能并验证分子通信信道模型，不仅需要生成任意化学波形，还需要关注这些波形在微流控通道中的传播及其轮廓的演变。评估各方法的传播控制能力时，要考察生成脉冲的技术在多大程度上也能控制脉冲在通道内的传播，且不受生成过程影响。

在本文考察的化学波形生成方法中，电化学方法对所生成波形的传播具有最高程度的控制能力。在电化学方法中，分子与第一个工作电极之间的氧化还原反应会将电中性分子转化为电活性分子，这意味着这些分子会受到电场效应的影响。由于微流控通道中设有两个工作电极（E1 和 E2，见图9），且二者相隔一定距离，它们之间的电势差会沿通道产生电场，作用于所生成的电活性分子浓度信号。因此，根据电活性分子的极性以及电极间电势差的大小，可以在不受生成过程影响的情况下调制所生成浓度波形的传播特性 [43]。

然而，在流体动力学方法中，浓度波形的生成和传播均由流体动力控制。这限制了独立于通道内波形生成过程控制传播特性的能力。因此，与另外两种方法相比，流体动力学技术对所生成波形的传播具有中等程度的控制能力 [28]。

表I：基于关键性能指标的微流控脉冲成形方法比较

方法	时空分辨率	传播控制	重复性	选择性	系统复杂度
流体动力学方法	介质	介质	High	Low	Low
电化学方法	介质	High	介质	High	介质
声流体方法	High	Low	High	Low	High

另一方面，声流控方法对所生成波形的传播控制程度最低，因为声力场引起的气泡振荡会产生空间范围有限的涡旋，这些涡旋仅局限于 HSS 中气泡周围。因此，产生的振动力场无法延伸至微流控通道，从而限制了该方法动态调节所生成化学波形传播特性的能力。不过，通过调制通道内的流体动力（例如调节入口压力），可以改善该方法在传播控制方面的不足[37], [51]。

C. 重复性

化学波形生成技术的重复性可根据连续生成并注入微流控通道的波形中形状大致相同的波形数量来评估。重复性对于实际的分子通信测试平台和系统至关重要，因为分子通信场景通常需要连续传输多个浓度脉冲，例如评估符号间干扰的影响，并确定可实现的数据传输速率。

生成形状大致相同的波形，从而使每次传输都具有高重复性的一个重要因素，是微流控芯片结构的稳定性和耐久性，尤其是发射器部分。如图 6 和图11所示，采用流体动力学方法和声流控方法连续生成的脉冲，其波形大致相同，表明这些方法具有出色的重复性。这是因为，对于基于声学和流体动力学的方法，发射器结构和微流控芯片设计中涉及的所有参数都可以加以控制和设计，从而在生成浓度波形时实现极高的稳定性 [28], [37]。

另一方面，由于波形生成过程中涉及化学反应，因此电化学方法在长时间运行中的重复性可能较低。具体而言，电极表面的化学反应极易受到环境波动的影响，例如温度变化。其次，化学反应本质上属于随机过程，这也使电化学方法的重复性较低。

D. 选择性

在实际的分子通信应用中，分子通信信道中可能共存多种不同类型的分子，这些分子可能来自背景中的生物过程，也可能来自访问同一信道的其他分子通信网络。不同类型的分子共存会对通信过程造成显著干扰。研究人员已开发出若干理论检测和信道感知技术，以减轻或消除此类背景干扰或多用户干扰的影响 [31]。为了在干扰条件下测试这些方法的性能，并开发更实用的干扰应对技术，微流控分子通信测试平台应能够重现干扰条件。从发射器的角度来看，脉冲成形技术应能够有选择地控制波形生成过程，使其他干扰分子不受调制，而仅调制目标分子的浓度。由于波形生成过程中涉及的化学反应具有内在特异性，因此可以认为电化学波形生成方法能够在此类分子通信场景中支持选择性 [27]。

然而，在流体动力学方法中，分子浓度仅由流体动力调制，因此无法区分通道中共存的不同类型分子。在流体动力学波形生成中，能够实现选择性的唯一因素是分子的扩散系数，而扩散系数可能因分子大小不同而有所差异。然而，扩散对所生成波形形状的影响有限，仅表现为波形传播时的弥散，因此无法在分子通信测试平台的脉冲成形中实现所需的选择性水平。

与流体动力学方法类似，声流体方法的选择性较低。在这种方法中，换能器施加的外部声力场会调制困在HSS结构内气泡的振荡频率，进而仅通过流体动力间接影响结构周围分子的输运。由于声力场不会直接影响分子输运，因此该方法无法有选择地区分不同类型的分子。因此，这种方法中唯一可能导致选择性较低的因素，仍可能是取决于分子类型（即分子大小）的扩散系数。 [29], [37]。

E. 系统复杂度

微流控化学波形生成技术的复杂性，依据波形生成所需独立组件的数量及其异质性，以及组装包括微流控芯片和其他外部组件在内的整个系统以生成化学波形所采用的制造方法来评估。当然，复杂性较低的系统更受青睐，因为其制造过程更简便、成本更低；更重要的是，这类系统的可重复性更高。

声流控波形生成通常基于复杂的系统架构，涉及许多外部组件，例如能够产生低强度声波的压电换能器，以及用于捕获气泡的马蹄形结构（HSS）；声波会使气泡在微流控通道内振荡。

与另外两种方法相比，电化学波形生成方法的复杂度处于中等水平。在制造方面，系统架构由混合型聚二甲基硅氧烷-玻璃芯片构成。通过溅射机制，可在玻璃基底上以指定间距沉积电极。该方法的波形生成过程基于连续施加于电极的电势脉冲，以及随后发生在第一个工作电极上的分子电化学反应。因此，与声流控方法相比，电化学方法所需的制造过程简单得多，运行机制也更简单 [43], [27]。

另一方面，流体动力学方法的系统架构较为简单，基础层面仅包含一个基于聚二甲基硅氧烷的微流控芯片。需要注意的是，本文研究的所有微流控波形生成技术都采用微流控芯片和外部压力控制系统，以驱动流体在通道内流动。流体动力学方法的波形生成过程也相对简单，因为它只需要利用微流控系统固有的流体动力 [28], [27]。因此，与需要额外外力场（如声场）或电化学反应的其他方法相比，流体动力学方法是复杂度最低的波形生成方法。

V. 应用与可行性讨论

文献中设想的大多数分子通信应用，包括涉及体内环境的应用，都有望受益于集成在分子通信发射机架构中的高分辨率、可编程分子通信脉冲整形技术。这是因为，对生成的浓度脉冲波形进行高分辨率控制，有助于解决符号间干扰以及信道和发射机/接收机特性非线性、随时间变化所引发的问题，正如第 2 节所述。许多这类问题都需要生成各种浓度波形，有时还需要自适应地调节其特性，以提高信息传输的准确性。了解物理设计参数与生成的脉冲形状之间的关系，有助于揭示实际限制并确定进一步开展工程设计与优化的方向，也有助于设计出最优且实用的分子通信调制与检测技术。要超越普遍采用的假设——点发射机能够瞬时、脉冲式地释放分子——这种实践层面的理解至关重要，因为该假设缺乏实际意义 [2]。

本文讨论的微流控脉冲整形技术非常适合集成到微流控分子通信测试平台中。这些技术能够支持对更广泛的分子通信场景进行实际测试，并打造更准确、可编程的平台，用于优化和验证。在微流控分子通信测试平台中实现这些实用的分子通信脉冲整形技术，可立即为分子通信文献作出以下贡献：

- 能够准确测试现有或新型分子通信调制与检测方法，并有助于设计出切实可行、且与实际可生成的脉冲形状相兼容的分子通信技术。
- 从通信角度优化发射脉冲形状（例如矩形浓度脉冲的持续时间），以适应不同的实际分子通信信道以及接收器架构和配置，例如配备配体受体的分子通信接收器，其可能会因浓度脉冲幅度和持续时间而出现饱和。通过将所研究的脉冲整形技术集成到微流控分子通信测试平台中，便可轻松验证此类优化。
- 最终，在给定脉冲整形技术及其可生成的相应浓度波形集合的情况下，针对各种分子通信场景优化整个分子通信系统，包括物理接收器架构。

此外，将化学波形生成技术与分子通信工具和理论应用于微流控芯片，可显著推动芯片实验室和器官芯片技术的发展。例如，在微流控芯片中再现细胞群与组织之间的信号传导动力学，对于在器官芯片系统中实现器官功能至关重要。高分辨率、可编程的微流控脉冲整形技术能够在微流控芯片中实现各种分子通信调制技术，从而构建基于信息与通信技术的器官芯片平台，精准控制不同生物组分之间的化学信号模式，并为探究和研究信息流在微生理系统中的作用提供契机。这类基于信息与通信技术的平台可为药物递送和药物设计研究开辟新的途径。通过分子通信脉冲整形技术将信息与通信技术与微流控技术相结合，也将对生物医学传感器研究产生影响。这些跨学科平台能够对传感器架构进行信息论优化，以感测通过微流控分子通信脉冲整形技术生成的时变生物标志物浓度波形。

然而，需要指出的是，本文研究的化学波形生成技术均未在体内环境（例如人体内部）得到验证。这引出了一个问题：

微流控 MC 脉冲整形技术能否集成到实际的分子通信发射器中，用于体内分子通信应用。在体内环境中实现这些技术的主要挑战在于系统复杂度（如 IV-E 节所述），以及如何不受周围生物力场影响，独立地控制脉冲形状的时空分布。例如，声流体脉冲整形技术复杂度较高，需要精细调节外部声学换能器和用于气泡振荡的马蹄形结构，这可能会妨碍其在此类应用中的可行性。另一方面，尽管流体动力学方法的系统复杂度相对较低，但该方法通过调节流体动力力场（如流体流速）来实现脉冲整形，而这可能无法独立于生物流体（如血液）的流动条件进行控制。电化学方法虽然在系统复杂度和可扩展性方面具有优势，但所需的电化学反应可能会引发生物相容性问题。总之，目前研究的微流控 MC 脉冲成形方法尚不适合集成到体内分子通信应用中。不过，微纳技术的进一步发展可能会为提高这些方法的实用性带来新的机遇，或提供更适用于此类应用的替代脉冲成形方法。

VI. 结论

本文全面综述了实用的微流控化学波形生成技术，这些技术有望用作微流控分子通信系统和测试平台的脉冲成形方法。脉冲成形对于分子通信系统实现准确、高速的信息传输至关重要，因为分子通信信道固有的低通特性会导致分子信号在传播过程中发生显著弥散。对目标分子在微流控通道内的时空分布进行编程，对于拓展微流控分子通信测试平台的能力也至关重要。本文重点介绍的化学波形生成技术利用不同的外力（例如流体动力和声力场）或电化学反应，对分子在微流控通道内的时空分布进行编程。我们从工作机制和生成的浓度信号特征两方面分析了这些方法。为了准确评估这些技术在微流控分子通信系统和测试平台中的适用性及潜在用途，我们确定了一组关键性能指标，包括时空分辨率、传播控制、系统复杂度、重复性、选择性以及与广泛应用的兼容性。通过这一全面评估，我们旨在弥合分子通信技术理论与实践之间的差距。我们相信，这篇综述及其配套评估将帮助研究人员在微流控分子通信测试平台中集成可编程、高分辨率的脉冲成形技术，从而借助微流控通道内定义明确的MC信号波形，更准确地评估所开发的分子通信技术，例如调制和检测技术。

致谢

本研究部分得到了土耳其科学技术研究委员会（TÜBİTAK）资助，资助编号120E301；同时也得到了欧盟地平线 2020 研究与创新计划的支持，资助形式为玛丽·斯克沃多夫斯卡-居里个人奖学金，资助协议编号为 # 101028935。

参考文献

[1] I. F. Akyildiz、M. Pierobon 和 S. Balasubramaniam，“从理论到人类健康应用的分子通信： [观点],”，*IEEE*会刊，第107卷，第5期，第858–865页，2019年。[2] M. Kuscu、E. Dinc、B. A. Bilgin、H. Ramezani 和 O. B. Akan，“分子通信的发射器与接收器架构：关于采用调制、编码和检测技术进行物理设计的综述”，*IEEE*会刊，第107卷，1341，2019 7，1302 no. pp. – 。[3] L. Felicetti、M. Femminella、G. Reali 和 P. Li`o，“分子通信在医学中的应用：综述”，纳米通信网络，第7卷，第27–45页，2016年。[4] O. B. Akan、H. Ramezani、T. Khan、N. A. Abbasi 和 M. Kuscu，“分子信息与通信科学基础”，*IEEE*会刊，第105卷，第2期，第306–318页，2016年。[5] D. Bi、A. Almpanis、A. Noel、Y. Deng 和 R. Schober，“细胞生物学中的分子通信综述：为跨学科应用建立新的层级体系”，*IEEE*通信调查与教程，第23卷，第3期，第1494–1545页，2021年。[6] M. T. Barros、M. Veleti´c、M. Kanada、M. Pierobon、S. Vainio、I. Balas-ingham 和 S. Balasubramaniam，“病毒感染研究中的分子通信：建模、实验数据与未来方向”，*IEEE*分子、生物与多尺度通信汇刊，第7卷，第3期，第121–141页，2021年。[7] M. Kuscu 和 B. D. Unluturk，“生物纳米物联网：应用、使能技术与关键挑战综述”，*ITU*未来与演进技术期刊，第2卷，第3期，2021年。[8] I. F. Akyildiz、J. M. Jornet 和 M. Pierobon，“纳米网络：通信领域的新前沿”，*ACM*通讯，第54卷，第11期，第84–89页，2011年。[9] W. Haselmayr、A. Springer、G. Fischer、C. Alexiou、H. Boche、P. A. Hoeher、F. Dressler 和 R. Schober，“将分子通信融入未来一代无线网络”，第*1*届*6G*无线峰会。*IEEE*，列维，芬兰，2019年。[10] S. Hiyama、Y. Moritani、T. Suda、R. Egashira、A. Enomoto、M. Moore 和 T. Nakano，“分子通信”，日本电子信息通信学会期刊，第89卷，第2期，第162页，2006年。[11] N. Farsad、H. B. Yilmaz、A. Eckford、C.-B. Chae 和 W. Guo，“分子通信近期进展的全面综述”，*IEEE*通信调查与教程，第18卷，第3期，第1887–1919页，2016年。[12] M. Kuscu 和 O. B. Akan，“分子干扰下采用配体受体的分子通信检测”，数字信号处理，第124卷，第103186页，2022年。[13] Y. Deng、M. Pierobon 和 A. Nallanathan，“用于分子通信的微流控前馈环脉冲发生器”，载于*GLOBECOM 2017-2017 IEEE*全球通信大会。IEEE，2017年，第1–7页。[14] S. Balasubramaniam、S. Ben-Yehuda、S. Pautot、A. Jesorka、Y. Kouch-eryavy，等，“分子通信实验机遇综述”，纳米通信网络，第4卷，第2期，第43– 52页，2013年。[15] M. Kuscu、H. Ramezani、E. Dinc、S. Akhavan 和 O. B. Akan，“面向纳米物联网（iont）的石墨烯基分子通信接收器的制造与微流控分析”，科学报告，第11卷，第1期，第1–20页，2021年。[16] A. Amerizadeh、A. Mashhadian、M. Farahnak-Ghazani、H. Arjmandi、M. A. Rad、A. Shamloo、M. Vosoughi 和 M. Nasiri-Kenari，“在微流控环境中利用鼠李糖操纵子实现分子通信的细菌接收器原型”，*IEEE*纳米生物科学汇刊，

[17] M. Kuscu，《分子通信的纳米/生物接收器架构与检测方法》，博士学位论文，剑桥大学，2020年。[18] J. G. Proakis 和 M. Salehi，《通信系统基础》。培生教育印度，2007年。[19] M. Kuscu 和 O. B. Akan，《在生物纳米物联网中，针对配备基于表面的接收器的微流控分子通信，对流-扩散-反应系统建模》，PLOS ONE，第13卷，第2期，文章编号e0192202，2018年。[20] ——，《基于纳米级生物传感器的分子通信接收器物理设计》，IEEE传感器期刊，第16卷，第8期，第2228–2243页，2016年。[21] M. Rezaei、H. K. Rudsari、M. Javan、N. Mokari、E. A. Jorswieck 和 M. Orooji，《有限存储容量条件下的分子通信发射器设计》，IEEE纳米生物科学汇刊，2022年。[22] W. Wicke、R. C. Felsheim、L. Brand、V. Jamali、H. M. Loos、A. Buettner 和 R. Schober，《基于粒径的分子通信脉冲成形》，arXiv预印本arXiv:2201.06425，2022年。[23] D. Bi、Y. Deng、M. Pierobon 和 A. Nallanathan，《基于化学反应的分子通信微流控发射器与接收器设计》，IEEE通信汇刊，第68卷，第9期，第5590–5605页，2020年。[24] A. O. Bicen 和 I. F. Akyildiz，《流动诱导分子通信中微流控通道的系统理论分析与最小二乘设计》，IEEE信号处理汇刊，第61卷，第20期，第5000–5013页，2013年。[25] M. S.. Kuran、H. B. Yilmaz 和 T. Tugcu，《一种用于分子通信信号成形的隧道式方法》，载于《2013年IEEE国际通信会议研讨会》（ICC）。IEEE，2013年，第776–781页。[26] P. Chen、S. Li、Y. Guo、X. Zeng 和 B.-F. Liu，《微流控操控细胞外化学微环境及其在细胞分析中的新兴应用综述》，《分析化学学报》，第1125卷，第94–113页，2020年。[27] T. Abadie、C. Sella、P. Perrodin 和 L. Thouin，《微流控通道中瞬态浓度梯度的电化学生成与检测：理论与实验研究》，《化学前沿》，文章编号704，2019年。[28] P. Chen、X. Feng、J. Sun、Y. Wang、W. Du 和 B.-F. Liu，《微流控芯片上用于样品引入的流体动力学门控》，《芯片实验室》，第10卷，第11期，第1472–1475页，2010年。[29] P.-H. Huang、C. Y. Chan、P. Li、Y. Wang、N. Nama、H. Bachman 和 T. J. Huang，《基于尖锐边缘的声流控化学信号发生器》，《芯片实验室》，第18卷，第10期，第1411–1421页，2018年。[30] D. Ahmed、C. Y. Chan、S.-C. S. Lin、H. S. Muddana、N. Nama、S. J. Benkovic 和 T. J. Huang，《利用声驱动振荡气泡生成可调脉动化学梯度》，《芯片实验室》，第13卷，第3期，第328–331页，2013年。[31] M. Kuscu 和 O. B. Akan，《采用单一类型配体受体的分子通信信道感知》，IEEE通信汇刊，第67卷，第10期，第6868–6884页，2019年。[32] A. Kang 和 V. Sharma，《无线通信中的脉冲成形滤波——关键分析》，《国际高级计算机科学与应用期刊》（IJACSA），第2卷，第3期，2011年。[33] E. B. Pehlivanoglu、B. D. Unluturk 和 O. B. Akan，《分子通信中的调制：方法概览》，载于《分子与纳米尺度通信的建模、方法与工具》。施普林格，2017年，第79–97页。[34] Y. Huang、M. Wen、L.-L. Yang、C.-B. Chae 和 F. Ji，《分子通信的空间调制》，IEEE纳米生物科学汇刊，第18卷，第3期，第381–395页，2019年。[35] U. Alon，《网络模体：理论与实验方法》，《自然综述：遗传学》，第8卷，第6期，第450–461页，2007年。[36] P. Perrodin、C. Sella 和 L. Thouin，《在垂直于流场方向的微流控通道内电化学生成稳态线性浓度梯度》，《分析化学》，第92卷，第11期，第7699–7707页，2020年。[37] D. Ahmed、H. S. Muddana、M. Lu、J. B. French、A. Ozcelik、Y. Fang、P. J. Butler、S. J. Benkovic、A. Manz 和 T. J. Huang，《声流控化学波形发生器和开关》，《分析化学》，第86卷，第23期，第11803–11810页，2014年。[38] Y. Guo、P. Chen、Z. Gao、Y. Li、S. Li、X. Feng 和 B.-F. Liu，《用于高通量探测悬浮单细胞信号传导的时间编码多浓度微流控化学波形发生器》，《中国化学快报》，2021年。[39] P. Chen、P. Chen、X. Feng、W. Du 和 B.-F. Liu，《利用微流控芯片上的柔性流体动力学门控分析细胞间通信芯片，”分析与生物分析化学，第405卷，第1期，第307– 314页，2013年。[40] P. Chen、Y. Guo、X. Feng、S. Yan、J. Wang、Y. Li、W. Du 和 B.-F. Liu，“用于探测动态细胞信号传导的微流控化学功能发生器”，《分析化学》，第89卷，第17期，第9209–9217页，2017年。[41] C.-D. Xue、Y.-J. Li、J.-T. Na、Y.-X. Wang、H.-J. Yu、B. Liu、T. Cao 和 K.-R. Qin，“一种可实时控制施加于生物细胞的动态生化刺激的微流控平台”，《微机电系统与微工程》，第30卷，第9期，第095011页，2020年。[42] J. Garrison、Z. Li、B. Palanisamy、L. Wang 和 E. Seker，“电控可编程微流控浓度波形发生器”，《生物工程学报》，第12卷，第1期，第1–10页，2018年。[43] S. O. Krabbenborg 和 J. Huskens，“电化学生成的梯度”，《德国应用化学国际版》，第53卷，第35期，第9152–9167页，2014年。[44] T. Delahaye、T. Lombardo、C. Sella 和 L. Thouin，“微流控通道中液滴内容物的电化学测定：在非均质液滴滴定中的应用”，《分析化学学报》，第1155卷，第338344页，2021年。[45] H. Bruus，“声流控7：作用于微粒的声辐射力”，《芯片实验室》，第12卷，第6期，第1014–1021页，2012年。[46] J. Rufo、F. Cai、J. Friend、M. Wiklund 和 T. J. Huang，“用于生物医学应用的声流控”，《自然综述：方法导论》，第2卷，第1期，第1–21页，2022年。[47] J. Friend 和 L. Y. Yeo，“微尺度声流控：由声学和超声驱动的微流控”，《现代物理评论》，第83卷，第2期，第647页，2011年。[48] M. Wu、A. Ozcelik、J. Rufo、Z. Wang、R. Fang 和 T. Jun Huang，“细胞和颗粒的声流控分离”，《微系统与纳米工程》，第5卷，第1期，第1–18页，2019年。[49] G. Destgeer、K. H. Lee、J. H. Jung、A. Alazzam 和 H. J. Sung，“通过行进表面声波（tsaw）在聚二甲基硅氧烷微流控通道中连续分离颗粒”，《芯片实验室》，第13卷，第21期，第4210–4216页，2013年。[50] P. Glynne-Jones、R. J. Boltryk 和 M. Hill，“声流控9：平面谐振器件的建模及其在声学颗粒操控中的应用”，《芯片实验室》，第12卷，第8期，第1417–1426页，2012年。[51] G. Destgeer、S. Im、B. Hang Ha、J. Ho Jung、M. Ahmad Ansari 和 H. Jin Sung，“利用聚焦行进表面声波实现可调、快速切换的微流控梯度生成”，《应用物理快报》，第104卷，第2期，第023506页，2014年。