

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103191479 A

(43) 申请公布日 2013.07.10

(21) 申请号 201210003580.0

(22) 申请日 2012.01.09

(71) 申请人 金卫医疗科技(上海)有限公司

地址 201799 上海市青浦区外青松公路
5800 号 A 区

(72) 发明人 经建中 刘继纯 郑佳敏 唐海波

(74) 专利代理机构 上海新天专利代理有限公司

31213

代理人 周涛

(51) Int. Cl.

A61M 1/36 (2006.01)

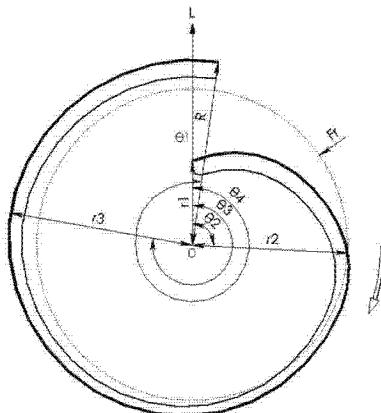
权利要求书1页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法

(57) 摘要

本发明涉及一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法，该方法是在一个容器内设有分离腔隙，该分离腔隙为曲面体结构，其内设置有一个分离软袋，将血液注入该分离软袋内，随上述曲面体容器绕旋转轴高速旋转，利用离心力按密度大小分离出不同血液成分，血液连续离心分离过程在所述分离软袋内完成，曲面体容器的旋转方向与分离腔隙的展开方向相同。本发明的方法通过分离软袋和曲面体容器的结合，且控制离心旋转方向，来实现血液成分的连续离心分离，并在不增加分离成本的基础上，具有提高分离质量的优化特点。



1. 一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法,其特征在于,所述曲面体容器内设有分离腔隙,该曲面体容器绕旋转轴高速旋转,利用离心力将注入至所述分离腔隙内的血液按密度大小分离出不同成分;所述分离腔隙为包括有外壁和内壁的曲面体,该分离腔隙的外壁曲面在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

$$r(\theta) = \begin{cases} R + b_3(\theta - \theta_4) + (b_2 - b_1)\theta_2 - b_2\theta_3 + b_1\theta & \theta \in [\theta_1, \theta_2] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) - b_2\theta_3 + b_2\theta & \theta \in [\theta_2, \theta_3] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) & \theta \in [\theta_3, \theta_4] \end{cases}$$

其中,极坐标的极点0为旋转轴与所述平面的交点,极坐标的极轴L为极点到曲线起始端方向的射线,极坐标角度的正方向为顺时针方向,r为曲线上任意一点的极径,R为曲线最远端的极径, θ_1 为曲线起始端的极角,其值为本极坐标系的0度, θ_2 为曲线与血浆分离因素临界半径F_r交点的极角,血浆分离因素临界半径F_r为转速确定时单位时间内血浆分离所需最小离心半径, θ_3 为一个极角,其值为 θ_2 的1.5~3.5倍, θ_4 为曲线最远端的极角;在所述的分离腔隙内,[θ_1 , θ_2]是血浆区,[θ_2 , θ_3]是混沌区,[θ_3 , θ_4]是血球区,b₁为血浆区的曲线系数,b₂为混沌区的曲线系数,b₃为血球区的曲线系数;所述分离容器的旋转方向与分离腔隙的展开方向相同。

2. 根据权利要求1所述的一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法,其特征在于,所述的曲线系数是指曲线上任一点的极径相对于极角的变化率。

3. 根据权利要求1所述的一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法,其特征在于,所述分离腔隙的展开方向是指:在所述曲线的血浆区内,有任意两点p和q,其极角分别为 θ_p 和 θ_q ,对应的极径分别为rp和rq,且 $\theta_1 \leq \theta_p < \theta_q \leq \theta_2$,同时 $rp < rq$,点p沿着曲线轨迹运动到点q的方向为所述的曲线展开方向。

4. 根据权利要求1所述的一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法,其特征在于,所述血液连续离心分离过程具体包括如下步骤:

第一步,高速旋转所述的曲面体容器,置于分离腔隙内的分离软袋随之高速旋转,该分离软袋的前部、中部、后部分别设有一个输送液体的软管;

第二步,将血液通过位于分离软袋中部的软管注入到分离软袋内,待全血充满分离软袋空间后,分离软袋与分离腔隙紧密贴合形成与分离腔隙相接近的内部分离空间,血液在分离软袋内受离心力持续作用下各种成分逐渐分段分区,血浆逐渐聚集在分离软袋前部而形成一个血浆区,包含血球在内的有形成分逐渐聚集在分离软袋后部而形成一个血球区,而分离软袋的中部由于全血的持续输入形成一个混沌区;

第三步,从设置在分离软袋前部的软管在血浆区抽出血浆,从设置在分离软袋后部的软管在血球区抽出包含血球在内的有形成分,同时从设置在分离软袋中部的软管持续输入全血,通过控制输入和抽出达到分离软袋内容量的动态平衡,进而实现血液的连续离心分离。

一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血液成分分离，特别是涉及到一种对血液进行连续离心分离，从而分离出血浆和血球等有形成分的优化方法。

背景技术

[0002] 无论是科学的研究还是医学临床实践或是工业生产，以及更多的场合，都需要将血液分离，如从全血分离出单一成分，通常使用离心法从血液中分离出各种单一成分，用于临床治疗、科学的研究或制备原料等场合。最常见的是将全血通过离心分离系统分离出红细胞、粒细胞、单核细胞、血小板和血浆，或将解冻后的冷冻红细胞洗涤分离出红细胞和洗涤液。

[0003] 连续离心分离系统的工作原理是：上述系统的主要结构包括有离心机、输液泵和控制器装置；通过与输液泵连接的输液管路将血液引入离心机上分离鼓内的软袋中，高速旋转分离鼓，并带动该软袋同步高速旋转，其内的血液受到离心力场的不同作用导致血浆和血球等有形成分作离心沉降运动，且按各自密度或比重或沉降系数的大小分层；当达到离心沉降平衡时，从径向的圆周面至轴心由密度高到低富集排列形成同心圆状的各单一成分层，然后利用输液泵再将分离的单一成分层抽取出来。

[0004] 血液单一成分在该系统中实现连续采集是通过密闭的软管提供旋转动力并起到连续输入和抽出的作用，软管的一端与分离鼓内的分离软袋连通，随分离鼓高速转动，软管的另一端固定在支架上，因此，软管一端旋转一端固定，其中间有一盘管结构来实现软管解旋解缠，使得在旋转状态下可将全血输入至旋转的分离鼓内，并从旋转的分离鼓内抽出血浆及血球等单一成分。分离鼓，即分离盘，与盘管结构相结合实现了血液连续离心分离。

[0005] 现有技术中涉及到应用于血液连续离心分离设备上的分离盘和盘管结构的主要有美国专利US5360542。在该专利中，分离盘为一个圆筒形结构，称为分离鼓，其内有一个圆筒形的腔隙，软袋放在圆形腔隙内实现血液的离心分离；盘管结构包括有底架，可旋转的顶部支架，顶部支架上悬吊分离鼓，一根软管自机箱处固定穿过顶部支架侧面的两个轴承后伸入到分离鼓底部，其软管的端部为一方形头，伸入到分离鼓中心轴处的方形槽内。软管为中空构造，其内有数根输送管路，同时实现动力提供和液体输送功能。基于上述的结构，动力使顶部支架旋转，带动软管解旋而产生扭动力，并将此动力传输至分离鼓使之产生同向转动，进而实现血液连续离心分离过程。

[0006] 中国专利申请 200710046991.7 中披露了另外一种结构形式的分离盘。该专利中指出：多细胞成分混合液体分离系统上的分离盘，包括耐用的硬底盘和一次性使用的软袋，硬底盘是由内芯和底座组成的圆形盘，在内芯和底座之间形成一段绕该硬底盘圆心轴一周的、且首部和尾部不封闭的连续腔隙，软袋为设有进、出液管的单腔结构，该软袋可置入所述的腔隙中。由于所述的连续腔隙内各处的离心力不一致，因此在离心力持续作用下，混合液体各成分在软袋内呈分段分布状态，可以从上述分段内提取相应的单一成分。上述的内芯相当于所述的内分离筒、底座相当于所述的外分离筒。上述的硬底盘也即是分离盘。

[0007] 无论是国外专利还是国内专利,都采用了分离盘加软袋的方式,软袋为一次性使用的耗材部件。这两种形式的分离盘在实际使用过程中由于血液分离的设计思路不同,前者为同心圆设计,后者为非同心圆设计,后者的分离效率较前者有很大的提高。后者虽在硬底盘和分离软袋的设计较为巧妙,且在实践中有一定的效果,但仍然有改进设计的余地。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于克服上述现有技术存在的不足,提供一种新的血液连续离心分离的优化方法。本发明的方法旨在实现高效的血液连续离心分离中,通过控制离心旋转方向,不增加分离成本,而提高分离成分的质量。

[0009] 为了达到上述发明目的,本发明提供的技术方案如下:

一种血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法,其特征在于,所述曲面体容器内设有分离腔隙,该曲面体容器绕旋转轴高速旋转,利用离心力将注入至所述分离腔隙内的血液按密度大小分离出不同成分;所述分离腔隙为包括有外壁和内壁的曲面体,该分离腔隙的外壁曲面在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

$$r(\theta) = \begin{cases} R + b_3(\theta - \theta_4) + (b_2 - b_1)\theta_2 - b_2\theta_3 + b_1\theta & \theta \in [\theta_1, \theta_2] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) - b_2\theta_3 + b_2\theta & \theta \in [\theta_2, \theta_3] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) & \theta \in [\theta_3, \theta_4] \end{cases}$$

其中,极坐标的极点O为旋转轴与所述平面的交点,极坐标的极轴L为极点到曲线起始端方向的射线,极坐标角度的正方向为顺时针方向,r为曲线上任意一点的极径,R为曲线最远端的极径, θ_1 为曲线起始端的极角,其值为本极坐标系的0度, θ_2 为曲线与血浆分离因素临界半径F_r交点的极角,血浆分离因素临界半径F_r为转速确定时单位时间内血浆分离所需最小离心半径, θ_3 为一个极角,其值为 θ_2 的1.5~3.5倍, θ_4 为曲线最远端的极角;在所述的分离腔隙内,[θ_1 , θ_2]是血浆区,[θ_2 , θ_3]是混沌区,[θ_3 , θ_4]是血球区,b₁为血浆区的曲线系数,b₂为混沌区的曲线系数,b₃为血球区的曲线系数;所述分离容器的旋转方向与分离腔隙的展开方向相同。

[0010] 在本发明的血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法中,所述的曲线系数是指曲线上任一点的极径相对于极角的变化率。

[0011] 在本发明的血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法中,所述分离腔隙的展开方向是指:在所述曲线的血浆区内,有任意两点p和q,其极角分别为 θ_p 和 θ_q ,对应的极径分别为r_p和r_q,且 $\theta_1 \leq \theta_p < \theta_q \leq \theta_2$,同时 $r_p < r_q$,点p沿着曲线轨迹运动到点q的方向为所述的曲线展开方向。

[0012] 在本发明的血液在曲面体容器内连续离心分离的优化方法中,所述血液的连续离心分离过程具体包括如下步骤:

第一步,高速旋转所述的曲面体容器,置于分离腔隙内的分离软袋随之高速旋转,该分离软袋的前部、中部、后部分别设有一个输送液体的软管,分离软袋的前部位于分离腔隙内距离旋转轴较近的近端,分离软袋的中部位于分离腔隙的中部,分离软袋的后部位于分离腔隙内距离旋转轴较远的远端;

第二步，将血液通过位于分离软袋中部的软管注入到分离软袋内，待全血充满分离软袋空间后，分离软袋与分离腔隙紧密贴合形成与分离腔隙相接近的内部分离空间，血液在分离软袋内受离心力持续作用下各种成分逐渐分段分区，血浆逐渐聚集在分离软袋前部而形成一个血浆区，包含血球在内的有形成分逐渐聚集在分离软袋后部而形成一个血球区，而分离软袋的中部由于全血的持续输入形成一个混沌区；

第三步，从设置在分离软袋前部的软管在血浆区抽出血浆，从设置在分离软袋后部的软管在血球区抽出包含血球在内的有形成分，同时从设置在分离软袋中部的软管持续输入全血，通过控制输入和抽出达到分离软袋内容量的动态平衡，进而实现血液的连续离心分离。

[0013] 基于上述发明内容，本发明对血液进行连续离心分离的方法中与现有技术中的方法相比具有如下技术效果：

1. 本发明为了实现血液的连续高效离心分离，提出了曲面连续离心分离的概念，并基于该思想设计了一个适合连续离心分离的曲面体容器，该曲面体容器具体表现为一个分离盘里面的分离腔隙，在分离腔隙内设置一个与分离腔隙的内外壁相贴合的分离软袋，并在分离软袋上设置输入和抽出液体的软管，抽取不同成分的软管布置于不同的分区内，再设置一个总的输入管，将血液置于该软袋内进行高速旋转，在离心力的作用下，血液可在曲面构成的分离空间内按照密度不同进行分段分区，这样即可通过输入和抽出的动态平衡，实现血液分离的连续操作，提高血液的分离效率。

[0014] 2. 本发明为了达到血液的优化连续高效离心分离的目的，设计并通过控制连续曲面体容器的旋转方向，即该容器的旋转方向与分离腔隙的展开方向相同，实现不增加分离成本，而提高分离产物的质量。

附图说明

[0015] 图 1 是本发明血液连续离心分离的优化方法中分离腔隙曲面的投影和旋转方向的示意图。

[0016] 图 2 是离心分离系统的结构示意图。

[0017] 图 3 是本发明中分离盘的结构示意图。

[0018] 图 4 是本发明中分离软袋的展开结构示意图。

[0019] 图 5 是本发明分离软袋中血液刚进入分离空间的流向示意图。

[0020] 图 6 是本发明分离软袋中血液充满分离空间前的流向示意图。

[0021] 图 7 是本发明分离软袋中血液充满分离空间后的流向示意图。

[0022] 图 8 是本发明旋转方向与展开方向相反时，分离空间中血球等有形成分的三维受力情况示意图。

[0023] 图 9 是本发明旋转方向与展开方向相反时，分离空间中血球等有形成分的平面受力情况示意图。

[0024] 图 10 是本发明旋转方向与展开方向相同时，分离空间中血球等有形成分的三维受力情况示意图。

[0025] 图 11 是本发明旋转方向与展开方向相同时，分离空间中血球等有形成分的平面受力情况示意图。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图和具体的实施例来对本发明的血液连续离心分离的方法作进一步的详细阐述,以求更为明晰地理解本发明的工作原理和工作流程,但不能以此来限制本发明的保护范围。

[0027] 本发明属于一种血液连续离心分离的方法,为了便于说明,这里以全血中血浆的连续离心分离为例进行阐述。该方法的原理是将血液置于一个具有分离腔隙的分离容器中,通过高速旋转该分离容器,从而将血液中血浆和其他有形成分分离开来。当然除了红细胞和血浆分离以外,还可以用于血液中其他有形成分的分离。血液中密度相差最大为红细胞和血浆,其中红细胞的密度最大,血浆的密度最小,而且单一成分的血浆和红细胞是医学中需用量最大的血液成分。因此,对血液中的血浆进行连续离心分离是最为基础、最为简单的成分分离。

[0028] 如果要实现连续和高效地分离出血液中高密度成分和低密度成分,首先要对离心分离容器进行创新性设计。本发明先在分离容器中设计出了一个分离腔隙,此腔隙的形状是包括有外壁和内壁的曲面体,含此曲面体腔隙的分离容器称为曲面体容器,通过该容器的应用可以达到血液成分高效连续离心分离的目的。上述分离腔隙的外壁曲面在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

$$r(\theta) = \begin{cases} R + b_3(\theta - \theta_4) + (b_2 - b_1)\theta_2 - b_2\theta_3 + b_1\theta & \theta \in [\theta_1, \theta_2) \\ R + b_3(\theta - \theta_4) - b_2\theta_3 + b_2\theta & \theta \in [\theta_2, \theta_3) \\ R + b_3(\theta - \theta_4) & \theta \in [\theta_3, \theta_4] \end{cases}$$

其中,极坐标的极点0为旋转轴与所述平面的交点,极坐标的极轴L为极点到曲线起始端方向的射线,极坐标角度的正方向为顺时针方向,r为曲线上任意一点的极径,R为曲线最远端的极径, θ_1 为曲线起始端的极角,其值为本极坐标系的0度, θ_2 为曲线与血浆分离因素临界半径F_r交点的极角,血浆分离因素临界半径F_r为转速确定时单位时间内血浆分离所需最小离心半径, θ_3 为一个极角,其值为 θ_2 的1.5~3.5倍, θ_4 为曲线最远端的极角;在所述的分离腔隙内,[θ_1 , θ_2]是血浆区,[θ_2 , θ_3]是混沌区,[θ_3 , θ_4]是血球区,b₁为血浆区的曲线系数,b₂为混沌区的曲线系数,b₃为血球区的曲线系数。由于投影曲线的表现形式为一个螺旋线,故用极径、极角来定义其中的关键点。曲线系数是指曲线上任一点的极径相对于极角的变化率。上述曲线的大致形状如图1所示,图1是本发明血液连续离心分离的方法中分离腔隙曲面的投影示意图。从曲面体容器的分离腔隙内抽出所需血液成分的同时,又不断地补充全血,使分离腔隙内容量达到一个动态的平衡,进而实现本发明目的中的血液连续离心分离过程。

[0029] 曲面体容器的结构包括有曲面体形式的分离腔隙,该容器设计为一个圆盘状结构,称之为分离盘。该分离盘包括有内分离筒1和外分离筒2两个部分。内分离筒1可拆卸地固定于外分离筒2的内腔中,外分离筒2的内腔壁与内分离筒的外侧壁之间留有一定的空隙,该空隙就是分离盘上的分离腔隙3,如图3所示。在分离腔隙内容纳有一且性使用的分离软袋,血液连续离心分离的过程是在分离软袋中进行。

[0030] 上述外分离筒的内腔壁为包括有距中心旋转轴线不同距离的近端和远端,在所述

的近端和远端之间为一个曲面,这个曲面在垂直于旋转轴的平面上的投影曲线用极坐标形式表示如下:

$$r(\theta) = \begin{cases} R + b_3(\theta - \theta_4) + (b_2 - b_1)\theta_2 - b_2\theta_3 + b_1\theta & \theta \in [\theta_1, \theta_2] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) - b_2\theta_3 + b_2\theta & \theta \in [\theta_2, \theta_3] \\ R + b_3(\theta - \theta_4) & \theta \in [\theta_3, \theta_4] \end{cases}$$

其中,极坐标的极点0为旋转轴与所述平面的交点,极坐标的极轴L为极点到曲线起始端方向的射线,极坐标角度的正方向为顺时针方向,r为曲线上任意一点的极径,R为曲线最远端的极径, θ_1 为曲线起始端的极角,其值为本极坐标系的0度, θ_2 为曲线与血浆分离因素临界半径 F_r 交点的极角,血浆分离因素临界半径 F_r 为转速确定时单位时间内血浆分离所需最小离心半径, θ_3 为一个极角,其值为 θ_2 的1.5~3.5倍, θ_4 为曲线最远端的极角;在所述的分离腔隙内,[θ_1, θ_2]是血浆区,[θ_2, θ_3]是混沌区,[θ_3, θ_4]是血球区, b_1 为血浆区的曲线系数, b_2 为混沌区的曲线系数, b_3 为血球区的曲线系数。上述曲面就是作为分离腔隙外侧壁的具体实现形式。

[0031] 上述的内分离筒2和外分离筒1同轴组合形成一个整体如图3所示的分离盘。一般情况下,内分离筒的外侧壁和外分离筒的内腔壁可以设计为具有不同的曲面形式或相同的曲面形式,若为后者,在其内分离筒外侧壁和外分离筒内腔壁之间形成一条厚度均匀的分离腔隙3。

[0032] 在所述的连续曲面分离盘中的分离腔隙内放置一个分离软袋。当血液充盈分离软袋时,所述分离软袋的内侧壁可紧贴内分离筒的外侧壁,分离软袋的外侧壁可紧贴外分离筒的内腔壁,即在分离软袋中形成一个与分离腔隙相接近的分离空间,血液的连续离心分离过程在此分离空间内完成。在分离盘中设置分离软袋的目的在于可以多次使用分离盘以及一次性使用分离软袋,以避免不同血液之间的污染,且便于提高分离效率和降低分离成本。

[0033] 所述的一次性使用的分离软袋是一种带有多个液体输送管路的扁平袋状结构,其结构如图4所示,图4是本发明中分离软袋的展开结构示意图。所述分离软袋是由分离袋体和与袋体相连接的三条管路组成;其中,分离袋体为长方形的软体塑料袋,其制作材质要满足医用塑料的标准;在该分离袋体长边的棱边上设置有连通袋体内外的三条管路,分别位于分离软袋的前部、中部、后部;其中,位于前部并伸入分离袋体内的管路所在的区域为分离腔隙中的血浆区,由于血浆的密度较小,在分离腔隙中处于距离旋转轴最近的位置,故称此管路为血浆管路4,用于从分离软袋中抽取分离出的血浆;位于中部并伸入分离袋体内的管路所在的区域为分离腔隙中的混沌区,用于向离心分离袋中输送全血,故称其为全血管路5;位于后部的管路连通并伸入到分离袋体内,由于血球的密度较大,在分离腔隙中处于距离旋转轴最远的位置,该管路所在的区域即为分离腔隙中的血球区,故称此管路为血球管路6,用于从分离软袋中抽取分离出的血球。

[0034] 在应用本发明的连续离心分离方法时,血液从位于分离软袋的中部连接的软管即进血口进入到分离软袋中,含有各种血液成分的全血逐渐充盈整个分离空间。在充盈过程中,受到离心力的持续作用,血浆与血球等有形成分逐渐分离,在分离空间中从近端的低离

心力区到远端的高离心力区，依次呈现为血浆、全血和血球等有形成分分段分区的分布状态。分离空间中部聚集着大部分未分离全血称为混沌区，分离空间近端的低离心力区域称为血浆区，分离空间远端的高离心力区域称为血球区。

[0035] 作为离心分离容器的分离盘在软轴的带动下高速旋转，其整个离心分离系统的结构以及运行原理在专利申请 201020293871.4 (一种差动离心分离系统)中已经说明，如图 2 所示，此处不再赘述。分离盘需要在软轴的带动下绕着位于中心的旋转轴高速旋转，为血液的离心分离提供动力。软轴伸入连接固定于位于分离盘中心的旋转轴位置，带动分离容器转动，所述的血球管路、全血管路和血浆管路与软轴内设计的输液管连通，从而要求软轴具备动力传输和液体传输的双重功能。

[0036] 在离心分离容器上，分离盘的中心轴与分离盘底面有一个交点，该交点是软轴和分离盘的连接点，也是分离盘转动的动力来源点。当含有所有血液成分的全血从全血管路进入分离袋体内时，由于该分离袋体的内外侧壁与分离盘的腔隙相贴合形成分离空间，即可以认为血液已进入了离心分离容器的分离腔隙内。在高速旋转的分离空间内，由于受到离心力的持续作用，从全血管路进入到分离袋体的全血会沿着分离袋体的内侧壁向离心力较高的分离空间远端流动和堆积，在该分离空间的远端充满后逐渐向分离空间的近端发展，如图 5 所示，图中箭头 7 的指向为全血进入分离腔隙内的流动方向。

[0037] 在全血堆积的过程中，堆积在分离空间最远端的全血由于受到离心力的作用较大，全血中的各种成分开始分离。随着离心力的持续作用，血浆和血球等有形成分逐渐加大分离，血球等有形成分分离后从分离空间远端向中间的进血口堆积，血浆则从分离空间近端向中间的进血口堆积，当这二种堆积物在进血口附近相遇时，会出现混合界面，同时由于不断注入的全血冲击影响，此处的被分离出的单一成分与全血混合，形成混沌区。此时血液在分离软袋内的状态如图 6 所示，图中箭头 7 为全血进入分离腔隙以后向分离腔隙远端的流动方向，箭头 8 则是在全血堆积至进血口后，进入的全血部分向分离腔隙近端流动的方向。

[0038] 当全血的输入充满软袋且血浆和血球等有形成分实现分离时，分离空间近端出现符合单采血浆标准的血浆，可以分别从分离空间近端抽出血浆和从分离空间远端抽出血球等有形成分，同时在进血口注入全血，全血输入量为血球和血浆抽出量的总和，从而维持整个分离空间中液体的总体积不变，实现动态平衡。血液及其分离出来的各种成分此时在分离空间内的状态如图 7 所示，图中箭头 7 和箭头 8 分别为全血进入分离软袋时向分离腔隙远近两端流动的方向，箭头 9 则是位于分离腔隙近端的血浆通过血浆管路 4 抽出时的流动方向。

[0039] 本发明的方法是一种血液连续离心分离的优化方法，在全血输入和血浆与血球输出过程的动态平衡中，分离空间内的血液受到了多方面的作用力。其一，血液本身是非牛顿液体，血液中的血浆和有形成分具有显著的粘性，全血输入的正压和血浆血球抽取的负压促使了分离空间内的全血流动，而分离空间的外侧壁、内侧壁对全血的流动产生摩擦力，阻止全血流动，越靠近侧壁，流速越慢，产生流速梯度分层现象；其二，受离心力的持续作用，全血中密度较大的血球等有形成分趋向分布于分离空间的远端和外侧壁，从而在分离空间中由近端的低离心力区到远端的高离心力区依次呈现为血浆、全血和血球等有形成分的分段分布状态；其三，受重力作用的影响，分离空间中的密度较大的血球等有形成分趋向于沉

降在分离空间的底部形成聚集线,使这些有形成分更接近血浆口。

[0040] 为此,当血浆在血浆区通过血浆管路被快速抽出时,血浆轴流对外侧壁和底部临近分离界面的血球等有形成分产生曳力,促使这些有形成分逆离心力的分力作用而沿分离空间的底部顺血浆轴流方向蔓延,甚至于扩散进入血浆口而影响采集的血浆质量。本发明的优化原理如图 8、9 所示:当曲面体容器在高速旋转时,分离腔隙外壁 20 通过软袋侧壁 21 对分离空间内的血球 19 等有形成分产生两个力,一个为向心力 15,方向指向极点,另一个为摩擦力 13,方向为旋转方向的切线方向。当曲面体容器的旋转方向 10 与所述曲线的展开方向相反时,摩擦力 13 方向与血浆轴流 11 对血球等有形成分的曳力 14 作用方向相同,会加速血球等有形成分向血浆口蔓延,再加上重力 12 因素会导致血球向分离空间底部流动,使血球更接近血浆口而易于混入血浆流,进而影响到血浆的分离质量。然而,如图 10 和图 11 所示,当曲面体容器的旋转方向 16 与所述曲线的展开方向相同时,摩擦力 17 方向与血浆轴流 11 对血球 19 等有形成分的曳力 14 作用方向相反,可以抑制因重力 12 沉降在分离空间底部的血球等有形成分向血浆口蔓延。这样通过控制旋转方向而不增加分离成本的情况下,可以提高分离质量,因此所述曲面体容器的旋转方向与所述曲线的展开方向相同更具优化。

[0041] 实施例 1

本实施例中离心分离容器上由连续曲面体构成了分离腔隙,该分离腔隙的外侧壁曲面在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线为:

$$r(\theta) = \begin{cases} 36 + 0.8\theta & \theta \in [0^\circ, 90^\circ) \\ 72 + 0.4\theta & \theta \in [90^\circ, 255^\circ) \\ 123 + 0.2\theta & \theta \in [255^\circ, 380^\circ] \end{cases}$$

其中,极坐标的极点 0 为旋转轴与所述平面的交点,极坐标的极轴 L 为极点到曲线起始端方向的射线,极坐标角度的正方向为顺时针方向, r 为曲线上任意一点的极径, R=199mm, $\theta_1=0$ 度, $\theta_2=90$ 度, $\theta_3=255$ 度, $\theta_4=380$ 度;在所述的分离腔隙内, $[0^\circ, 90^\circ)$ 是血浆区, $[90^\circ, 255^\circ)$ 是混沌区, $[255^\circ, 380^\circ]$ 是血球区, $b_1=0.8$, $b_2=0.4$, $b_3=0.2$ 。该分离容器的旋转方向与分离腔隙的展开方向相同。

[0042] 当全血充满整个分离腔隙后,全血从进血口继续输入,血浆从血浆口持续抽出和血球等有形成分从血球口持续抽出,输入量与流出量相等,使分离腔隙内液体总体积保持平衡,从而达到连续分离血液的目的。

[0043] 毫无疑问,本发明对血液连续离心分离的方法除了上述实施例中列举的结构组成以及曲线形式外,还有可以有其他类似的结构组成和曲线形式。总而言之,本发明的保护范围还包括其他对于本领域技术人员来说显而易见的变换和替代。

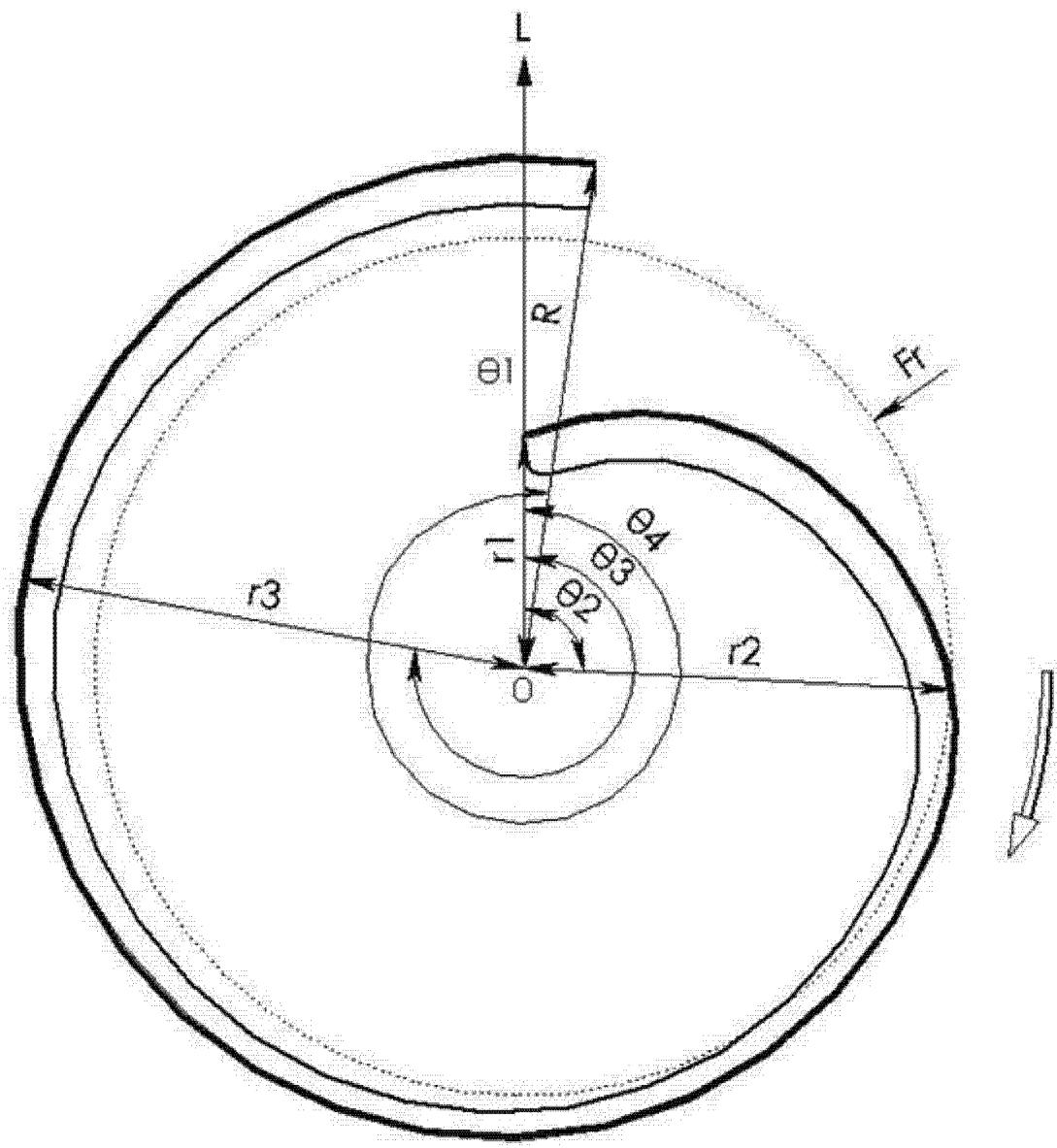


图 1

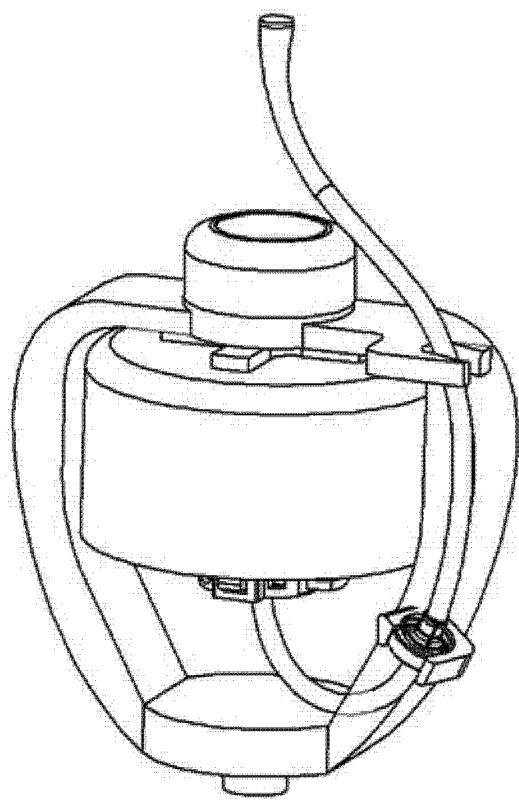


图 2

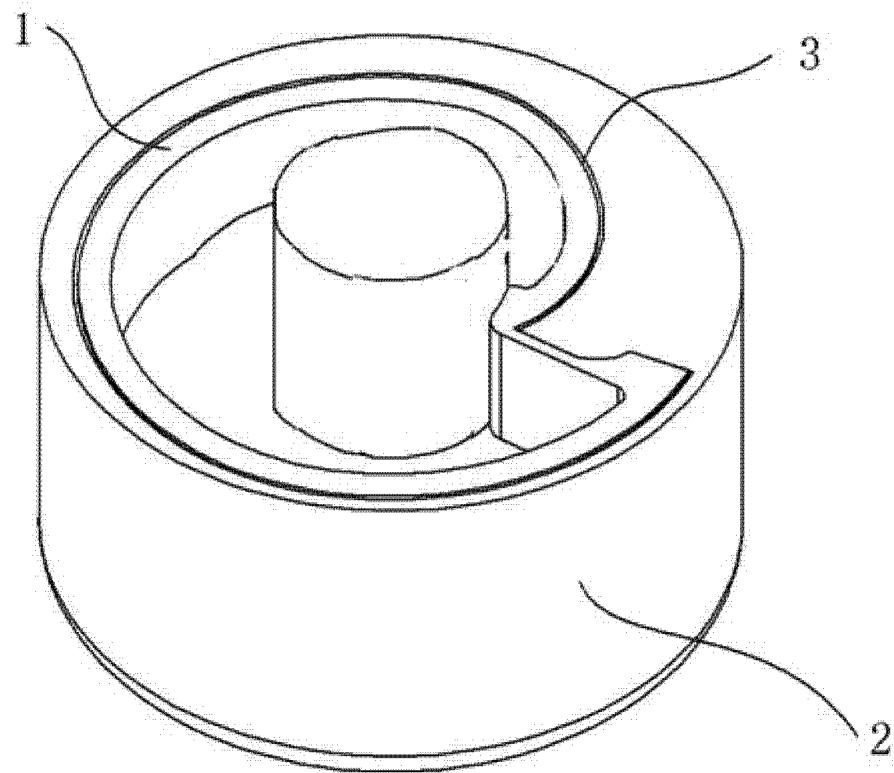


图 3

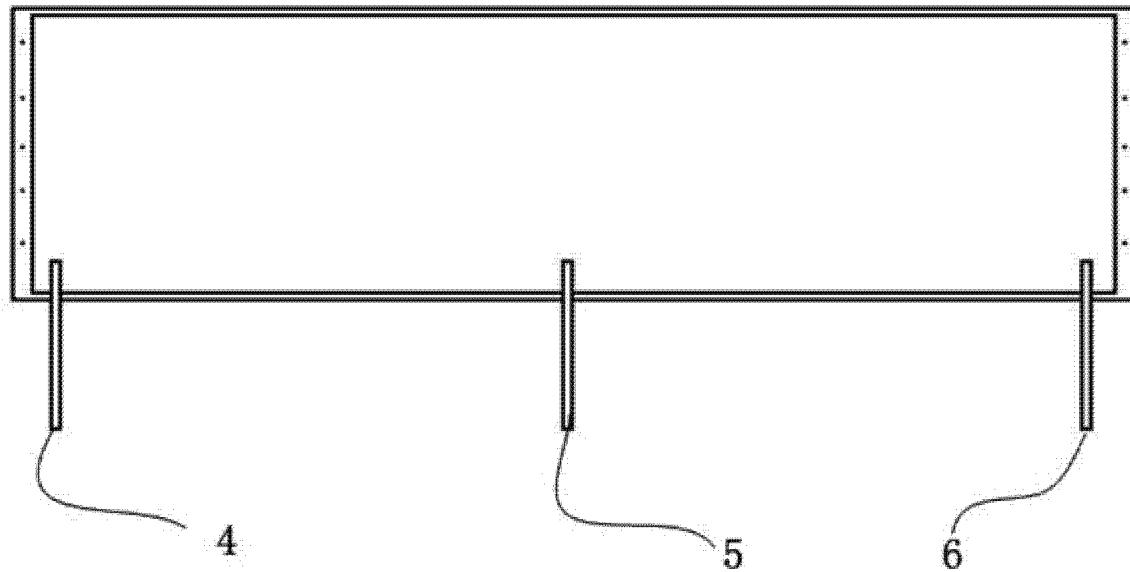


图 4

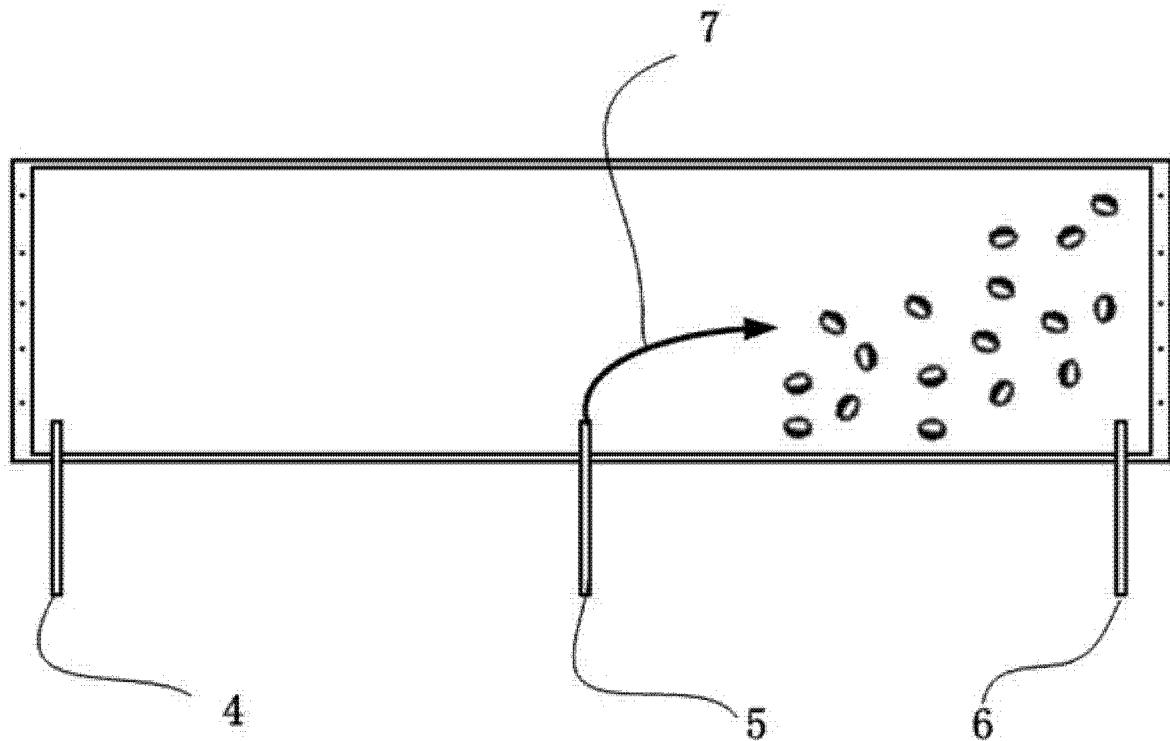


图 5

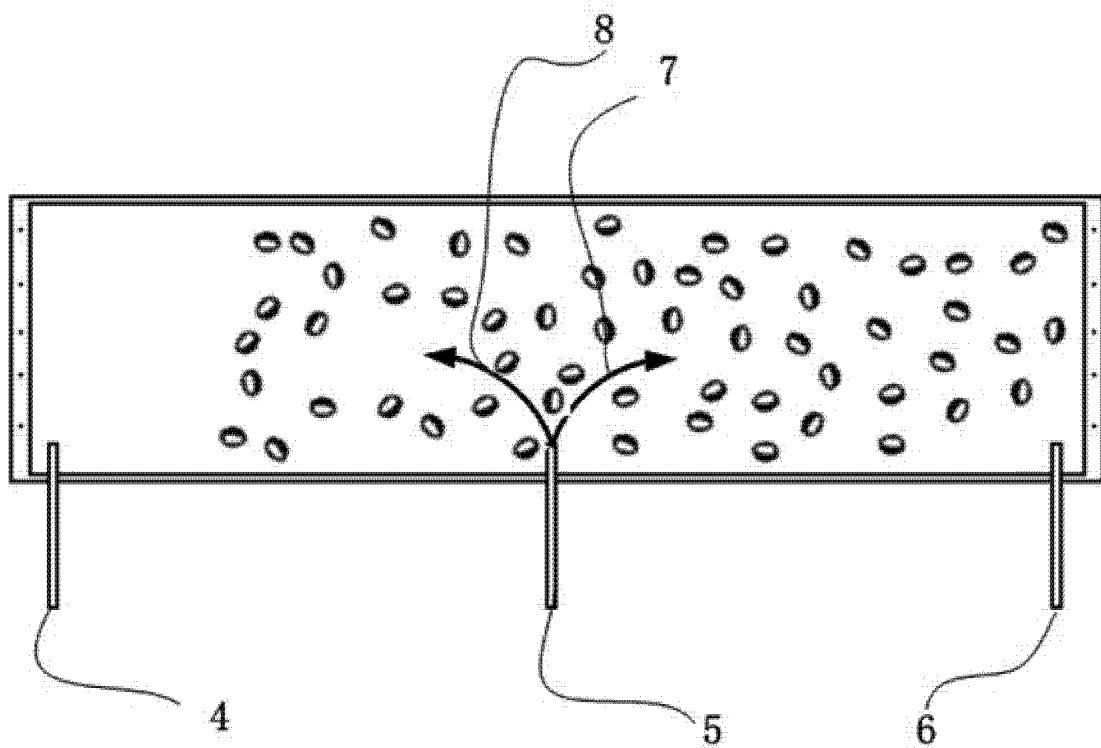


图 6

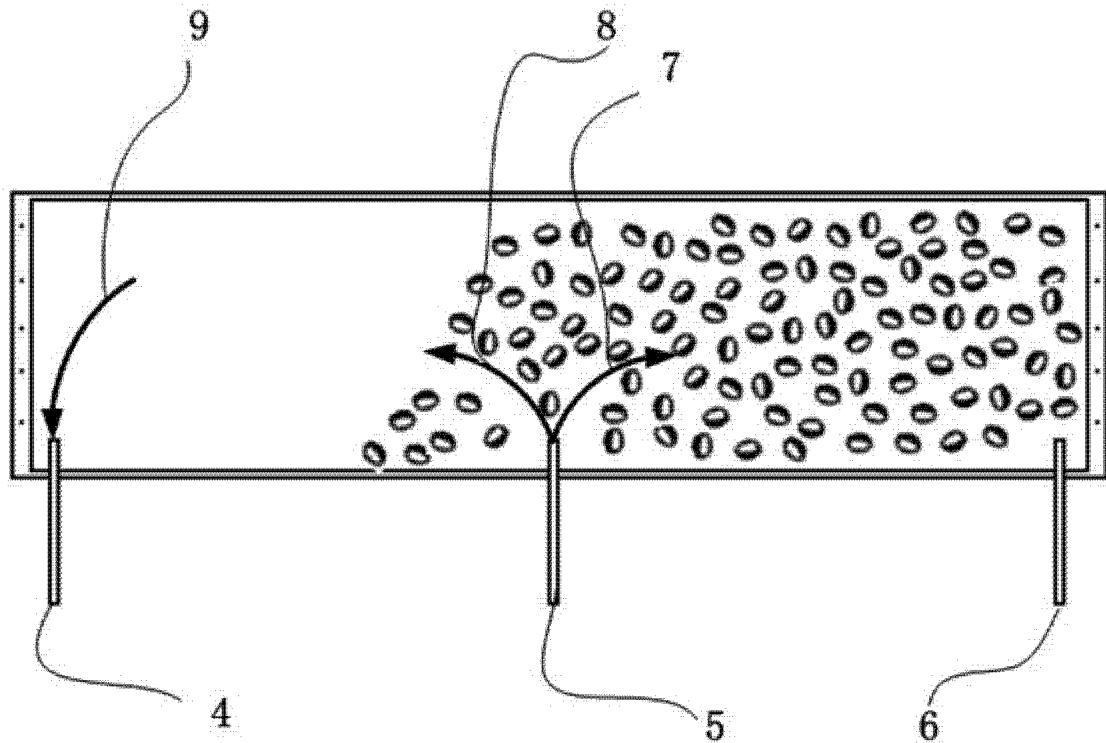


图 7

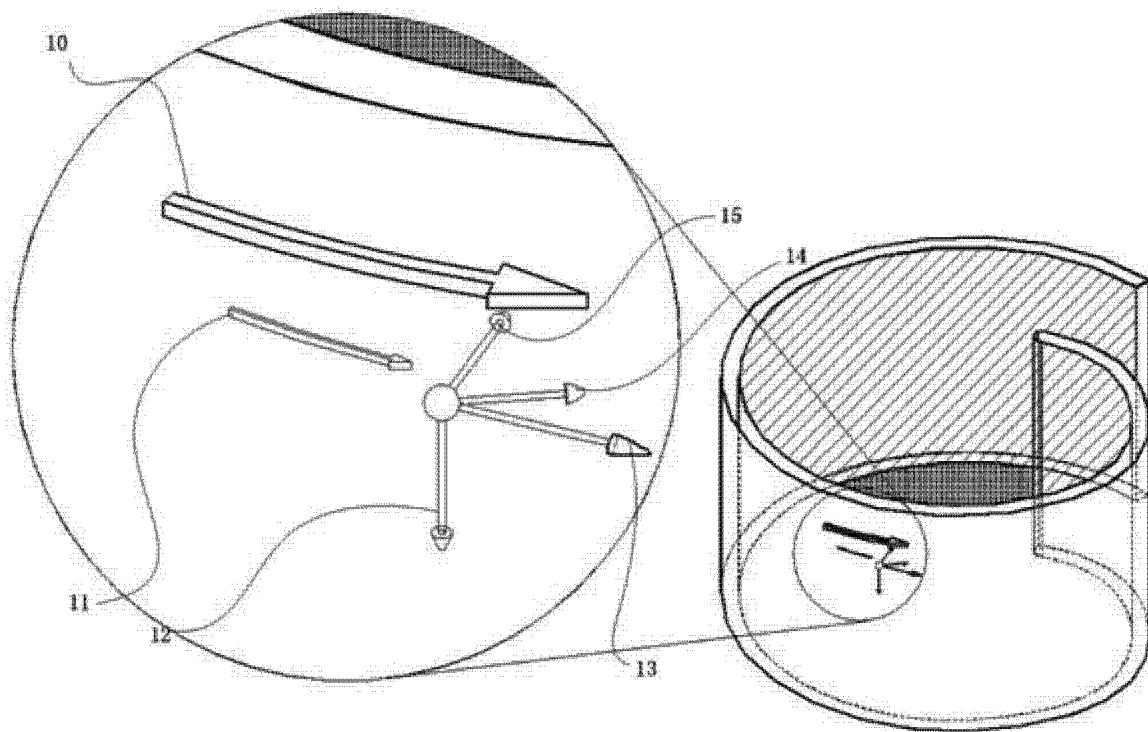


图 8

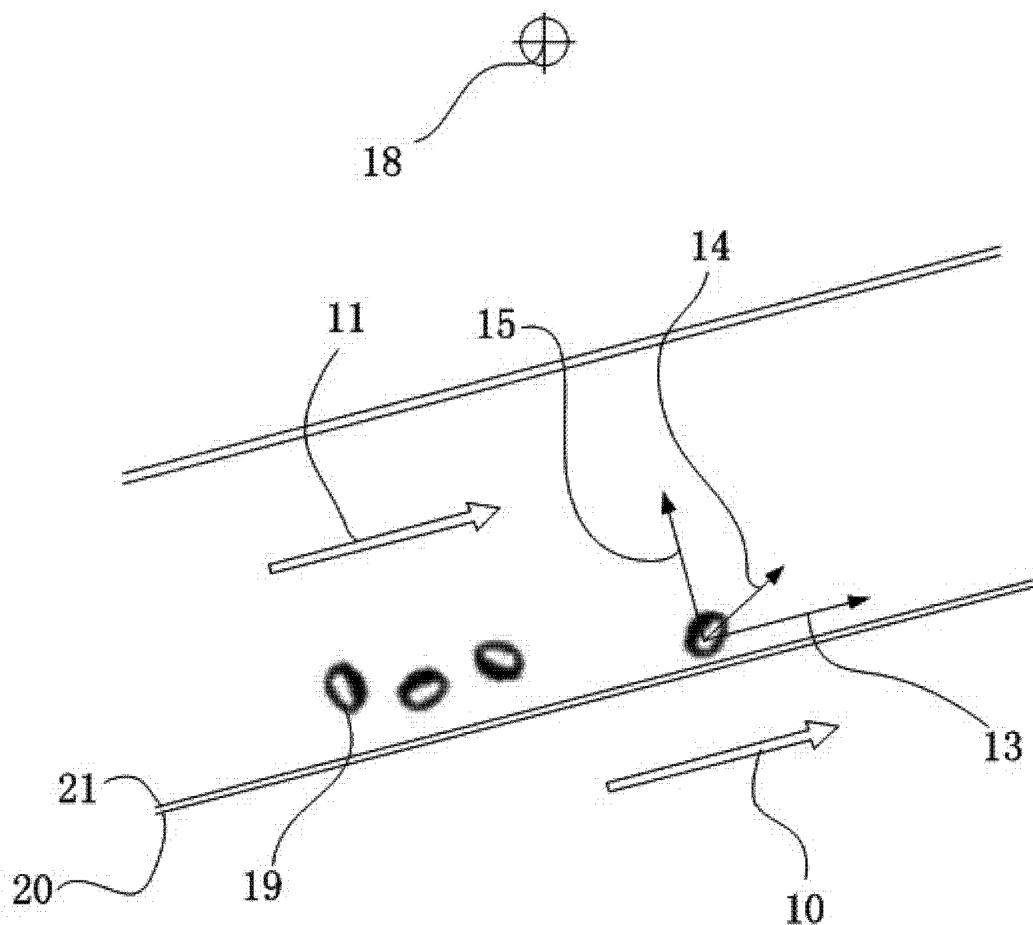


图 9

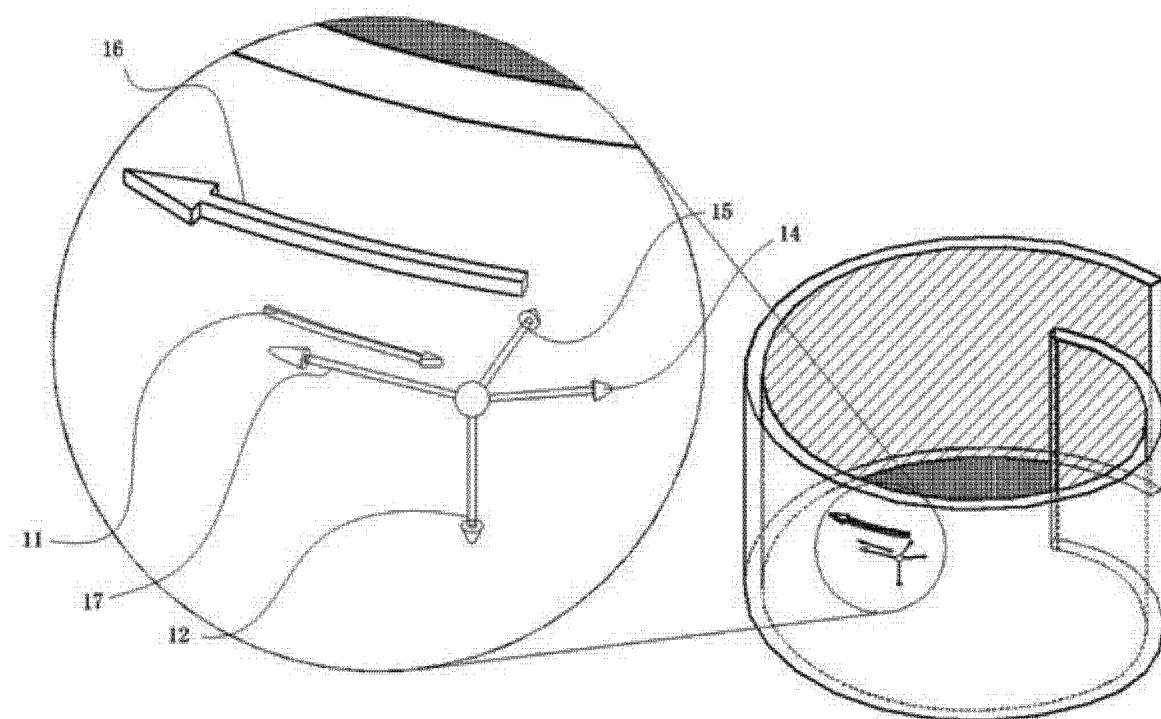


图 10

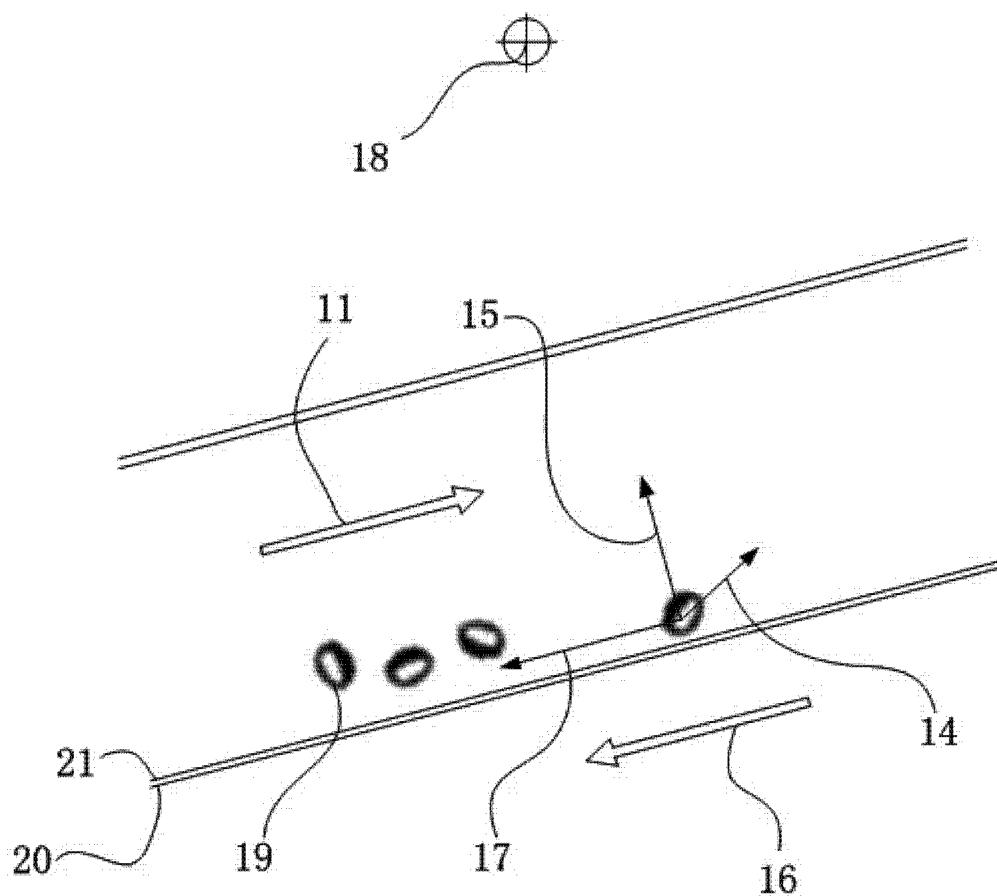


图 11