

在梯形截面螺旋流道（也思涡降选择性圈图，doi:10.1088/step01475）中。当流道内的流速超过粒子的聚焦阈值后，粒子从在流道内侧的聚焦状态转换成涡降圈图状态，被也思涡流旋入涡心。即粒子随着涡流垂直主流方向移动的同时，会在惯性升力的作用下在流道截面内垂直涡流方向远离侧壁。这个旋入的速度是随着粒子直径的增加而变大的。也就是说，对于从相同位置开始迁移的粒子来说向也思涡流流线的法向迁移的速度与粒子的大小正相关。例如在图一中，原本处于同一位置的四种种大小的粒子在经过接近一个也思循环后，其与各自所在涡流的涡心（图中两个十字位置）距离与粒子大小成反向关系，越大的粒子距离涡心越近，而越小的粒子越容易跟随涡流流线运动。由于这种现象的存在，在利用梯形截面螺旋流道进行粒子分选时，如果样品中有相对较小的粒子，流道的圈数要足够多，以保证这些粒子能够经过足够多的涡流循环后在出口端被收缩到靠近流道外侧的一个较小的圈图带内。而增加流道圈数的同时其长度也会同步的增加，在保持通量和流速不变的情况下，流动产生的背压会变得非常的可观。可以想象当粒子的尺寸进一步缩小时，就无法从现实角度使用该技术进行分选了。举个例子：文章DOI:10.1021/acsc.2b085y所述的芯片可用于红细胞和白细胞的分选。但由于前述现象的存在，血液中的血小板虽然和红细胞一样处于被圈图状态，但其带宽在经过八圈的圈图后较红细胞会宽很多。在出口端的回收液中仅存在明显的血小板浓度差异，但想将其完全分选到一侧则非常困难。

借鉴也思流分选（DF）的原理，这里我们提出一种呈位涡流圈图技术。在该技术中，我们引入鞘流入口，将样品入流排挤到流道的内侧或者外侧。以将样品中的粒子置于流道内侧为例，如果我们在样品进入螺旋或圆弧流道时，利用鞘流液将其压制在图一的黄色区域，那么在给定的流速下，在流道的下游的特定位置，不同尺寸的粒子会如图一所示出现在不同的位置。如果在该位置留有数个出口流路分别接收这些粒子，即可实现按尺寸进行分选的目标。图二为该弧形或螺旋流道的俯视图，其中箭头方向为液体在管路中的流动方向，灰色区域为悬浮着混合粒子的流入样品，白色区域为鞘流液所占空间。在该图中，样品由弧形流道内侧注入，在也思涡流的影响下，沿流道深度方向的中层流向流道外壁一侧。这一流动主要受涡流控制。到达外壁后沿着外壁迁移到上下两层，并沿着涡流开始向内侧迁移，在此过程由于受到很强的惯性升力，粒子会以不同速度向内侧涡流跃迁，最终沿着蓝、绿、红所示的三条线所代表的大、中、小三种粒子的轨迹从不同的出口流出。当然，在某些情况下也可让粒子由外侧注入，此时粒子需经过半整数倍的涡流循环达到出口岔路，但分选原理是一样的。

在其中一个实时中，通道宽度为0.6毫米，弧线内测深0.8毫米，外侧深0.3毫米，曲率半径0.12毫米，主通道为两圈螺旋曲线。当总流速约为30毫升，样品占比5-15%，沿内侧注入时，样品中直径一微米左右的颗粒会从出口宽度方向内侧1/3以内流出，直径4微米左右的颗粒会从出口宽度方向中间1/3部分流出，而直径1微米或更大的颗粒则会沿出口宽度的外侧1/3流出，在出口处相应的设置分流通道即可将三种粒子分别回收。在该实时中，1-4+微米的颗粒可分别是染色体/游离DNA/RNA/细菌/病毒、血小板/细胞核、红细胞/白细胞/干细胞/其他组织细胞。

本技术的优势：相对于普通DFF（差位惯性聚焦分选，

doi:10.1088/1367-2630/11/7/075025），DFF（迪恩流分选，

doi:10.1088/snp01259），HiDFF（高精度迪恩流分选，

doi:10.1088/am.2017.175），以及一般的样形截面螺旋通道（迪恩陷阱选

择性圈图，doi:10.1088/snp01475）来说，本设计具有通量大，精度高，

以及分选尺度范围大等优点。具体地，普通的DFF及DFF螺旋通道

不适于分选尺度小于0.9倍通道水力直径的粒子，当粒子尺度过小时，

所需的通道截面尺寸也需要按比例降低，会带来通量减小以及压力

上升等问题。HiDFF虽然可以分选1-4微米的粒子，但其通道截面尺寸

和样品通量都相对较低，分离纯度也不够高。一般的样形截面螺旋

通道虽然具有通量高，流量精度要求低以及无需精流等优点，但该技

术由于对较小粒子的圈图能力不足，不适合分选直径小于4微米的粒

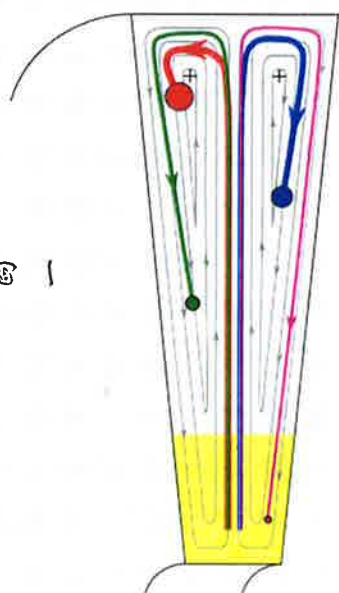
子。而本技术将样形截面螺旋通道的劣势变为优势，利用较大尺度的

通道依然可以分选直径很小的粒子。以上述实时案例为例，其最小流

道深度为8微米，但是依然可以将一微米和4微米的粒子以很高的

通量有效的分离出来。

图一



图二

