

文章编号 1004-924X(2015)05-1340-07

空间细胞培养芯片系统的弹性膜驱动样品更换

施缪佳^{1,2}, 谭映军^{1*}, 董景新², 叶雄鹰², 王春艳¹

- (1. 中国航天员科研训练中心, 北京 100094;
2. 清华大学 精密仪器系, 北京 100084)

摘要:提出了一种细胞培养池顶聚二甲硅氧烷(PDMS)弹性膜驱动样品更换方法,用于减少样品更换所需的流体驱动部件和样品消耗。排出废液时,关断样品贮存池与细胞培养池间微阀,培养池中液体被微泵抽出,池顶弹性膜随之塌陷;塌陷至所需程度时关闭微泵及下游微阀,开启所需样品贮存池与培养池间微阀,新样品将被池顶弹性膜反弹产生的弹性力吸入培养池;反复几次即可完成培养池内新旧样品更换。结合理论分析、有限元仿真和实验结果,对影响样品更换效果的主要因素:培养池顶弹性膜所受净压力、膜厚、样品贮存池到培养池微通道路径形状进行了优化。优化后选定膜厚为 0.8 mm、微泵流量为 1.67 mL/min、直线型微流道进行的实验显示其 80 s 左右即可完成 90% 以上样品更换,样品消耗和培养池内流体剪切力分别小于相同换液率下原有样品更换方式的 1/4 和 1/10。该方法可减少样品损失和微泵、微阀工作时间,简化芯片系统结构、减少总质量和总功耗,换液过程无需人工干预,有利于系统的小型化和自动化,尤其适用于我国目前的空间细胞培养芯片系统。

关键词:弹性膜驱动;样品更换;细胞培养池;空间细胞培养芯片

中图分类号:Q813.11;TP273 文献标识码:A doi:10.3788/OPE.20152305.1340

Elastic membrane actuated sample replacement for space cell culture microchips

SHI Liu-jia^{1,2}, TAN Ying-jun¹, DONG Jing-xin², YE Xiong-ying², WANG Chun-yan¹

- (1. China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China;
 2. Department of Precision and Instrument, Tsinghua University, Beijing 100084, China)
- * Corresponding author, E-mail: tyj1@163.com

Abstract: A sample replacement method base on the elastic force produced by the polydimethylsiloxane (PDMS) elastic membrane was established to reduce the fluid driving parts and sample consumption in the sample replacement. In the draining stage, the microvalve between sample reservoirs and cell culture pool was closed, the liquid in the cell culture pool was pumped out by using a micropump, and the elastic membrane at the top of the pool was collapsed. Once the elastic membrane was collapsed to a certain extent, the micropump and the microvalve between cell culture pool and sample waste reservoirs were closed, and the microvalve between cell culture pool and required sample reservoirs was opened immediately. The new sample would be taken into the pool by the elastic force generated from the elastic membrane bounce. The aforementioned steps were repeated several times and the

收稿日期:2014-12-14;修订日期:2015-02-08.

基金项目:国家重大科学仪器设备开发专项资助项目(No. 2012YQ0401400202);航天医学基础与应用国家重点实验室资助项目(No. SMFA11A02, No. SMFA13A03)

sample wastes could be replaced. The main factors affecting the replacing effect, including the net pressure put on the top elastic membrane, the film thicknesses and the shape of the path from sample reservoirs to cell culture pool, were optimized according to the theoretical analysis, the finite element simulation and the experiment results. The optimal parameters are the film thickness to be 0.8 mm, the micropump flow rate 1.67 mL/min and the straight path, respectively. On the parameters mentioned above, more than 90% sample wastes are replaced within 80 s, meanwhile the sample consumption and fluid shear stress in the pool are less than 1/4 and 1/10 of the existing sample replacement system under the same replacing rate, respectively. The sample replacement method proposed shows its advantages on simple structure, low-sample/power consumption, and fewer-microchip mass, which is benefit to the miniaturization and automation of the space cell culture micro systems.

Key words: elastic membrane actuating; sample replacement; cell culture pool; space cell culture microchip

1 引言

航天技术的进步使空间细胞生物学取得了高速发展,而空间细胞培养装置是开展空间细胞学研究的必要保障^[1]。微流控细胞培养芯片作为微流控芯片的一个主要分支,可以将细胞培养和细胞分析处理等相关环节集成到一个芯片系统,更接近细胞的真实生长环境,具有可批量加工,试剂用量小,人工操作少,可降低人为出错等优点,已逐渐成为细胞研究的新平台^[2-8]。集成化、自动化和小型化的细胞培养装置在空间应用中具有明显优势。为了将微流控技术推广到空间细胞学研究领域,本课题组前期研制了一种面向空间应用的集成化细胞培养芯片系统^[9]。

目前,空间搭载试验周期加长,空间细胞培养时间也相应变长。随着时间增加,培养基中营养物质被消耗、代谢产物累积,为了保证足够的营养和适宜 pH 值等细胞正常生长的必要条件,必须定期更换新鲜细胞培养液。现有微流控细胞培养芯片的样品更换,多依赖于与芯片独立的宏观注射泵^[4-6],少数带有集成流体驱动部件的芯片通常需要单独配备气瓶^[7]等体积较大的部件为泵阀提供动力,或需要在每一条流体通道上安置相应数量的微泵^[8],这些方式从客观上增加了芯片系统的结构复杂性、重量及能耗。前期用于“神舟”7号等飞行任务的插片式多坝细胞培养室^[10],用蠕动泵向细胞培养室中泵入新鲜培养液逐渐“挤出”

原有液体来实现新旧培养液更换,这种“边进边出式”的样品更换过程中,新旧培养液会发生混合,排出废液的同时也带走新培养液,导致较多样品浪费,对于集成了培养液贮存池和废液池的细胞培养芯片系统,要求培养液贮存池和废液池的体积增大,从而增加了芯片系统的总重量。

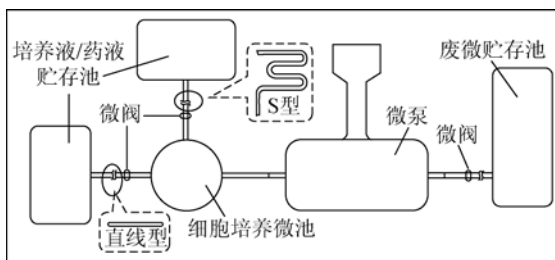
本文提出一种基于细胞培养池顶弹性膜形变的样品更换方式,可减少样品更换所需的流体驱动部件和样品消耗。结合理论分析、有限元仿真和实验结果,对影响样品更换效果的3个主要因素,培养池顶弹性膜所受净压力、膜厚、微通道路径形状进行了优化。在选定参数下对比了本文“弹性膜驱动”与原有“边进边出式”样品更换方法的效果,证明了本文方法的有效性。

2 芯片系统及样品更换原理

2.1 细胞培养芯片系统

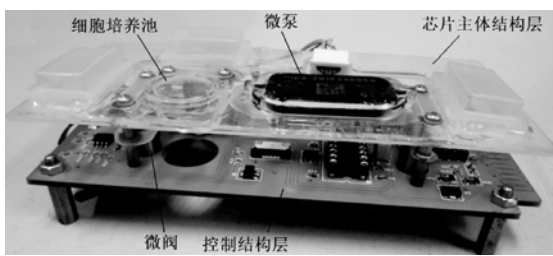
前期研制的集成化细胞培养芯片系统^[9]主要包括芯片主体结构层及控制层。芯片主体结构如图1(a)所示,细胞培养池上游为若干样品贮存池及连接微通道,下游为微泵(mp6, Bartels Mikrotechnik GmbH, Germany)、废液贮存池及连接微通道,各连接微通道上装有自制电磁微阀^[11]。芯片主体结构材料为聚二甲基硅氧烷(PDMS);样品/废液贮存池材料为医用硅橡胶、池壁膜厚为250 μm;微通道截面高为100 μm、宽为1 mm,微通道路径形状可为直线型或S型;为

了充分利用空间实验的机会获取较大细胞样本量、培养池内腔为直径 15 mm、高 1.2 mm 的圆柱。控制层位于主体结构层下方,通过微阀安装与主体结构层连接,主要包括微泵微阀驱动及其工作时序控制电路等。微泵微阀均由 5 V 直流电压驱动,时序控制电路单片机的内置程序控制其在预定时刻通断。完整的细胞培养芯片系统实物如图 1(b)所示。



(a)芯片主体结构层示意图

(a) Schematic diagram of chip structure



(b)完整细胞培养芯片系统实物

(b) Prototype of entire cell culture system

图 1 微流控细胞培养芯片系统

Fig. 1 Microfluidic cell culture system

芯片主体结构层包括腔体结构层、底膜和支承基底,主要基于 PDMS 成型工艺加工。具体地,精密加工得到腔体结构层浇铸模具;PDMS 前聚物(Sylgard 184, Dow Corning)与其固化剂按质量比 10 : 1 混合脱气后分别倾倒入腔体层模具和平整硅片上,静置、流平、排气、加热固化后脱模得到腔体结构层,控制匀胶机转速和旋涂时间,得到平整硅片上 200 μm 厚的底膜层,80 $^{\circ}\text{C}$ 预固化 10 min 后将其与腔体结构层黏接,得到带有闭合微通道的 PDMS 结构层;安装微泵后与支承基底黏接,得到芯片主体结构层。将芯片主体结构层、微阀和控制层按图 1(b)所示位置对齐,调节微阀连接螺栓完成微阀组装^[1],得到完整的细胞培养芯片系统。

2.2 弹性膜驱动样品更换

基于 PDMS 弹性形变的弹性膜驱动样品更换工作原理如图 2 所示,静态细胞培养时,细胞培养池的所有出入口及芯片流体驱动部件关闭;排出培养池中原有培养液时,关断样品贮存池与培养池间微阀,开启废液池与培养池间微阀及微泵,培养池中液体被抽出,池顶 PDMS 弹性膜随之塌陷;塌陷至所需程度时关闭微泵及下游微阀,开启所需样品贮存池与培养池间微阀,因为样品贮存池的壁厚远小于培养池顶弹性膜厚,其内新样品将被池顶弹性膜形变恢复产生的弹性力吸入培养池;反复几次即可完成细胞池内新旧培养液更换。

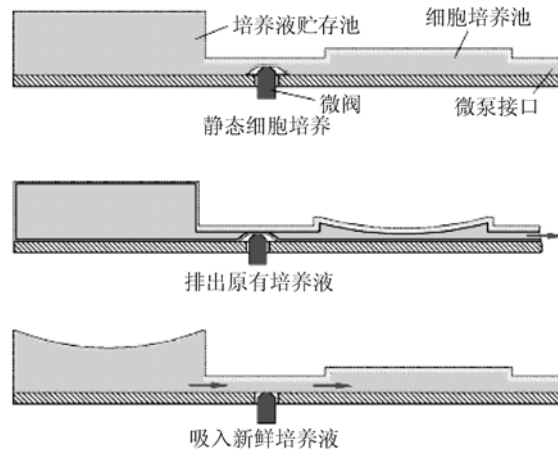


图 2 弹性膜驱动样品更换工作原理示意图

Fig. 2 Schematic diagram of elastic membrane actuated sample replacement

3 影响因素优化及性能测试

弹性膜正常塌陷和反弹是弹性膜驱动样品更换正常工作的基本保障,细胞正常生长耐受的流体剪切力须在一定范围内,因此需要合理选取参数,保证正常的弹性膜形变及细胞生理范围内的流体剪切力。实验发现,当样品贮存池壁足够薄、足够柔软时,微泵流量、弹性膜厚度和样品贮存池到培养池的微通道路径形状是影响样品更换的主要因素。

3.1 理论及有限元仿真分析

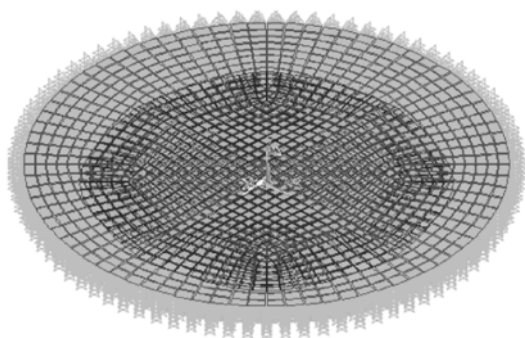
在排液阶段,微泵抽走培养池中原有液体,池顶弹性膜所受内侧压力小于外侧压力而向内侧塌陷。因为培养池侧壁相对较厚且与基底固连,故可将池顶弹性膜塌陷时的受力情况近似简化为受

均布载荷的夹支边圆薄板。用 Ritz 法求近似解可得,薄膜中心挠度 w_0 与薄膜半径 a ,薄膜厚度 h 和薄膜所受净载荷 q 之间的关系为:

$$\frac{31.1Eh}{12(1-\mu^2)}w_0^3 + \frac{16Eh^3}{3(1-\mu^2)}w_0 = qa^4, \quad (1)$$

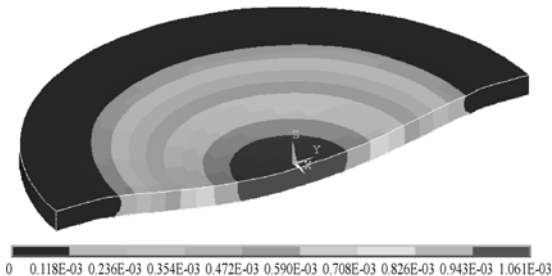
其中: E 和 μ 分别为材料的弹性模量和泊松比。可见薄膜半径 a 为定值时,薄膜中心挠度 w_0 随薄膜所受净载荷 q 增大、薄膜厚度 h 减小而增大。

为了进一步明确薄膜中心挠度随薄膜所受载荷与厚度的变化,以及薄膜塌陷与排液量之间的关系,进行了有限元(ANSYS 12.0)仿真分析。对池顶弹性膜与侧壁固结的外圈施加位移全约束,薄膜上表面施加大气压 p_0 ,下表面固结外圈以内施加水压 p_i ,建立如图 3(a)所示的圆薄板 3D 模型,PDMS 的弹性模量 E 和泊松比 μ 分别为 0.75 MPa 和 0.499。固定膜厚 $h=0.8$ mm,净压力 $p=p_0-p_i$ 自 1 kPa 增大到 2.5 kPa;固定 $p=1.6$ kPa, h 自 0.5 mm 增大到 1.1 mm,研究弹性膜所受净压力或膜厚改变时弹性膜中心位移的变化情况,仿真结果如图 3(b)所示。分别对弹性膜中心位移与弹性膜所受净压力、膜厚做拟合分析,结果如图 3(c)、(d)所示,可知弹性膜中心位移 w_0 随净压力 p 增加成正比增长,随膜厚 h 增加呈 3 次多项式的关系下降。



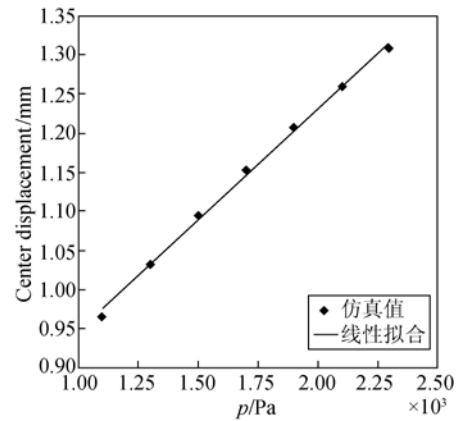
(a) ANSYS 建模

(a) ANSYS modeling



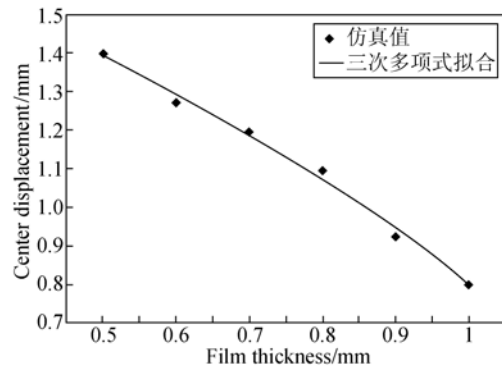
(b) ANSYS 仿真位移半剖视图

(b) ANSYS displacement image



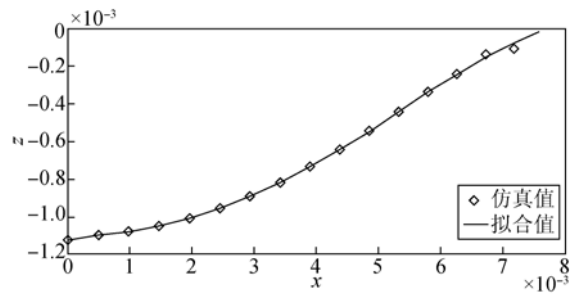
(c) 中心位移与内外压差的关系(膜厚 0.8 mm)

(c) Center displacement as a function of pressure



(d) 中心位移与膜厚的关系(内外压差 1.5 kPa)

(d) Center displacement as a function of film thickness



(e) 最大塌陷 1.1 mm 时弹性膜的形变

(e) Deformation of film at the maximum collapse

图 3 ANSYS 仿真及结果

Fig. 3 ANSYS simulation and results

细胞培养池高 1.2 mm,为了避免排液时池顶贴附到池底而损伤细胞,令弹性膜塌陷终止于中心位移 1.1 mm 时。此时的塌陷体积即为每次排出液体的体积。以塌陷方向为 z 方向,弹性膜各半径的位移见图 3(e),拟合得 4 次多项式:

$$z = A_0 x^4 + A_1 x^3 + A_2 x^2 + A_3 x + A_4, \quad (2)$$

其中系数: $A_0 = -4.51 \times 10^5$, $A_1 = 4.49 \times 10^3$, $A_2 = 7.15$, $A_3 = 0.03$, $A_4 = 1.12 \times 10^{-3}$ 。

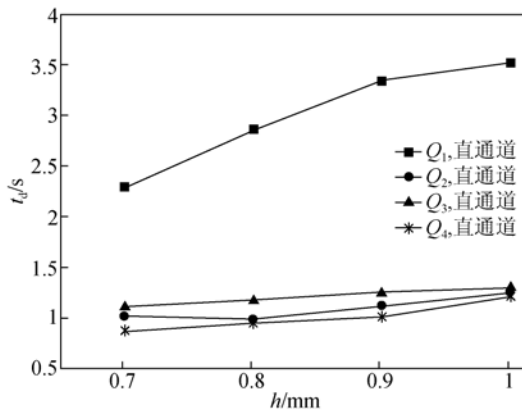
塌陷腔体体积 V_d 即为该曲线围绕 z 轴旋转得到的回转体体积, 积分求 V_d 后可得其与未塌陷时培养池体积 V_0 的比值:

$$\frac{V_d}{V_0} = \frac{2\pi \int_0^r xz dx}{\pi r^2 H} \approx 0.42, \quad (3)$$

其中: r 和 H 分别为培养池内腔半径和高度。样品更换完成时新样品体积分数达到 90% 的理论换液次数为 $N = \log_{(1-0.42)}(1-0.9) \approx 4$ 。

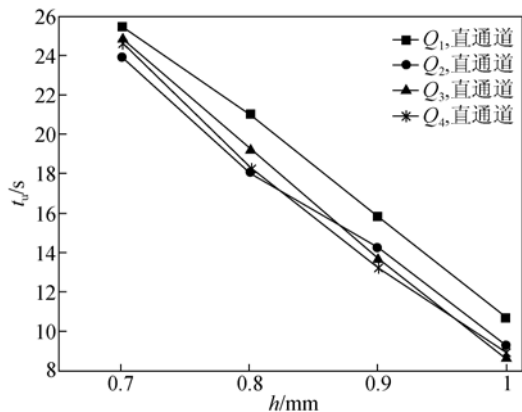
3.2 实验研究

为了观察弹性膜的塌陷和反弹过程并研究相应时间随几个主要影响因素的变化规律, 加工图 1(b) 所示芯片实物, 不同芯片的弹性膜厚及微通道路径形状不同。依次分别改变微泵流量、膜厚及微通道路径形状, 用表面形貌仪 (CHR 150, STIL Company, France) 监测弹性膜中心点的形变, 并分别记录弹性膜内表面自初始位置塌陷至距池底 $100 \mu\text{m}$ 的时间 t_d 及反弹至初始位置的时间 t_u 。3 个因素与池顶弹性膜塌陷、反弹耗时之间的关系如图 4(a)~(d) 所示。



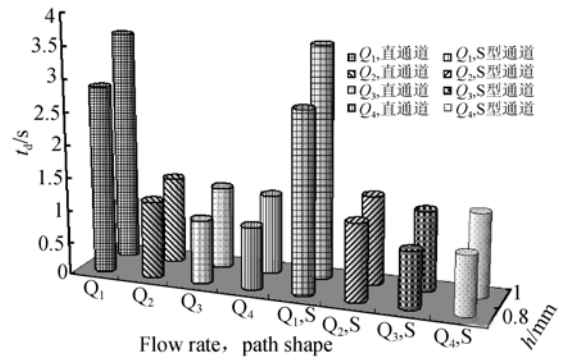
(a) 塌陷耗时与流量及膜厚之间的关系

(a) Collapse time as a function of flow rate and film thickness



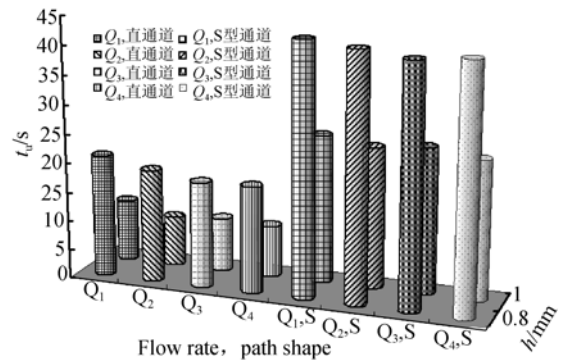
(b) 反弹耗时与流量及膜厚之间的关系

(b) Bounce time as a function of flow rate and film thickness



(c) 塌陷耗时与流量、膜厚及路径形状之间的关系

(c) Collapse time as a function of flow rate, film thickness and path shape



(d) 反弹耗时与流量、膜厚及路径形状之间的关系

(d) Bounce time as a function of flow rate, film thickness and path shape

注: 图中 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 、 Q_4 表示微泵流量, 依次分别为 1.67 mL/min、3.91 mL/min、4.74 mL/min、5.21 mL/min
图 4 池顶弹性膜变形耗时与微泵流量、弹性膜厚及通道路径形状之间的关系

Fig. 4 Deforming time as a function of flow rate, film thickness and path shape

由图 4(a) 可知, 微泵流量越大塌陷耗时越少, 但除了该微泵能实现的最小流量外, 其他流量时塌陷耗时区别不大, 因为排出液体体积较小, 微泵流量较大时塌陷快速终止, 故在较大流量下时间差别不明显; 相同流量下的塌陷耗时随膜厚增加而增大。由图 4(b) 可知, 反弹耗时随流量变化不大, 随膜厚增加近似呈线性减小。对于图 1(a) 所示长度比为 6 倍的 S 型和直线型微通道, 图 4(c)、(d) 所示针对膜厚 0.8 mm 和 1 mm 时变形耗时的实验数据表明, 塌陷耗时与路径形状关系不大, S 型通道的反弹耗时约为直线型的 2.5 倍。

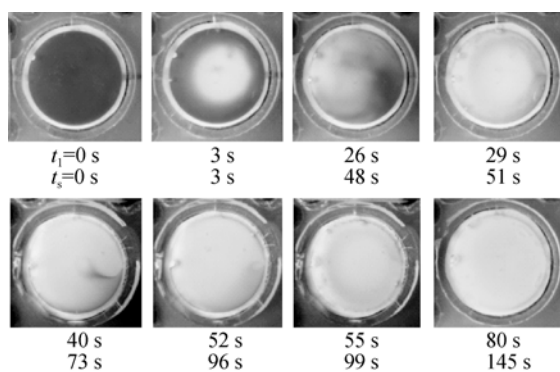
更换样品时细胞培养池中已有细胞生长, 而细胞耐受的流体剪切应力有限, 微泵流量较大时培养池中的流体剪切力也较大、不利于细胞生长。

综合考虑进样时细胞耐受流体剪切力限制、更好地控制塌陷过程以及尽快完成样品吸入,选取微泵流量为 1.67 mL/min、膜厚为 0.8 mm。

3.3 性能验证

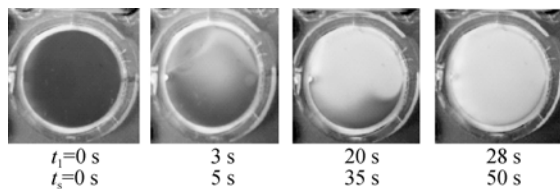
在上述选定参数,微通道路径形状分别为直线型和 S 型时,观察完整的样品更换过程并对比“弹性膜驱动”和原有“边进边出式”^[10]样品更换方式的换液时间及样品消耗。

分别在样品贮存池和细胞培养池中加注去离子水和颜色水,拍摄“弹性膜驱动”和“边进边出式”样品更换时培养池中液体随置换时间的变化,如图 5 所示。直观可见经过 3 轮“塌陷-反弹”即可实现新旧液体的置换,比 3.1 节中理论计算需要的次数少,因为培养池体积较小,液体吸入时液体流动为层流,新旧液体来不及充分混合,下一轮排液时优先排出上一轮残余废液,故减少了新液体的排出量。类似换液阶段对应的 S 型通道耗时约为直线型的 2 倍,故两种路径形状可用于更换多路样品要求耗时不同的情况。



(a)弹性膜驱动

(a) Elastic membrane actuated sample replacement



(b)“边进边出”式

(b) Outflow as inflow-sample replacement

注:图中 t_1/t_2 分别表示直线型/S 型微通道的置换时间,照片为“直线型”时拍摄,“S 型”时间对应类似换液阶段

图 5 弹性膜驱动及原有样品更换方式样品更换照片

Fig. 5 Photographs of two kinds of sample replacement methods

重新向样品贮存池和培养池分别加注浓度 6 g/L 和 40 g/L 的氯化钠(NaCl)溶液,用氯离子

检测试剂盒(陆恒生物,中国)分别测定换液开始前和换液结束后(参照图 5 所示换液效果)培养池中的 Cl^- 浓度 c_0 和 c_e ,计算液体更换率 $\eta = (c_0/c_e) \times 100\%$ 。重复测试 5 次以上求平均,结果显示两种样品更换方式下样品更换率均大于 90%。分别测量两种方式下的排出液体总量可知,“弹性膜驱动”式的样品消耗体积小于“边进边出式”的 1/4。

尽管相同换液率下“弹性膜驱动”式比“边进边出式”耗时更多,但在 80 s 或 145 s 内完成样品更换足以满足细胞培养实验的要求;然而,“弹性膜驱动”方式大大降低了样品消耗,对于面向空间应用实验,其优势明显。

3.4 流体剪切力

为了保证培养池内细胞在安全的流体剪切力范围内生长,对上述样品更换方式进行剪切力核算。流室壁面剪切力^[12]为:

$$\tau_w = \frac{6\mu Q}{WH^2} F, \quad (4)$$

其中: μ 为流体黏度, Q 为体积流量, H 为流室高度, W 为流室宽度, F 为根据层流理论计算得到的长宽比有限-矩形通道的相关因子。与培养池有关的所有截面中,剪切力最大处应为截面积最小处,即微通道与培养池交界面,此处截面宽 1 mm,高 0.1 mm,形状因子 $F = 1.38$,根据排量及进样时间计算流量约为 $Q = 218 \mu\text{L}/\text{min}$, 37°C 水黏度 $\mu = 0.695 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$,计算得剪切力 $\tau_w \approx 1.9 \text{ Pa}$,处于细胞可受剪切应力生理范围 ($\leq 3 \text{ Pa}$)^[13]。故对于整个细胞培养池,流体剪切力均在细胞生长要求的安全范围内。对于“边进边出式”样品更换,因为体积流量较大,其流体剪切力约为“弹性膜驱动”时的 10 倍。可见,“弹性膜驱动”方式降低了细胞可能受到的流体剪切力,更加利于细胞的正常生长。

4 结 论

为了将微流控技术应用于空间细胞学研究,前期研制了一种集成化细胞培养芯片系统,由于长期细胞培养必须定期更换培养液,而原有样品更换方式不利于芯片系统的小型化和集成化,故本文提出了一种细胞培养池顶弹性膜驱动样品更换方式。结合理论分析、有限元仿真和实验,优化了影响样品更换效果的主要因素,并在选定参数下对比了本文“弹性膜驱动”与原有“边进边出式”

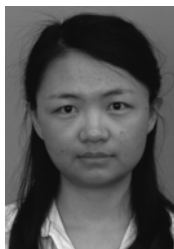
样品更换方法的效果。结果表明,本文提出的样品更换方法,可将样品消耗量和流体剪切力分别减少到原有方式的 1/4 和 1/10 以内。既能在 80 s 左右自动完成 90% 以上的样品更换,又能保证细胞所受流体剪切力小于 1.9 Pa。该弹性膜驱

动样品更换方法,可使样品损失和微泵、微阀工作时间减少,芯片系统结构更简单、总质量和总功耗降低,换液过程无需人工干预,利于系统小型化和自动化,尤其适用于我国目前的空间细胞培养芯片系统。

参考文献:

- [1] 夏伟强,樊尚春,等. 空间细胞生物学研究的新进展 [J]. 航天器环境工程, 2010, 27(6): 784-794.
XIA W Q, FAN SH CH. New progress of spatial cell biology [J]. *Spacecraft Environment Engineering*, 2010, 27(6): 784-794. (in Chinese)
- [2] MATTHIAS M, SAVAS T. Microfluidic cell culture [J]. *Current Opinion in Biotechnology*, 2014, 25: 95-102.
- [3] GAO D, LIU H X, JIANG Y Y, *et al.*. Recent developments in microfluidic devices for in vitro cell culture for cell-biology research [J]. *Trends in Analytical Chemistry*, 2012, 35: 150-164.
- [4] KIM J, TAYLOR D, AGRAWAL N, *et al.*. A programmable microfluidic cell array for combinatorial drug screening [J]. *Lab Chip*, 2012, 12, 1813-1822.
- [5] KENICHI F, IOANNIS K. Z, LIU Y C, *et al.*. A novel microfluidic platform for high-resolution imaging of a three-dimensional cell culture under a controlled hypoxic environment [J]. *Lab Chip*, 2012, 12, 4855-4863.
- [6] STEFANO G, ENRICO M, LIA P, *et al.*. Optimal periodic perfusion strategy for robust longterm microfluidic cell culture [J]. *Lab Chip*, 2013, 13, 4430-4441.
- [7] PEDER S P, METTE H, DAVID S, *et al.*. A self-contained, programmable microfluidic cell culture system with real-time microscopy access [J]. *Biomed Microdevices*, 2012, 14:385-399.
- [8] HUANG CH W, LEE G B. A microfluidic system for automatic cell culture [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2007, 17:1266-1274.
- [9] 施镠佳, 谭映军, 董景新, 等. 一种集成化微流控细胞培养芯片及其制备方法 [R]. 中国: CN103667054A, 2014-03-26.
SHI L J, TAN Y J, DONG J X, *et al.*. An integrated microfluidic cell culture chip and its preparation method [R]. China: CN103667054A, 2014-03-26. (in Chinese)
- [10] 王春艳, 谭映军, 聂捷琳, 等. 多坝式空间细胞培养室设计参数的微重力实验验证 [J]. 航天医学与医学工程, 2010, 23(4):243-247.
WANG CH Y, TAN Y J, NIE J L, *et al.*. Validation of design parameters of the multi-bar space cell culture chamber under microgravity experiments [J]. *Space Medicine and Medical Engineering*, 2010, 23(4):243-247. (in Chinese)
- [11] 施镠佳, 董景新, 谭映军, 等. 通道型电磁常闭微阀结构参数优化 [J]. 光学精密工程, 2014, 22(2):406-413.
SHI L J, DONG J X, TAN Y J, *et al.*. Optimization of structure parameters of channel-type electromagnetic microvalves [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(2):406-413. (in Chinese)
- [12] CAO J, USAMI SH, DONG CH. Development of a side-view chamber for studying cell-surface adhesion under flow conditions [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 1997, 25: 573-580.
- [13] 杨志. 不同重力环境下流体剪切应力对人骨肉瘤成骨样细胞 Cbfa1 表达的影响 [P]. 第四军医大学, 2006, 5.
YANG ZH. The influence of different gravitational environments on the expression of Cbfa1 in human osteosarcoma cells induced by fluid shear stress [P]. *Fourth Military Medical university*, 2006, 5. (in Chinese)

作者简介:



施镠佳(1986—),女,云南楚雄人,博士研究生,研究实习员,2007年于清华大学获得学士学位,主要从事微机电系统及微流控方面的研究。E-mail: shilj09@mails.tsinghua.edu.cn



谭映军(1971—),男,湖南人,副研究员,研究生导师,2002年于北京航空航天大学获得硕士学位,主要从事航天医学空间实验技术等方面的研究。E-mail: tyj1@163.com