一种微液滴生成方法和生成系统

技术领域

本发明涉及液滴控制技术领域，尤其涉及一种微液滴生成方法和生成系统。

背景技术

如何将一定体积的液体均匀分解成大量体积均匀的微滴是微流控技术需要关键解决的问题之一，是诸多应用领域包括数字聚合酶链式反应（ddPCR）、数字环介导等温扩增（dLAMP）、数字酶联免疫检测（dELISA）、单细胞组学等应用领域的关键环节。目前高通量生成纳升液滴的技术手段主要包括微滴微流控技术和微井微流控技术。微滴微流控的代表包括 Bio-Rad 以及10XGenomics，该技术的特点是利用高精度微泵控制油，利用十字形结构对样本液体进行连续挤压从而生成大量皮升至纳升级别的小液滴。基于微滴微流控技术高通量生成纳升液滴的方法依赖于高精度微泵的压强的精确控制和基于MEMS 的高精度芯片加工工艺，产生的微滴依然被一起保存在同一容器中，检测时每个液滴需通过微流道逐一进行检测，设备成本高昂，系统复杂。微井微流控的代表为 Thermo Fisher，该技术的特点是利用机械力将样本液体在微井阵列上进行涂布，使得样本被平均分配到每一个微井中，形成皮升至纳升级别的小液滴。基于微井微流控的技术通常需要借助机械力将试剂均匀的涂布至微井阵列表面，再用惰性介质液体填充微井的上下两面，该方法的缺点是操作流程相对复杂，自动化程度低，实验通量较低，样本准备时间长。

数字微流控由于其拥有能够独立操控每一个微滴的能力使其成为高通量生成微滴的另一种技术手段，专利 WO 2016/170109 Al 以及 US20200061620S50 均阐述了一种基于数字微流控平台生成大量微滴的方法。然而，上述专利描述的基于数字微流控技术高通量生成纳升液滴的方法主要通过数字微流控技术操控大液滴生成一个小液滴后再将该小液滴运送至相应位置。该方法的主要缺点在于生成小液滴的速度较慢，样本准备时间较长。

发明内容

鉴于此，有必要提供一种生成小液滴速度较快、且稳定可控的微液滴生成方法和生成系统。

一种微液滴生成系统，包括微流控芯片和连接于所述微流控芯片的液滴驱动单元，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层，所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；所述液滴驱动单元用于驱动注入所述流体通道层的液体在所述流体通道层内的流动，从而在所述吸引点的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述上极板包括依次设置的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次设置的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述第一疏水层和所述第二疏水层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极。

在本发明的一实施例中，所述吸引点由所述电极层开启的所述电极形成，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述上极板在所述第一疏水层远离于所述导电层

的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述电极层的所述电极的形状为六边形和/或正方形。

在本发明的一实施例中，所述电极层包括呈阵列设置的多个正方形电极和呈阵列设置的多个六边形电极。

在本发明的一实施例中，所述电极层包括呈阵列设置的多个六边形电极和位于所述呈阵列设置的多个六边形电极两侧的呈阵列设置的多个正方形电极。

在本发明的一实施例中，所述电极层包括呈阵列设置的多个正边形电极和位于所述呈阵列设置的多个正边形电极两侧的呈阵列设置的多个六边形电极。

在本发明的一实施例中，所述六边形电极的边长为 50μm~2mm，所述正方形电极的边长为 50μm~2mm。

在本发明的一实施例中，所述电极层包括依次连接的呈阵列设置的多个第一正方形电极、呈阵列设置的多个第一六边形电极、呈阵列设置的多个第二六边形电极、呈阵列设置的多个第二正方形电极。

在本发明的一实施例中，所述电极层包括依次连接的呈阵列设置的多个第一六边形电极、呈阵列设置的多个第二六边形电极、呈阵列设置的多个正方形电极。

在本发明的一实施例中，所述第一正方形电极或所述正方形电极的边长为50μm~2mm，所述第二正方形电极的边长为所述第一正方形电极的边长的1/5~1/2，所述第一六边形电极的边长为 50μm~2mm，所述第二六边形电极的边长为所述第一六边形电极的边长的 1/5~1/2。

在本发明的一实施例中，所述液滴驱动单元为电极驱动单元，所述电极驱

动单元连接于所述电极层，用于控制所述电极层的所述电极的开启和关闭，从而控制注入至所述流体通道层的液体在所述流体通道层内的流动，以在所述吸引点的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述微流控芯片的中心位置设置有注液孔，所述注液孔用于向所述流体通道层注入液体，所述微流控芯片还设置有多个排液孔，所述排液孔用于供多余的液体自所述微流控芯片排出，所述液滴驱动单元为旋转驱动单元，所述旋转驱动单元用于驱动所述微流控芯片转动，从而使得注入所述流体通道层的液体以旋涂的方式在所述吸引点形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述旋转驱动单元驱动所述微流控芯片进行旋转的转速大于 0rpm 且小于等于 1000rpm。

在本发明的一实施例中，所述电极的形状为六边形，所述电极的边长为 50μm~2mm，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间的距离为 5μm~600μm。

在本发明的一实施例中，所述微流控芯片设置有第一注样孔和第一出样孔，所述第一注样孔和所述第一出样孔设置在所述微流控芯片的第一对角线上，所述液滴驱动单元包括第一微泵和第三微泵，所述第一微泵连接于所述第一注样孔，用于往所述流体通道层注入液体，使所述液体充满所述流体通道层，所述第三微泵连接于所述第一出样孔，用于抽取所述第一出样孔流出的液体或气体，从而在所述吸引点位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述微流控芯片还设置有第二注样孔和第二出样孔，所述第二注样孔和所述第二出样孔设置在所述微流控芯片的第二对角线上，所述液滴驱动单元还包括第二微泵和第四微泵，所述第二微泵连接于所述第二注样孔，用于往所述流体通道层注入介质，所述第四微泵连接于所述第二出样孔，用于抽取所述第二出样孔流出的多余液体或介质，从而使得所述介质

包裹在所述吸引点的位置形成的微液滴。

在本发明的一实施例中，所述上盖的厚度为0.05mm~1.7mm，所述基板的厚度为0.05mm~1.7mm，所述导电层的厚度为10nm~500nm，所述介电层的厚度为50nm~1000nm，所述电极层的厚度为10nm~1000nm，所述第一疏水层的厚度为10nm ~200nm，所述第二疏水层的厚度为10nm~200nm。

一种微液滴生成系统，包括由上极板和下极板组成的微流控芯片，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层，所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体，所述上极板所在的平面和所述下极板所在的平面之间呈夹角设置，所述上极板开设有多个注样孔，所述注样孔位于所述上极板的边缘，所述注样孔用于注入液体，所述流体通道层包括相对设置的第一端和第二端，所述流体通道层的所述第一端的高度小于所述流体通道层的所述第二端的高度，当通过所述注样孔往所述流体通道层的所述第一端注入液体时，所述液体受表面张力的作用而从所述第一端向所述第二端移动，并在所述吸引点的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述上极板和所述下极板之间的夹角为大于0°且小于3°。

在本发明的一实施例中，在所述第一端，所述上极板和所述下极板之间的距离为0μm~200μm。

在本发明的一实施例中，所述上极板包括依次设置的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次设置的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述第一疏水层和所述第二疏水层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极。

在本发明的一实施例中，所述吸引点由所述电极层开启的所述电极形成，

相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述上极板在所述第一疏水层远离于所述导电层的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述电极层的所述电极的形状为六边形和/或正方形。

一种微液滴生成方法，包括以下步骤：

S1、提供微流控芯片，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层；

S2、在所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；

S3、往所述流体通道层注入液体；

S4、驱动液体在所述流体通道层内的流动，从而在所述微流控芯片的多个吸引点形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次层叠的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层；

所述步骤 S2 包括步骤：开启所述电极层的多个电极，开启的所述电极形成所述吸引点，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次层叠的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间

形成所述流体通道层；

所述步骤 S2 包括步骤：利用激光或者等离子体将所述第一疏水层的所需位置的疏水涂层进行处理，从而在所述第一疏水层上形成亲水点，所述亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

在本发明的一实施例中，所述步骤 S4 包括步骤：

S110、打开第一排至第 P 排的电极，使液体在所述流体通道层的对应于第一排至第 P 排的电极的位置形成大液滴，其中，P 为正整数；

S120、保持第一排的吸引点的电极打开，关闭第一排的其他电极，同时，打开第 P+1 排的电极，驱动所述大液滴在所述流体通道层往前移动一排，且在第一排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极；

S130、保持第二排的吸引点的电极打开，关闭第二排的其他电极，同时，打开第 P+2 排的电极，驱动所述大液滴在所述流体通道层再往前移动一排，且在第二排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极，所述第一排的吸引点和所述第二排的吸引点处于不同的列；

S140、保持第 n 排的吸引点的电极打开，关闭第 n 排的其他电极，同时，打开第 P+n 排的电极，驱动大液滴在所述流体通道层再往前移动一排，且在第 n 排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极，第 n 排的吸引点和所述第 n-1 排的吸引点处于不同的列，其中 n 为大于 3 的正整数；

S150、重复执行 S140，在所述微流控芯片形成多个微液滴，直至所述大液滴耗尽。

在本发明的一实施例中，所述步骤 S4 包括步骤：

S210、打开第一排至第 P 排的电极，所述流体通道层内的液体在所述电极层的第一排至第 P 排的电极上形成大液滴，其中，P 为正整数；

S220、关闭第一排的电极，同时，打开第 P+1 排的电极，驱动大液滴在所述流体通道层往前移动一排，在第一排的亲水点位置形成微液滴；

S230、关闭第二排的电极，同时，打开第 P+2 排的电极，驱动大液滴在所述电极层再往前移动一排，在第二排的亲水点位置形成微液滴；

S240、关闭第 n 排的电极，同时，打开第 P+n 排的电极，驱动大液滴在所述电极层再往前移动一排，且在第 n 排的亲水点位置形成微液滴，其中 n 为大于 3 的正整数；

S250、重复执行 S240，在所述微流控芯片形成多个微液滴，直至所述大液滴耗尽。

在本发明的一实施例中，所述步骤 S4 包括步骤：将所述微流控芯片进行旋转，所述流体通道层内的液体在对应于开启的多个所述电极的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，所述步骤 S4 包括步骤：将所述微流控芯片进行旋转，所述流体通道层内的液体在对应于多个所述亲水点的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，在所述步骤 S4 中，旋转所述微流控芯片的转速大于 0rpm 且小于等于 1000rpm。

在本发明的一实施例中，在所述步骤 S3 中，从所述微流控芯片的中心位置的注液孔注入液体。

在本发明的一实施例中，所述微液滴生成方法还包括步骤：当多余的液体自所述流体通道层流出后，停止旋转所述微流控芯片。

在本发明的一实施例中，所述上极板所在的平面和所述下极板所在的平面

之间呈夹角设置，所述上极板开设有多个注样孔，所述注样孔位于所述上极板的边缘，所述注样孔用于注入样品，所述流体通道层包括相对设置的第一端和第二端，所述流体通道层的所述第一端的高度小于所述流体通道层的所述第二端的高度；

在所述步骤 S3 中，通过所述注样孔往所述流体通道层的所述第一端注入液体，当所述液体注入所述流体通道层时，受表面张力的作用，所述液体从所述第一端向所述第二端移动，所述液体在对应于所述吸引点的位置形成微液滴。

在本发明的一实施例中，在所述步骤 S3 中，所述液体的注入速度为 1μL/s~10μL/s。

在本发明的一实施例中，在所述第一端，所述上极板和所述下极板之间的距离为 0μm~200μm，所述上极板和所述下极板之间的夹角为大于 0° 且小于 3° 。

在本发明的一实施例中，所述微流控芯片设置有第一注样孔和第一出样孔，所述第一出样孔和所述第一注样孔设置在所述微流控芯片的第一对角线上，所述第一注样孔连通有第一微泵，所述第一出样孔连通有第三微泵；

在所述步骤 S3 中，采用第一微泵经由所述第一注样孔往所述流体通道层注入液体；并采用第三微泵抽取出自所述第一出样孔流出的液体。

在本发明的一实施例中，所述微流控芯片还设置有第二注样孔和第二出样孔，所述第二出样孔和所述第二注样孔设置在所述微流控芯片的第二对角线上，所述第二注样孔连通有第二微泵；第二出样孔连通有第四微泵；

在所述步骤 S4 中，采用第二微泵经由所述第二注样孔往所述流体通道层注入介质；非所述吸引点处的所述液体被所述介质推动挤出，所述液体在对应

于所述吸引点的位置留下微液滴，所述介质包裹所述微液滴；并采用第四微泵抽取出自所述第二出样孔流出的介质。

在本发明的一实施例中，通过控制调节所述上极板和所述下极板之间的间隙、所述吸引点的数量、面积大小以及位置的方式，调整所述微流控芯片形成的微液滴的体积和密度。

一种微液滴生成方法，包括以下步骤：

提供微流控芯片，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层；所述下极板包括电极层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极；

在所述下极板中形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；所述吸引点由所述电极层开启的电极形成，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置；

往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 n1 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 n1 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 n2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 n2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 n3 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴；

其中，所述 n1、n2、n3 为大于或等于 2 的正整数。

在本发明的一实施例中，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在本发明的一实施例中，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在本发明的一实施例中，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在本发明的一实施例中，所述电极的形状为正方形或六边形。

在本发明的一实施例中，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一

疏水层，所述下极板还包括第二疏水层和介电层，所述第二疏水层、介电层和电极层依次层叠设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层。

在本发明的一实施例中，所述电极的边长为 50μm~2mm。

在本发明的一实施例中，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间的距离为 5μm~600μm。

本申请通过上述微液滴生成方法和生成系统，可以快速制备大量微液滴，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。而且，通过控制调节上极板和下极板之间的间隙、吸引点的数量、面积大小以及位置的方式，可以精确调整所形成的微液滴的体积和密度，以此本发明提供一种能够快速形成大密度微液滴且能够对所形成的大密度微液滴的体积和密度精确控制的微液滴生成方法和微液滴生成系统。

本申请的微液滴生成方法和生成系统扩展能力强，可通过扩展芯片尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。进一步的，由于电极层包括至少两种不同形状的呈阵列设置的多个电极，可以通过控制电极的打开或关闭，实现大液滴在其中一种形状的呈阵列设置的多个电极上形成微液滴，而在另外形状的呈阵列设置的多个电极上完成微液滴的相关实验，这样可避免液体样本相互交叉感染。

附图说明

图 1 为本发明的实施例 1 的微液滴生成系统的微流控芯片的剖面结构示意图；

图 2 为本发明的实施例 1 的微液滴生成系统的结构示意图；

图 3 为采用如图 1 所示的微液滴生成系统的微液滴生成方法流程图；

图 4 为大液滴移动形成一个微液滴的流程示意图；

图 5 为大液滴移动形成多个微液滴的流程示意图；

图 6 为本发明的实施例 1 的大液滴在微流控芯片上移动形成多个微液滴的流程示意图；

图 7 为本发明的实施例 1 的大液滴在微流控芯片上移动形成多个微液滴的实际实验示意图；

图 8 为本发明的实施例 1 的大液滴在微流控芯片上移动形成多个微液滴的示意图；

图 9 为本发明的实施例 1 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的流程图；

图 10 为本发明的实施例 2 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的示意图；

图 11 至图 13 为本发明的实施例 2 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的流程框图；

图 14 为本发明的实施例 3 的微液滴生成系统的结构示意图；

图 15 为本发明的实施例 3 的微液滴生成系统的微流控芯片的剖面结构示意图；

图 16 和图 17 为本发明的实施例 3 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的示意图；

图 18 为数字 Elisa 中混合溶液的组成结构示意图；

图 19 为采用微液滴生成系统实现数字 Elisa 工作流程示意图；

图 20 和图 21 为本发明的实施例 3 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的流程框图；

图 22 至图 25 为本发明的实施例 4 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的示意图；

图 26 和图 27 为本发明的实施例 4 的微液滴生成系统的微液滴生成方法的流程框图；

图 28 为本发明的实施例 5 的微液滴生成系统的微流控芯片的剖面结构示意图，其示意了微液滴的生成过程；

图 29 为本发明的实施例 5 的电极层的第一种结构示意图；

图 30 为本发明的实施例 5 采用第一种结构的电极层时液体移动生成微液滴的示意图；

图 31 为本发明的实施例 5 的电极层的第二种结构示意图；

图 32 为本发明的实施例 5 采用第二种结构的电极层时液体移动生成微液滴的示意图；

图 33 为本发明的实施例 5 的液体移动生成微液滴的示意图，其示意了采用所述微液滴生成方法进行分选细胞实验的过程；

图 34 为本发明的实施例 5 中液体移动生成微液滴的示意图，其示意了形成皮升级别的微液滴的过程；

图 35 为本发明的实施例 5 的微液滴生成方法的流程示意图；

图 36 为本发明的实施例 6 的微液滴生成方法的流程示意图；

图 37 为本发明实施例 6 的液体样本移动生成微液滴的第一种方式的示意图；

图 38 为本发明的实施例 6 中液体移动生成微液滴的第一种方式的实验示意图，其示意了形成皮升级别的微液滴的过程；

图 39 为本发明的实施例 6 中液体移动生成微液滴的第一种方式的分单细

胞的实验示意图；

图 40 为本发明实施例 6 的液体样本移动生成微液滴的第二种方式的示意图；

图 41 为本发明实施例 6 的液体样本移动生成微液滴的第三种方式的示意图；

图 42 为本发明实施例 6 的液体样本移动生成微液滴的第四种方式的示意图。

附图标号说明：微流控芯片 100；上极板 10；上盖 11；导电层 12；第一疏水层 13；亲水点 131；注液孔 132；排液孔 133；第一注样孔 134；第一出样孔 135；第二注样孔 136；第二出样孔 137；下极板 20；第二疏水层 21；介电层 22；电极层 23；电极 24；开启的电极 241；未开启的电极 242；正方形电极 243；六边形电极 244；第一正方形电极 2431；第二正方形电极 2432；第一六边形电极 2441；第二六边形电极 2442；基板 25；流体通道层 101；液体 200；微液滴 201；细胞 202；第一箭头 31；第二箭头 32；第一微泵 41；第二微泵 42；第三微泵 43；第四微泵 44；介质 300；混合溶液 50；微球 51；第一微球 511；第二微球 512；捕获抗体 52；目的抗原 53；荧光标记抗体 54。

具体实施方式

为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本申请进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用以解释本申请，并不用于限定本申请。

实施例 1

如图 1 至图 9 所示，根据本申请的实施例 1 的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。

具体地，所述微液滴生成系统包括微流控芯片 100 和连接于所述微流控芯片 100 的液滴驱动单元，所述微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，所述上极板 10 和所述下极板 20 之间形成流体通道层 101，所述上极板 10 和所述下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体 200；所述液滴驱动单元用于驱动注入所述流体通道层 101 的液体 200 在所述流体通道层 101 内的流动，从而在所述吸引点的位置形成微液滴 201。

更具体地，如图 1 所示，所述上极板 10 包括依次设置的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13。所述下极板 20 包括依次设置的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23。第一疏水层 13 和第二疏水层 21 相对设置，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101；所述上极板 10 和所述下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体 200，所述电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24。

在这一实施例中，所述液滴驱动单元为所述电极驱动单元，所述电极驱动单元连接于所述电极层 23，用于控制所述电极层 23 的所述电极 24 的开启和关闭，从而控制注入至所述流体通道层 101 的液体 200 在所述流体通道层 101 内的流动，以在所述吸引点的位置形成微液滴 201。

可以理解，所述多个吸引点的尺寸可以相同或不同，数量和位置可以根据实际需求进行设置，以便同时生成相同或不同体积的微液滴 201。

还可以理解的是，通过控制所述流体通道层 101 的间隙以及所述吸引点的数量、位置和面积大小的方式，可以对应调整在所述微流控芯片 100 上形成的微液滴 201 的体积和密度，以此本申请提供了一种能够快速形成大密度微液滴

且能够对所形成的大密度微液滴的体积和密度精确控制的微液滴生成方法和微液滴生成系统。

可选地，如图 4 和图 5 所示，所述吸引点由所述电极层 23 的开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

可选地，所述电极层 23 的所述电极 24 的形状为六边形或正方形。在本实施例中，电极 24 的形状为六边形。当电极 24 形状为六边形时，接触面变大，电极 24 板利用率更高。可以理解，电极 24 的形状也可以是六边形和正方形的组合，或者是其他任意形状或任意形状的组合，本申请对此不作限制。

可选地，所述六边形电极的边长为 50μm~2mm，所述正方形电极的边长为 50μm~2mm，本申请对电极 24 的尺寸也不作限制。

上述微液滴生成系统，通过将大液滴加入至流体通道层 101 内，再通过电极驱动单元通过控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，从而控制加入至流体通道层 101 的大液滴在电极层 23 表面以类似于涂布的方式流动，在流体通道层 101 的多个吸引点形成微液滴 201，可以大幅缩短液滴生成时间，提高液滴生成稳定性，且可根据需求动态调整生成滴液的大小，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

可选地，如图 2 所示，在本实施例的一变形实施例中，所述吸引点也可以由亲水点 131 形成。具体地，所述上极板 10 在所述第一疏水层 13 远离于所述导电层 12 的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点 131 为所述吸引点，相邻的所述亲水点 131 之间间隔设置。

应该理解的是，所述亲水点阵列也可以形成于所述第二疏水层 21 或者所述第一疏水层 13 和所述第二疏水层 21 均设置有亲水点 131，本申请对此不作

限制。

请参考图 2，通过亲水修饰，在第一疏水层 13 远离到导电层 12 的一侧形成亲水点阵列，相邻的亲水点 131 之间至少间隔有一个电极 24。电极驱动单元和电极层 23 连接，电极驱动单元用于驱动大液滴在流体通道层 101 内流动，大液滴在亲水点 131 处形成微液滴 201。可以理解，上述微液滴生成系统，形成微液滴 201 的体积由所述流体通道层 101 的间隙 h 的大小和所述亲水点 131 的面积决定。

上述微液滴生成系统，通过将大液滴加入至流体通道层 101 内，电极驱动单元用于驱动大液滴在流体通道层 101 内流动，当大液滴经过亲水点 131 时会因为亲水点 131 的亲水作用，在亲水点 131 处留下微液滴 201，可以大幅缩短液滴生成时间。此外，上述微液滴生成系统，无需通过控制电极 24 分离出微液滴 201，使得操作更为简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

可以理解的是，本申请还提供了如图 1 所示的微液滴生成系统的微液滴生成方法，包括如下步骤：

控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，使大液滴流过电极层 23 时，在电极层 23 的多个吸引点分别形成微液滴 201。

上述微液滴生成方法，控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，使大液滴流过电极层 23 时，在电极层 23 的多个吸引点分别形成微液滴 201。可以大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。

可以理解，所述多个吸引点的尺寸可以相同或不同，以便同时生成不同体积的微液滴 201。

进一步的，多个吸引点之间相互间隔有至少一个电极 24。多个吸引点之

间相互间隔有至少一个电极 24 可以避免微液滴 201 结合。优选的，多个吸引点之间相互间隔有两个电极 24。

具体的，请参考图 3，控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，使大液滴流过电极层 23 时,在电极层 23 的多个吸引点分别形成微液滴 201 的操作如下：

S110、打开第一排至第 P 排的电极 24，使液体 200 在所述流体通道层 101 的对应于第一排至第 P 排的电极 24 的位置形成大液滴，其中，P 为正整数；

S120、保持第一排的吸引点的电极 24 打开，关闭第一排的其他电极 24，同时，打开第 P+1 排的电极 24，驱动所述大液滴在所述流体通道层 101 往前移动一排，且在第一排的所述吸引点形成微液滴 201，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极 24；

S130、保持第二排的吸引点的电极 24 打开，关闭第二排的其他电极 24，同时，打开第 P+2 排的电极 24，驱动所述大液滴在所述流体通道层 101 再往前移动一排，且在第二排的所述吸引点形成微液滴 201，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极 24，所述第一排的吸引点和所述第二排的吸引点处于不同的列；

S140、保持第 n 排的吸引点的电极 24 打开，关闭第 n 排的其他电极 24，同时，打开第 P+n 排的电极 24，驱动大液滴在所述流体通道层 101 再往前移动一排，且在第 n 排的所述吸引点形成微液滴 201，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极 24，第 n 排的吸引点和所述第 n-1 排的吸引点处于不同的列，其中 n 为大于 3 的正整数；

S150、重复执行 S140，在所述微流控芯片 100 形成多个微液滴 201，直至所述大液滴耗尽。

可以理解，S150 中重复执行 S140 的具体操作为：n 为 3，执行一次 S140；

n 为 4，执行一次 S140；n 为 5，执行一次 S140，…直至大液滴耗尽。即大液滴依次的在第一排至第 n 排移动，并且在第一排至第 n 排均形成多个微液滴 201。

可以理解，上述微液滴生成方法中的“排”可以用“列”标示。即大液滴依次的在第一列至第 n 列移动，并且在第一列至第 n 列均形成多个微液滴 201。

在一个实施例中，微液滴 201 的体积通过调节第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间的距离以及单个电极 24 的尺寸进行控制。微液滴 201 体积可通过调节第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间的距离以及单个电极 24 的尺寸精确调控在皮升至微升之间。

具体的，请参考图 4，由电极 24 组成的电极阵列操控大液滴按图中箭头方向沿电极阵列移动。通过控制电极阵列可实现大液滴分离出一滴微液滴 201。大液滴继续沿箭头方向移动而微液滴 201 留在原位。

进一步的如图 5 所示，通过重复图 4 所示操作可使大液滴在其移动路径上留下多个微液滴 201，微液滴 201 之间间隔若干个电极 24 以避免微液滴 201 结合，微液滴 201 下方电极 24 处于打开状态从而将微液滴 201 固定在原位，可分离出目标微液滴 201 数后停止或重复分离步骤直至大液滴完全耗尽。

进一步的如图 6 所示，将大液滴按照图 6（A）至图 6（F）的顺序进行操控，使其在路径上留下多个微液滴 201，微液滴 201 之间间隔若干个电极 24 以避免微液滴 201 结合，微液滴 201 下方电极 24 处于打开状态从而将微液滴 201 固定在原位，可分离出目标微液滴 201 数后停止或重复分离步骤直至大液滴完全耗尽。微液滴 201 位于第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间。微液滴 201 的体积可通过调节流体通道层 101 的间隙 h 以及电极 24 的尺寸精确调控在皮升至微升之间。

图7示意了本发明的实施例1的大液滴在微流控芯片上移动形成多个微液滴的实际实验过程，其大液滴在微流控芯片上移动形成多个微液滴的过程与图6一致。

请参考图8，当电极24大小不同，或者同时开启相邻的一个至几个电极24时，可以在电极层23上形成不同大小的微液滴201。

本申请还提供了采用如图2所示的微液滴生成系统的微液滴生成方法，包括如下步骤：

控制电极层23的电极24的打开或关闭，使大液滴流过电极层23时，在电极层23的亲水点阵列处形成微液滴201。

在一个实施例中，微液滴201的体积通过控制亲水点131的尺寸进行控制。

上述微液滴生成方法，通过将大液滴加入至流体通道层101内，电极驱动单元用于驱动大液滴在流体通道层101内流动，当大液滴经过亲水点131时会因为亲水点131的亲水作用，在亲水点131处留下微液滴201，可以大幅缩短液滴生成时间。此外，上述微液滴生成系统，无需通过控制电极24分离出微液滴201，使得操作更为简便。

请参考图9，控制电极层23的电极24的打开或关闭，使大液滴流过电极层23时，在电极层23的亲水点阵列处形成微液滴201的操作如下：

S210、打开第一排至第P排的电极24，所述流体通道层101内的液体200在所述电极层23的第一排至第P排的电极24上形成大液滴，其中，P为正整数；

S220、关闭第一排的电极24，同时，打开第P+1排的电极24，驱动大液滴在所述流体通道层101往前移动一排，在第一排的亲水点131位置形成微液滴201；

S230、关闭第二排的电极 24，同时，打开第 P+2 排的电极 24，驱动大液滴在所述电极层 23 再往前移动一排，在第二排的亲水点 131 位置形成微液滴 201；

S240、关闭第 n 排的电极 24，同时，打开第 P+n 排的电极 24，驱动大液滴在所述电极层 23 再往前移动一排，且在第 n 排的亲水点 131 位置形成微液滴 201，其中 n 为大于 3 的正整数；

S250、重复执行 S240，在所述微流控芯片 100 形成多个微液滴 201，直至所述大液滴耗尽。

可以理解，S250 中重复执行 S240 的具体操作为：n 为 3，执行一次 S240；n 为 4，执行一次 S240；n 为 5，执行一次 S240，…直至大液滴耗尽。即大液滴依次的在第一排至第 n 排移动，并且在第一排至第 n 排均形成多个微液滴 201。

可以理解，上述微液滴生成方法中的“排”可以用“列”标示。即大液滴依次的在第一列至第 n 列移动，并且在第一列至第 n 列均形成多个微液滴 201。

上述微液滴生成方法，重复分离步骤可以分离出目标数量的液滴。

上述微液滴生成方法不同于传统的数字微流控生成微液滴 201 的方法，传统的数字微流控通过操控大液滴生成一个微液滴 201 后再将该微液滴 201 运送至相应位置。上述微液滴生成方法，控制液体 200 经过流体通道层 101，通过操控电极 24 使大液滴在其经过的路径上留下微液滴 201。或者对上盖 11 进行阵列式的亲水修饰，当大液滴经过亲水点 131 时会因为亲水点 131 的亲水作用，在亲水点 131 处留下微液滴 201。相比于传统的可以数字微流控生成微液滴 201 的方法，上述微液滴生成方法可以大幅缩短液滴生成时间。

上述微液滴生成方法，通过驱动大液滴在电极层 23 实现类似于涂布的操

控，通过控制电极 24 或通过对上盖 11 进行阵列式的亲水修饰，可以实现高通量纳升级别的液滴生成。液滴的体积可通过调节电极 24 尺寸、电极 24 的间隙距离，或者亲水修饰点尺寸等进行精确调整。当高通量纳升液滴分离完成后可在数字微流控芯片上进行相应实验和检测。该方法配合光学检测模块可实现例如 ddPCR、dLAMP、dELISA 单细胞实验等生化应用功能。可适用于其他核酸检测例如恒温扩增。同时，可以对微流控芯片 100 种任意微液滴进行筛选或独立实验，可通过扩展微流控芯片 100 的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

实施例 2

如图 10 至 13 所示，根据本申请的实施例 2 的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。实施例 2 是实施例 1 的变形实施例。

实施例 2 的微液滴生成系统包括微流控芯片 100 和连接于所述微流控芯片 100 的液滴驱动单元，所述微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，所述上极板 10 包括依次设置的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，所述下极板 20 包括依次设置的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23，所述第一疏水层 13 和所述第二疏水层 21 相对设置，所述第一疏水层 13 和所述第二疏水层 21 之间形成所述流体通道层 101，所述电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24，所述上极板 10 和所述下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体 200；所述液滴驱动单元用于驱动注入所述流体通道层 101 的液体 200 在所述流体通道层 101 内的流动，从而在所述吸引点的位置形成微液滴 201。

与实施例 2 不同的是，如图 10 所示，所述微流控芯片 100 的中心位置设置有注液孔 132，所述注液孔 132 用于向所述流体通道层 101 注入液体 200，

所述微流控芯片 100 还设置有多个排液孔 133，所述排液孔 133 用于供多余的液体 200 自所述微流控芯片 100 排出，所述液滴驱动单元为旋转驱动单元，所述旋转驱动单元用于驱动所述微流控芯片 100 转动，从而使得注入所述流体通道层 101 的液体 200 以旋涂的方式在所述吸引点形成微液滴 201。

可以理解的是，所述注液孔 132 设置在所述微流控芯片 100 的中心位置，是为了使得液体 200 能够均匀注入所述流体通道层 101，以在转动所述微流控芯片 100 时，能够均匀地在所述微流控芯片 100 上形成微液滴 201，在本申请的一些实施例中，所述注液孔 132 也可以不在所述微流控芯片 100 的中心位置，本申请对此不作限制。

值得一提的是，所述旋转驱动单元可以为转台、转盘一类的设备，能够使得所述微流控芯片 100 转动即可，本申请所述旋转驱动单元的具体结构不作限制。

具体地，如图 10（A）至 10（F）所示顺序，首先如图 10（A）所示，由电极 24 组成的微流控芯片 100 首先经由注液孔 132 注满液体 200，其次，微流控芯片 100 按照图 10（B）中第一箭头 31 所示方向开始旋转，并产生离心力，使得液体 200 按图 10（B）中第二箭头 32 所示方向沿微流控芯片 100 移动。通过控制微流控芯片 100 上部分电极 24 的开启，如图 10(B)所示，相邻的开启的电极 241 之间间隔一个未开启的电极 242，可实现液体 200 遗留下一组微液滴 201，如图 10（C）至图 10（F）所示，微流控芯片 100 持续旋转，液体 200 继续沿箭头方向从位于阵列四角的排液孔 133 排空而微液滴 201 留在开启的电极 241 的位置。持续旋转微流控芯片 100 以维持离心力，可使液体 200 在其排空路径上留下多组微液滴 201。微液滴 201 下方的电极 24 处于打开状态从而将微液滴 201 固定在原位，可分离出目标微液滴 201 数后持续离心，直至多余液体

200 完全耗尽。

可以理解的是，如图 11 所示，在实施例 2 中，所述微液滴生成方法包括以下步骤:

S10、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101。

S20、在上极板 10 和下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体 200。

S30、往流体通道层 101 注入液体 200。

S40、将微流控芯片 100 进行旋转，液体 200 在对应于吸引点的位置形成多个微液滴 201。

可以理解，S20 和 S30 的顺序不限于先进行 S20 再进行 S30。在特定情况下，也可以先进行 S30 后，再进行 S20。

上述微液滴生成方法，通过将液体 200 加入至流体通道层 101 内，再将微流控芯片 100 进行旋转，从而可以通过离心力将液体 200 在流体通道层 101 内流动，当液体 200 经过吸引点时会因为吸引点的吸引作用，在流体通道层 101 内对应于吸引点的位置留下微液滴 201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴 201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片 100 的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

具体的，吸引点的可以通过不同的方法形成，下面对微液滴生成方法进行详细说明。

在本申请的实施例 2 中，所述吸引点由所述电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

相对应地，请参考图 12，所述微液滴生成方法包括以下步骤：

S100、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，下极板 20 包括依次层叠的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23，电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101；

S200、开启电极层 23 的多个电极 24，以在开启的电极 241 形成所述吸引点，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置；

S300、往流体通道层 101 注入液体 200；

S400、将微流控芯片 100 进行旋转，液体 200 在对应于开启的多个电极 24 的位置形成多个微液滴 201。

可以理解，S200 和 S300 没有顺序限制，可以先进行 S200，再进行 S300。也可以先进行 S300，再进行 S200。

上述微液滴生成方法，通过将液体 200 加入至流体通道层 101 内，再将微流控芯片 100 进行旋转，从而可以通过离心力将液体 200 在流体通道层 101 内对应于开启的多个电极 24 的位置形成多个微液滴 201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴 201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片 100 的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

可以理解，在制备微液滴 201 时，电极层 23 的电极 24 并未全部开启，包括开启的电极 241 和未开启的电极 242。为了避免微液滴 201 之间相互结合，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。可以理解，相邻的开启的电极 241 之间相互间隔有至少一个未开启的电极 242。优选的，相邻的开启的电极 241 之间相互间隔有 2 个未开启的电极 242。

值得一提的是，往流体通道层101注入液体200的步骤中，往流体通道层101的中心注入液体200。请参考图9（A），即，可以在微流控芯片100的中心开设一个注液孔132，将液体200从注液孔132加入至流体通道层101内。可以理解，也可以在微流控芯片100的其他位置加入液体200，布满整个流体通道层101，再通过旋转微流控芯片100将多余的液体200排走即可。当然，将液体200从微流控芯片100的中心注入，通过微流控芯片100的旋转，可以将液体200从中心往四周分散，从而在开启的电极241上形成小液体200，可以有效减少液体200的用量。

值得一提的是，在所述步骤S400中，当多余的液体200流出流体通道层101后，停止旋转微流控芯片100。具体的，请参考图9（B），在微流控芯片100的四个角上设有排液孔133，多余的液体200通过排液孔133排出流体通道层101。

在本申请的这一实施例中，微流控芯片100进行旋转的转速大于0rpm且小于等于1000rpm。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层13和第二疏水层21之间的距离h为5μm~600μm。

在本申请的这一实施例中，电极24为正六边形，电极24的边长为50μm~2mm。可以理解，电极24的形状可以是任意形状或任意形状的组合。所述微液滴201的体积可通过调节电极24尺寸、电极24的间隙距离等进行精确调整。

在本申请的这一实施例中，上盖11的材质可以为玻璃基底。上盖11的厚度为0.05mm~1.7mm。

在本申请的这一实施例中，导电层12的材质可以为ITO导电层。导电层

12 的厚度为 10nm~500nm。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层 13 的材质可以为含氟疏水涂层。第一疏水层 13 的厚度为 10nm~200nm。

在本申请的这一实施例中，第二疏水层 21 的材质可以为含氟疏水涂层。第二疏水层 21 的厚度为 10nm~200nm。

在本申请的这一实施例中，介电层 22 的材质可以为有机绝缘层或无机绝缘层。介电层 22 的厚度为 50nm~1000nm。

在本申请的这一实施例中，电极层 23 的材质可以为透明导电玻璃或金属。电极层 23 的厚度为 10nm~1000nm。

在本申请的实施例 2 中，所述吸引点也可以由亲水点 131 形成。具体地，所述上极板 10 在所述第一疏水层 13 远离于所述导电层 12 的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点 131 为所述吸引点，相邻的所述亲水点 131 之间间隔设置。

相对应地，如图 13 所示，所述微液滴生成方法包括以下步骤：

S1000、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，下极板 20 包括依次层叠的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23，电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101；

S2000、在所述第一疏水层 13 上形成亲水点 131，所述亲水点 131 为所述吸引点，相邻的所述亲水点 131 之间间隔设置；

S3000、往流体通道层 101 注入液体 200；

S4000、将微流控芯片 100 进行旋转，液体 200 在对应于亲水点 131 的位置形成多个微液滴 201。

上述微液滴生成方法，通过将液体200加入至流体通道层101内，再将微流控芯片100进行旋转，从而可以通过离心力将液体200在流体通道层101内流动，当大液滴经过亲水点131时会因为亲水点131的亲水作用，在流体通道层101内对应于亲水点131的位置留下微液滴201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。上述微液滴生成方法，无需通过控制电极24，即可分离出微液滴201，使得操作更为简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片100的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

可以理解的是，在往流体通道层101注入液体200的步骤中，往流体通道层101的中心注入液体200。即，可以在微流控芯片100的中心开设一个注液孔132，将液体200从注液孔132加入至流体通道层101内。可以理解，也可以在微流控芯片100的其他位置加入液体200，布满整个流体通道层101，再通过旋转微流控芯片100将多余的液体200排走即可。当然，将液体200从微流控芯片100的中心注入，通过微流控芯片100的旋转，可以将液体200从中心往四周分散，从而在开启的电极241上形成小液体200，可以有效减少液体200的用量。

在本申请的这一实施例中，在所述步骤S4000中，当多余的液体200流出流体通道层101后，停止旋转微流控芯片100。具体的，在微流控芯片100的四个角上设有排液孔133，多余的液体200通过排液孔133排出流体通道层101。

在本申请的这一实施例中，将微流控芯片100进行旋转的转速大于0rpm且小于等于1000rpm。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层13和第二疏水层21之间的距离为5μm~600μm，即流体通道层101的间隙h为5μm~600μm。

在本申请的这一实施例中，亲水点131的制备方法如下：利用激光或者等离子体将所述第一疏水层13的所需位置的疏水涂层进行处理，即得到所述亲水点131。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层13上的多个亲水点131呈阵列设置。

可以理解的是，在实施例2中，所述微液滴生成系统通过所述旋转驱动单元旋转施加的离心力在电极阵列表面实现类似于旋涂的操作，通过控制电极24或通过对上盖11进行阵列式的亲水修饰实现高通量纳升级别的液滴生成。液滴的体积可通过调节电极24尺寸、间隙距离、亲水修饰点尺寸等进行精确调整。

实施例3

如图14至图21所示，根据本申请的实施例3的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。实施例3为实施例1的另一种变形实施例。

实施例3的微液滴生成系统包括微流控芯片100和连接于所述微流控芯片100的液滴驱动单元，所述微流控芯片100包括上极板10和下极板20，所述上极板10包括依次设置的上盖11、导电层12和第一疏水层13，所述下极板20包括依次设置的第二疏水层21、介电层22和电极层23，所述第一疏水层13和所述第二疏水层21相对设置，所述第一疏水层13和所述第二疏水层21之间形成所述流体通道层101，所述电极层23包括呈阵列设置的多个电极24，所述上极板10和所述下极板20中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体200；所述液滴驱动单元用于驱动注入所述流体通道层101的液体200在所述流体通道层101内的流动，从而在所述吸引点的位置形成微液滴201。

具体地，如图 14 和图 15 所示，与实施例 1 不同的是，所述微流控芯片 100 设置有第一注样孔 134 和第一出样孔 135，所述第一注样孔 134 和所述第一出样孔 135 设置在所述微流控芯片 100 的第一对角线上，所述液滴驱动单元包括第一微泵 41 和第三微泵 43，所述第一微泵 41 连接于所述第一注样孔 134，用于往所述流体通道层 101 注入液体 200，使所述液体 200 充满所述流体通道层 101，所述第三微泵 43 连接于所述第一出样孔 135，用于抽取所述第一出样孔 135 流出的液体 200。

值得一提的是，第一注样孔 134 和第一出样孔 135 选择对角位置的原因是为了保证液体 200 可以充满整个流体通道层 101 不留气泡。

进一步地，所述微流控芯片 100 还设置有第二注样孔 136 和第二出样孔 137，所述第二注样孔 136 和所述第二出样孔 137 设置在所述微流控芯片 100 的第二对角线上，所述液滴驱动单元还包括第二微泵 42 和第四微泵 44，所述第二微泵 42 连接于所述第二注样孔 136，用于往所述流体通道层 101 注入介质 300，当第二微泵 42 往所述流体通道层 101 注入介质时，非所述吸引点处的所述液体 200 被所述介质 300 推动挤出，所述液体 200 在对应于所述吸引点的位置留下微液滴 201，所述介质 300 包裹所述微液滴；所述第四微泵 44 连接于所述第二出样孔 137，用于抽取所述第二出样孔 137 流出的介质 300。

值得一提的是，第二注样孔 136 和第二出样孔 137 选择对角位置的原因是为了保证介质 300 可以充分排挤整个流体通道层 101 的非吸引点位置的液体 200。所述介质 300 可以是空气或油等介质 300。

还值得一提的是，所述第一微泵 41、所述第二微泵 42、所述第三微泵 43 以及所述第四微泵 44 为数字注射泵，但不局限于数字注射泵，能实现液体 200 稳定流入和流出的泵均可。

在本申请的这一实施例中，上盖 11 的材质可以为玻璃基底。上盖 11 的厚度可以为 0.05mm -1.7mm。

在本申请的这一实施例中，导电层 12 的材质可以为 ITO 导电层。导电层 12 的厚度可以为 10nm -1000nm。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层 13 的厚度可以为 10nm -200nm。

在本申请的这一实施例中，第二疏水层 21 的厚度可以为 10nm-200nm。

在本申请的这一实施例中，介电层 22 的材质可以为有机或无机绝缘材料。介电层 22 的厚度可以为 50nm-1000nm。

在本申请的这一实施例中，电极层 23 的材质可以为金属及其氧化物导电材料。电极层 23 的厚度可以为 10nm-500nm。

在本申请的这一实施例中，下极板 20 还可以包括基板 25。基板 25 设于电极层 23 远离介电层 22 的一侧。基板 25 用于保护下极板 20。在一个实施例中，基板 25 的材质可以为玻璃或 PCB 板材。基板 25 的厚度可以为 0.05mm-5mm。

可以理解的是，可以在上极板 10 上形成吸引点，也可以在下极板 20 上形成吸引点。或者同时在上极板 10 和下极板 20 上形成吸引点。上极板 10 或下极板 20 上的多个吸引点呈阵列设置。

具体的，吸引点可以通过不同的方法形成。所述吸引点可以由所述电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

所述吸引点也可以由亲水点 131 形成，具体地，所述上极板 10 在所述第一疏水层 13 远离于所述导电层 12 的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点 131 为所述吸引点，相邻的所述亲水点 131 之间间隔设置。更具体地，对所述第一疏水层 13 采用亲水修饰，如光刻、刻蚀等微纳加工工艺，在所述

第一疏水层 13 上将所需位置上的疏水涂层进行处理，得到亲水点阵列。

图 16 示意了所述微液滴生成系统的注入液体的过程：通过调节第一微泵 41，使液体 200 自第一注样孔 134 流入，同时第三微泵 43 用于抽取多余的气体。待微流控芯片 100 内注满液体 200，多余的液体从第一出样孔 135 排出。整个过程保持微流控芯片 100 内的压力平横使得液体 200 充满整个流体通道层 101，注入液体完毕。

图 17 示意了所述微液滴生成系统的排样过程，即大密度微液滴形成的过程：首先将微流控芯片 100 中需要生成微液滴 201 的电极 24 选择性给电。为了生成的大密度的微液滴 201 之间不产生串扰，微液滴 201 之间通常会选择隔开一个电极 24。即，给电的电极 24 通过未给电的电极 24 隔开。通过调节第二微泵 42，此时介质 300 自第二注样孔 136 注入微流控芯片 100，同时第四微泵 44 用于抽取液体 200，待液体介质 200 从第二出样孔 137 全部排出，多余的介质 300 从第二注样孔排出，排样完成。微流控芯片 100 中选择性给电的电极 24 位置就会留下微液滴 201，同时微液滴 201 包裹在目的介质中。

图 18 和图 19 示意了所述微液滴生成系统的实现数字 Elisa 工作的流程。如图 18 所示，混合溶液 50 含有微球 51(磁珠，PS 等)、捕获抗体 52、目的抗原 53 和荧光标记抗体 54。该混合溶液 50 产生免疫反应后则生成含目的抗原和荧光标记抗体的第一微球 511 和不含目的抗原和荧光标记抗体的第二微球 512。接下来洗涤微球 51 以去除任何非特异性结合的蛋白，并加入底物，最后将该混合溶液 50 采用上述微液滴生成方法，按照泵注的方式注入电润湿微阵列微流控芯片 100，形成每个液滴只含一个或数个微球 51 的高密度微液滴阵列。关于微液滴 201 生成的电润湿微流控芯片 100 截面图如图 19 所示，其中含有目的抗原 53 的微球 51 因为带有荧光标记抗体 54 而发出荧光，通过 CCD

成像系统进行数字化解读，通过泊松分布理论计算出目的蛋白浓度。因为该算法属于数字化计算，而不是传统的 Elisa 模拟计算，所以称为数字 Elisa。

另外，如果使用具有不同吸收和发射波长的荧光标记物标记不同的荧光标记抗体 54 则可实现对多种目的抗原 53 的检测。

该方案采用经典的双抗体夹心酶联免疫吸附测定法 (Elisa)，可实现极低含量的蛋白定量检测。该方案的突出特点是实现了单分子检测，采用模拟计算，检测灵敏度远高于传统方法，与 Quanterix 公司检测原理类似，但高密度阵列式微液滴形成方式截然不同。与 Quanterix 不同的是，上述微液滴生成方法，利用电润湿技术，形成了高密度液滴阵列，可对生成的液滴进行任意操控。

上述微液滴生成系统，通过第一微泵 41 往流体通道层 101 注入液体 200，使液体 200 充满流体通道层 101。液体 200 被给电的电极 24 吸引住。通过第二微泵 42 往流体通道层 101 注入介质 300，非吸引点的液体 200 被介质 300 推动挤出，液体 200 在流体通道层 101 内对应于给电的电极 24 的位置形成多个微液滴 201，介质 300 包裹微液滴 201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴 201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。

可以理解的是，微液滴 201 的体积可通过调节流体通道层 101 的间隙以及电极 24 的尺寸精确调控在飞升至微升之间，微液滴 201 的数量可以通过调节电极 24 的密度和整个微流控芯片 100 的大小进行控制。当大密度纳升液滴分离完成后可在数字微流控芯片上对液滴进行精准控制，并进行相应实验和检测，例如 ddPCR、dLAMP、dELISA 单细胞实验等。

当大密度微液滴在完成相应的实验后，该系统还可以通过微泵往流体通道层 101 注入清洗液，对微流控芯片 100 进行快速清洗处理，微流控芯片 100 或可进行重复利用。通过调节数字微泵，将介质 300 或清洗液自注样孔流入，同

时微流控芯片 100 内的废液从出样孔排出，该方式快速、方便、易操作。

如图 20 所示，在实施例 3 中，还提供了一种微液滴生成方法，包括以下步骤：

S61、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101。

S62、在上极板 10 和下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体 200。

S63、往流体通道层 101 注入液体 200，使液体 200 充满流体通道层 101。

S64、往流体通道层 101 注入介质 300，非吸引点处的液体 200 被介质 300 推动挤出，液体 200 在对应于吸引点的位置留下微液滴 201，介质 300 包裹微液滴 201。

可以理解，S62 和 S63 的顺序不限于先进行 S62 再进行 S63。在特定情况下，也可以先进行 S63 后，再进行 S62。

如图 21 所示，所述微液滴生成方法具体包括以下步骤：

S610、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20。上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13。下极板 20 包括依次层叠的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23。电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101。

S620、往流体通道层 101 注入液体 200，使液体 200 充满流体通道层 101。

S630、开启电极层 23 的多个电极 24，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置，开启的电极 241 形成吸引点。

S640、往流体通道层 101 注入介质 300，非吸引点处的液体 200 被介质 300 推动挤出，液体 200 在对应于吸引点的位置留下微液滴 201，介质 300 包裹微

液滴 201。

可以理解的是,S620 和 S630 没有顺序限制,可以先进行 S620,再进行 S630。也可以先进行 S630，再进行 S620。

可以理解的是,在制备微液滴 201 时,电极层 23 的电极 24 并未全部开启,包括开启的电极 241 和未开启的电极 242。为了避免微液滴 201 之间相互结合,相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。可以理解，相邻的开启的电极 241 之间相互间隔有至少一个未开启的电极 242。优选的，相邻的开启的电极 241 之间相互间隔有 2 个未开启的电极 242。

可以理解的是,在实施例 3 中，本申请通过数字注射泵将样本按照一定的体积和流速注入数字微流控芯片中实现类似于涂布的操控,然后再通过数字注射泵将样本排出,通过控制电极 24 实现大密度液滴阵列留在电极 24 给电的位置。液滴的体积可通过调节控制电极 24 的个数、电极 24 尺寸、间隙距离等进行精确调整。

实施例 4

如图 22 至图 27 所示,根据本申请的实施例 4 的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。如图 22 至图 24 所示，在实施例 4 中，所述微液滴生成系统包括由上极板 10 和下极板 20 组成的微流控芯片 100，所述上极板 10 和所述下极板 20 之间形成流体通道层 101,所述上极板 10 和所述下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点,所述吸引点用于吸附液体 200,所述上极板 10 所在的平面和所述下极板 20 所在的平面之间呈夹角设置,所述上极板 10 开设有多个注样孔，所述注样孔位于所述上极板 10 的边缘，所述注样孔用于注入液体 200，所述流体通道层 101 包括相对设置的第一端和第二端，所述流体通道层 101 的所述第一端的高度小于所述流体通道层 101 的所述第二端的高

度，当通过所述注样孔往所述流体通道层 101 的所述第一端注入液体 200 时，所述液体 200 受表面张力的作用而从所述第一端向所述第二端移动，并在所述吸引点的位置形成微液滴 201。

可以理解的是，流体通道层 101 的第一端的高度小于流体通道层 101 的第二端的高度是指：在第一端，上极板 10 和下极板 20 之间的距离最小，在第二端，上极板 10 和下极板 20 之间的距离最大。

特别地，所述上极板 10 和所述下极板 20 之间的夹角为大于 0° 且小于 3° 。在所述第一端，所述上极板 10 和所述下极板 20 之间的距离为 0μm~200μm。

如图 22 至图 24 所示，所述上极板 10 包括依次设置的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，所述下极板 20 包括依次设置的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23，所述第一疏水层 13 和所述第二疏水层 21 相对设置，所述第一疏水层 13 和所述第二疏水层 21 之间形成所述流体通道层 101，所述电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24。

如图 22 至图 24 所示，本申请利用垫片将上极板 10 的一侧垫起，上极板 10 和下极板 20 之间形成一定的角度，使得上极板 10 和下极板 20 的距离是变化的。上极板 10 和下极板 20 之间的距离从右往左逐渐增大。请参考图 23 和图 24，当液滴从右侧注入到微流控芯片 100 上时，液体 200 会往间隙大的地方移动即由右侧向左侧移动，此时在电极层 23 上加电压，使得相应电极 24 表面变亲水，当液体 200 流过所加电压的电极 24 上时，会撕裂出多个单个电极 24 大小的微液滴 201，微液滴 201 之间间隔若干为开启的电极 241 以避免微液滴 201 之间的融合。注入液体 200 的速度越快，撕裂出微液滴 201 的成功率越高。

图 25 为液滴移动的俯视图，其示意了所述微液滴生成系统的微液滴生成方法的过程，在本申请的这一实施例中，本申请通过上盖 11 与电极 24 表面形

成的夹角，使大液滴受到驱使其向间隙大的区域移动的力，再通过电润湿控制大液滴的方向，扫过吸引点区域实现纳升级别的液滴生成。液滴的体量可以通过调节电极 24 尺寸，间隙距离，亲水修饰点尺寸来调节。也就是说，所述微液滴生成系统可以实现快速大数量的微液滴 201 的生成，并且根据计算，可以生成大量不同体积的微液滴 201，便于制备不同浓度的样本。

传统的数字微流控通过操控大液滴生成一个微液滴 201 后再将该微液滴 201 运送至相应位置。上述微液滴生成方法，往流体通道层 101 的第一端注入液体 200，所注入的液体 200 受到表面张力的作用，液体 200 会从第一端逐渐移动至第二端，即如图 22 至图 24 中的箭头方向移动，在流体通道层 101 内对应于吸引点的位置留下微液滴 201，极大的缩短了液滴生成的时间。

后期实验中，可选择所需的液滴量完成实验。当高通量纳升液滴分离完成后可在微流控芯片 100 上进行相应实验和检测，例如 ddPCR、dLAMP、dELISA 单细胞实验等。可适用于其他核酸检测例如恒温扩增。同时，可以对微流控芯片 100 中任意微液滴进行筛选或独立实验，可通过扩展微流控芯片 100 的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

值得一提的是，电极 24 的形状可以为六边形或正方形，当然，电极 24 的形状不局限于六边形或正方形。具体的，电极层 23 为呈 n×m 的电极阵列，其中，n 和 m 均为正整数。

在本申请的这一实施例中，电极 24 的形状为方形，边长范围为：50μm-2000μm。可以理解的是，电极 24 的形状可以是任意形状或任意形状的组合。

可以理解的是，微液滴 201 的体积可通过调节电极 24 的尺寸、多个电极 24 之间的间隙距离等进行精确调整。通过控制不同的电极 24 的尺寸，可以快

速生成不同体积的单液滴。

在本申请的这一实施例中，上盖 11 的材质可以为玻璃基底。上盖 11 的厚度可以为 0.7mm -1.7mm。

在本申请的这一实施例中，导电层 12 的材质可以为 ITO 导电层。导电层 12 的厚度可以为 10nm -500nm。

在本申请的这一实施例中，第一疏水层 13 的材质可以为含氟疏水涂层。第一疏水层 13 的厚度可以为 10nm-200nm。

在本申请的这一实施例中，第二疏水层 21 的材质可以为含氟疏水涂层。第二疏水层 21 的厚度可以为 10nm-200nm。

在本申请的这一实施例中，介电层 22 的材质可以为有机或无机绝缘层。介电层 22 的厚度可以为 50nm-1000nm。

在本申请的这一实施例中，电极层 23 的材质可以为透明导电玻璃或金属。电极层 23 的厚度可以为 10nm-1000nm。

可以理解的是，可以在上极板 10 上形成吸引点，也可以在下极板 20 上形成吸引点。或者同时在上极板 10 和下极板 20 上形成吸引点。

具体的，吸引点可以通过不同的方法形成。

在本申请的这一实施例中，所述吸引点可以由所述电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

所述吸引点也可以由亲水点 131 形成，具体地，所述上极板 10 在所述第一疏水层 13 远离于所述导电层 12 的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点 131 为所述吸引点，相邻的所述亲水点 131 之间间隔设置。更具体地，对所述第一疏水层 13 采用亲水修饰，在所述第一疏水层 13 上利用激光或者等离子体将所需位置上的疏水涂层进行处理，得到亲水点阵列。

如图 26 所示，实施例 4 的所述微液滴生成系统的微液滴生成方法包括以下步骤：

S51、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 所在的平面和下极板 20 所在的平面之间呈夹角设置。上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101，上极板 10 开设有多个注样孔，注样孔位于上极板 10 的边缘，注样孔用于注入样品，流体通道层 101 包括相对设置的第一端和第二端，流体通道层 101 的第一端的高度小于流体通道层 101 的第二端的高度。

S52、在上极板 10 和下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体 200。

S53、通过注样孔往流体通道层 101 的第一端注入液体 200。

S54、当液体 200 注入流体通道层 101，受表面张力的作用，液体 200 从第一端逐渐移动至第二端，液体 200 在对应于吸引点的位置形成微液滴 201。

所述步骤 S54 具体为，当所述液体 200 注入所述流体通道层 101 后，将所述上极板 10 和所述下极板 20 逐渐靠近，受表面张力的作用，所述液体 200 从所述第一端逐渐移动至所述第二端，液体 200 在对应于吸引点的位置形成微液滴 201。

可以理解，S52 和 S53 的顺序不限于先进行 S52 再进行 S53。在特定情况下，也可以先进行 S53 后，再进行 S52。

如图 27 所示，所述微液滴生成方法包括以下步骤：

S510、提供微流控芯片 100，微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 所在的平面和下极板 20 所在的平面之间呈夹角设置。上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，下极板 20 包括依次层叠

的第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23，电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101。流体通道层 101 包括相对设置的第一端和第二端，流体通道层 101 的第一端的高度小于流体通道层 101 的第二端的高度，上极板 10 开设有多个注样孔，注样孔位于上极板 10 的边缘，注样孔用于注入样品。

S520、往流体通道层 101 的第一端注入液体 200。

在本申请的这一实施例中，通过注样孔往流体通道层 101 的所述第一端注入液体 200。

S530、开启电极层 23 的多个电极 24，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

S540、将上极板 10 和下极板 20 逐渐靠近，液体 200 从第一端逐渐移动至第二端，液体 200 在对应于吸引点的位置形成微液滴 201。

可以理解，S520 和 S530 没有顺序限制，可以先进行 S520，再进行 S530。也可以先进行 S530，再进行 S520。

上述微液滴生成方法，往流体通道层 101 的第一端注入液体 200，将上极板 10 和下极板 20 逐渐靠近时，液体 200 从第一端逐渐移动至第二端，当液体 200 经过开启的多个电极 24 时，液体 200 在流体通道层 101 内对应于开启的多个电极 24 的位置形成多个微液滴 201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴 201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片 100 的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

可以理解，在制备微液滴 201 时，电极层 23 的电极 24 并未全部开启，包括开启的电极 241 和未开启的电极 242。为了避免微液滴 201 之间相互结合，

相邻的开启的电极241之间通过未开启的电极242间隔设置。可以理解，相邻的开启的电极241之间相互间隔有至少一个未开启的电极242。优选的，相邻的开启的电极241之间相互间隔有两个未开启的电极242。

值得一提的是，往流体通道层101的第一端注入液体200的步骤中，液体200的注入速度为1μL/s-10μL/s。

上述微液滴生成方法，往流体通道层101的第一端注入液体200，将上极板10和下极板20逐渐靠近时，液体200从第一端逐渐移动至第二端，当液体200经过吸引点时会因为吸引点的吸引作用，在流体通道层101内对应于吸引点的位置留下微液滴201。上述微液滴生成方法，可以快速制备大量微液滴201，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片100的尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。

上述微液滴生成方法，通过改变上极板10和下极板20之间的间隙大小与电润湿相结合，可同时快速生成多个微液滴201，且微液滴201的体积可通过调整上极板10和下极板20之间的间隙及电极24大小来控制，操作流程简单，可控性高。同时，可以控制液滴自行的移动在指定位置或区域上留下微液滴201，并且通过控制电极24的开启，可控制微液滴201进行移动，通过电润湿控制液滴完成片上实验。可适用于多种基于微滴的生化应用。

经过实际测试，上述微液滴生成方法，可大量、快速撕裂出液滴，并且可以控制撕裂出的液滴移动，撕裂效率提升。

实施例5

如图28至图35所示，根据本申请的实施例5的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。

请参考图 28，实施例 5 的微液滴生成系统包括：

微流控芯片，微流控芯片包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101；

在下极板 20 中形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体；液体样本在流体通道层 101 流动，从而在吸引点的位置形成微液滴 201；

下极板 20 包括电极层 23，电极层 23 包括至少两种不同形状的呈阵列设置的多个电极 24；

吸引点由电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置。

需要说明的是，本申请实施例的微液滴生成系统，通过向流体通道层 101 中加入液体样本，使液体样本充满流体通道层 101，液体样本在流体通道层 101 流动，液体样本在对应于吸引点的位置形成微液滴；具体的，通过控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，利用电润湿原理（当电极上存在液体，并给电极施加一个电位时，电极对应位置的固液界面的润湿性可以被改变，液滴与电极界面的接触角随之发生变化，如果液滴区域的电极间存在电位差异，导致接触角不同时，便会产生横向的推动力，使液滴在电极基板上发生横向移动），液体样本在打开的电极处被吸引，液体样本在流体通道层内对应于开启的多个电极的位置形成多个微液滴，该微液滴生成系统可以大幅缩短液滴生成时间，提高液滴生成稳定性，且可根据需求动态调整生成滴液的大小，操作流程简便，无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本；进一步的，本申请的电极层 23 包括至少两种不同形状的呈阵列设置的多个电极 24，例如可以包括正方形、长方形、六边形、五边形、三角形、圆形等形状中至少两种不同形状组合的呈阵列设置

的多个电极24，这样通过控制电极24的打开或关闭，即可实现大液滴在其中一中形状的呈阵列设置的多个电极24上形成微液滴201，而在另外形状的呈阵列设置的多个电极24上完成微液滴的相关实验，比如可在正方形的呈阵列设置的多个电极24完成大液滴形成微液滴，而在圆形的呈阵列设置的多个电极24上完成微液滴的相关实验，这样可避免液体样本相互交叉感染。

具体的，上述实施例中，相邻的开启的电极241之间通过未开启的电极242间隔设置，优选的，相邻的开启的电极241之间至少间隔有两个未开启的电极242。

在一些实施例中，电极层23包括呈阵列设置的多个正方形电极243和呈阵列设置的多个六边形电极244。微液滴的体积可通过调节电极尺寸、电极的间隙距离等进行精确调整，通过控制不同的电极的尺寸，可以快速形成不同体积的单液滴，比如通过调节电极尺寸、电极的间隙距离可使微液滴的体积达到pL（皮升）级。而且，通过控制开启的电极的位置和数量，可以实现对微液滴形成的位置和数量的控制，即微液滴形成的密度能够被精确控制。

具体的，正方形电极243和六边形电极244可相互交叉排布，也可以根据实际需要选择其它的排布方式。

在一些实施例中，请参考图29所示，电极层23包括呈阵列设置的多个六边形电极244和位于呈阵列设置的多个六边形电极244两侧的呈阵列设置的多个正方形电极243。

在上述实施例中，呈阵列设置的多个六边形电极244位于两个呈阵列设置的多个正方形电极243之间；请参考图30中S1~S4，在应用时，六边形电极244所对应的区域上的液体200，通过控制六边形电极244上电极的打开或关闭，使液体200形成微液滴201，再通过控制电极的打开或关闭，使微液滴201

移动至正方形电极243所对应的区域，完成液滴分选的过程，进一步的，可在正方形电极243区域完成微液滴的相关实验，如此可避免微液滴和大液滴之间的相互交叉感染。

在一些实施例中，请参考图31所示，电极层23包括呈阵列设置的多个正边形电极243和位于呈阵列设置的多个正边形电极243两侧的呈阵列设置的多个六边形电极244。

在上述实施例中，呈阵列设置的多个正边形电极243位于两个呈阵列设置的多个六边形电极244之间；请参考图32中S1~S3，在应用时，六边形电极244所对应的区域上的液体200，通过控制六边形电极244上电极的打开或关闭，使液体200形成微液滴201，再通过控制电极的打开或关闭，使微液滴201移动至正方形电极243所对应的区域，完成液滴分选的过程，进一步的，可在正方形电极243区域完成微液滴的相关实验，如此可避免微液滴和大液滴之间的相互交叉感染。

具体的，在一些实施例中，六边形电极244的边长为50μm~2mm，正方形电极243的边长为50μm~2mm，实际中还可根据使用要求对六边形电极244、正方形电极243的边长进行调整。

在一些实施例中，请参考图33，电极层23包括依次连接的呈阵列设置的多个第一正方形电极2431、呈阵列设置的多个第一六边形电极2441、呈阵列设置的多个第二六边形电极2442、呈阵列设置的多个第二正方形电极2432。

在上述实施例中，电极层23包括两个呈阵列设置的正方形电极和两个呈阵列设置的六边形电极，且正方形电极位于六边形电极之间，并且正方形电极、六边形电极的边长尺寸各不相同；图33中S1~S9显示了其中一个实施例中具体的应用，含有多个细胞202的液体200进入第一正方形电极2431所对应的

区域，通过控制电极的开启或关闭，含有多个细胞202的液体200移动至第一六边形电极2441所对应的区域，并形成含有一个细胞202的微液滴201，继续通过控制电极的开启或关闭使得，该含有一个细胞202的微液滴201最终移动至第二正方形电极2432所对应的区域，如此操作，最终可使得含有多个细胞202的液体200形成含有单个细胞202的多个微液滴201，直到分选出所需要的细胞量，然后在第二正方形电极2432所对应的区域进行相关的细胞实验。

具体的，上述实施例中，第一正方形电极2431的边长为50μm~2mm，第二正方形电极2432的边长为第一正方形电极2431的边长的1/5~1/2，第一六边形电极2441的边长为50μm~2mm，第二六边形电极2442的边长为第一六边形电极2441的边长的1/5~1/2。

在一些实施例中，请参考图34，电极层23包括依次连接的呈阵列设置多个第一六边形电极2441、呈阵列设置的多个第二六边形电极2442、呈阵列设置的多个正方形电极243。

具体的，图34中S1~S6显示了上述实施例的具体应用，液体200进入第一六边形电极2441所对应的区域，通过控制电极的开启或关闭，液体200在第二六边形电极2442对应的区域形成体积更小的液滴，继续控制电极的开启或关闭，第二六边形电极2442对应的区域的液滴在正方形电极243对应的区域形成多个体积更小的微液滴201，通过上述方法，最终大液滴在正方形电极243对应的区域形成20个皮升级别的微液滴201，然后在正方形电极243对应的区域进行微液滴201相关实验。

具体的，上述实施例中，正方形电极243的边长为50μm~2mm，第一六边形电极2441的边长为50μm~2mm，第二六边形电极2442的边长为第一六边形电极2441的边长的1/5~1/2。

在一些实施例中，请继续参考图 28 所示，上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，下极板 20 还包括第二疏水层 21 和介电层 22，第二疏水层 21、介电层 22 和电极层 23 依次层叠设置，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 相对设置，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101。

在一些实施例中，上盖 11 的厚度为 0.05mm~1.7mm，导电层 12 的厚度为 10nm~500nm，介电层 22 的厚度为 50nm~1000nm，电极层 23 的厚度为 10nm~1000nm，第一疏水层 13 的厚度为 10nm ~100nm，第二疏水层 21 的厚度为 10nm~100nm。

在一些实施例中，上盖 11 的材质可以为玻璃基底，导电层 12 的材质可以为 ITO 导电层，介电层 22 的材质可以为有机或无机绝缘材料，电极层 23 的材质可以为金属及其氧化物导电材料。

在一些实施例中，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间的距离为 20μm~200μm，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 均采用疏水材料制成，比如用 PTFE、氟化聚乙烯、氟碳蜡或其它合成含氟聚合物等材料制成的疏水层。

在一些实施例中，微流控芯片还包括注样孔（图未示）和出样孔（图未示），注样孔可向微流控芯片中注入液体样本和介质，而出样孔则可以排出液体样本和介质，具体的可在上极板上极板 10 上开设注样孔和出样孔。

基于同一发明构思，本申请实施例还提供了一种微液滴生成方法，参考图 35 所示，包括以下步骤：

S11、提供上述的微流控芯片；

S12、在微流控芯片的下极板中形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体；

S13、往微流控芯片的流体通道层注入液体样本，液体样本在对应于吸引点的位置形成微液滴；

S14、吸引点由微流控芯片的电极层开启的电极形成，相邻的开启的电极之间通过未开启的电极间隔设置。

需要说明的是，本申请实施例的微液滴生成方法，采用上述微流控芯片生成微液滴，该微流控芯片包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101；在下极板 20 中形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体；液体样本在流体通道层 101 流动，从而在吸引点的位置形成微液滴 201；下极板 20 包括电极层 23，电极层 23 包括至少两种不同形状的呈阵列设置的多个电极 24。往流体通道层注入液体样本，液体样本被吸引点吸引住，利用电润湿原理，液体样本在对应于吸引点的位置留下微液滴。上述微液滴生成方法，可以快速制备大密度微液滴，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展芯片尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。进一步的，由于电极层包括至少两种不同形状的呈阵列设置的多个电极，可以通过控制电极的打开或关闭，实现大液滴在其中一中形状的呈阵列设置的多个电极上形成微液滴，而在另外形状的呈阵列设置的多个电极上完成微液滴的相关实验，这样可避免液体样本相互交叉感染。

在一些实施例中，微液滴生成方法还包括：往微流控芯片的流体通道层注入介质，使介质充满所述流体通道层，具体的，介质可以是空气也可以是硅油或矿物油等；

然后再往微流控芯片的流体通道层注入液体样本，液体样本被介质包围，液体样本在对应于所述吸引点的位置形成微液滴。

实施例 6

如图 36 至图 42 所示，根据本申请的实施例 6 的微液滴生成系统的具体结构和微液滴生成方法被具体阐明。

请参考图 36，本申请提供了一种微液滴快速生成方法，包括以下步骤：

S71、提供微流控芯片，微流控芯片包括上极板 10 和下极板 20，上极板 10 和下极板 20 之间形成流体通道层 101；下极板 20 包括电极层 23，电极层 23 包括呈阵列设置的多个电极 24；

S72、在下极板 20 中形成多个吸引点，吸引点用于吸附液体；吸引点由电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置；

S73、往流体通道层 101 注入液体样本，并通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本在对应于吸引点的位置形成 n_1 个微液滴；

S74、再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 n_1 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 n_2 个微液滴；

S75、再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 n_2 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 n_3 个微液滴；

S76、重复控制电极 24 的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴；

其中， n_1、n_2、n_3 为大于或等于 2 的正整数。

需要说明的是，本申请实施例的微液滴快速生成方法，通过向流体通道层 101 中加入液体样本，使液体样本充满流体通道层 101，液体样本在流体通道层 101 流动，液体样本在对应于吸引点的位置形成微液滴；具体的，通过控制电极层 23 的电极 24 的打开或关闭，利用电润湿原理（当电极上存在液体，并给电极施加一个电位时，电极对应位置的固液界面的润湿性可以被改变，液滴与电极界面的接触角随之发生变化，如果液滴区域的电极间存在电位差异，导致接触角不同时，便会产生横向的推动力，使液滴在电极基板上发生横向移动），液体样本在打开的电极处被吸引，液体样本在流体通道层内对应于开启

的多个电极的位置形成多个微液滴；具体的，吸引点由电极层 23 开启的电极 241 形成，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置，并且通过控制电极的开启和关闭，可控制微液滴进行移动。液体样本形成微液滴的具体方式为：通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本在对应于吸引点的位置形成 n_1 个微液滴；再继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 n_1 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 n_2 个微液滴；继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 n_2 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 n_3 个微液滴；重复循环控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的多个微液滴中的每一个微液滴继续形成多个微液滴，以得到目标数量的微液滴；其中，n_1、n_2、n_3 为大于或等于 2 的正整数，具体的，n_1、n_2、n_3 可以为 2、3、4、5、6、7、8、9、10 等，并且 n_1、n_2、n_3 的取值可以相同也可以不相同，即前后两次形成微液滴的数目没有关联，单次形成的微液滴数目越多则微液滴生成效率越快。例如，液体样本在对应于吸引点的位置形成 10 个微液滴；再继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 10 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置再次形成 10 个（显然还可以为 8 个、11 个等，具体根据需求形成需要的个数）微液滴；继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 10 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 10 个微液滴；重复循环控制电极 24，最终可以得到 10^n 个微液滴。本发明的微液滴快速生成方法，可以短时间内形成大量微液滴，能快速生成所需的微液滴数量，提高了微液滴生成效率和通量，本发明的微液滴快速生成方法，在对液滴数目要求庞大的实验（数字 PCR， 数字 Elisa，生成单细胞）上具备一定的优势。

具体的，上述实施例中，相邻的开启的电极 241 之间通过未开启的电极 242 间隔设置，优选的，相邻的开启的电极 241 之间至少间隔有两个未开启的

电极 242。

在一些实施例中，往流体通道层 101 注入液体样本，并通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

重复控制电极 24 的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在上述实施例中，请参考图 37 所示，图中电极 24 的形状为正方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 2 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 2 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 4 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 8 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 16 个微液滴 201，如此重复，最终形成 2^n 个微液滴。

在一些实施例中，往流体通道层 101 注入液体样本，并通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

重复控制电极 24 的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在上述实施例中，液体样本通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 3 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 3 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 3 个微液滴，此时总共形成 9 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 3 个微液滴，此时总共形成 27 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 3 个微液滴，此时总共形成 81 个微液滴，如此重复，最终形成 3^n 个微液滴。

在一些实施例中，往流体通道层 101 注入液体样本，并通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴在吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制电极 24 的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

重复控制电极 24 的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

在上述实施例中，液体样本通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 4 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 4 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 4 个微液滴，此时总共形成 16 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 4 个微液滴，此时总共形成 64 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 4 个微液滴，此时总共形成 256 个微液滴，如此重复，最终形成 4^n 个微液滴。

在一些实施例中，电极 24 的形状为正方形或六边形。可以理解的是，六边形电极可以在六个方向上进行液滴分裂，比正方形四个方向进行液滴分裂更

具优势。电极的形状除了采用正方形或六边形，还可以是任意形状或任意形状的组合。

在一些实施例中，电极 24 的边长为 50μm~2mm。

微液滴的体积可通过调节电极尺寸、电极的间隙距离等进行精确调整，通过控制不同的电极的尺寸，可以快速生成不同体积的微液滴。而且，通过控制开启的电极的位置和数量，可以实现对微液滴形成的位置和数量的控制，即微液滴形成的密度能够被精确控制。

图 38 示意了本申请的实施例 6 中的液体移动生成微液滴的实际实验过程，具体地，图中电极 24 的形状为正方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 2 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 2 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 4 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 8 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 16 个微液滴；然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 2 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 32 个微液滴 201。

图 39 示意了本申请的实施例 6 中的液体移动生成微液滴的第一种方式的分单细胞的实验过程，具体地，图中电极 24 的形状为正方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 16 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 16 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 32 个微液滴；至此为实施例 6 的液体样本移动生成微液滴对应的分单细胞实验过程，与图 38 不同的是，该方法生成了

含有单细胞的液滴。

在一些实施例中，请参考图 40 所示，图中电极 24 的形状为正方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 3 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 2 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 3 个微液滴，此时总共形成 9 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 18 个微液滴 201。

在一些实施例中，请参考图 41 所示，图中电极 24 的形状为六方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 2 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 2 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 4 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 8 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 16 个微液滴 201。

在一些实施例中，请参考图 42 所示，图中电极 24 的形状为六方形，液体 200 通过控制电极 24 的开启和关闭，液体样本移动后首先形成 3 个微液滴，然后继续通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的 3 个微液滴中的每一个微液滴再次形成 3 个微液滴，此时总共形成 9 个微液滴；然后再次通过控制电极 24 的开启和关闭，使得形成的每一个微液滴再次形成 2 个微液滴，此时总共形成 18 个微液滴 201。

本申请的实施例 6 的微流控芯片的结构与实施例 5 的结构相同，同图 28，在实施例 6 中，上极板 10 包括依次层叠的上盖 11、导电层 12 和第一疏水层 13，下极板 20 还包括第二疏水层 21 和介电层 22，第二疏水层 21、介电层 22

和电极层 23 依次层叠设置，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 相对设置，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间形成流体通道层 101。

在一些实施例中，上盖 11 的厚度为 0.05mm~1.7mm，导电层 12 的厚度为 10nm~500nm，介电层 22 的厚度为 50nm~1000nm，电极层 23 的厚度为 10nm~1000nm，第一疏水层 13 的厚度为 10nm ~200nm，第二疏水层 21 的厚度为 10nm~200nm。

在一些实施例中，上盖 11 的材质可以为玻璃基底，导电层 12 的材质可以为 ITO 导电层，介电层 22 的材质可以为有机或无机绝缘材料，电极层 23 的材质可以为金属及其氧化物导电材料。

在一些实施例中，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 之间的距离为 5μm~600μm，第一疏水层 13 和第二疏水层 21 均采用疏水材料制成，比如用 PTFE、氟化聚乙烯、氟碳蜡或其它合成含氟聚合物等材料制成的疏水层。

在一些实施例中，微液滴生成方法还包括：

往微流控芯片的流体通道层注入介质，使介质充满流体通道层 101，然后再往微流控芯片的流体通道层注入液体样本，液体样本被介质包围，液体样本在对应于吸引点的位置形成微液滴。

具体的，介质可以是空气也可以是硅油或矿物油等。

在一些实施例中，微流控芯片还包括注样孔（图未示）和出样孔（图未示），注样孔可向微流控芯片中注入液体样本和介质，而出样孔则可以排出液体样本和介质，具体的可在上极板 10 上开设注样孔和出样孔。

总的来讲，根据本申请的实施例 1 至实施例 6，本申请提供了一种微液滴生成方法，包括以下步骤：

S1、提供微流控芯片 100，所述微流控芯片 100 包括上极板 10 和下极板

20，所述上极板 10 和所述下极板 20 之间形成流体通道层 101；

S2、在所述上极板 10 和所述下极板 20 中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体 200；

S3、往所述流体通道层 101 注入液体 200；

S4、驱动液体 200 在所述流体通道层 101 内的流动，从而在所述微流控芯片 100 的多个吸引点形成微液滴 201。

本申请通过上述微液滴生成方法和生成系统，可以快速制备大量微液滴，大幅缩短液滴生成时间，操作流程简便。无需高精度微泵等设备，系统成本降低。且扩展能力强，可通过扩展微流控芯片尺寸分离出更多微液滴或分离多组样本。而且，通过控制调节上极板和下极板之间的间隙、吸引点的数量、面积大小以及位置的方式，可以精确调整所形成的微液滴的体积和密度，以此本申请提供一种能够快速形成大密度微液滴且能够对所形成的大密度微液滴的体积和密度精确控制的微液滴生成方法和微液滴生成系统。

对所公开的实施例的上述说明，使本领域专业技术人员能够实现或使用本申请。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的，本文中所定义的一般原理可以在不脱离本申请的精神或范围的情况下，在其它实施例中实现。因此，本申请将不会被限制于本文所示的这些实施例，而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

权 利 要 求

1、 一种微液滴生成系统，其特征在于，包括微流控芯片和连接于所述微流控芯片的液滴驱动单元，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层，所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；所述液滴驱动单元用于驱动注入所述流体通道层的液体在所述流体通道层内的流动，从而在所述吸引点的位置形成微液滴。

2、 根据权利要求 1 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上极板包括依次设置的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次设置的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述第一疏水层和所述第二疏水层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极。

3、 根据权利要求 2 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述吸引点由所述电极层开启的所述电极形成，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

4、 根据权利要求 2 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上极板在所述第一疏水层远离于所述导电层的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

5、 根据权利要求 2 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层的所述电极的形状为六边形和/或正方形。

6、 根据权利要求 2 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层包括呈阵列设置的多个正方形电极和呈阵列设置的多个六边形电极。

7、 根据权利要求 6 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层包括呈阵列设置的多个六边形电极和位于所述呈阵列设置的多个六边形电极两侧的呈阵列设置的多个正方形电极。

8、 根据权利要求 6 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层包括呈阵列设置的多个正边形电极和位于所述呈阵列设置的多个正边形电极两侧的呈阵列设置的多个六边形电极。

9、 根据权利要求 7 或 8 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述六边形电极的边长为 50μm~2mm，所述正方形电极的边长为 50μm~2mm。

10、 根据权利要求 6 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层包括依次连接的呈阵列设置的多个第一正方形电极、呈阵列设置的多个第一六边形电极、呈阵列设置的多个第二六边形电极、呈阵列设置的多个第二正方形电极。

11、 根据权利要求 6 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层包括依次连接的呈阵列设置的多个第一六边形电极、呈阵列设置的多个第二六边形电极、呈阵列设置的多个正方形电极。

12、 根据权利要求 10 或 11 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述第一正方形电极或所述正方形电极的边长为 50μm~2mm，所述第二正方形电极的边长为所述第一正方形电极的边长的 1/5~1/2，所述第一六边形电极的边长为 50μm~2mm，所述第二六边形电极的边长为所述第一六边形电极的边长的 1/5~1/2。

13、 根据权利要求 2 至 5 中任一项所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述液滴驱动单元为电极驱动单元，所述电极驱动单元连接于所述电极层，用于控制所述电极层的所述电极的开启和关闭，从而控制注入至所述流体通道层

的液体在所述流体通道层内的流动，以在所述吸引点的位置形成微液滴。

14、 根据权利要求 2 至 5 中任一项所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述微流控芯片的中心位置设置有注液孔，所述注液孔用于向所述流体通道层注入液体，所述微流控芯片还设置有多个排液孔，所述排液孔用于供多余的液体自所述微流控芯片排出，所述液滴驱动单元为旋转驱动单元，所述旋转驱动单元用于驱动所述微流控芯片转动，从而使得注入所述流体通道层的液体以旋涂的方式在所述吸引点形成微液滴。

15、 根据权利要求 14 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述旋转驱动单元驱动所述微流控芯片进行旋转的转速大于 0rpm 且小于等于 1000rpm。

16、 根据权利要求 14 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极的形状为六边形，所述电极的边长为 50μm~2mm，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间的距离为 5μm~600μm。

17、 根据权利要求 2 至 5 中任一项所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述微流控芯片设置有第一注样孔和第一出样孔，所述第一注样孔和所述第一出样孔设置在所述微流控芯片的第一对角线上，所述液滴驱动单元包括第一微泵和第三微泵，所述第一微泵连接于所述第一注样孔，用于往所述流体通道层注入液体，使所述液体充满所述流体通道层，所述第三微泵连接于所述第一出样孔，用于抽取所述第一出样孔流出的液体或气体，从而在所述吸引点位置形成微液滴。

18、 根据权利要求 17 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述微流控芯片还设置有第二注样孔和第二出样孔，所述第二注样孔和所述第二出样孔设置在所述微流控芯片的第二对角线上，所述液滴驱动单元还包括第二微泵和第四微泵，所述第二微泵连接于所述第二注样孔，用于往所述流体通道层注入介

质，所述第四微泵连接于所述第二出样孔，用于抽取所述第二出样孔流出的多余液体或介质，从而使得所述介质包裹在所述吸引点的位置形成的微液滴。

19、 根据权利要求 17 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上盖的厚度为 0.05mm~1.7mm，所述基板的厚度为 0.05mm~1.7mm，所述导电层的厚度为 10nm~500nm，所述介电层的厚度为 50nm~1000nm，所述电极层的厚度为 10nm~1000nm，所述第一疏水层的厚度为 10nm ~200nm，所述第二疏水层的厚度为 10nm~200nm。

20、 一种微液滴生成系统，其特征在于，包括由上极板和下极板组成的微流控芯片，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层，所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体，所述上极板所在的平面和所述下极板所在的平面之间呈夹角设置，所述上极板开设有多个注样孔，所述注样孔位于所述上极板的边缘，所述注样孔用于注入液体，所述流体通道层包括相对设置的第一端和第二端，所述流体通道层的所述第一端的高度小于所述流体通道层的所述第二端的高度，当通过所述注样孔往所述流体通道层的所述第一端注入液体时，所述液体受表面张力的作用而从所述第一端向所述第二端移动，并在所述吸引点的位置形成微液滴。

21、 根据权利要求 20 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上极板和所述下极板之间的夹角为大于 0° 且小于 3° 。

22、 根据权利要求 20 所述的微液滴生成系统，其特征在于，在所述第一端，所述上极板和所述下极板之间的距离为 0μm~200μm。

23、 根据权利要求 20 至 22 中任一项所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上极板包括依次设置的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次设置的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述第一疏水层和所述第二疏水

层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极。

24、 根据权利要求 23 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述吸引点由所述电极层开启的所述电极形成，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

25、 根据权利要求 23 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述上极板在所述第一疏水层远离于所述导电层的一侧形成有亲水点阵列，所述亲水点阵列的亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

26、 根据权利要求 23 所述的微液滴生成系统，其特征在于，所述电极层的所述电极的形状为六边形和/或正方形。

27、 一种微液滴生成方法，其特征在于，包括以下步骤：

S1、提供微流控芯片，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层；

S2、在所述上极板和所述下极板中的至少一个形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；

S3、往所述流体通道层注入液体；

S4、驱动液体在所述流体通道层内的流动，从而在所述微流控芯片的多个吸引点形成微液滴。

28、 根据权利要求 27 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次层叠的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层；

所述步骤 S2 包括步骤：开启所述电极层的多个电极，开启的所述电极形成

所述吸引点，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置。

29、 根据权利要求 27 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板包括依次层叠的第二疏水层、介电层、电极层和基板，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层；

所述步骤 S2 包括步骤：利用激光或者等离子体将所述第一疏水层的所需位置的疏水涂层进行处理，从而在所述第一疏水层上形成亲水点，所述亲水点为所述吸引点，相邻的所述亲水点之间间隔设置。

30、 根据权利要求 28 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述步骤 S4 包括步骤：

S110、打开第一排至第 P 排的电极，使液体在所述流体通道层的对应于第一排至第 P 排的电极的位置形成大液滴，其中，P 为正整数；

S120、保持第一排的吸引点的电极打开，关闭第一排的其他电极，同时，打开第 P+1 排的电极，驱动所述大液滴在所述流体通道层往前移动一排，且在第一排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极；

S130、保持第二排的吸引点的电极打开，关闭第二排的其他电极，同时，打开第 P+2 排的电极，驱动所述大液滴在所述流体通道层再往前移动一排，且在第二排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极，所述第一排的吸引点和所述第二排的吸引点处于不同的列；

S140、保持第 n 排的吸引点的电极打开，关闭第 n 排的其他电极，同时，打开第 P+n 排的电极，驱动大液滴在所述流体通道层再往前移动一排，且在第 n 排的所述吸引点形成微液滴，相邻的所述吸引点之间至少间隔一个电极，第 n 排的吸引点和所述第 n-1 排的吸引点处于不同的列，其中 n 为大于 3 的正整数；

S150、重复执行 S140，在所述微流控芯片形成多个微液滴，直至所述大液滴耗尽。

31、 根据权利要求 30 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述步骤 S4 包括步骤：

S210、打开第一排至第 P 排的电极，所述流体通道层内的液体在所述电极层的第一排至第 P 排的电极上形成大液滴，其中，P 为正整数；

S220、关闭第一排的电极，同时，打开第 P+1 排的电极，驱动大液滴在所述流体通道层往前移动一排，在第一排的亲水点位置形成微液滴；

S230、关闭第二排的电极，同时，打开第 P+2 排的电极，驱动大液滴在所述电极层再往前移动一排，在第二排的亲水点位置形成微液滴；

S240、关闭第 n 排的电极，同时，打开第 P+n 排的电极，驱动大液滴在所述电极层再往前移动一排，且在第 n 排的亲水点位置形成微液滴，其中 n 为大于 3 的正整数；

S250、重复执行 S240，在所述微流控芯片形成多个微液滴，直至所述大液滴耗尽。

32、 根据权利要求 28 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述步骤 S4 包括步骤：将所述微流控芯片进行旋转，所述流体通道层内的液体在对应于开启的多个所述电极的位置形成微液滴。

33、 根据权利要求 30 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述步骤 S4 包括步骤：将所述微流控芯片进行旋转，所述流体通道层内的液体在对应于多个所述亲水点的位置形成微液滴。

34、 根据权利要求 32 或 33 所述的微液滴生成方法，其特征在于，在所述步骤 S4 中，旋转所述微流控芯片的转速大于 0rpm 且小于等于 1000rpm。

35、 根据权利要求 32 或 33 所述的微液滴生成方法，其特征在于，在所述步骤 S3 中，从所述微流控芯片的中心位置的注液孔注入液体。

36、 根据权利要求 32 或 33 所述的微液滴生成方法，其特征在于，还包括步骤：当多余的液体自所述流体通道层流出后，停止旋转所述微流控芯片。

37、 根据权利要求 28 或 30 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述上极板所在的平面和所述下极板所在的平面之间呈夹角设置，所述上极板开设有多个注样孔，所述注样孔位于所述上极板的边缘，所述注样孔用于注入样品，所述流体通道层包括相对设置的第一端和第二端，所述流体通道层的所述第一端的高度小于所述流体通道层的所述第二端的高度；

在所述步骤 S3 中，通过所述注样孔往所述流体通道层的所述第一端注入液体，当所述液体注入所述流体通道层时，受表面张力的作用，所述液体从所述第一端向所述第二端移动，所述液体在对应于所述吸引点的位置形成微液滴。

38、 根据权利要求 37 所述的微液滴生成方法，其特征在于，在所述步骤 S3 中，所述液体的注入速度为 1μL/s~10μL/s。

39、 根据权利要求 37 所述的微液滴生成方法，其特征在于，在所述第一端，所述上极板和所述下极板之间的距离为 0μm~200μm，所述上极板和所述下极板之间的夹角为大于 0° 且小于 3° 。

40、 根据权利要求 28 或 30 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述微流控芯片设置有第一注样孔和第一出样孔，所述第一出样孔和所述第一注样孔设置在所述微流控芯片的第一对角线上，所述第一注样孔连通有第一微泵，所述第一出样孔连通有第三微泵；

在所述步骤 S3 中，采用第一微泵经由所述第一注样孔往所述流体通道层注入液体；并采用第三微泵抽取出自所述第一出样孔流出的液体。

41、 根据权利要求 40 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述微流控芯片还设置有第二注样孔和第二出样孔，所述第二出样孔和所述第二注样孔设置在所述微流控芯片的第二对角线上，所述第二注样孔连通有第二微泵；第二出样孔连通有第四微泵；

在所述步骤 S4 中，采用第二微泵经由所述第二注样孔往所述流体通道层注入介质；非所述吸引点处的所述液体被所述介质推动挤出，所述液体在对应于所述吸引点的位置留下微液滴，所述介质包裹所述微液滴；并采用第四微泵抽取出自所述第二出样孔流出的介质。

42、 根据权利要求 27 至 33 中任一项所述的微液滴生成方法，其特征在于，通过控制调节所述上极板和所述下极板之间的间隙、所述吸引点的数量、面积大小以及位置的方式，调整所述微流控芯片形成的微液滴的体积和密度。

43、 一种微液滴生成方法，其特征在于，包括以下步骤：

提供微流控芯片，所述微流控芯片包括上极板和下极板，所述上极板和所述下极板之间形成流体通道层；所述下极板包括电极层，所述电极层包括呈阵列设置的多个电极；

在所述下极板中形成多个吸引点，所述吸引点用于吸附液体；所述吸引点由所述电极层开启的电极形成，相邻的开启的所述电极之间通过未开启的所述电极间隔设置；

往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 n1 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 n1 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 n2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 n2 个微液滴中每一个微液滴

在所述吸引点的位置形成 n3 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴；

其中，所述 n1、n2、n3 为大于或等于 2 的正整数。

44、 根据权利要求 43 所述的微液滴生成方法，其特征在于，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 2 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 2 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

45、 根据权利要求 43 所述的微液滴生成方法，其特征在于，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 3 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 3 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

46、 根据权利要求 43 所述的微液滴生成方法，其特征在于，往所述流体通道层注入液体样本，并通过控制所述电极的开启和关闭，所述液体样本在对应于所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴

在所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

再通过控制所述电极的开启和关闭，使形成的 4 个微液滴中每一个微液滴在所述吸引点的位置形成 4 个微液滴；

重复控制所述电极的开启和关闭，以形成目标数量的微液滴。

47、 根据权利要求 43 至 46 中任一项所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述电极的形状为正方形或六边形。

48、 根据权利要求 47 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述上极板包括依次层叠的上盖、导电层和第一疏水层，所述下极板还包括第二疏水层和介电层，所述第二疏水层、介电层和电极层依次层叠设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层相对设置，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间形成所述流体通道层。

49、 根据权利要求 47 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述电极的边长为 50μm~2mm。

50、 根据权利要求 48 所述的微液滴生成方法，其特征在于，所述第一疏水层和所述第二疏水层之间的距离为 5μm~600μm。