

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103191013 A

(43) 申请公布日 2013.07.10

(21) 申请号 201210003577.9

(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 郑佳敏 刘继纯 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.

A61J 1/05 (2006.01)

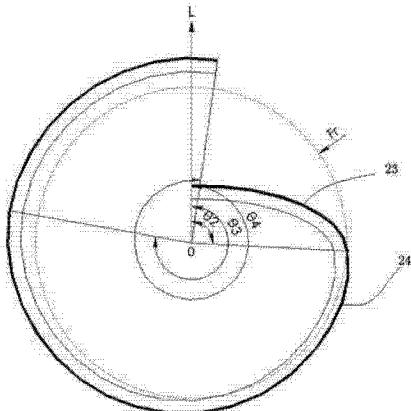
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器

(57) 摘要

本发明涉及血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器，其是在一个曲面体容器内设置一个具有红细胞屏障功能的曲面体结构的分离腔隙，将血液注入该分离腔隙，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使不同血液成分分离，在分离腔隙内形成分段分区，全血的输入和血浆与血球等有形成分分别抽出达到动态平衡，实现血浆单一成分连续分离采集，并提高血浆提取纯度。本发明通过设计具有红细胞屏障功能的曲面体容器，来实现血浆单一成分连续分离采集，在不增加分离成本的基础上，具有提高单采血浆质量的优点。



1. 血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器,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;所述分离腔隙包括有外壁和内壁,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;红细胞屏障功能表现为曲线系数b₁、b₂大于零,b₁大于b₂。

2. 根据权利要求1所述的血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器,其特征在于,所述血浆区和混沌区两相邻投影曲线的曲线系数比值K=b₁/b₂,K的取值范围为[1.1,+∞)。

3. 根据权利要求1所述的血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器,其特征在于,所述血浆区和混沌区两相邻投影曲线在极角为 θ_2 交点处作切线,两条切线之间具有夹角,该夹角的取值范围为(90°,180°)。

4. 根据权利要求3所述的血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器,其特征在于,所述夹角的优化取值范围为[100°,135°]。

血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器

技术领域

[0001] 本发明涉及血液成分分离,特别是涉及到血浆连续离心分离采集中具有红细胞屏障功能的曲面体容器。

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 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,硬底盘上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] 本发明的目的在于是对现有技术进行改进设计,以求高效地提高血浆连续离心分离的效率。本发明通过设计具有红细胞屏障功能的曲面体容器,来实现血浆单一成分连续分离采集,在不增加分离成本的基础上,具有提高单采血浆质量的优点。

[0009] 为了达到上述发明目的,本发明提供了如下技术方案:

一种用于血液连续离心分离的曲面体容器,其特征在于,所述曲面体容器内设有分离腔隙,该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;所述分离腔隙包括有外壁和内壁,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为极点到曲线最近端的射线方向,极坐标角度的正方向为逆时针方向,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;红细胞屏障功能表现为曲线系数b₁、b₂大于零,b₁大于b₂。

[0010] 所述的血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器中,所述血浆区和混沌区两相邻投影曲线的曲线系数比值K=b₁/b₂,K的取值范围为[1.1,+∞);所述血浆区和混沌区两相邻投影曲线在极角为 θ_2 交点处作切线,两条切线之间具有夹角,该夹角的取值范围为(90°,180°);所述夹角的优化取值范围为[100°,135°]。

[0011] 本发明具有红细胞屏障功能的曲面体容器应用于血浆连续离心分离采集过程,具体包括如下步骤:

第一步,高速旋转所述的曲面体容器,置于其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,随着全血的持续输入,全血向血球区流动,由于持续受到离心力作用,使全血中的血浆和有形成分逐渐分离,形成分离界面,并随着全血的补充和血球的堆积使其界面逐渐向血浆区蔓延;

第三步,该分离界面在混沌区受到从进血口新进入的全血冲击影响而冲散,从而产生混沌状态,并逐渐向血浆区蔓延;

第四步,当分离腔隙中所堆积的全血总体积过进血口后,混沌区的全血又重新建立相对稳定状态,在持续的离心力作用下,全血中的有形成分和血浆再次逐渐分离,血浆向血浆口流动,血球等有形成分向血球区堆积,直至从进血口源源不断进入分离腔隙的全血充满整个分离腔隙。

[0012] 第五步,全血充满分离软袋时,该分离软袋内形成与分离腔隙曲面体相接近的分离空间,并逐渐分离成为血球区、混沌区和血浆区;此时开始从位于血浆区近端的血浆口抽取血浆,同时从血球区远端的血球口抽取血球等有形成分,并通过全血管路从进血口向分离软袋中补充等量的全血,达到全血输入和血浆与血球抽出的动态平衡,进而实现了血浆连续离心分离采集。

[0013] 在上述血浆连续离心分离采集中,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。在对曲面体容器的分离腔隙设计时,血浆区和混沌区两相邻投影曲线的曲线系数比值 $K=b_1/b_2$ 。

[0014] 当 K 处于 $(0, 1.1)$ 或夹角等于 180° 时,离心力在血浆区对有形成分的分力小于或等于离心力在混沌区对有形成分的分力,此种曲面体容器的分离腔隙不具备红细胞屏障的功能;

当 K 大于 1.1 或夹角小于 180° 时,离心力在血浆区对有形成分的分力大于离心力在混沌区对有形成分的分力,可以抵消血浆轴流对有形成分的曳力作用形成红细胞屏障功能;

当 K 趋于正无穷大或夹角趋于 90° 时,离心力在血浆区对有形成分的分力趋于等于离心力的全部,由于在离心系统中离心力远大于曳力,故可充分抵消血浆轴流对有形成分的曳力作用,此时是理论上的红细胞屏障功能最优。

[0015] 在实际应用中,当夹角范围为 $[100^\circ, 135^\circ]$ 时,离心力在血浆区对有形成分的分力等于或大于血浆轴流对有形成分的曳力,故此时可有效地阻止有形成分向血浆口蔓延,从而起到了红细胞屏障的作用。

[0016] 本发明的曲面体容器在血浆连续离心分离中具有如下技术优点:

本发明的曲面体容器通过特殊的分离腔隙设计,使得血液在分离盘中形成了不同成分的分段分区分布,从而在相应的区域有可能抽出所需的血浆等单一成分。为了防止红细胞掺入血浆影响采集质量,通过对相邻曲面不同投影曲线系数及交点处切线夹角的调整,来实现血浆单一成分连续分离采集。因此,本发明可以在不增加分离成本的基础上,具有提高单采血浆质量的优点。

附图说明

[0017] 图 1 是离心分离系统结构示意图。

[0018] 图 2 是曲面体容器结构示意图。

[0019] 图 3 是本发明中具有红细胞屏障功能曲面投影曲线在分离界面处的切线夹角示意图。

- [0020] 图 4 是本发明中具有红细胞屏障功能曲面在分离界面处红细胞的受力示意图。
- [0021] 图 5 是不具有红细胞屏障功能的分离腔隙外壁投影曲线示意图。
- [0022] 图 6 是本发明中红细胞屏障功能且效果较佳的分离腔隙外壁投影曲线示意图。
- [0023] 图 7 是本发明中红细胞屏障功能且效果一般的分离腔隙外壁投影曲线示意图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图和具体的实施例来对本发明的血浆连续离心分离采集中一种具有红细胞屏障功能的曲面体容器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。

[0025] 本发明属于在血浆连续分离中具有红细胞屏障功能的曲面体容器的设计。血浆连续分离的原理是将血液置于一个具有分离腔隙的曲面体容器中,通过高速旋转该容器,将血液中血浆和其他有形成分分离开来,然后抽取血浆。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。

[0026] 为了在血浆单一成分连续分离采集中,提高血浆提取纯度,故对曲面体容器的分离腔隙进行改进设计,其改进主要表现在血浆区和混沌区的曲面形式形成折角状态,如图 2 所示,所述分离腔隙 3 包括有外壁 2 和内壁 1,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,如图 3 所示,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 为极点到曲线最近端的射线方向,极坐标角度的正方向为逆时针方向,r 为曲线上任意一点的极径,R 为曲线最远端的极径,θ₁ 为曲线起始端的极角,其值为本极坐标系的 0 度,θ₂ 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,θ₃ 为一个极角,其值为 θ₂ 的 1.5 ~ 3.5 倍,θ₄ 为曲线最远端的极角;在所述的分离腔隙内,[θ₁, θ₂) 是血浆区,[θ₂, θ₃) 是混沌区,[θ₃, θ₄] 是血球区,b₁ 为血浆区的曲线系数 4,b₂ 为混沌区的曲线系数 5,b₃ 为血球区的曲线系数 6;红细胞屏障功能表现为曲线系数 b₁、b₂ 大于零,b₁ 大于 b₂。血浆区和混沌区两相邻投影曲线的曲线系数比值 K=b₁/b₂,K 的取值范围为 [1.1, +∞);血浆区和混沌区两相邻投影曲线在极角为 θ₂ 交点处作切线,切线 7 和切线 8 之间具有夹角 9,该夹角的取值范围为 (90°, 180°);该夹角的优化取值范围为 [100°, 135°]。

[0027] 在血浆连续离心分离过程中,高速旋转状态下充满血液的分离软袋内形成的分离空间基本接近分离腔隙,故而血液在分离空间中形成各种成分的分段分区变化,这种分区聚集便于抽出所需的单一成分。

[0028] 下面以本发明具有红细胞屏障功能的曲面体容器配合一次性使用的分离软袋在

血液连续离心分离过程来阐述其具体应用过程。

[0029] 应用曲面体容器的分离腔隙进行血浆连续离心分离，其过程如下：

第一步，全血从分离软袋上全血管路的进血口进入到分离软袋内分离腔隙中，所述的进血口位于分离盘上分离腔隙的混沌区位置，由于分离盘高速旋转，全血在离心力的作用下向分离腔隙的血球区的远端流动并堆积；

第二步，随着全血的持续输入，全血向血球区流动，由于持续受到离心力作用，使血浆和有形成分逐渐分离，形成分离界面，并随着全血的补充和血球的堆积使其界面逐渐向血浆区蔓延；

第三步，该分离界面在混沌区受到从进血口新进入的全血冲击影响而冲散，从而产生混沌状态，并逐渐向血浆区蔓延；

第四步，当分离腔隙中所堆积的全血总量越过进血口后，混沌区的全血又重新建立相对稳定状态，在持续的离心力作用下，全血中的有形成分和血浆再一次逐渐分离，血浆向血浆口流动，血球等有形成分向血球区堆积，直至从进血口源源不断进入的全血充满整个分离腔隙。

[0030] 第五步，全血充满分离软袋时，该分离软袋内形成与分离腔隙曲面体相接近的分离空间，并逐渐分离出现血球区、混沌区和血浆区；此时可以开始从位于血浆区近端的血浆口抽取血浆和从血球区远端的血球口抽取血球等有形成分，并通过全血管路从进血口向分离软袋中补充等量的全血，达到全血输入和血浆与血球抽出的动态平衡，进而实现了血浆连续离心分离采集。

[0031] 在血浆连续分离采集时，希望从分离软袋近端的血浆口持续抽出符合血浆单采质量标准的血浆，但是，在以往曲面体容器的实际应用过程中，往往会在分离中期和后期，抽出的血浆中混入少量红细胞，进而影响单采血浆的质量。究其原因有：

曲面体容器内连续离心分离的动态平衡状态下，血浆区和混沌区之间形成血浆分离界面，其形状较为特殊。从旋转轴俯视方向观察，可见分离空间内血浆分离界面沿分离腔隙近端方向的外侧壁向分离腔远端方向的内侧壁呈斜曲面分布，分离界面外侧为血球，内侧为血浆；从旋转轴侧视方向观察，可见血浆分离界面从分离空间底部靠血浆口的近端沿着重力方向由下而上逐渐向分离空间上部靠分离腔隙远端方向呈斜曲面分布，上方为血浆，下方为血球；并且在分离空间底部边缘呈现一条血球聚集线。这条血球聚集线是造成血球掺入血浆的主要成因。

[0032] 在分离空间内的血液受到了多方面的作用力，如图 4 所示，形成上述现象的流体力学分析如下：

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分段分区的分布状态；

其三，受重力作用的影响，分离空间中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,从而使这些有形成分 12 更接近血浆口。当血浆在血浆区 13 通过血浆管路被快速抽出时,血浆轴流 14 对外侧壁和底部临近分离界面的血球等有形成分 12 产生曳力 15,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。

[0033] 为此,本发明设计了具有红细胞屏障功能的曲面体容器,以期解决血浆被污染的问题,即分离腔隙外侧壁的曲面在分离腔隙的血浆区向混沌区过渡时,采用相对陡峭的过渡曲面,而形成具有红细胞屏障功能。

[0034] 如图 3、4 所示,具有红细胞屏障功能的曲面体容器具体表现曲线系数 b_1 、 b_2 大于零, b_1 大于 b_2 ,血浆区和混沌区两相邻投影曲线的曲线系数比值 K 为 b_1/b_2 , K 的取值范围为 $[1.1, +\infty)$,同时该两段曲线在极角为 θ_2 处切线 7 和切线 8 的夹角 9 为 $(90^\circ, 180^\circ)$ 。

[0035] 当 K 处于 $(0, 1.1)$ 或夹角 9 等于 180° 时,离心力 16 在血浆区对全血中有形成分 12 的实际作用力 17 小于等于离心力 18 在混沌区 19 对全血中有形成分 11 实际作用力 20,分离腔隙不具备红细胞屏障的功能。

[0036] 当 K 大于 1.1 或夹角 9 小于 180° 时,离心力 16 在血浆区对全血中有形成分 12 实际作用力 17 大于离心力在混沌区 18 对全血中有形成分 11 实际作用力 20,以抵消血浆流对有形成分 12 的曳力 15 作用而形成红细胞屏障。

[0037] 当 K 趋于正无穷大或夹角 9 趋于 90° 时,离心力 16 在血浆区对全血中有形成分实际作用力 17 趋于等于离心力 17 的全部大小,由于在离心系统中离心力 17 远大于曳力 15,因此理论上的红细胞屏障功能最优。

[0038] 当夹角 9 范围为 $[100^\circ, 135^\circ]$ 时,离心力 16 在血浆区对全血中有形成分实际作用力 17 大于等于血浆流对有形成分的曳力 15,使有形成分不再向血浆口蔓延,即可起到了红细胞屏障的作用,并易于在实践中实现。

[0039] 实施例 1

本实施例中曲面体容器的分离腔隙由外分离盘内侧壁和内分离盘外侧壁构成,外分离盘内侧壁在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

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

其中,如图 5 所示,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,血浆区曲线系数 21 等于混沌区曲线系数 22,即 $b_1=b_2=0.4$, $b_3=0.2$ 。

[0040] 由于 b_1 等于 b_2 ,血浆从混沌区进入血浆区后,血浆流动方向和离心力方向呈近似 90 度,使离心力无法对混在血浆中的有形成分产生有效离心作用,故在 b_1 等于 b_2 时,不具有红细胞屏障功能。

[0041] 实施例 2

本实施例中曲面体容器的分离腔隙由外分离盘内侧壁和内分离盘外侧壁构成,外分离盘内侧壁在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

$$r(\theta) = \begin{cases} -8892 + 100\theta & \theta \in [0^\circ, 90^\circ) \\ 72 + 0.4\theta & \theta \in [90^\circ, 255^\circ) \\ 123 + 0.2\theta & \theta \in [255^\circ, 380^\circ] \end{cases}$$

其中,如图 6 所示,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,血浆区曲线系数 23 远大于混沌区曲线系数 24,即 $b_1=1000$, $b_2=0.4$, $b_3=0.2$ 。

[0042] 由于 b_1 远大于 b_2 ,血浆区与混沌区近似垂直,当血浆从混沌区进入血浆区后,流动方向与离心力方向呈近似 180 度,因此试图进入至血浆区的红细胞在逐渐增大的离心力的作用下,无法前进甚至后退至混沌区,从而达到对红细胞屏障的作用。

[0043] 实施例 3

本实施例中曲面体容器的分离腔隙由外分离盘内侧壁和内分离盘外侧壁构成,外分离盘内侧壁在垂直于旋转轴的平面上投影的曲线以极坐标表示如下:

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

其中,如图 7 所示,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,血浆区曲线系数 25 等于混沌区曲线系数 26,即 $b_1=0.8$, $b_2=0.4$, $b_3=0.2$ 。

[0044] 由于 b_1 是 b_2 的 2 倍,当血浆从混沌区进入血浆区后,血浆流动方向与离心力方向的夹角是其在混沌区与离心力方向的 2 倍,因此离心力在血浆区对混在血浆中的有形成分产生有效离心力是其在混沌区对混在血浆中的有形成分的有效离心力的 2 倍。

[0045] 此设计旨在血浆单一成分连续分离采集,并提高血浆提取纯度,在不增加分离成本的基础上,提高单采血浆质量。

[0046] 毫无疑问,以上只是本发明的具体结构实施例,并没有涵盖所有本发明创造的其他变化形式。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化和替代。

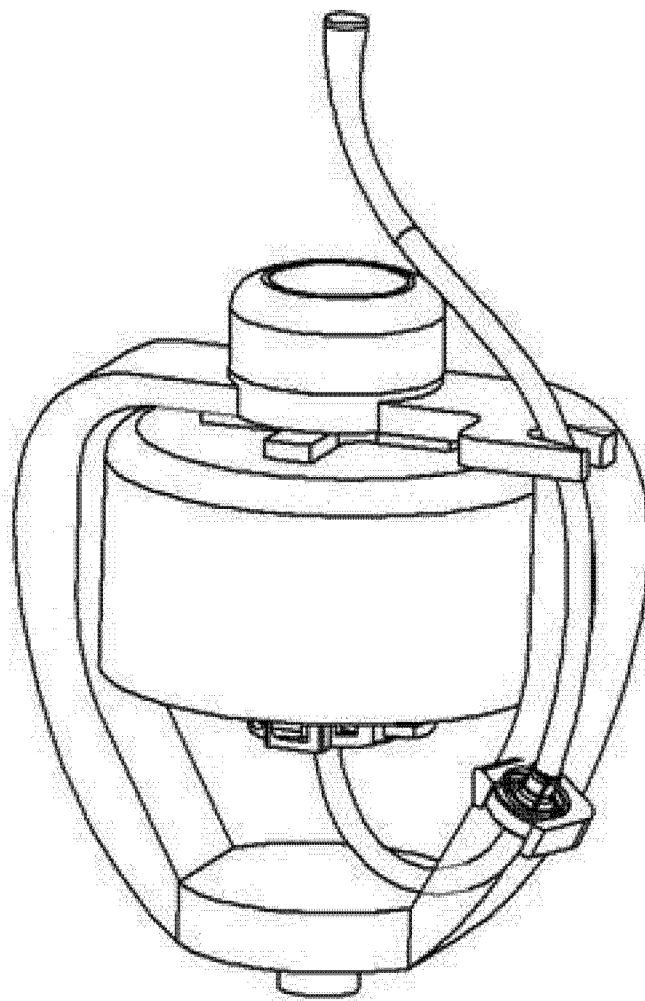


图 1

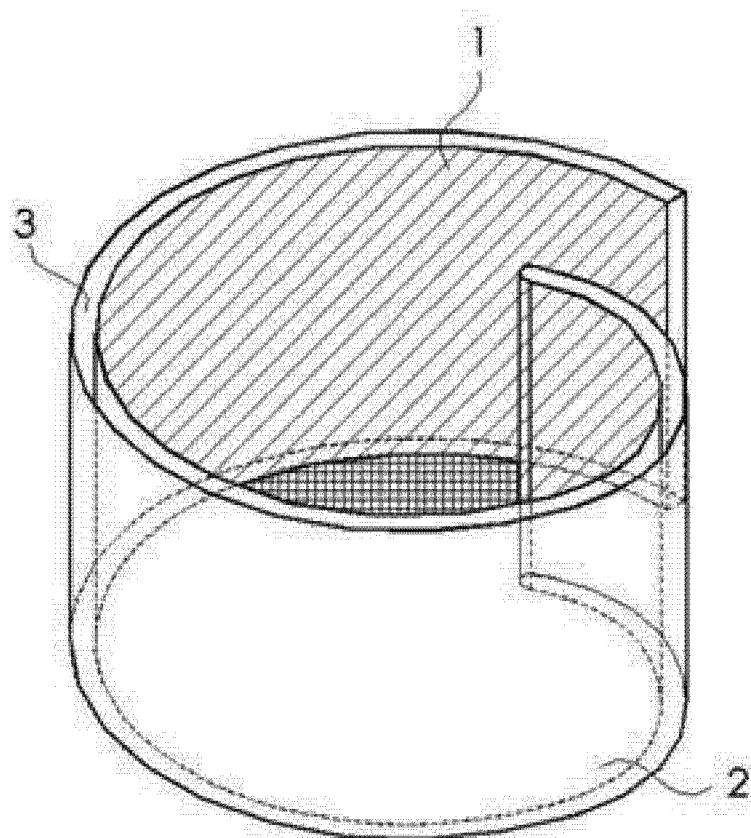


图 2

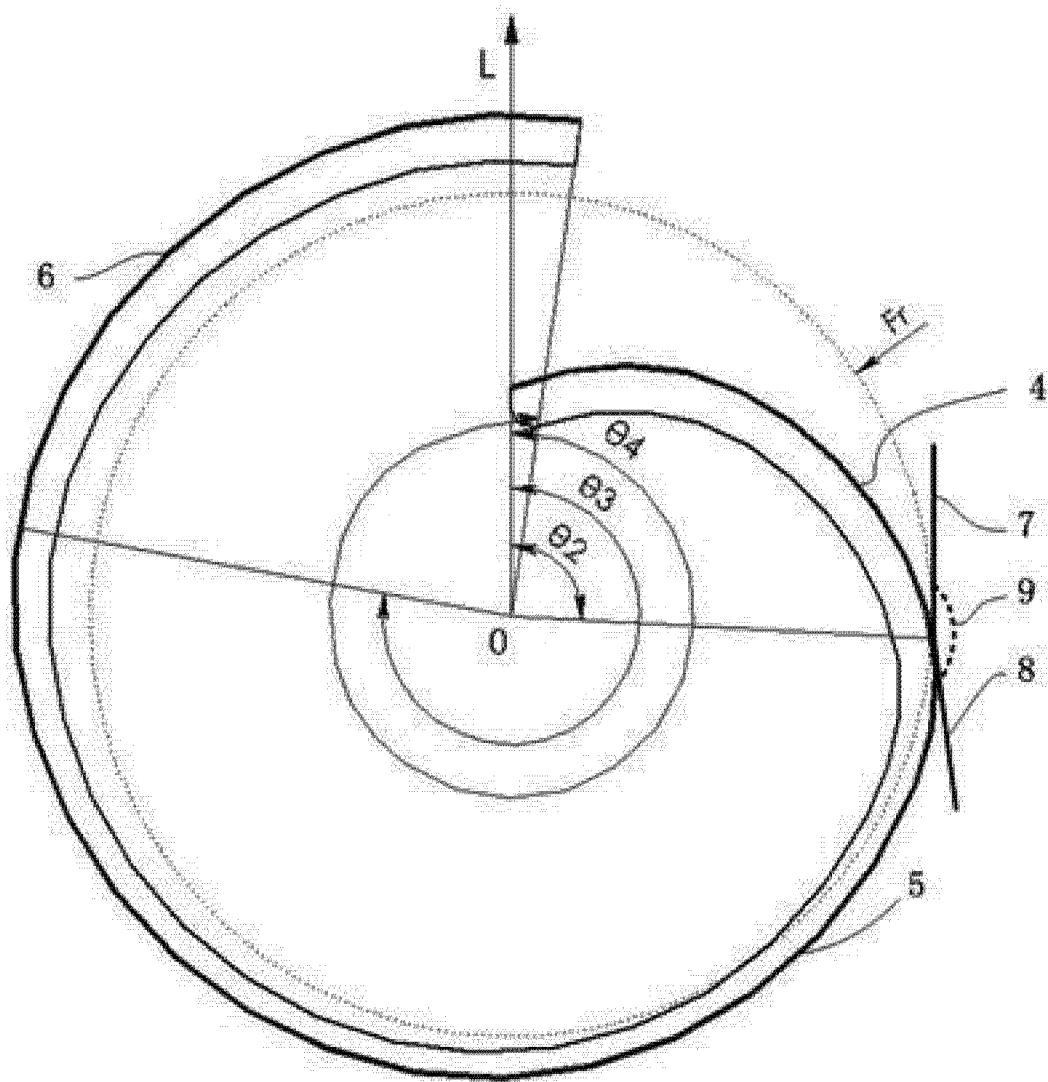


图 3

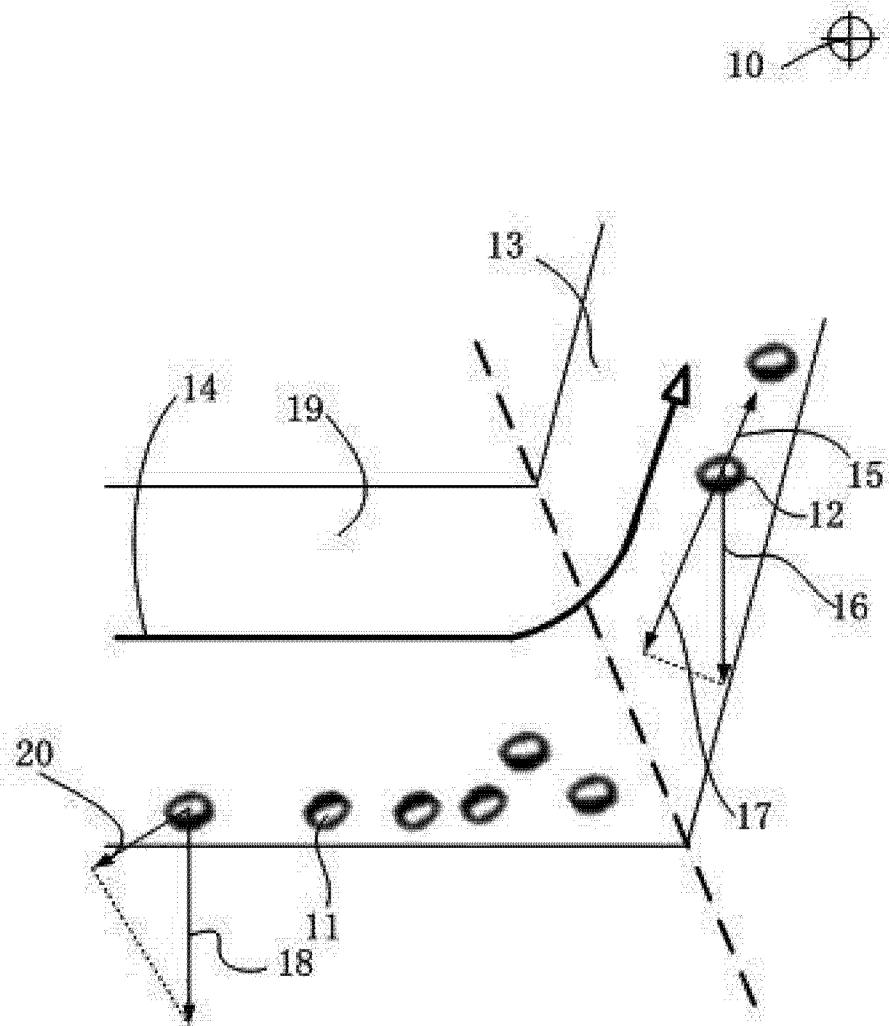


图 4

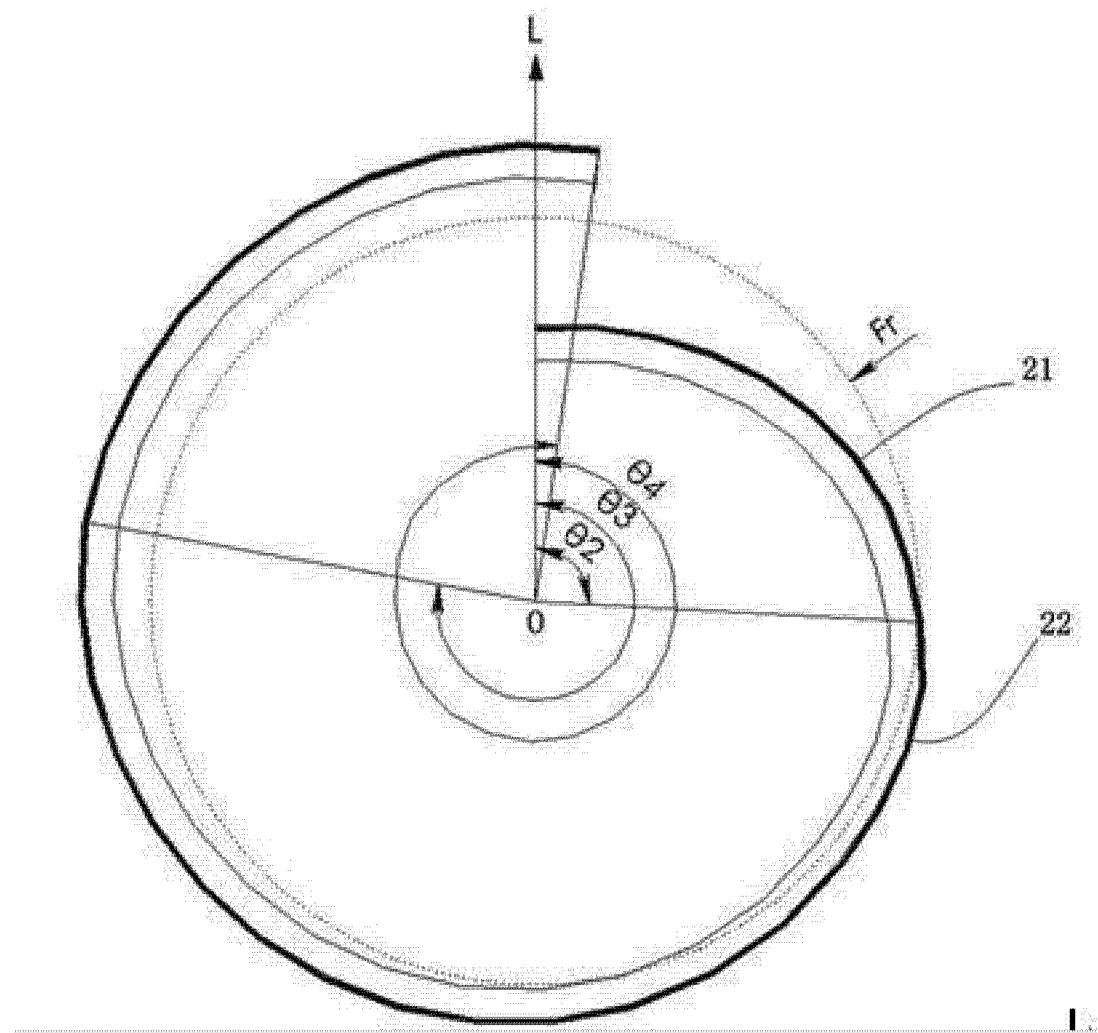


图 5

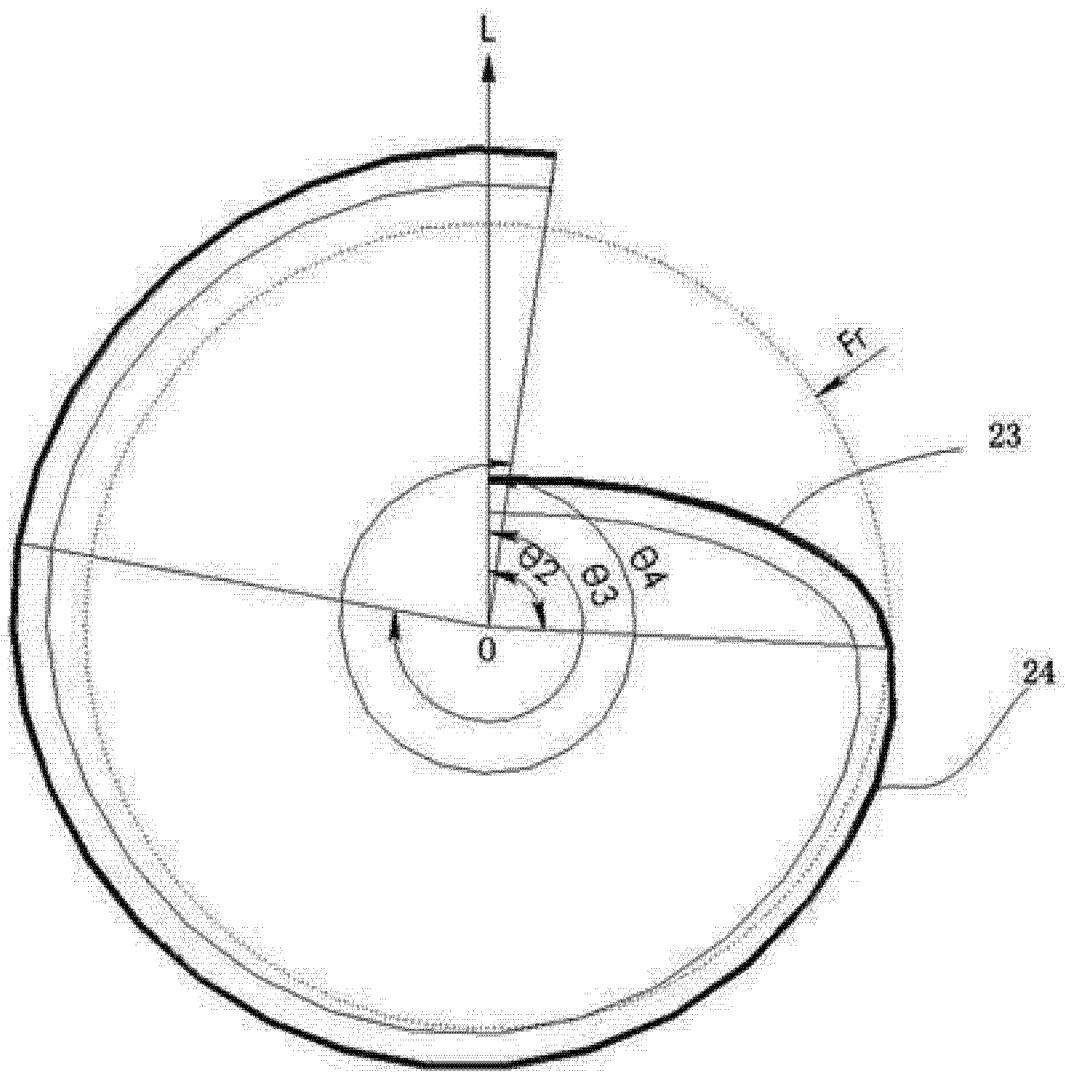


图 6

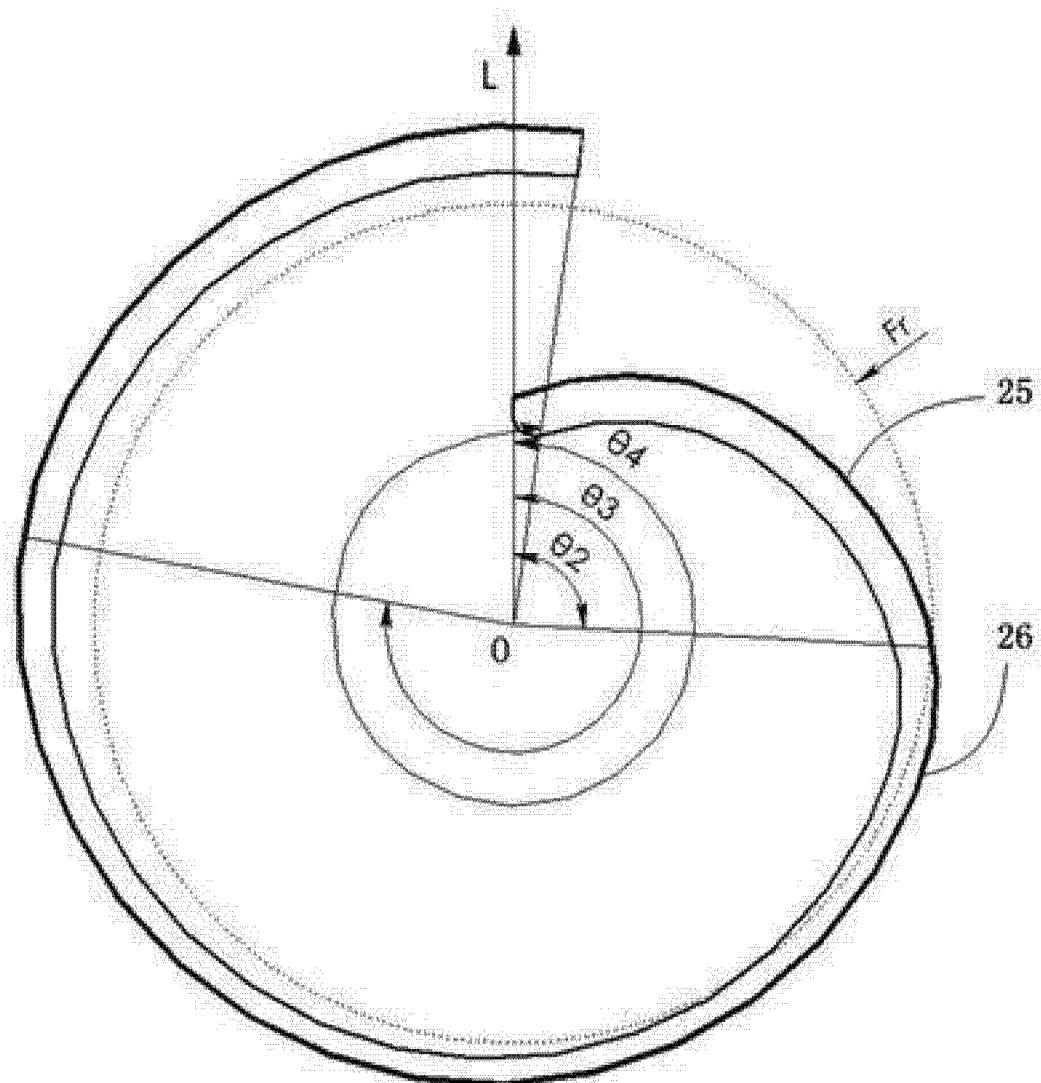


图 7