

微流体数字化的科学与技术问题 (I): 概念、方法和效果

Scientific and Technological Problems of Digitalization of Microfluids (Part I): Concepts, Methods and Results

章维一 / ZHANG Wei-yi, 侯丽雅 / HOU Li-ya,

南京理工大学微系统研究室

School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science & Technology, Nanjing 210094, China

[摘要] 按重视的是外形尺寸还是内在微特性, 把微系统分成微外形系统和微特性系统, 通过比较分析, 得到后者的存在普遍性比前者广而且外形大小与内在微特性好坏无直接联系的结论。就微物质传输和微传热常见的细长流道低雷诺数内流条件, 提出微流动、微结构、微综合等3方面的微特性。研究了微系统中和低速流动中合理流动形态的概念, 提出了人为地产生和利用可预测可控制小幅脉冲流动序列是解决微流体流动不正常这一本质困难钥匙的思考。按所提出的3方面微特性对现有微流体影响方法进行了评价, 并指出了我们的微流体数字化 (digitalization of microfluids) 与 Kim 的数字化微流路 (digital microfluidic circuits) 在各方面的不同。提出了基于脉冲惯性力的微流体脉冲影响方法及其装置, 实验结果表明多方面微特性俱好, 流动正常性好, 分辨率达 fL 级, 最低流量达 3 pL/min, 流动阻力降低, 扰动性好, 能实现微流道中和微射流中数字化流动, 能实现裸微结构的数字化器件, 方法普适于普通液体和粉体的驱动、控制和扰动, 对流体性质无特殊限制, 工作可靠性、生产率、可自动化性均较高。

[关键词] 粘性流体力学, 微流体数字化, 微特性, 低雷诺数内流, 脉冲惯性力, 普通液体, 粉体

[中图分类号] O35, TP27

[文献标识码] A

[文章编号] 1000-7857 (2005) 08-0004-06

Abstract: We classify the micro systems into two categories, the micro over-all systems and the micro characteristic ones, in the former the over-all sizes must be small and in the latter other and more intrinsic micro characteristics are emphasized. By comparing them, we found that the latter are more universal and that smaller over-all sizes do not lead to better intrinsic characteristics in most cases. We proposed that three micro characteristics, the micro flowing, micro structure and micro comprehensive ones, should be considered for inner flowing under very low Reynolds number Re , which occurs often in fine-long conduits and in micro substance transport and micro heat transfer. We studied the concept of reasonable flowing form for fluids that flow in micro systems or with very low velocities, and put forward the idea that the flowing pulse sequences, which are predictable and controllable and which are produced artificially, may become the key of dealing with the most intrinsic difficulty in the field of microfluidic systems that micro flowing readily loses its normality. The existent methods were evaluated of influencing, that is, driving, controlling or disturbing, micro fluids according to the three micro characteristics mentioned above, and the differences between our digitalization of microfluids and Kim's digital microfluidic circuits were pointed out. Then we advanced the pulse influencing method, which is based on pulse inertia force, and its devices. Experimental results showed that the micro characteristics are satisfactory in many respects: the flowing normality holds in a wide frequency range, the substance transport resolution reaches the fL order, the minimum flow rate is 3 pL/min, the flowing resistance is minimized especially for fine-long conduits, digital fluidic flowing is realized both in micro conduits and in micro jet streams, some digital microfluidic components with neither micro movable parts nor embedded micro electric circuits have been made, the method is suitable universally for ordinary liquid and solid powder driving, controlling and disturbing purposes, no special properties of liquids and solid powders are required, and, finally, higher reliability, productivity and automaticity have been reached.

Key Words: viscous fluid mechanics, digitalization of microfluids, micro characteristics, inner flowing under low Reynolds numbers, pulse inertia forces, ordinary liquids, solid powders

CLC Numbers: O35, TP27

Document Code: A

Article ID: 1000-7857(2005)08-0004-06

收稿日期: 2005-06-30

基金项目: 国家自然科学基金项目 (50275079), 国家“863”计划项目 (2001AA423220)

作者简介: 章维一, 男, 南京市孝陵卫 200 号南京理工大学, 教授, 主要从事微系统与纳米系统、生物医学工程、生物制造、快速成型等的研究; E-mail: zhangweiyi_email@263.net

微电子数字化已成功地引出了信息数字化,我们希望,微流体数字化也成功地引出物质传输与转化数字化(简称物质数字化)。

1 微流体数字化的概念研究

1.1 微特性流体系统的概念研究

我们发现一个事实:微系统这个术语在实际使用中往往被理解成外形尺寸微小的系统,今称之为微外形系统。因此,就有必要注意那些不管外形尺寸如何而只重视某些内在微特性的微系统,今称之为微特性系统。这样,我们把微系统分为两类:微特性系统和微外形系统。

实际上,微特性系统的存在普遍性比微外形系统更广,其一是因为若把外形尺寸看作微特性,则后者只是前者的特殊情况;其二是后者(除可视作自律机器人的昆虫等自然微外形系统外)通常只是人工微系统,而前者还可以是自然微系统。例如:细胞注射中微针(用毛细管拉制而成,锥部长约10 mm、针尖内径约1 μm ,可视作细长流道),与注射液构成人工微特性流体系统;而动物骨骼、树木干茎、岩土中细长流道与其中的流体一起构成自然微特性流体系统。因此,有必要更多地注重微特性系统的研究和利用,考虑到其未受重视的历史,这种必要性更加迫切。

不同的场合要求不同的微特性。物质的传输常以流体物态进行,区别于扩散、渗透等分子量级的传输机制,肉眼及光学显微镜可见量级的流体物质微传输(简称微传质)以及微传热,常常在(而且希望在)细长流道中的低雷诺数内流条件下进行。这里把“长”与“低雷诺数”并列,是因为雷诺数 Re 的计算公式中通常只通过水力直径 d_H 反映流道的横向尺寸和形状因素,而不表现出其纵向长度,但实际上纵向长度对于内流流动非常重要。虽然低雷诺数流的研究已有很多^[1],但多是讨论微小粒子的绕流,鲜有涉及细长流道中内流的。对于工作于上述条件下的微流体系统,我们提出应考虑如下3方面的微特性。

1) **微流动特性**。包括:① **流动正常性**:细长流道中的低雷诺数内流容易陷入“经常流不动,但有时突然地不可预测不可控制地爆发性流动”的不正常流动状态,这是它区别于中、高雷诺数流动或宏流动的最本质困难之一;② **流体传输分**

辨率:对于微喷射的情况,这是指每次喷射流体的总量,而不是液滴大小的分辨率,因一次喷射可能包含多滴,分辨率是微传质的最重要指标之一;③ **最低流量或最低流速**:这是因为有些场合希望微传质在长期持续作业条件下尽可能缓慢而均匀地进行;④ **流动阻力**:流动阻力的定义因场合、观点不同而颇多分歧,这里定义为加于微流道全长上的单位流量的压降。流道越细长、流体粘度越大,流动阻力也越大;⑤ **扰动性**:微化学反应中的微混合、微对流传热、流体边界层控制等都希望有流体扰动。扰动希望近壁、可调节、足够大等等;⑥ **流动可数字化性**:即流动的脉冲性,以及脉冲本身和脉冲序列的可控性。

2) **结构特性**。包括:① **特征尺寸可微小化性**:如,采用直径更小的微流道的可能性,这种可能性有助于微传质分辨率和微对流传热效率的提高;② **结构简单性**:在设计和制造两方面能否实现“裸”微结构,即:既无微可动件又无嵌入式微电路的微结构。裸微结构的采用,一是降低了制造难度和成本,二是允许制造更细直径的微结构,三是避免了因微可动件疲劳(较宏可动件更易发生)而致的故障。

3) **综合特性**。包括:① **应用普适性**:如,能否把粉体也用作微流体,对于流体是液体的情况,对液体本身是否有可导电性、可极化性,以及液体与固壁的浸润性等条件限制;是否受固壁材料性质如介电性的限制;是否须外加电场磁场等;② **工作可靠性**:微流道是否易堵塞;流体为液体时,流动是否易被气泡阻断;是否因微可动件的疲劳或固壁的污染(某些微流体系统的工作原理强烈地依赖于表面物理化学性质)而导致失效等;③ **生产率**:对于间歇作业的系统(如细胞注射)希望缩短辅助时间,持续作业的系统(如微传热),希望有长期不停歇作业的可能性;④ **可自动化性**。

尽管容易产生“系统外形越小其内在微特性也就越好”这种想法,但我们的研究表明情况并非如此。举两例说明。① **静电驱动器**是典型的微外形驱动器,其外形尺寸大约在几百 μm ,但其位移分辨率低,仅达 μm 级;压电驱动器或电致伸缩驱动器是典型的微位移驱动器,其外部尺寸为几 cm ,而位移分辨率却可高于0.1 nm 。② **静电驱动的隔膜泵**,其外形尺寸

可小于1 mm ,但其物料输送分辨率低,仅达 nL 级;我们研制的微注射器,外形尺寸为几 cm ,而物料输送分辨率却很高,达到 fL 级^[2-4]。从上述对比可见,对于细长流道中的微流动具有最好的驱动和控制性能的微流体系统,并不是外形很小的系统,而是某些尺寸处在 cm 级的系统。

这个看来奇怪的现象不是偶然发生的,而是有其内在根源的:① **力的方面**:当外形尺寸小时就要用静电力驱动,而静电力本身很小,但流道变细长时流动阻力又迅速变大,静电驱动力和流动阻力之间这对矛盾当流道越细长时就变得更加尖锐;而对于外形尺寸为 cm 级的压电器件而言,克服微流路阻力还是轻而易举的。② **位移分辨率方面**:如前所述,静电驱动的位移分辨率比压电驱动器的低几个数量级,当用于驱动泵和阀上的可动件时,物料输送分辨率就要差几个数量级。③ **微流道的横向尺寸和形状方面**:微外形系统一般用IC工艺制造,其制作的具有微可动件或嵌入式微电路等复杂微结构的直径一般在几百 μm 级,即使其制作的裸微管道直径也在10 μm 级而且横截面为矩形、流动阻力较圆形为大,而我们研制的微注射器(作为微特性流体系统),在设计上可不需要上述复杂微结构而只需简单裸微流道,可用拉制等工艺容易地制得直径 μm 级的圆截面长微流道^[5]。④ **器件的响应特性方面**:微外形静电器件的响应时间、响应直线性均比压电器件差几个数量级,这又决定了两者驱动和控制性能的优劣。

上述分析表明:微特性系统以较大外形尺寸为代价换来了较好的内在微特性,值得注意的是其设计、制造和应用均有别于微外形系统。

1.2 合理流动形态的概念研究

微流体数字化在实现之前,其可行性不是显然的,即使在初步实现之后,其之所以可行的根据及这根据的意义仍值得认识。

考虑流体是粘度远较气体为大的液体和粉体的情况,这时,因流道本身是微的,低雷诺数流就成为低速流。平均流速为低速的流动有3种可能形态:持续低速流、间歇缓变流(如细胞注射中常见到的流动)和间歇急变流(脉冲流)。

那么,上述3种流动形态中,有没有最合理的一种?如果有,是哪一种?这个

问题未见在文献上讨论过, 但它非常重要, 因为它有可能成为解决微流体系统容易陷入不正常流动状态这一本质困难(也是物质数字化迄今未能实现的本质困难之一)的钥匙。

众所周知, 微世界中的运动较之宏世界中的运动更多地表现出突发性、不可预测性和不可控制性; 宏世界中的低速运动容易出现“爬行”现象。实际上, 爬行运动可以看作是由一系列间歇突发运动组成。

由上述观察, 我们形成了一个稍更普遍的关于流体和固体在微世界中或低速运动中合理运动形态的思考: 存在着自然的、合理的运动形态, 这就是间歇急变运动形态; 前述的运动不可预测性和不可控制性是在采用不自然、不合理的持续低速运动和间歇缓变运动形态中表现出来的; 人为地产生和运用可预测、可控制的小幅间歇急变脉冲运动序列, 不但有可能解决上述微流体系统的流动容易陷入不正常状态的本质困难, 而且有可能实现微流体数字化。这个思考的数学表述和证明, 笔者拟另成文发表。

2 微流体数字化的方法研究

微特性流体系统在设计、制造、应用等方面都有别于微外形系统, 因而各方面都需要方法研究, 今仅就设计方面讨论微流体的影响方法。这里, “影响”一词作为驱动、控制和扰动的总称。

2.1 现有微流体影响方法考察

现有微流体主要的驱动控制方法可分为三类: 宏微耦合法、微机械法和微非机械法。其中第一类以宏尺寸泵和阀与只具裸微结构的微流道相耦合, 以宏容积驱动、宏压力驱动或宏速度驱动方式工作, 其显著优点是微结构特性和工作可靠性好, 并有高分辨率的可能性, 但尚存许多不足之处。细胞注射中手动的宏注射器是宏容积驱动的典型^[6], 其流动正常性、可自动化性差, 注射分辨率和生产率极大地依赖于操作者。作为宏速度驱动的离心驱动^[7], 其微流动达不到低速, 而且分辨率低、无可数字化性。值得重视的是已出现于细胞注射商品机中的宏压力驱动方式^[8-9], 其特征是: 只用注射用微玻璃针针尖吸入极少量注射液, 其量之少使得气液界面仅位于针的锥部, 针筒后方经宏阀通向高压气瓶; 控制宏阀压力可控制气液界面在

锥部的位置, 从而达到控制注射剂量的目的; 注射剂量由目测气液界面位置来判断, 而用手动操纵。这种商品机确能实现高分辨率(μL 级)的注射, 而且流动正常性好, 但它还有以下不足: ① 不能实现微流动的数字化; ② 其液体的驱动力是机器提供的, 但其控制仍然是人, 因此, 它只实现了机械化, 而并未实现自动化; ③ 只能用于流体是液体的情况; ④ 只适合于微注射这一类液量极小的间歇作业, 而不适合微传热等长期持续作业。

用于微外形流体系统的微机械法和微非机械法^[10-16]是现有微流体驱动的主流方法, 它们分别需要微动件和嵌入式微电路, 因而结构简单性和特征尺寸可微小性差, 进而导致分辨率和工作可靠性低; 而且, 各种微非机械法都对液体的性质有某些特殊限制, 应用普适性差。

微机械法中也有能达 μL 级分辨率的^[17], 不过它的工作有静、动两态: 动态时每次喷出多滴, 虽每滴体积在 μL 级, 但多滴总量分辨率却低; 静态时虽每次能挤出 μL 级总量的液体, 但只在近凝固点的低温下以手动操作, 因而应用普适性差。

须注意区分我们的微流体数字化(digitalization of microfluids)与Kim的数字微流路(digital microfluidic circuits)^[18]。后者基于电湿法(electrowetting, 属微非机械法)的工作原理是: 使一个可极化的且可导电的液滴夹于两组平行平面电极之间的缝隙中, 一组为长电极, 另一组为多个互相绝缘的短电极, 两组电极表面均覆以疏水绝缘层, 使液滴体积足以覆盖至少两个短电极, 在长电极与某个指定短电极通电时, 液滴就滴在这两电极间; 在长电极通电时依次对各短电极通电, 液滴就作步进移动。可以看出: ① 分辨率不高, 实际上为 μL 级; ② 所用流体种类受到限制, 即必须是液体且是可极化、可导电的液体; ③ 液滴步距取决于短电极长度, 若要求液滴步距小, 则短电极要很短, 也就是要用嵌入式功率微电路方能实现; ④ 液体与微管道内壁必须是不浸润的, 因此, 微管道内壁材料必须有特殊的物理化学性质, 这又增加了制造难度; ⑤ 从物理化学的实践可知, 表面物理化学性质很易受到污染影响, 因此, 这种回路工作的可靠性不易维持; ⑥ 所说的微流路不包括一般意义上的、主要由微管道构成的微流路, 而只存在于两组平行平面电极之

间的2维缝隙中, 故其主要作为微外形流体系统用作某些检测目的。

上述3类驱动方法均不适用于粉体, 能把粉体作为微流体来驱动的方法有超声行波输送法^[19-20]和气流携带法^[21]。不过超声行波输送法尚存在如下问题: ① 管壁局部的点作弹性椭圆轨迹的运动, 以此局部运动对于近壁粉体的摩擦力及近壁远壁粉体间的摩擦力来工作, 故受粉体密实度、粉体材料、粉体几何形状尺寸等因素的影响大, 尤其是远壁粉体间的驱动性能更差; ② 由于行波是正弦波, 跳变小, 不易摘断粉体流, 所以不能实现微粉体流的数字化流动、粉体输送量分辨率不高。气流携带法的问题是: ① 由于粉体在微管道内易架桥堵塞, 而气流携带法对于这种架桥效果不佳; ② 微粉体流不易摘断, 故不能实现微粉体流的数字化流动、粉体输送量分辨率低; ③ 难实现低雷诺数流动。

现有微扰动用于微传热、微边界层控制的研究尚少, 而多用于微混合目的, 其方法可分为被动法和主动法两类。因在本文关心的低雷诺数条件下无法形成湍流等自发扰动, 故被动法多从微流道几何方面入手。纵向弯曲和分合, 横截面形状和尺寸变化等^[22], 由于所处理的是层流, 而且流道的几何要素一经给定就不能调节, 故微扰动的近壁性和可调节性不理想。属主动法的有超声行波法^[23]、电湿法^[24]、磁球法^[25]等, 前两法的缺点见本文前述, 后一法须外加磁场且只适于液体扰动。

综上所述: ① 现有方法中还不存在集微流体驱动、控制、扰动3功能(总称为影响)于一体的方法, 也不存在能把液体、粉体都作为微流体的普适影响方法; ② 3类微流体驱动方法中, 宏微耦合法具有更好的微结构特性、分辨率和工作可靠性, 具有用于细长流道低雷诺数内流的微特性流体系统的很好潜力; ③ 宏微耦合法中3种现有驱动方式都有各自的固有缺陷, 都不能满足微特性全面要求; ④ 现有扰动方法即使用于微混合目的, 其扰动近壁性、可调节性(如: 调大固壁法向扰动)尚不理想, 而由于这些微特性对微对流传热、微边界层控制目的较微混合更为重要, 故应用普适性不足。

2.2 微流体脉冲影响方法及其装置

我们发明的这个方法的要义是: 人为地产生和利用小幅的可预测、可控制的

脉动形态流动,以获得细长流道中液体和粉体低雷诺数内流的更好更全面的微特性。

产生脉冲流动需要脉冲主动力,可用作脉冲主动力的力有多种,现只讨论惯性力。这里的惯性力与微系统及流体力学中经常讨论的惯性力在理解上略有不同。

微系统研究中经常把惯性力的量级估算为特征尺寸的3次方或4次方级,因而认为它(除离心力外)不具有重要性。而我们的惯性力主要是沿细长流道纵向(也可辅之以横向)的,而且产生这惯性力的驱动器大小、种类选择自由度大,故其量级至少为特征尺寸(如直径)的2次方级。

流体力学在建立一般理论时总提到有两类惯性力,即迁移惯性力(由雷诺数 Re 表征)和当地(或局部)惯性力(由斯托克斯数 Ns 表征),但当理论用于具体问题后者就常被忽略了,以至有“ Re 小时流体惯性力小”的说法。在我们情况下, Re 虽小而 Ns 却大,惯性力并不小;还有, Ns 表征的惯性力沿细长流道全程分布,用当地(或局部)力称之似不合适,今姑称之为时变惯性力,供商榷。

惯性力不但可用各种人工手段如用撞击、用压电驱动器推动等手段来产生;它还广泛地存在于自然界并作用于自然微特性流体系统,如:动物奔跃时的惯性力对骨骼、树木摇摆时的对干茎、地壳活动时的对岩土中微流体的影响,都是值得研究的新课题。

我们以惯性力产生脉冲流动的方法是^[26],使固壁沿其自身切向即纵向作加速度绝对值变化的运动,使得所述加速度绝对值大时,流体相对于固壁的切向惯性力大于流体的粘性力,所述加速度绝对值小时,流体相对于固壁的切向惯性力小于流体的粘性力,以所述惯性力与所述粘度性力间相对大小的变化,来影响流体流动。方法还可以是:使固壁在其自身法向即横向上作加速度绝对值变化的运动。

实施上述方法的流体流动影响装置是^[26]:有一个含有微流道的流路本体,微流道固壁沿自身的切向(纵向)运动,是由至少一个整体驱动器驱动整个流路本体运动来实现的;选择所述驱动器使得它有良好的动态响应特性、有大的驱动力,能使所述流路本体获得瞬时绝对值足够大的加速度。

所述整体驱动器的位置,可以安装在

流道外部,甚至在所述流路本体外部。这样,就可能采用尺寸较大的整体驱动器,获得足够的驱动力,从而为流路本体及其流道固壁获得绝对值足够大的加速度提供了力的保证。

同一个流路本体上可在空间不同轴向安装多个整体驱动器,从而可以作空间1~3维的运动,而这本体所含的微流道及其中微流动也从而可以是空间3维的。不同维上的整体驱动器的驱动波形、幅值、频率、相位等参量可独立地改变,从而流路本体的运动及其中的微流动就可以有



图1 液体喷射入气体环境的情况

流,若微射流是数字化的,则推知流体在射出前在微流道内的微流动也是数字化的。若微流道出口的氛围是气体,则射出的液滴变成由大量更小雾滴(直径在nm级)组成的雾团而不便观察(见图1),今以与微流道中液体不相混溶的液体为氛围,并令整体驱动器驱动参数取适当的值,可使每次喷射在氛围中只形成一个液滴,这个液滴的运动可观察、大小可测量。实验表明,由于采用了脉冲流动形态,细长流道中及其出口处形成的射流中,微流动正常性非常好,作到了即断即通(见图2)。



图2 液体喷射入不相混溶氛围液体的情形

表1 驱动频率对分辨率的影响

Frequency (Hz)	Minimum diameter of micro droplets (μm)	Minimum volume of micro droplets (fL)
50	6.25	127.0
60	3.75	27.6
70	2.5	8.18
80	1.25	1.02
90	1.0	0.523
100	<1.0	<0.523

1~3个自由度。注意,微流动的空间维数与流路本体运动自由度可以不同,例如纵向沿x向的微管道中的流动是1维的,而含该微管道的流路本体的运动可以多达3自由度,其中x向运动用作微管道中微流体流动驱动和控制(伴有纵向扰动),而y向、z向运动用作横向扰动。由此例还可见,脉冲影响法是集驱动、控制、扰动3功能于一体的方法,至于具体实施则可视需要对上述功能作取舍。

3 效果

3.1 微流动特性效果

对流体为液体的情况,因微流道中的流动不易观察,故观察其出口形成的微射

对于给定液体,选择微流道几何参量、整体驱动器驱动参量等合适的值,能使微射流中每次喷出(也就是微流道内每次脉冲流动)液量分辨率达fL级。表1表明驱动频率对分辨率的影响,也表明分辨率确实达到了fL级。

图3所示为流体是粉体的情况,在图示粉体颗粒均匀度下,每次喷射分辨率约2~4颗,若颗粒均匀度继续提高,有望喷射分辨率达1颗。

虽然微流动形态是脉冲的,但因每脉冲分辨率很高,令脉冲以一定频率相继发生,则可认为其平均流动是缓慢而均匀地进行的。由表1的数据可算得,最低流量达3 pL/min级。注意,前述宏压力驱动方式^[8, 9]



图3 粉体的数字化喷射 (图中1次喷出3颗)



图4 粉体的扰动 (a和b分别摄于同一秒钟的不同时刻)



图5 流动可数字化性的效果

虽分辨率与我们的一样高,但因微流道锥部容量太小而需频繁加液,无法长期持续作业,从而谈不上最低流量。

存在着同时以非脉冲压力和脉冲惯性力为主动力的可能性,因为惯性力沿微流道纵向全长分布,流道长度增大引起的粘性力增大正好由增大的惯性力所克服,而这流道总长上的压力降可维持不变,所以较之单纯以非脉冲压力驱动情况,脉冲惯性力对长流道起到了降低流动阻力的作用。

脉冲影响法中的流体扰动,是由固壁脉冲运动始,继而把扰动传给近壁流体,然后传给远壁流体,故扰动近壁性好。又,流路本体的运动空间维数及运动自由度均可可为1~3,故扰动可在1~3个方向进行,而且这些扰动的波形、幅值、频率、相位都可独立调整,即扰动可调节性好。我们的整体驱动器产生的扰动力本身及其变化速度都相当大,这有利于产生大的流体扰动。图4是微混合中流体扰动的情形,摄于同一秒中的不同时刻,说明粉体颗粒既作纵向又作横向无规则运动。

流动可数字化性的效果见图5,图中氛围液体相对于喷嘴作匀速直线运动,用控制微喷射的节奏可见到按数字编码的效果,图中编码序列为11010101101,1表示该节拍喷出、0表示该节拍不喷出。

3.2 微结构特性效果

特征尺寸(如直径)可微小化性受制造工艺和驱动力不足的双重制约。如前述,IC工艺制得的微管道是横截面直径10 μm 级的矩形,而我们用拉制工艺容易地制得直径 μm 级的细长圆截面微管道,当然还有烧结、丝网叠层等适合制作细长微流道的非IC工艺。

微外形流体系统中极常见的静电力等施加于流体局部的驱动力,与微流道直径的2次方成正比,而粘性阻力与微流道的直径和长度都成1次方比例,当直径变小、长度变大时上述驱动力愈显不足;而我们的情况,直径变小引起的粘性阻力相对增大可用选择整体驱动器的种类和尺寸以增大惯性力来对付,长度变大引起的粘性阻力增大则因惯性力沿纵向全长分布引起的增大而相抵,故驱动力不足的制约可稍宽松。

在追求结构简单性的努力中,我们首先注意到这个事实,即当微流路很细长时或流体粘度大时流动阻力很大,可以设法使整体驱动器不工作(因而没有脉冲惯性力)时微流路不通、而整体驱动器工作时微流路导通,从而起到开关作用;又,使整体驱动器以反向波形工作,则微流路反向导通。其次,提出了灵活运用上述事实以构建只具裸微结构的、不同功能和用途的、1~3维的微流体器件的设计原理^[26]。然后,对部分器件的设计原理进行了实践验证^[2~4, 27~29],其中本文所有照片的实验都是在裸微结构的器件上进行的。最后,导向了一个思想,即出现了创造和发展新一代微流体器件—裸微结构数字化微流体器件的可能性。

3.3 微综合特性效果

脉冲影响法的工作原理基于流体的惯性和粘性这两种普遍性质,因而适用于任何流体,考虑到希望惯性力足够大,故将这流体限制为密度较气体为大的普通液体和粉体。由于对流体和固壁的性质(除固壁刚性外)无其它限制,又不需外加电场磁场,而且集驱、控、扰3种功能于一体,故脉冲影响法的应用普适性广。实际上,图2和图3已在实践上表明脉冲影响法适用于普通液体和粉体。

由于无微可动件,故无其疲劳之虞,由于工作原理不基于特定表面物化性质,故工作效能受污染的干扰很小,而且在实验中未发现气泡阻断和固体微粒架桥引起的堵塞(由化学反应沉积和过大颗粒引起的堵塞除外),所以工作可靠性高。

同一整体驱动器可以驱动含有多个微流体器件的流路本体,使这些器件并行工作,而且每个器件的微流体都可从微流道入口源源不断供给,从而既适于微传热等长期持续作业,又适于细胞注射等间歇作业(但不必像宏压力驱动方式^[8,9]那样频繁加液),故生产率高。

脉冲影响法不像宏容积驱动方式^[6]那样强烈地依赖操作者的技巧,也不需宏压力驱动方式^[8,9]那样目测和手动,因此可自动化,而且因整体驱动器的驱动参量有波形、幅值、频率、相位等多种,较易获得预期控制效果。

4 结语

1) 微系统研究天地广阔,把目光更多地转向科学上和实用上更有普遍性的众多领域中在典型条件下的微特性系统,可能比囿于微外形系统更有意义。本文关于微物质传输和微传热领域中在细长流道低雷诺数内流条件下的微特性流体系统研究仅为其一例,研究中领域的选择、典型条件的鉴别、微特性的提出等都是关键。

2) 关于微系统中或低速运动中合理运动形态的概念思考,其效果已在微流体流动中得到了验证,其在固体相对运动中的效果值得在实践中一试。

3) 脉冲影响法的主要局限是要求流路本体有刚性。在采用刚性流路本体并处理好由整体驱动器向流路本体的脉冲传递环节的前提下,脉冲影响方法及其装置较之现有技术具有多方面的微特性优越性,并已出现了一些新现象(如微管道和微射流中的数字化微流动)和新器件(如裸微结构数字化微流体器件)。

4) 应着手自然微特性系统和自然影响方法的研究,如自然微特性流体系统在自然界产生的脉冲力作用下的流动问题。

5) 由我们提出并已取得初步研究成果的微流体数字化有关的科学与技术,其内容还包括微流体数字化理论模型、物质传输与转化数字化概念研究等。这将在本论文的后续部分论述。

参考文献 (References)

- [1] 严宗毅. 低雷诺数流理论[M]. 北京: 北京大学出版社, 2002
- [2] Wei-yi Zhang, Liya Hou, Lili Mu and Li Zhu. Femtoliter Injector Using Digital Microfluidic Control [A]. In: Proc. SPIE Microfluidics, BioMEMS, and Medical Microsystems II [C]. San Jose, 2004, 5 345, 220-229
- [3] 刘天军, 侯丽雅, 章维一. 数字化量可控细胞微注射装置的研究[J]. 机械工程学报, 2004, 40 (5): 161-164
- [4] 刘天军, 侯丽雅, 章维一, 任志俊. 细胞注射微针的流动特性研究[J]. 中国机械工程, 2004, 15 (8): 731-734
- [5] 刘天军, 章维一, 侯丽雅. 细胞内微注射玻璃针及玻璃微管道的制造[J]. 光学精密工程, 2003, 11 (5): 432-437
- [6] Nikon/Narishige. Micromanipulator System NT-88NE
- [7] Mandou M J, Kellogg G J. The Lab CD: A Centrifuge-Based Microfluidic Platform for Diagnostics [A]. In: Proc. SPIE [C]. 1998, 3 259, 80-93
- [8] Brinkmann Instruments, Inc. FemtoJet Microinjector. <http://www.labsolution.com>
- [9] Narishige. IM-300 Microinjector (Programmable). <http://www.biosciencetools.com>
- [10] 方肇伦, 等. 微流控分析芯片[M]. 北京: 科学出版社, 2003
- [11] 冯森颖, 周兆英, 叶雄英, 等. 微流体驱动与控制技术研究进展[J]. 力学进展, 2002, 32 (1): 1-16
- [12] [美]格雷戈里 T. 阿科瓦奇著, 张文栋译. 微传感器与微执行器全书[M]. 北京: 科学出版社, 2003
- [13] Pollack M G, Fair R B. Electrowetting-Based Actuation of Liquid Droplets for Microfluidic Application [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2000, 77 (11): 1 725-1 726
- [14] Chen C H, Santiago J G. A Planar Electroosmotic Micropump [J]. *J. Microelectromechanical Systems*, 2002, 11 (6): 672-683
- [15] Derabi J, Rada M, Ohadi M et al. Design, Fabrication, and Testing of an Electrohydrodynamic Ion-Drag Micropump [J]. *J. Microelectromechanical Systems*, 2002, 11 (6): 684-690
- [16] Jang J, Lee S S. Theoretical and Experimental Study of MHD (magnetohydrodynamic) Micropump [J]. *Sensors and Actuators*, 2000, 80, 84-89
- [17] Luginbuhl P, Indermuhle P F, Grottilat M A et al. Femtoliter Injector for DNA Mass Spectrometry [J]. *Sensors and Actuators*, 2000, B63, 167-177
- [18] Cho S K, Fan S K, Moon H, Kim C J. Towards Digital Microfluidic Circuits: Creating, Transporting, Cutting and Merging Liquid Droplets by Electrowetting-Based Actuation [A]. In: Proc. MEMS'02 [C]. Las Vegas, 2002, 97-100
- [19] Takano T, Tomikawa Y. Excitation of a Progressive Wave in a Lossy Ultrasonic Transmission Line and an Application to a Powder-Feeding Device [J]. *J. Smart Mater. Struct.*, 1998, (7), 417-421
- [20] 张贵林, 郭浩, 赵淳生. 超声波粉体输送装置及其应用[J]. 振动、测试与诊断, 2001, 21 (3): 186-190
- [21] Jeng J Y, Peng S C, Chou C J. Metal Rapid Prototype Fabrication Using Selective Laser Cladding Technology [J]. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 2000, 16: 681-687
- [22] [德]埃尔夫尔德 W, 黑塞尔 V, 勒韦 H 著, 骆广生, 王玉军, 吕阳成译. 微反应器——现代化学中的新技术[M]. 北京: 化学工业出版社, 2004
- [23] Yang Z, Matsmoto S, Goto H et al. Ultrasonic Micromixer for Microfluidic Systems [J]. *Sensors and Actuators*, 2001, A93, 266-272
- [24] Fowler J, Moon H, Kim C J. Enhancement of Mixing by Droplet-Based Microfluidics [A]. In: Proc. MEMS'02 [C]. Las Vegas, 2002, 32-35
- [25] Schmidt K, Ehrich R, Ellinger T, McCaskill JS. A Microflow Reactor with Components for Mixing, Separation and Detection for Biochemical Experiments [A]. In: Ehrfeld W, Rinard I H, Wegeng R S (eds) Process miniaturization: 2nd International Conference on Microreaction Technology: Topical Conference Preprints [C]. AIChE, New Orleans, 1998, 125-126
- [26] 章维一, 侯丽雅. 影响流体流动的方法及其装置和应用[P]. 中国专利: CN03152948. 8, 2004-08-25
- [27] 刘天军, 侯丽雅, 章维一. 数字化微量液体化学分析仪的研究[J]. 工业仪表与自动化装置, 2004, (5): 432-437
- [28] 朱丽, 侯丽雅, 章维一. 微混合器进展[J]. 微纳电子技术, 2005, 42 (4): 164-171
- [29] 房汝建, 侯丽雅, 章维一. 数字微阵列点样喷头试验研究[J]. 中国机械工程, 2005, 16 (1): 46-50

(责任编辑 苏青)