

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01N 27/447 (2006.01)

C12Q 1/02 (2006.01)

B01D 57/02 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810105218.8

[43] 公开日 2008年10月8日

[11] 公开号 CN 101281163A

[22] 申请日 2008.4.28

[21] 申请号 200810105218.8

[71] 申请人 中央民族大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街27号

[72] 发明人 陈慧英 韩萍 王斌 张鹤腾

[74] 专利代理机构 北京永创新实专利事务所
代理人 周长琪

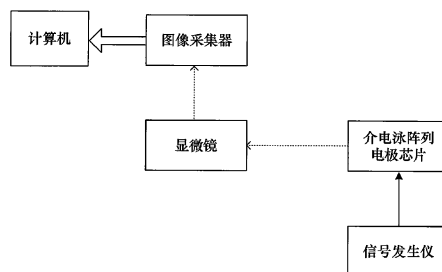
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

[54] 发明名称

用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统

[57] 摘要

本发明公开了一种用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，该检测系统由计算机、显微镜、介电泳阵列微电极芯片、信号发生仪、图像采集器组成，介电泳阵列电极芯片放置在显微镜的载物台上；图像采集器安装在显微镜的目镜上；信号发生仪的电压输出端与介电泳阵列电极芯片上的电极阵列连接；计算机与图像采集器的信息输出端连接。本发明人采用该检测系统通过对不同生物粒子进行介电响应的测试，在研究不同细胞介电响应规律的基础上，根据不同细胞的性质差异，通过调节电压及频率研究不同细胞发生正负介电泳的频率范围，从而实现同一装置，同一条件下不同细胞的分离。



1、一种用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，该检测系统包括有计算机、显微镜、信号发生仪、图像采集器，其特征在于：还包括有介电泳阵列微电极芯片，介电泳阵列电极芯片放置在显微镜的载物台上；图像采集器安装在显微镜的目镜上；信号发生仪的电压输出端与介电泳阵列电极芯片上的电极阵列连接；计算机与图像采集器的信息输出端连接；

所述计算机内存储有 MVC3000 图像处理软件和 DN-2 图像处理软件，该 MVC3000 图像处理软件用于对接收的电场-生物粒子关联信息的动态视频进行图像提取，DN-2 图像处理软件对提取图像进行粒子测量从而获取介电泳阵列电极芯片中的生物粒子在介电场中的生物粒子介电响应规律；

所述显微镜用于观察介电泳阵列电极芯片中电场对生物粒子的作用、以及生物粒子对所产生的介电场的响应和迁移过程，简称“电场-生物粒子关联信息”；

所述图像采集器用于将显微镜观察到的“电场-生物粒子关联信息”实时记录下，并将记录下的视频信息输出给计算机；

所述信号发生仪用于产生一个可调节的恒定正弦波交流电压 V_N 、并将所述恒定正弦波交流电压 V_N 加载在介电泳阵列电极芯片中的一个或多个电极阵列上；

所述介电泳阵列微电极芯片是由基片 (1)、多个微电极和边框 (5) 构成；多个微电极分成两行多列间隔分布在基片 (1) 上，设在上行的多个微电极组成上电极阵列 (2)，设在下行的多个微电极组成下电极阵列 (3)；每个微电极上设有导电端和测试端，测试端为梯形结构；所述上电极阵列 (2)、下电极阵列 (3) 采用真空蒸发工艺将金属材料沉积在基片 (1) 上形成，且上电极阵列 (2) 的测试端与下电极阵列 (3) 的测试端相对；边框 (5) 是采用聚丙烯酸甲酯作为材料，用无影胶与基片 (1)、上电极阵列 (2) 的导电端、下电极阵列 (3) 的导电端粘合，利用紫外灯固化形成；在基片 1 上设置边框 5 从而形成测试槽 4。

2、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：所述上电极阵列 (2)、下电极阵列 (3) 中相邻两个微电极间隔 $H = 2 \sim 4 \text{ mm}$ ，上电极阵列 (2) 的测试端与下电极阵列 (3) 的测试端相对间距 $R = 40 \sim 80 \mu\text{m}$ 布置，微电极的厚度为 100 \AA ；微电极上设有导电端和测试端，测试端由多个梯形结构的电极头形成，且相邻电极头之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ 。

3、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特

征在于：所述边框（5）的宽度 $F = 2 \sim 4 \text{ mm}$ ，厚度 $G = 1 \sim 3 \text{ mm}$ 。

- 4、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：信号发生仪的输出频率为 $0.02 \text{ Hz} \sim 2 \text{ MHz}$ ，阻抗 50Ω 。
- 5、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：计算机（A）首先对接收的“电场—生物粒子关联信息”的动态视频进行保存处理；（B）然后利用存储的“MVC3000 图像处理软件”对接收的“电场—生物粒子关联信息”进行图像提取获得某一介电时间 t_n 下的特征图像照片；（C）依据“DN-2 图像处理软件”对特征图像照片按照比例尺换算关系测量得到生物粒子的迁移距离 d ，从而间接得到生物粒子的移动平均速度 $\bar{v} = d / t - t_0$ ；（D）利用生物粒子的移动平均速度 \bar{v} 、加载正弦波交流电压 V_N 大小来评价生物粒子在介电泳阵列电极芯片中测试槽（4）的介电响应速度 \bar{v}_S 。
- 6、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：布置在基片上的微电极，其每个微电极的电极头可以按照梯度变化进行设计。
- 7、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：基片（1）为玻璃材质。
- 8、根据权利要求 1 所述的用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，其特征在于：所述介电泳阵列微电极芯片采用电子束蒸发制微电极，其工艺步骤如下：
 - （A）采用浓度 30% 的乙醇对基片 1 进行清洗 3 次，自然晾干后待用；
 - （B）将经（A）步骤处理后的基片 1 经过匀胶、前烘、曝光、显影的光刻处理后得到第一预加工基片；
 - （C）将经（B）步骤获得的第一预加工基片放入电子束蒸发室的载物台上，先后沉积镍—银—镍—金元素得到第二预加工基片；

沉积完成后镍—银—镍—金元素形成复合金属层，该复合金属层即为微电极；

沉积工艺：真空度： $5 \times 10^{-4} \text{ pa}$ ，

沉积速率： 2 \AA/s

电子束功率： 600 W

预加工基片预热温度： $83 \text{ }^\circ\text{C}$
 - （D）将经（C）步骤处理得到的第二预加工基片上用聚丙烯酸甲酯涂出一个矩形框后，用无影胶将所述的矩形框与基片 1、微电极的导电端粘合，则在基片 1 上形成边框 5，即介电泳阵列微电极芯片制作完成。

用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统

技 术 领 域

本发明涉及一种介电行为的分析仪器,更特别地说,是指一种对生物粒子的分离进行的介电泳实验用检测系统,该检测系统可以实现在低电压(0.05~23.8V)交流电场中的两种不同生物粒子分离,以及对单一生物粒子的定量研究,并实现实时记录。

背 景 技 术

人类迈入二十一世纪,电磁与生物和信息技术的交叉融合已成为当今国际上科学研究的一个发展趋势。而基于悬浮液中非均匀交变电场对生物微粒作用的电磁操作生物芯片技术的发展是其中的一个热点问题。生物芯片技术是近年来兴起的一项综合性的高新技术,它以微机电系统技术和生物技术为依托,将生命科学研究中的许多不连续过程(如样品制备、生化反应、检测等步骤)集成并移植到一块普通邮票大小的芯片上去,使这些分散的过程连续化、微型化,以实现大量生物信息进行快速、并行处理的要求。其中,介电泳芯片技术已经开始广泛应用于生物、化学、医学、环境甚至纳米技术。

介电泳(Electrophoresis)是中性粒子分离与分析的新技术。细胞介电电泳分离技术具有许多优点:第一、不需要添加抗体,因此,细胞不会在分离过程中因抗体反应而发生生物性质改变。第二、所用交变电场对细胞的作用是“非破坏性”的。初步研究证明,细胞经过这类电场作用后,其生长及分裂性质不会改变。第三、这类技术的使用灵活、电场强度、频率、相位都容易调控,便于自动化。第四、可以重复使用。第五、该技术还可与其它方法结合使用,以达到最佳的细胞分离检测效果。因此介电电泳分离技术完全可以用来替代传统的分离技术。

研究根据介电泳原理制造的微型芯片,它的作用是使细胞在高频非均匀电场作用下产生极化,并由此极化作用产生诱导偶极矩,此诱导偶极矩在非均匀电场中,会与电场互相作用而形成介电泳,使得细胞朝向电场强度较强或较弱的区域移动。细胞移

动的方向与细胞本身、周围流体及所施加的电场强度有关，当细胞受到偏极化的程度大于周围流体时，细胞会往电场强度较大的地方移动，形成正介电泳。反之，当细胞受到偏极化的程度小于周围流体时，则细胞远离电极或往电场强度较小的区域移动，形成负的介电泳。一般介电泳芯片是利用正介电泳与负介电泳的特性，将细胞移动至特定的区域。同时也可以通过测量细胞的运动速度和方向，研究细胞在介电场中的介电响应和频率依赖等性质，可以得到细胞膜的性质及介电特性；以及对细胞进行无损的选择性操纵、定位。

发 明 内 容

本发明人通过对不同生物粒子进行介电响应的测试，在研究不同细胞介电响应规律的基础上，根据不同细胞的性质差异，通过调节电压及频率研究不同细胞发生正负介电泳的频率范围，从而实现同一装置，同一条件下不同细胞的分离。

本发明的目的是提出一种用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，该检测系统由计算机、显微镜、介电泳阵列微电极芯片、信号发生仪、图像采集器组成，介电泳阵列电极芯片放置在显微镜的载物台上；图像采集器（数码摄像头）安装在显微镜的目镜上；信号发生仪的电压输出端与介电泳阵列电极芯片上的电极阵列连接；计算机与图像采集器的信息输出端（通过 USB 接口）连接；在本发明中，所述计算机内存储有 MVC3000 图像处理软件和 DN-2 图像处理软件，该 MVC3000 图像处理软件用于对接收的电场—生物粒子关联信息的动态视频进行图像提取，DN-2 图像处理软件对提取图像进行粒子测量从而获取介电泳阵列电极芯片中的生物粒子在介电场中的生物粒子介电响应规律。

本发明的介电泳阵列微电极芯片是由基片 1、多个微电极和边框 5 构成；多个微电极分成两行多列间隔分布在基片 1 上，设在上行的多个微电极组成上电极阵列 2，设在下行的多个微电极组成下电极阵列 3；每个微电极上设有导电端和测试端，测试端为梯形结构；所述上电极阵列 2、下电极阵列 3 采用真空蒸发工艺将金属材料沉积在基片 1 上形成，且上电极阵列 2 的测试端与下电极阵列 3 的测试端相对；边框 5 是采用聚丙烯酸甲酯作为材料，用无影胶与基片 1、上电极阵列 2 的导电端、下电极阵列 3 的导电端粘合，利用紫外灯固化形成；在基片 1 上设置边框 5 从而形成测试槽 4。在本发明中，首先采用真空蒸发工艺将金属材料沉积在基片 1 上形成 A 微电

极 21、B 电极阵列 22、C 微电极 23、D 电极阵列 24、M 微电极 25、N 微电极 26，C 微电极 23、D 电极阵列 24、N 微电极 26 间隔 $H = 2 \sim 4 \text{ mm}$ 平行布置在基片 1 上形成上电极阵列 2；A 微电极 21、B 电极阵列 22、M 微电极 25 间隔 $H = 2 \sim 4 \text{ mm}$ 平行布置在基片 1 上形成下电极阵列 3。上电极阵列 2 的测试端与下电极阵列 3 的测试端相对间距 $R = 40 \sim 80 \mu\text{m}$ 布置，即 A 微电极 21 的测试端与 C 微电极 23 的测试端相对间距 $R = 40 \sim 80 \mu\text{m}$ 布置。A 微电极 21、B 电极阵列 22、C 微电极 23、D 电极阵列 24、M 微电极 25 和 N 微电极 26 的厚度为 100 \AA （即 $E = 100 \text{ \AA}$ ）。A 微电极 21 上设有导电端 202 和测试端 201，测试端 201 由多个梯形结构的电极头形成，且相邻电极头之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ ，即 A 电极头 203 与 B 电极头 204 之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ ，B 电极头 204 与 C 电极头 205 之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ 。边框 5 的宽度 $F = 2 \sim 4 \text{ mm}$ ，厚度 $G = 1 \sim 3 \text{ mm}$ 。布置在基片上的微电极，其每个微电极的电极头可以按照梯度变化进行设计，即 A 微电极 21（C 微电极 23）中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $60 \mu\text{m}$ ，B 微电极 22（D 微电极 24）中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $80 \mu\text{m}$ ，M 微电极 25（N 微电极 26）中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $120 \mu\text{m}$ 。不同电极头的宽度设计有利于生物粒子在加载电压的条件下的移动。

本发明细胞介电响应和分离条件的检测系统的优点在于：（1）采用的相邻微电极之间不连接，即为隔断式分布，此种微电极的布局可控制不同隔断的外加电压，从而避免了使用同一电压造成的微电极被击穿。（2）分析生物粒子的大小采用了显微镜与图像采集器同时工作模式，使获得的生物粒子迁移过程中的图像、动态过程数据可以进行量化处理。克服了现有只能获得图像不能进行数据再次分析的缺陷。（3）微电极的测试端为梯形结构，有利于生物粒子在介电泳过程中介电响应规律的研究，以及对不同生物粒子在同一条件下、同一芯片上进行分离。（4）微电极为复合金属层（镍—银—镍—金），镍元素可以有效地增加电极与基片的牢固性，表面的金金属层具有很好的生物相容性。

附 图 说 明

图 1 是本发明细胞介电响应和分离条件的检测系统的结构框图。

图 2 是本发明介电泳阵列电极芯片的俯视图。

图 2A 是图 2 的 A-A 视图。

图 2B 是单个微电极的三维结构图。

图中： 1.基片 2.上电极阵列 3.下电极阵列 4.测试槽
5.边框 21.A 微电极 22.B 微电极 23.C 微电极 24.D 微电极
25.M 微电极 26.N 微电极 201.测试端 202.导电端 203.A 电极头
204.B 电极头 205.C 电极头

具体实施方式

下面将结合附图和实施例对本发明做进一步的详细说明。

参见图 1 所示，本发明是一种用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统，该检测系统由计算机、显微镜、介电泳阵列微电极芯片、信号发生仪、图像采集器组成，介电泳阵列电极芯片放置在显微镜的载物台上；图像采集器（数码摄像头）安装在显微镜的目镜上；信号发生仪的电压输出端与介电泳阵列电极芯片上的电极阵列连接；计算机与图像采集器的信息输出端（通过 USB 接口）连接；在本发明中，所述计算机内存储有 MVC3000 图像处理软件和 DN-2 图像处理软件，该 MVC3000 图像处理软件用于对接收的电场—生物粒子关联信息的动态视频进行图像提取，DN-2 图像处理软件对提取图像进行粒子测量从而获取介电泳阵列电极芯片中的生物粒子在介电场中的生物粒子介电响应规律。

在本发明中，计算机、显微镜、信号发生仪所需电源为 220V、50Hz 交流电。

在本发明中，显微镜（宁波永新光学股份有限公司生产的 CN-15 型显微镜）用于观察介电泳阵列电极芯片中电场对生物粒子的作用、以及生物粒子对所产生介电场的响应和迁移过程，简称“电场—生物粒子关联信息”。

在本发明中，图像采集器（宁波永新光学股份有限公司生产的 HDCE-30 型数码摄像头）用于将显微镜观察到的“电场—生物粒子关联信息”实时记录下，并将记录下的视频信息输出给计算机。

在本发明中，信号发生仪（江苏洪泽瑞特电子有限公司生产的 SG1648 型信号发生仪）用于产生一个可调节的恒定正弦波交流电压 V_N 、并将所述恒定正弦波交流电压 V_N 加载在介电泳阵列电极芯片中的一个或多个电极阵列上。信号发生仪的输出频率为 0.02Hz~2MHz，阻抗 50Ω。

在本发明中，计算机的最低配置为 PIII600，512M 内存，10G 硬盘，在 Windows 2000/XP 环境下操作。计算机 (A) 首先对接收的“电场—生物粒子关联信息”的动态视频进行保存处理（使得介电泳阵列电极芯片中的生物粒子在介电场中的运动情况得到实时记录）；(B) 然后利用存储的“MVC3000 图像处理软件”对接收的“电场—生物粒子关联信息”进行图像提取获得某一介电时间 t_n 下的特征图像照片；(C) 依据“DN-2 图像处理软件”对特征图像照片按照比例尺换算关系（照片上标出的尺寸，以及显微镜的物镜放大的倍数进行换算）测量得到生物粒子的迁移距离 d ，从而间接得到生物粒子的移动平均速度 \bar{v} ($\bar{v} = d / t - t_0$)；(D) 利用生物粒子的移动平均速度 \bar{v} 、加载正弦波交流电压 V_N 大小来评价生物粒子在介电泳阵列电极芯片中测试槽 4 的介电响应速度 \bar{v}_s 。所述介电响应速度 \bar{v}_s 是作为选择合适的分离条件的依据。

本发明的检测系统的特点是结合正弦波交流电压 V_N 、介质电导率、生物粒子的移动平均速度 \bar{v} 在不同测试条件下的变化，获得生物粒子介电响应的相关规律。

在本发明中，介电泳阵列微电极芯片提供了一个随生物粒子迁移期间改变的电场，利用该电场的非均质性及两种或两种以上生物粒子介电常数的差异，通过使生物粒子产生负介电泳、或正介电泳，达到将两种或两种以上生物粒子分离的目的。

本发明利用介电泳阵列微电极芯片可产生使生物粒子发生正的或负的介电泳的非均匀电场，并利用介电性质不同的生物粒子对非均匀电场响应存在差异这一特性，将粒子稳定在电极阵列的不同区域，由此实现两种或两种以上生物粒子的分离，及对生物粒子介电响应和迁移条件的研究。

参见图 2、图 2A、图 2B 所示，介电泳阵列微电极芯片是由基片 1、多个微电极和边框 5 构成；多个微电极分成两行多列间隔分布在基片 1 上，设在上行的多个微电极组成上电极阵列 2，设在下行的多个微电极组成下电极阵列 3；每个微电极上设有导电端和测试端，测试端为梯形结构；所述上电极阵列 2、下电极阵列 3 采用真空蒸发工艺将金属材料沉积在基片 1 上形成，且上电极阵列 2 的测试端与下电极阵列 3 的测试端相对；边框 5 是采用聚丙烯酸甲酯作为材料，用无影胶与基片 1、上电极阵列 2 的导电端、下电极阵列 3 的导电端粘合，利用紫外灯固化形成；在基片 1 上设置边框 5 从而形成测试槽 4。在本发明中，首先采用真空蒸发工艺将金属材料沉

积在基片 1 上形成 A 微电极 21、B 电极阵列 22、C 微电极 23、D 电极阵列 24、M 微电极 25、N 微电极 26，C 微电极 23、D 电极阵列 24、N 微电极 26 间隔 $H = 2 \sim 4 \text{ mm}$ 平行布置在基片 1 上形成上电极阵列 2；A 微电极 21、B 电极阵列 22、M 微电极 25 间隔 $H = 2 \sim 4 \text{ mm}$ 平行布置在基片 1 上形成下电极阵列 3。上电极阵列 2 的测试端与下电极阵列 3 的测试端相对间距 $R = 40 \sim 80 \mu\text{m}$ 布置，即 A 微电极 21 的测试端与 C 微电极 23 的测试端相对间距 $R = 40 \sim 80 \mu\text{m}$ 布置。A 微电极 21、B 电极阵列 22、C 微电极 23、D 电极阵列 24、M 微电极 25 和 N 微电极 26 的厚度为 100 \AA (即 $E = 100 \text{ \AA}$)。A 微电极 21 上设有导电端 202 和测试端 201，测试端 201 由多个梯形结构的电极头形成，且相邻电极头之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ ，即 A 电极头 203 与 B 电极头 204 之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ ，B 电极头 204 与 C 电极头 205 之间的中心距 $D = 60 \sim 120 \mu\text{m}$ 。边框 5 的宽度 $F = 2 \sim 4 \text{ mm}$ ，厚度 $G = 1 \sim 3 \text{ mm}$ 。布置在基片上的微电极，其每个微电极的电极头可以按照梯度变化进行设计，即 A 微电极 21 (C 微电极 23) 中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $60 \mu\text{m}$ ，B 微电极 22 (D 微电极 24) 中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $80 \mu\text{m}$ ，M 微电极 25 (N 微电极 26) 中的相邻两个电极头的中心距离可以为 $120 \mu\text{m}$ 。不同电极头的宽度设计有利于生物粒子在加载电压的条件下的移动。

基片 1 为玻璃材质。

在本发明中，真空蒸发工艺为电子束蒸发制微电极，其工艺步骤如下：

(A) 采用浓度 30% 的乙醇对基片 1 进行清洗 3 次，自然晾干后待用；

(B) 将经 (A) 步骤处理后的基片 1 经过匀胶、前烘、曝光、显影的光刻处理后得到第一预加工基片；

(C) 将经 (C) 步骤获得的第一预加工基片放入电子束蒸发室的载物台上，先后沉积镍—银—镍—金元素得到第二预加工基片；

沉积完成后镍—银—镍—金元素形成复合金属层，该复合金属层即为微电极；

沉积工艺：真空度： $5 \times 10^{-4} \text{ pa}$ ，

沉积速率： 2 \AA/s

电子束功率： 600 W

预加工基片预热温度： $83 \text{ }^\circ\text{C}$

(D) 将经 (C) 步骤处理得到的第二预加工基片上用聚丙烯酸甲酯涂出一个矩形框后,用无影胶将所述的矩形框与基片 1、微电极的导电端粘合,则在基片 1 上形成边框 5,即介电泳阵列微电极芯片制作完成。

实 施 例

(一) 配置用于确定多种细胞介电响应和分离条件的检测系统所需器件的选取:

信号发生仪: SG1648, 江苏洪泽瑞特电子有限公司

显微镜: CN-15, 光器 (KONKYO), 宁波永新光学股份有限公司

数码摄像头: HDCE-30, 宁波永新光学股份有限公司

图像分析软件: MVC3000 (观察、拍照、摄像), 其特点: 观察范围大

DN-2(测量粒子大小)

(二) 检测方式:

(1) 配制测试液

测试液由超纯水、葡萄糖、NaCl、酵母菌和鸡血红细胞组成, 100 ml 超纯水中加入 5.5 g 的葡萄糖、8.5 μg 的 NaCl、1 ml 的酵母菌和 1 ml 的鸡血红细胞。测试液的电导率为 500 $\mu\text{s}/\text{cm}$ 。

(2) 将测试液注入测试槽 4 中, 静置 2 分钟后, 加载正弦交流电 (电压 0.05~23.8V, 频率 2Hz~2MHz); 用显微镜观察, 配合图像采集器采集照片 (MVC3000), 通过计算机实时观察测试槽 4 中的迁移状况, 并对迁移过程进行实时录像, 且存储相关数据。

所述正弦交流电由 SG1651 函数信号发生器提供。在本实施例中, 通过改变信号发生器输出电压、频率, 在一定时间内可以统计出微电极吸附的细胞个数, 从而找出影响细胞介电泳的规律。

(3) 对计算机获得的相关数据采用 DN-2 图像处理软件进行分析, 从而分别获得酵母菌和鸡血红细胞的粒子大小, 以及迁移时间、迁移距离、迁移方向。

对于本实例中的数据采集、记录、保存、分析都由计算机完成, 这属于现有计算机的基本处理能力, 故在本发明中不作详细数据说明。

本发明人通过对不同生物粒子进行介电响应的测试, 在研究不同细胞介电响应规律的基础上, 根据不同细胞的性质差异, 通过调节电压及频率研究不同细胞发生正负介电泳的频率范围, 从而实现同一装置, 同一条件下不同细胞的分离。

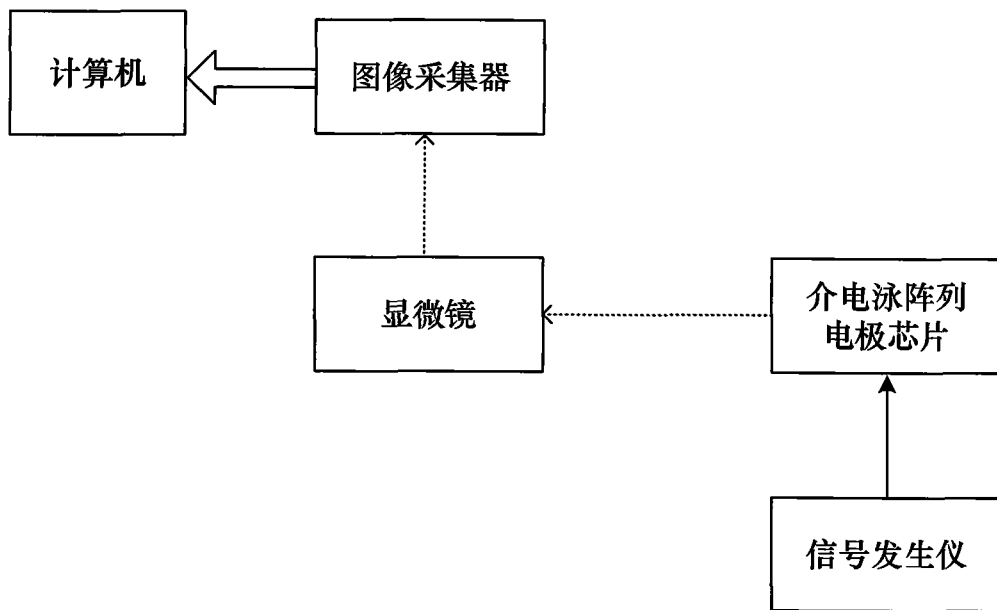


图1

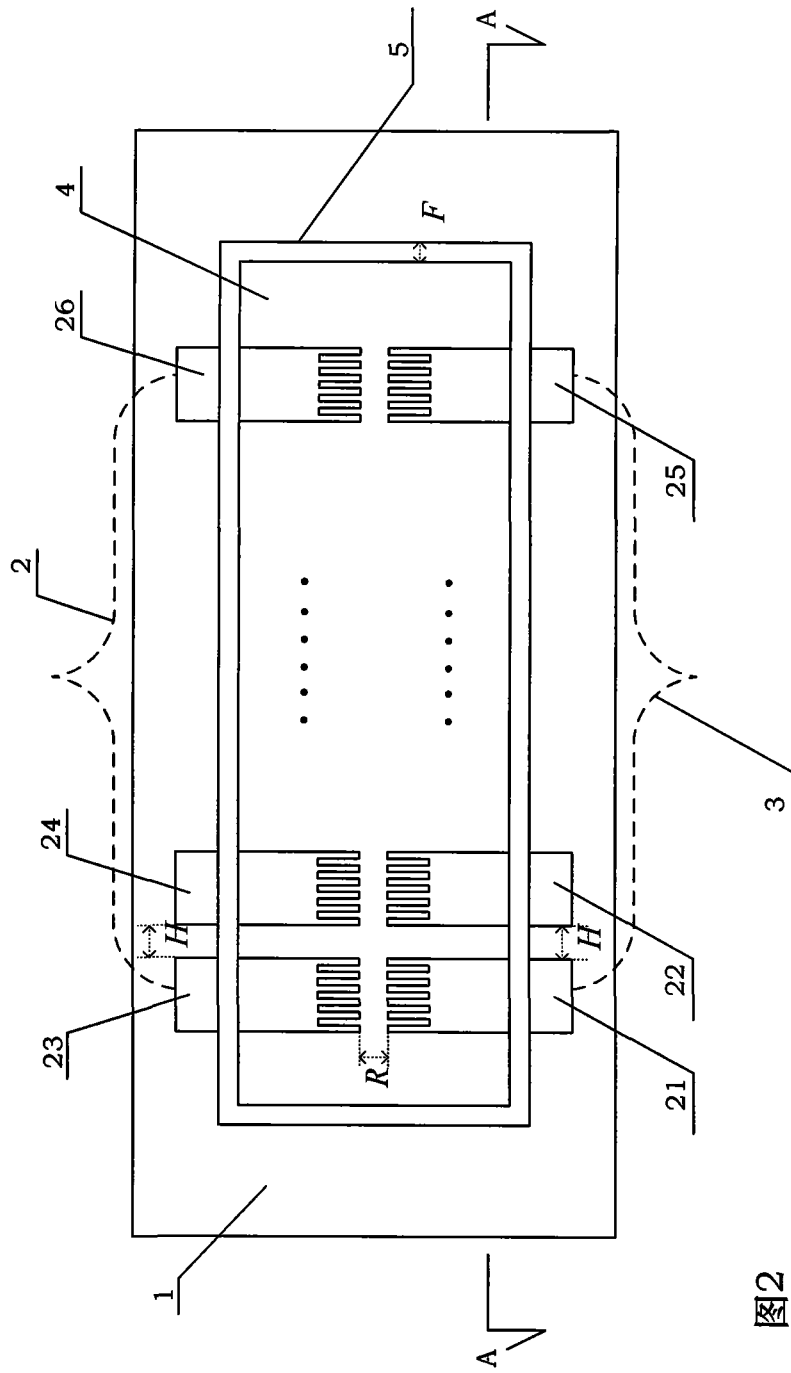


图2

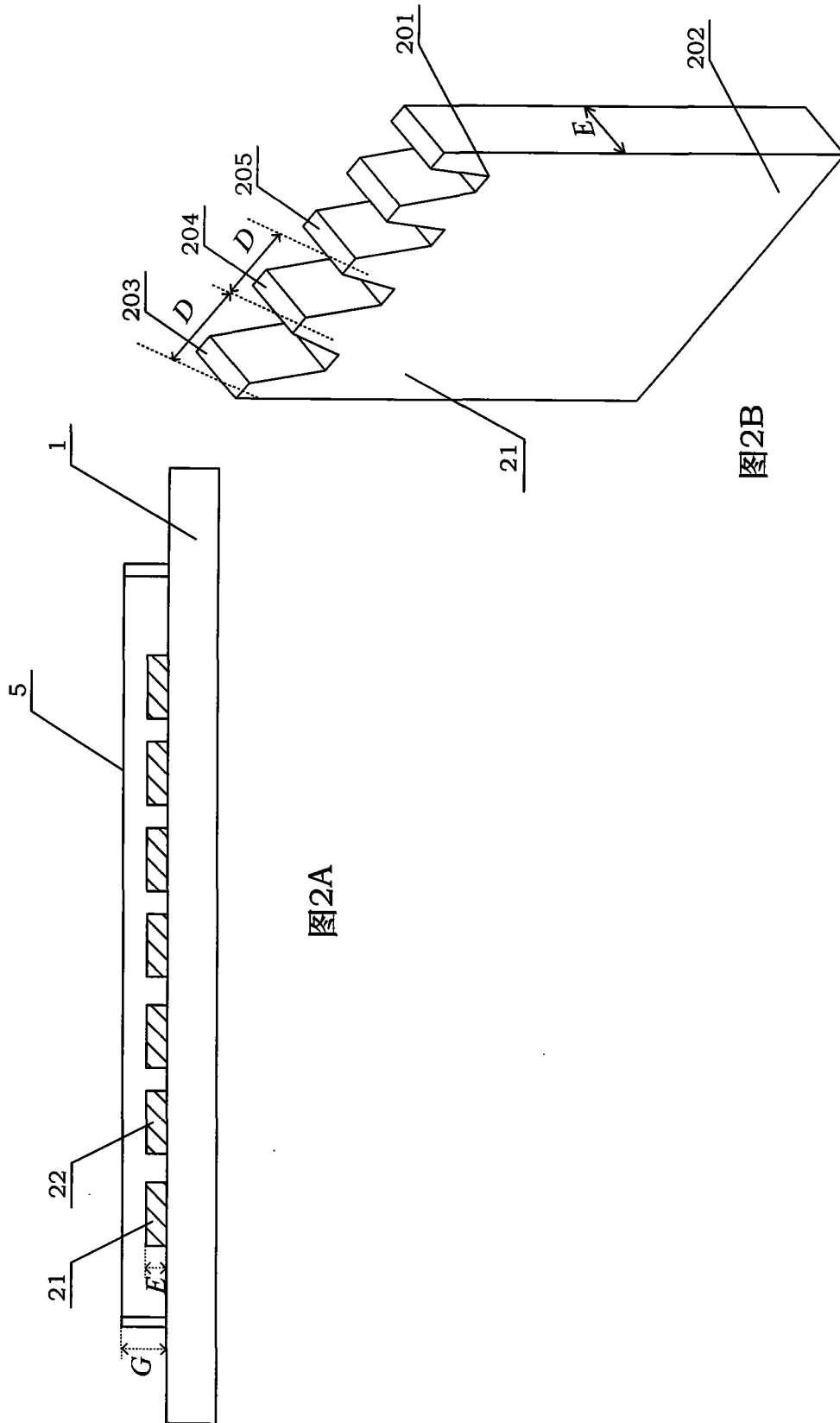


图2A

图2B