



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115138407 A

(43) 申请公布日 2022.10.04

(21) 申请号 202210687533.6

(22) 申请日 2022.06.17

(71) 申请人 深圳大学

地址 518051 广东省深圳市南山区粤海街
道南海大道3688号

(72) 发明人 孔湉湉 王宇航 马敬

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限
公司 44224

专利代理师 王南杰

(51) Int. Cl.

B01L 3/00 (2006.01)

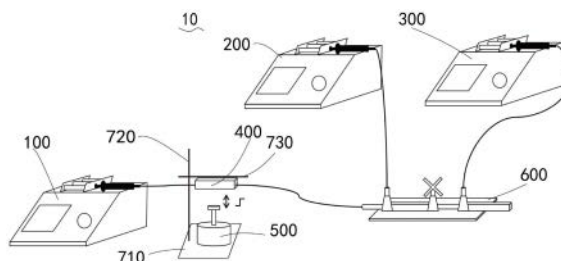
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

双水相微囊发生装置及其发生方法

(57) 摘要

本发明公开了一种双水相微囊发生装置。本发明的双水相微囊发生装置包括内相驱动泵、中间相驱动泵、外相驱动泵、挤压组件、振荡器以及微流控组件，所述内相驱动泵通过管道连接于所述挤压组件，所述挤压组件具有挤压流道，所述微流控组件具有内相流道、中间相流道以及外相流道，所述挤压组件连接于所述微流控组件且所述挤压流道与所述内相流道相通，所述振荡器用于对所述挤压组件震荡挤压，所述中间相驱动泵连接所述中间相流道，所述外相驱动泵连接所述外相流道。本发明的双水相微囊发生装置能够产生均匀的水/水液滴，结构简单易操作，适用体系更广泛。



1. 一种双水相微囊发生装置,其特征在于,包括内相驱动泵、中间相驱动泵、外相驱动泵、挤压组件、振荡器以及微流控组件;所述内相驱动泵通过管道连接于所述挤压组件,所述挤压组件具有挤压流道,所述微流控组件具有内相流道、中间相流道以及外相流道,所述挤压组件连接于所述微流控组件且所述挤压流道与所述内相流道相通,所述振荡器用于对所述挤压组件震荡挤压,所述中间相驱动泵连接所述中间相流道,所述外相驱动泵连接所述外相流道。

2. 根据权利要求1所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述双水相微囊发生装置还包括支架,所述挤压组件与所述振荡器均安装于所述支架,所述振荡器位于所述挤压组件的下方,所述振荡器能够垂直运动并作用于所述挤压组件。

3. 根据权利要求2所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述支架包括底座、第一支撑杆以及第二支撑杆,所述第一支撑杆连接于所述底座,所述第二支撑杆连接于所述第一支撑杆且与所述底座具有间隔,所述挤压组件连接于所述第二支撑杆,所述振荡器安装于所述底座。

4. 根据权利要求1-3任意一项所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述微流控组件选自玻璃毛细管器件、玻璃芯片、硅基芯片或者塑料芯片。

5. 根据权利要求1-3任意一项所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述挤压组件为柔性管道,所述挤压组件的制备方法包括:

将点胶针头置于培养皿内并水平放置,将熔融的管道材料置入所示培养皿内,待熔融的管道材料固化后,取出点胶针头,得到含有所述挤压流道的所述挤压组件。

6. 根据权利要求5所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述挤压组件为PDMS管道。

7. 一种双水相微囊发生方法,其特征在于,包括如下步骤:

控制内相驱动泵驱动内相溶液流经挤压组件后并进入微流控组件的内相流道,控制振荡器对所述挤压组件规律振荡挤压,实现内相溶液被规律地挤出;

控制中间相驱动泵驱动中间相溶液进入微流控组件的中间相流道,中间相溶液掺入与内相溶液中并形成液滴;

控制外相驱动泵驱动外相溶液进入微流控组件的外相流道,外相溶液包裹液滴并形成微囊。

8. 根据权利要求7所述的双水相微囊发生方法,其特征在于,所述振荡器的振动频率为0.3Hz-1.1Hz。

9. 根据权利要求7所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述内相驱动泵驱动的内相流速为0.05 μ L/min-0.15 μ L/min。

10. 根据权利要求7所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述中间相驱动泵驱动的中间相流速为3 μ L/min-6 μ L/min。

11. 根据权利要求7-10任意一项所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述外相驱动泵驱动的外相流速为5 μ L/min-10 μ L/min。

12. 根据权利要求7-10任意一项所述的双水相微囊发生装置,其特征在于,所述内相驱动泵驱动的内相溶液为含1wt%聚环氧乙烷的水溶液;

所述中间相驱动泵驱动的中间相溶液为含10wt%葡聚糖的水溶液;

所述外相驱动泵驱动的外相溶液为含2.5wt%聚丙烯酸的水溶液。

双水相微囊发生装置及其发生方法

技术领域

[0001] 本发明涉及微流控技术领域,尤其是涉及一种双水相微囊发生装置及其发生方法。

背景技术

[0002] 空心微囊对生物活性物质具有包载、保护、多重响应释放、靶向递送等作用,在药物递送和控释、靶向诊疗一体化、生物检测传感等众多领域具有重要的应用价值。聚电解质微囊与具有相反电荷的聚合物之间能通过静电吸引而凝聚,被广泛应用于制药和食品工业中化学敏感试剂的封装与释放。传统的制备聚电解质微囊一般采用的是硬模板的方法,该方法中,通常是以固体二氧化硅颗粒作为模板,通过在颗粒表面交替沉积具有相反电荷的聚电解质来逐层组装后,再通过煅烧或有机溶剂溶解将模板材料分解成可以通过微囊壳的单个分子的方法来去除固体颗粒模板。这种硬模板的方法虽然能够通过控制固体颗粒模板的大小和聚电解质沉积的次数来精确控制微囊的大小和层厚,但去除固体颗粒模板的过程会破坏微囊结构的完整性,同时活性物质的负载率很低。

[0003] 为避免以上问题,有很多研究者采用水/油乳液作为软模板的方法,通过在水/油液滴界面处进行聚电解质的静电络合来制备聚电解质微囊。但水油乳液中有有机溶剂的参与,在制备微囊后也需要对有机溶剂进行去除,所以其生物相容性较差,限制了其在生物医学领域的应用。针对生物相容性较差的问题,出现了双水相体系。全水滴利用小封装体积、渗透流体和易操作性,作为运输和反应的优良微储层,在包括细胞培养、药物筛选和基因分析等各种生物医学应用中具有优势。传统的产生水/水液滴使用的是对内相施加扰动的方式来迫使射流提前断裂成液滴,而这种方法产生的扰动非常的微弱,在内相中传递的过程中容易被耗散,所以这种方法只适用于粘度比较小的双水相体系。但制备微囊需要聚合物具有较高的分子量,通常分子量较大的聚合物的水溶液的粘度都比较高,因此采用传统的方法难以产生均匀的水/水液滴。另外,传统的产生水/水液滴的方法很多都存在装置制作繁琐的问题,如需要在原有PDMS装置上集成空气阀或者压电盘等,都会导致微流控装置制作困难的增加,装置制作时间加长,增加了生产时间成本和经济的投入。

发明内容

[0004] 基于此,有必要提供一种双水相微囊发生装置以及发生方法。通过使用该双水相微囊发生装置,能够产生均匀的水/水液滴,该装置结构简单易操作,适用体系更广泛。一实施例提供的双水相微囊发生装置,包括内相驱动泵、中间相驱动泵、外相驱动泵、挤压组件、振荡器以及微流控组件;所述内相驱动泵通过管道连接于所述挤压组件,所述挤压组件具有挤压流道,所述微流控组件具有内相流道、中间相流道以及外相流道,所述挤压组件连接于所述微流控组件且所述挤压流道与所述内相流道相通,所述振荡器用于对所述挤压组件震荡挤压,所述中间相驱动泵连接所述中间相流道,所述外相驱动泵连接所述外相流道。

[0005] 在其中一些实施例中,所述双水相微囊发生装置还包括支架,所述挤压组件与所

述振荡器均安装于所述支架,所述振荡器位于所述挤压组件的下方,所述振荡器能够垂直运动并作用于所述挤压组件。

[0006] 在其中一些实施例中,所述支架包括底座、第一支撑杆以及第二支撑杆,所述第一支撑杆连接于所述底座,所述第二支撑杆连接于所述第一支撑杆且与所述底座具有间隔,所述挤压组件连接于所述第二支撑杆,所述振荡器安装于所述底座。

[0007] 在其中一些实施例中,所述微流控组件选自玻璃毛细管器件、玻璃芯片、硅基芯片或者塑料芯片。

[0008] 在其中一些实施例中,所述挤压组件为柔性管道,所述挤压组件的制备方法包括:

[0009] 将点胶针头置于培养皿内并水平放置,将熔融的管道材料置入所示培养皿内,待熔融的管道材料固化后,取出点胶针头,得到含有所述挤压流道的所述挤压组件。

[0010] 在其中一些实施例中,所述挤压组件为PDMS管道。

[0011] 一实施例的双水相微囊发生方法,包括如下步骤:

[0012] 控制内相驱动泵驱动内相溶液流经挤压组件后并进入微流控组件的内相流道,控制振荡器对所述挤压组件规律振荡挤压,实现内相溶液被规律地挤出;

[0013] 控制中间相驱动泵驱动中间相溶液进入微流控组件的中间相流道,中间相溶液掺入与内相溶液中并形成液滴;

[0014] 控制外相驱动泵驱动外相溶液进入微流控组件的外相流道,外相溶液包裹液滴并形成微囊。

[0015] 在其中一些实施例中,所述振荡器的振动频率为0.3Hz-1.1Hz。

[0016] 在其中一些实施例中,所述内相驱动泵驱动的内相流速为0.05 μ L/min-0.15 μ L/min。

[0017] 在其中一些实施例中,所述中间相驱动泵驱动的中间相流速为3 μ L/min-6 μ L/min。

[0018] 在其中一些实施例中,所述外相驱动泵驱动的外相流速为5 μ L/min-10 μ L/min。

[0019] 在其中一些实施例中,所述内相驱动泵驱动的内相溶液为含1wt%聚环氧乙烷的水溶液;

[0020] 所述中间相驱动泵驱动的中间相溶液为含10wt%葡聚糖的水溶液;

[0021] 所述外相驱动泵驱动的外相溶液为含2.5wt%聚丙烯酸的水溶液

[0022] 上述双水相微囊发生装置能够简便快捷、快速可控地生成双相水/水液滴。在传统的微流控组件的基础上,本申请在内相软管中连接一段挤压组件如柔性管道,在挤压组件下方设置一垂直运动的振荡器,振荡器是以示波器为电源,通过调节示波器的频率和幅值就可以调节振荡器的振动频率和幅度,通过振荡器上下垂直运动对挤压组件进行挤压,实现从挤压组件的挤压管道内将内相液体规律性挤出,从而在微流控组件中形成双水相液滴。本发明通过简单的机械挤压挤压组件的方式来生成双水相液滴,可通过调节内相流速和振荡器振动频率来调节产生双水相液滴的速度和尺寸,相比前人的工作中使用的方法,更加简单易操作,且适用体系更广泛。

[0023] 上述双水相微囊发生装置的挤压组件为柔性管道,制备柔性管道时,通过将点胶针头水平置于培养皿中作为模板,将PDMS倒入培养皿固化后,拔出点胶针头制成的,柔性管道制作方法简单快捷,成本低。本发明通过简单的点胶针头作为硬模板的方法,避免了制作复杂的柔性管道和激光雕刻的流程,使用的PDMS含量更少,使用的仪器简单常见。本发明在

设置时,通过挤压组件替换一小段内相管道来实现快速生成双水相液滴,容易集成,不需要占据额外的空间。

[0024] 上述双水相微囊发生装置,所述内相驱动泵驱动的内相溶液为含1wt%聚环氧乙烷(PEO)的水溶液;所述中间相驱动泵驱动的中间相溶液为含10wt%葡聚糖(DEX)的水溶液;所述外相驱动泵驱动的外相溶液为含2.5wt%聚丙烯酸(PAA)的水溶液,微囊制备采用的是水/水乳液作为软模板,通过在水/水界面处进行聚电解质的静电络合作用形成微囊,这种方法不需要去除模板,微囊结构的完整性得以保持,同时采用双水相体系避免了有机溶剂的使用,生物相容性更好,能够实现高效率地活性物质的负载。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对本领域技术人员来说,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0026] 为了更完整地理解本申请及其有益效果,下面将结合附图来进行说明。其中,在下面的描述中间相同的附图标号表示相同部分。

[0027] 图1为本发明一实施例所述的双水相微囊发生装置示意图;

[0028] 图2为本发明一实施例所述的双水相微囊发生装置的微流控组件剖面示意图;

[0029] 图3为本发明一实施例中振动频率与液滴等效直径关系示意图;

[0030] 图4为本发明一实施例中内相流速与液滴等效直径关系示意图;

[0031] 图5为本发明一实施例所述的双水相微囊发生装置生成的微囊的光学显微镜图像;

[0032] 图6为本发明一实施例所述的双水相微囊发生装置生成的微囊的SEM电镜图像。

[0033] 附图标记说明

[0034] 10、双水相微囊发生装置;100、内相驱动泵;200、中间相驱动泵;300、外相驱动泵;400、挤压组件;500、振荡器;600、微流控组件;710、底座;720、第一支撑杆;730、第二支撑杆;20、液滴;30、微囊。

具体实施方式

[0035] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施,本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进,因此本发明不受下面公开的具体实施例的限制。

[0036] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”、“轴向”、“径向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0037] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者

隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中，“多个”的含义是至少两个，例如两个，三个等，除非另有明确具体的限定。

[0038] 在本发明中，除非另有明确的规定和限定，术语“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或成一体；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系，除非另有明确的限定。对于本领域的普通技术人员而言，可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0039] 在本发明中，除非另有明确的规定和限定，第一特征在第二特征“上”或“下”可以是第一和第二特征直接接触，或第一和第二特征通过中间媒介间接接触。而且，第一特征在第二特征“之上”、“上方”和“上面”可是第一特征在第二特征正上方或斜上方，或仅仅表示第一特征水平高度高于第二特征。第一特征在第二特征“之下”、“下方”和“下面”可以是第一特征在第二特征正下方或斜下方，或仅仅表示第一特征水平高度小于第二特征。

[0040] 需要说明的是，当元件被称为“固定于”或“设置于”另一个元件，它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件，它可以是直接连接到另一个元件或者可能同时存在居中元件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“上”、“下”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的，并不表示是唯一的实施方式。

[0041] 在本发明的描述中，若干的含义是一个以上，多个的含义是两个以上，大于、小于、超过等理解为不包括本数，以上、以下、以内等理解为包括本数。如果有描述到第一、第二只是用于区分技术特征为目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量或者隐含指明所指示的技术特征的先后关系。

[0042] 除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本发明。本文所使用的术语“和/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0043] 本申请实施例提供一种双水相微囊发生装置10，以解决传统的方法难以产生均匀的水/水液滴20，微流控装置制作困难的增加，装置制作时间加长，增加了实验时间成本和经济的投入的问题。以下将结合附图对进行说明。

[0044] 本申请实施例提供的双水相微囊发生装置10，示例性的，请参阅图1所示，图1为本申请实施例提供的双水相微囊发生装置10的结构示意图。本申请的双水相微囊发生装置10能够用于双水相液滴20准备。

[0045] 为了更清楚的说明双水相微囊发生装置10的结构，以下将结合附图对双水相微囊发生装置10进行介绍。

[0046] 示例性的，请参阅图1所示，图1为本申请实施例提供的双水相微囊发生装置10的结构示意图。一种双水相微囊发生装置10，包括内相驱动泵100、中间相驱动泵200、外相驱动泵300、挤压组件400、振荡器500以及微流控组件600。微流控组件600具有内相流道、中间相流道以及外相流道。

[0047] 内相驱动泵100通过管道连接于挤压组件400。挤压组件400具有挤压流道。挤压组件400还连接微流控组件600且挤压流道与微流控组件600的内相流道相通。振荡器500用于

对挤压组件400规律震荡挤压。中间相驱动泵200连接微流控组件600的中间相流道。外相驱动泵300连接微流控组件600的外相流道。

[0048] 在其中一些实施例中,双水相微囊发生装置10还包括支架。挤压组件400与振荡器500均安装于支架。振荡器500位于挤压组件400的下方。振荡器500能够垂直运动并作用于挤压组件400。

[0049] 在其中一些实施例中,支架包括底座710、第一支撑杆720以及第二支撑杆730。第一支撑杆720连接于底座710。第二支撑杆730连接于第一支撑杆720且与底座710具有间隔。挤压组件400连接于第二支撑杆730。振荡器500安装于底座710。

[0050] 在其中一些实施例中,振荡器500的振动频率为0.3Hz-1.1Hz。例如,在其中一个具体示例中,振荡器500的振动频率为0.3Hz;在另一个具体示例中,振荡器500的振动频率为1.1Hz。不难理解,在其他具体示例中,振荡器500的振动频率还可以是0.4Hz等。振荡器500的振动频率与液滴20等效直径关系示意图,参见图3所示,图3中,固定内相驱动泵100驱动的内相流速为0.1 μ L/min,外相流速为5 μ L/min。由图3可知,本发明中,振荡器500的振动频率为0.3Hz-1.1Hz为最优的频率范围。频率过低会导致生成液滴过大,由于双水相表面张力低,过大的液滴难以形成单个液滴模板,会分裂成多个不均匀液滴;频率过高会导致液滴无法断裂开来。

[0051] 在其中一些实施例中,振荡器500的振动频率可以通过信号发生器进行控制和调节。

[0052] 在其中一些实施例中,内相驱动泵100驱动的内相流速为0.05 μ L/min-0.15 μ L/min。内相流速过慢会导致内相液体无法流出,内相流速过快会导致液滴无法断裂。例如,在其中一个具体示例中,内相驱动泵100驱动的内相流速为0.05 μ L/min;在另一个具体示例中,内相驱动泵100驱动的内相流速为0.15 μ L/min。不难理解,在其他具体示例中,内相驱动泵100驱动的内相流速还可以为0.06 μ L/min、0.07 μ L/min、0.08 μ L/min、0.09 μ L/min、0.10 μ L/min、0.11 μ L/min、0.12 μ L/min、0.13 μ L/min、0.14 μ L/min或者其他数值。内相驱动泵100驱动的内相流速与液滴20等效直径关系示意图,参见图4所示,图4中,固定振荡器500的振动频率为0.8Hz,外相流速为5 μ L/min。

[0053] 在其中一些实施例中,中间相驱动泵200驱动的中间相流速为3 μ L/min-6 μ L/min。中间相流速控制在3 μ L/min-6 μ L/min,过慢的中间相流速会导致剪切力太小,液滴无法断裂;过快的中间相流速会导致内相液体无法流出。例如,在其中一个具体示例中,中间相驱动泵200驱动的中间相流速为3 μ L/min;在另一个具体示例中,中间相驱动泵200驱动的中间相流速为6 μ L/min。不难理解,在其他具体示例中,中间相驱动泵200驱动的中间相流速还可以为4 μ L/min、5 μ L/min或者其他数值。

[0054] 在其中一些实施例中,外相驱动泵300驱动的外相流速为5 μ L/min-10 μ L/min。外相流速需要匹配内相和中间相流速,过快会导致内相液体流阻变大,液体无法流出;外相流速过慢会导致外向溶液中的PAA难以在较短时间内接触到内相溶液中的PEO而生成微囊,从而影响微囊的包裹率,并需要增加微流控管道长度。例如,在其中一个具体示例中,外相驱动泵300驱动的外相流速为5 μ L/min;在另一个具体示例中,外相驱动泵300驱动的外相流速为10 μ L/min。不难理解,在其他具体示例中,外相驱动泵300驱动的外相流速还可以为5 μ L/min、6 μ L/min、7 μ L/min、8 μ L/min、9 μ L/min或者其他数值。

[0055] 在其中一些实施例中,内相驱动泵100驱动的内相溶液为含1wt%聚环氧乙烷(PEO)的水溶液;中间相驱动泵200驱动的中间相溶液为含10wt%葡聚糖(DEX)的水溶液;外相驱动泵300驱动的外相溶液为含2.5wt%聚丙烯酸(PAA)的水溶液。上述双水相微囊发生装置10,内相驱动泵100驱动的内相为含1wt%聚环氧乙烷(PEO)的水溶液;中间相驱动泵200驱动的中间相为含10wt%葡聚糖(DEX)的水溶液;外相驱动泵300驱动的外相为含2.5wt%聚丙烯酸(PAA)的水溶液,微囊30制备采用的是水/水乳液作为软模板,通过在水/水界面处进行聚电解质的静电络合作用形成微囊30,这种方法不需要去除模板,微囊30结构的完整性得以保持,同时采用双水相体系避免了有机溶剂的使用,生物相容性更好,能够实现高效率地活性物质的负载。

[0056] 在其中一些实施例中,微流控组件600选自玻璃毛细管器件、玻璃芯片、硅基芯片或者塑料芯片。

[0057] 在其中一些实施例中,挤压组件400为柔性管道,优选地,挤压组件400为PDMS管道。挤压组件400的制备方法如下:将点胶针头置于培养皿内并水平放置,将熔融的管道材料如PDMS置入所示培养皿内,待熔融的PDMS固化后,取出点胶针头,得到含有挤压流道的挤压组件400。上述双水相微囊发生装置10的挤压组件400为PDMS管道,制备PDMS管道时,通过将点胶针头水平置于培养皿中作为模板,将PDMS倒入培养皿固化后,拔出点胶针头制成的,PDMS管道制作方法简单快捷,成本低。本发明通过简单的点胶针头作为硬模板的方法,避免了制作复杂的PDMS管道和激光雕刻的流程,使用的PDMS含量更少,使用的仪器简单常见。本发明在设置时,通过挤压组件400替换一小段内相管道来实现快速生成双水相液滴20,容易集成,不需要占据额外的空间。

[0058] 在其中一些实施例中,上述双水相微囊发生装置10还包括高速摄像机,高速摄像机可用于对微囊30生成状态进行获取图像。

[0059] 对上述双水相微囊发生装置10制备得到的双水相微囊30进行图像分析,图5为本发明一实施例的双水相微囊发生装置10生成的微囊30的光学显微镜图像;图6为本发明一实施例的双水相微囊发生装置10生成的微囊30的SEM电镜图像。

[0060] 一种双水相微囊发生方法,其特征在于,包括如下步骤:

[0061] 控制内相驱动泵100驱动内相溶液流经挤压组件400后并进入微流控组件600的内相流道,控制振荡器500对挤压组件400规律振荡挤压,实现内相溶液被规律地挤出;振荡器500的振动频率为0.3Hz-1.1Hz。内相驱动泵100驱动的内相流速为0.05 μ L/min-0.15 μ L/min。

[0062] 控制中间相驱动泵200驱动中间相溶液进入微流控组件600的中间相流道,中间相溶液掺入与内相溶液中并形成液滴20;中间相驱动泵200驱动的中间相流速为3 μ L/min-6 μ L/min。

[0063] 控制外相驱动泵300驱动外相溶液进入微流控组件600的外相流道,外相溶液包裹液滴20并形成微囊30。外相驱动泵300驱动的外相流速为5 μ L/min-10 μ L/min。

[0064] 内相驱动泵100驱动的内相溶液为含1wt%聚环氧乙烷的水溶液。中间相驱动泵200驱动的中间相溶液为含10wt%葡聚糖的水溶液。外相驱动泵300驱动的外相溶液为含2.5wt%聚丙烯酸的水溶液。

[0065] 上述双水相微囊发生装置能够简便快捷、快速可控地生成双相水/水液滴20。在传

统的微流控组件600的基础上,本申请在内相软管中连接一段挤压组件400如柔性管道,在挤压组件400下方设置一垂直运动的振荡器500,振荡器500是以示波器为电源,通过调节示波器的频率和幅值就可以调节振荡器500的振动频率和幅度,通过振荡器500上下垂直运动对挤压组件400进行挤压,实现从挤压组件400的挤压管道内将内相液体规律性挤出,从而在微流控组件600中形成双水相液滴20。本发明通过简单的机械挤压挤压组件400的方式来生成双水相液滴20,可通过调节内相流速和振荡器500振动频率来调节产生双水相液滴20的速度和尺寸,相比前人的工作中使用的方法,更加简单易操作,且适用体系更广泛。

[0066] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0067] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0068] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

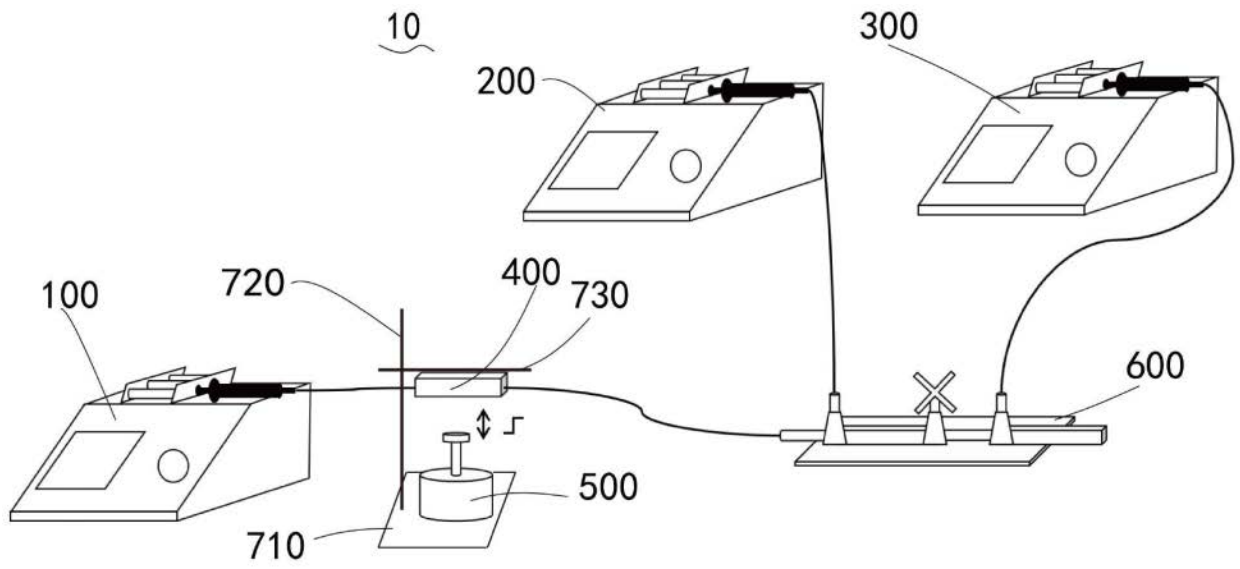


图1

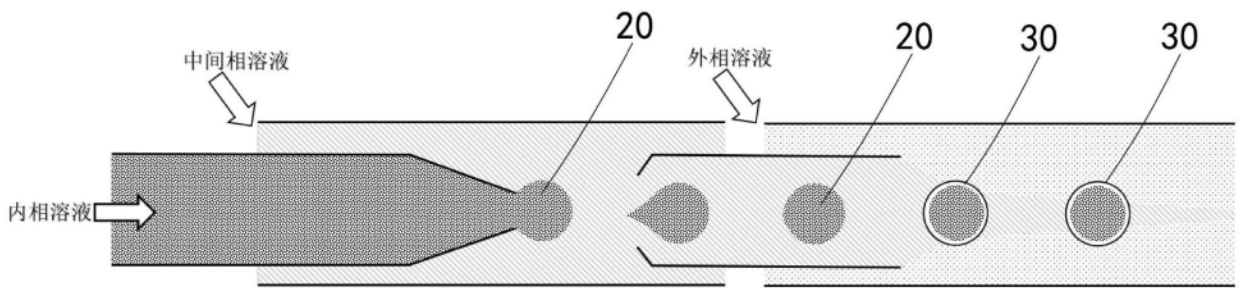


图2

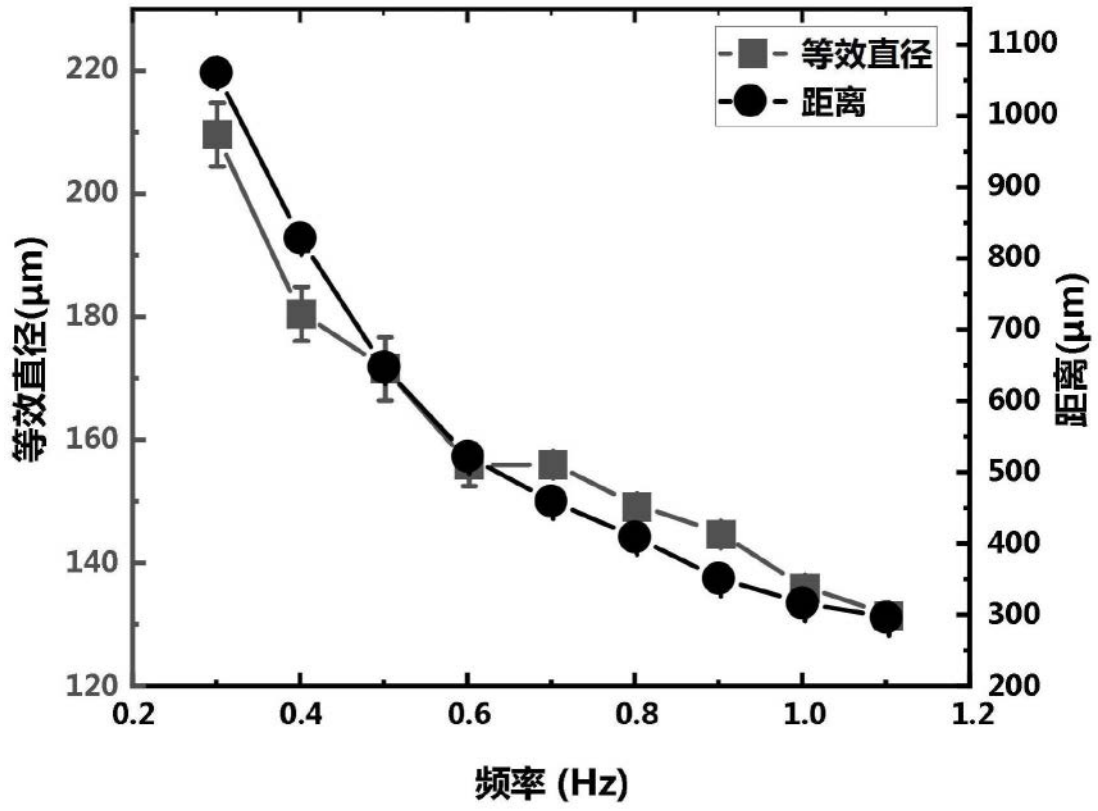


图3

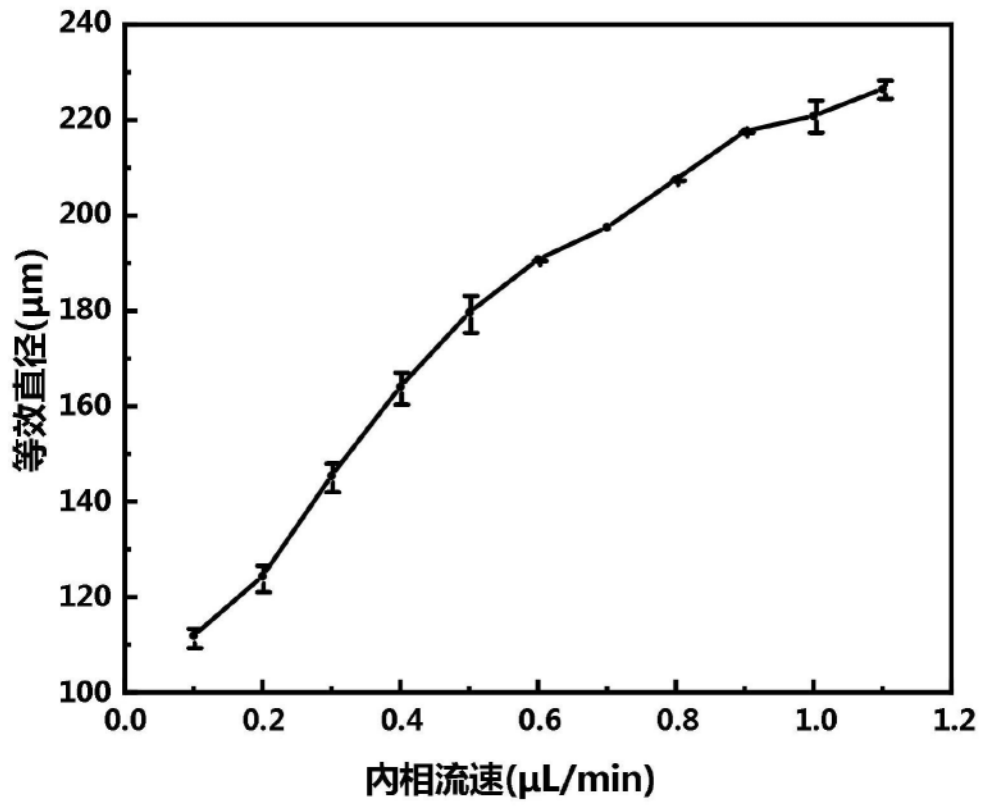


图4

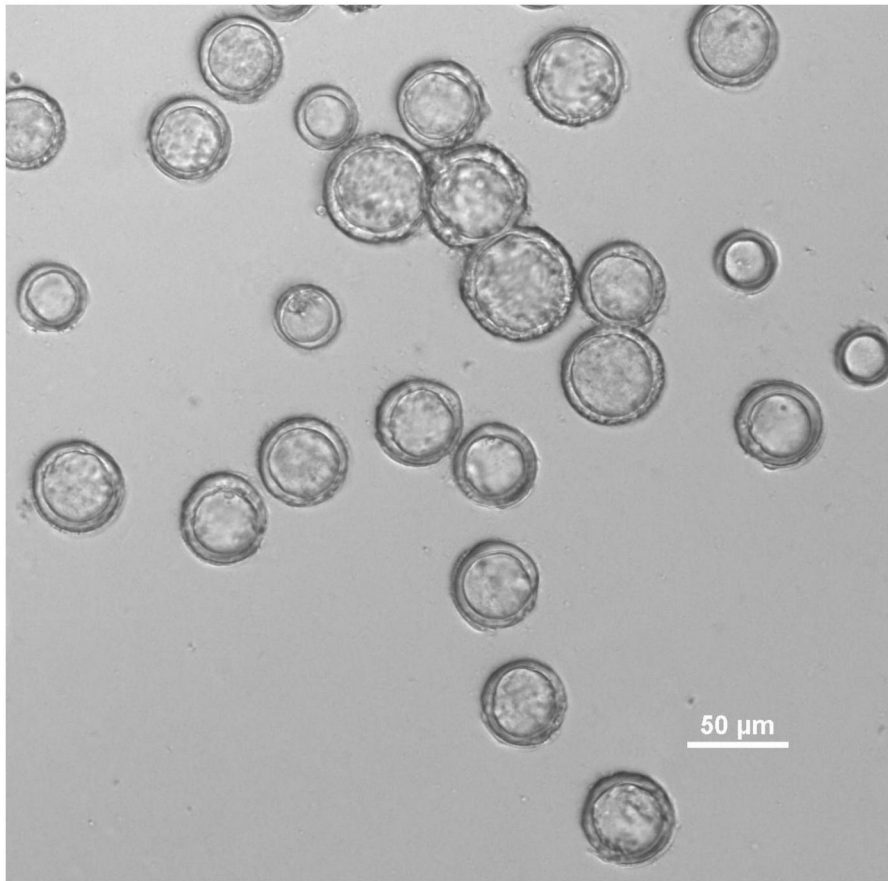


图5

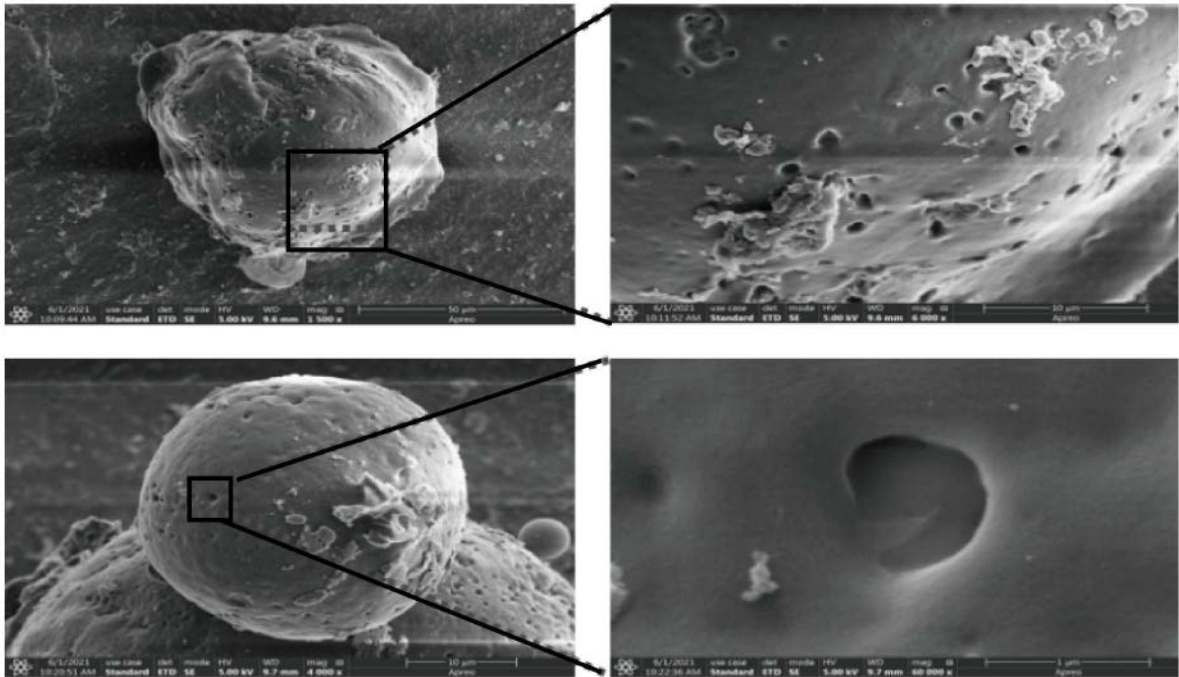


图6