

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61M 1/36 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580012330.1

[43] 公开日 2007 年 5 月 16 日

[11] 公开号 CN 1964753A

[22] 申请日 2005.4.11

[21] 申请号 200580012330.1

[30] 优先权

[32] 2004.4.16 [33] US [31] 10/826,086

[86] 国际申请 PCT/US2005/012204 2005.4.11

[87] 国际公布 WO2005/105178 英 2005.11.10

[85] 进入国家阶段日期 2006.10.10

[71] 申请人 巴克斯特国际公司

地址 美国伊利诺伊州

[72] 发明人 闵庚伦 理查德·I·布朗

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任
公司

代理人 夏 凯 钟 强

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于确定生物流体的流速的方法

[57] 摘要

本发明公开一种分离方法，其包括：将包括具有不同密度的第一和第二成分的第一液体引入离心场；以及允许在这些成分的至少部分之间在第一位置处形成界面。该方法还包括将界面从第一位置移动到第二位置，并且进一步包括：引入该第一液体，并以已知的控制流速移动第一和第二成分之一，以便从第二位置在向着第一位置的方向上移动界面，并使界面返回到第二位置。至少部分地基于当界面从第二位置移动和返回到第二位置之间的时间间隔，确定第一或第二成分的流速。还可以基于在该时间间隔期间移动的一个成分的重量来确定所述流速。

1. 一种分离方法，其包括：

将包括通常地具有不同密度的第一和第二成分的第一液体引入离心场；

允许在第一和第二成分的至少部分之间在第一位置处形成界面；

将界面从第一位置移动到第二位置；

引入该第一液体，并以已知的控制流速移动至少第一和第二成分之一，以从第二位置在向着第一位置的方向上移动界面，并将界面返回到第二位置；以及确定在第一液体中的第一或第二成分的流速，这种确定至少部分地基于当界面从第二位置移动并返回到第二位置之间的时间间隔。

2. 如权利要求 1 所述的方法，包括确定在时间间隔期间移动的一种成分的重量。

3. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括旋转轴和界面，其通常位于相对于旋转轴的径向位置，并且该移动包括一种成分从界面的径向内部的移动。

4. 如权利要求 1 所述的方法，其中该第一液体包括全血。

5. 如权利要求 4 所述的方法，其中该第一成分基本上包括血浆。

6. 如权利要求 4 所述的方法，其中该第二成分基本上包括红血球。

7. 如权利要求 1 所述的方法，其中一种成分基本上包括血浆。

8. 如权利要求 7 所述的方法，其中该血浆包括血小板。

9. 如权利要求 1 所述的方法，其中第二位置由成分移动通道定义，该成分移动通道用于从离心场移动第一和第二成分之一。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其中将界面从第二位置移动到第一位置包括减少第一成分和第二成分之一的移动速度。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中该移动速度基本上为零。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其中使界面返回到第二位置包括增加第一和第二成分之一的移动速度到已知的控制流速。

13. 如权利要求 1 所述的方法，其中该确定至少部分基于在从第二位置移动界面并将界面返回到第二位置期间的已知的控制流速。

14. 如权利要求 1 所述的方法，其中该确定流速是基于第一指定时间间隔和第二时间间隔，该第二时间间隔在当界面从第一位置移动并返回到第二位置之间测量的。

15. 如权利要求 2 所述的方法，其中在时间间隔期间移动的一种成分主要是血浆。

16. 如权利要求 9 所述的方法，其中第一和第二成分的至少部分当界面位于第二位置时通过成分移动通道移动。

17. 如权利要求 16 所述的方法，其中第一成分基本上包括血浆，而第二成分基本上包括红血球。

18. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括返回已经移动的一种成分的至少一部分。

用于确定生物流体的流速的方法

技术领域

本发明通常涉及用于将生物流体，例如血液、血液成分或其他生物流体，分离成一种或多种成分的方法。

背景技术

已知为了多种应用而将生物流体例如全血或血液成分分离成其组成成分。很多可以购买到的分离系统（通常称为“脱落（apheresis）”系统）基于离心原理，其根据密度分离该液体成分。已知多种脱落（apheresis）系统，其使用血液或血液成分的离心分离，包括 Deerfield, Illinois 的 Baxter Healthcare Corporation 出售的 CS-3000®、Amicus® 和 ALYX®；由 Colorado, Lakewood 的 Gambro BCT 制造的 Spectra® 和 Trima® 分离器；来自 Washington, Redmond 的 Fresenius Homecare 的 AS104；以及来自 Massachusetts, Braintree 的 Haemonetics Corporation 的 V-50 和其他型号。

虽然需求随着应用和成分而变化，可用的离心血液处理系统采用多种方法以尽可能少的源自位于离心场中的其他成分的存在（presence）或污染来从离心场中收集分离的成分。还继续期望开发更有效和通用的方法，其在一种或多种血液成分的分离和收集期间最小化这样的存在（presence）或污染。

发明内容

根据本发明，提供一种用于以增加的效率和减少的其他成分的存在或污染来收集和分离生物液体例如全血的方法。在本发明的一个方面中，该方法包括：将第一液体引入离心场，该第一液体包括通常具有不同密度的第一和第二成分；并允许至少在第一位置处的第一和第

二成分的部分之间形成界面。该方法包括将界面从第一位置移动到第二位置。该方法还包括引入第一液体和以已知的控制流速移动第一和第二成分之一，以便可以将界面从第二位置在向着第一位置的方向上移动，并将界面返回到第二位置。该方法还包括确定第一液体中的第一或第二成分的流速，其中该确定至少部分基于当界面从第二位置移动时和当其回到该第二位置之间的时间间隔。

虽然以上的方法可以用于多种生物液体的分离和收集过程，以上的方法可以有利地应用于全血。在血液的分离中使用的，该第一液体可以包括全血。第一成分可基本上包括血浆，而第二成分可基本上包括红血球。该界面被允许在血浆和红血球基本位于界面的相对侧的第一位置处形成。位于界面一侧的血浆的部分可以根据特定的收集过程包括充分数量的血小板。

根据本发明的另一个方面，该方法还包括环绕旋转轴创建离心场，其将成分分离为不同密度。在第一液体的第一成分和第二成分的部分之间形成的界面出现在相对于旋转轴的第一径向位置。当第一液体包括全血时，低密度血浆通常布置在界面的径向内侧，而红血球通常布置在界面的径向外侧。一种或多种中间密度的成分，例如白血球和血小板，（其形成通常称为“血沉棕黄层（buffy coat）”），通常可以布置在血浆和红血球之间。血小板的有效浓度（significant concentration）也可以根据特定的收集程序在血浆中延缓，用于收集具有高血小板浓度的血浆（通常称为“富血小板血浆”）。

移动第一和第二成分之一可包括当界面位于第二位置时从界面的径向内侧移动一种成分。第二位置可优选地由成分可移动通道定义，用于从离心场移动第一和第二成分之一。在第一液体包括全血的地方，至少部分血浆可通过血浆成分移动通道从界面的径向内侧移动，以确定进入离心场的血浆的流速。血浆的移动可当系统在移动通道中检测到一定浓度的非血浆成分时停止。进一步的修改可以包括返

回部分血浆到离心场以最小化在血浆中收集的不期望成分的浓度。本方法也可以用于通过以已知控制流速通过对应的红血球移动通道移动红血球来确定红血球的流速。

根据本发明的又一个方面，该方法可用于通过测量在以上提到的与界面移动相关联的时间间隔期间从离心场移出的此种成分的重量，来确定选择的成分的流速。当第一液体包括全血时，血浆的流速可以利用在时间间隔期间移动和收集的血浆的重量来确定。可以移动其他成分用来收集并且测量它们的重量，这样可以根据使用的特定程序来确定其他流速。作为例子而不是限制，该方法可以用于基于在合适的时间间隔期间移动的红血球的重量来确定红血球流速。

在本发明的另一个方面，该界面可以通过修改第一和第二成分之一的移动速度从第二位置移动到第一位置。例如，在血浆和红血球之间的界面可以通过减少从离心场移动的血浆的移动速率来从第二位置移动到第一位置。移动的速率可以减少为基本上为零，虽然也可以使用其他减少的速率。

该界面可以通过将第一和第二成分之一例如血浆的移动速度增加到已知的控制流速返回到第二位置。除了上述时间间隔之外，第一和第二成分的流速的确定也可以至少部分基于当界面从第一位置移动时到当界面返回到第二位置时之间测量的时间间隔，该时间间隔为之前讨论的或者第一时间间隔的子集。

附图说明

图1为组合可再用血液分离控制器或控制模块以及一次性液体回路组件的透视图，该一次性液体回路组件可以装载到可再用控制器或控制模块上，并可与本发明结合使用；

图2为在一次性液体回路组件已经装载使用之后，在图1中显示的离心站的内部透视图；

图 3 为在图 1 和图 2 中显示类型的血液处理腔的内部示图，显示将全血分离为红血球层、血浆层和中间血沉棕黄层，其中在正常情况下显示层的位置；

图 4 为图 1 和图 2 中所示类型的血液处理腔的内部示图，其中血沉棕黄层和红血球层的至少一个已经移动到非常接近低 G (low-G) 壁；

图 5 为图 1 和图 2 中所示类型的血液处理腔的内部示图，其中血沉棕黄层和血浆层的至少一个已经移动到非常接近高 G (high-G) 壁；

图 6 为根据本发明可以执行的液体回路组件的示意图。

具体实施方式

本发明在上下文中以 Baxter ALYX®收集和分离系统进行描述。然而本发明不局限于特定的系统或由特定生产商制造的系统。其可以结合现在可以购买到或者还在开发中的任何血液收集和分离系统使用，或者用在现在可以购买到或者还在开发中的任何血液收集和分离系统中，以及用于多种血液或其他生物液体处理过程。虽然本发明将联系人类全血收集和分离过程进行描述，但是可以理解本发明不局限于全血或人血，实际上，也可以与其他生物液体一起使用。

如图 1 中所示，该系统包括可再用控制器或控制模块 2，用于与通常位于 4 处预消毒和优选但是不必须整体预组装且是一次性的液体回路组件协同执行血液分离过程。该可再用控制器或控制模块和一次性回路组件在以下的发明或发明申请中更详细地进行了描述，其中的每件发明或专利申请结合在此作为参考：美国专利号 6,325,775，公开的 PCT 申请号 PCT/US02/31317；PCT/US02/31319；PCT/US03/33311 和 PCT/US03/07944，以及美国公开专利申请号 20020094927 和 20020077241。

如早先指出，本发明还可以与其他脱落系统一起使用，例如在美国专利号 5,370,802 中显示的 Amicus®分离器，结合在此作为参考，

以及 Haemonetics V-50 分离器、Gambro Spectra®和 Trima®分离器，以及之前提到的其他脱落系统。

如图 1 中所示，一次性液体回路组件 4 包括通常在 6 处的液体路径，该液体路径为在针 8 中终止的柔性塑料管的形式，用于进入血源，例如人的血管。在很多可能大部分的应用中，血源将是人体并且更具体地为健康捐献者捐献用于稍后施用到需要一种或多种血液成分患者的血液。然而，除非在权利要求中特别说明，本发明不局限于与特定全血源一同使用或应用到健康捐献者。液体流程从针延伸、通过流体回路并进入另一流体回路的下游元件，用于处理以将收集的血液分离为一种或多种血液成分，例如红血球、血小板以及血浆。

在通向多个腔室和构件的管中的液体的控制可以通过阀门站 18 和/或利用一个或多个夹具来控制。这样的阀门站和夹具可以依次由用户、计算机处理单元和在控制模块 2 中的相关联的软件或两者的一些组合来控制。

在图 2 中，处理腔室 16 被容纳在控制模块 2 的通常指示在 22 处的外壳中。优选地，通过将腔室 16 绕着轴 26 的旋转来创建离心场。这样的旋转可以利用绕着轴 26 旋转框架 30 的旋转器 28 来提供。该旋转器 28 能够根据由控制模块 2 发出的命令，在顺时针方向或逆时针方向上旋转框架 30。

如在图 3—5 中示意性显示的，处理腔室 16 通常在 40 处定义分离通道，其通常绕着轴 26 环状布置（图 2）。这样的通道 40 被定义在径向内部或低-G 壁部分 42 和径向外部分或高-G 壁部分 44 之间，如在图 3—5 中所示。通道 40 也在腔室 16 的顶部和底部如图 2 中所示定义在相对端壁部分 48 和 50 之间。如这里使用的，术语“顶部”或“底部”意在为了方便本发明的描述的目的，并不意在限制腔室的位置或布置。

还应该理解本发明可以在所示的结构之外的离心结构中使用。例如，分离通道可以包括可再用滚筒、滚子或旋转器，其中装入一次性柔性、刚性或半刚性衬垫，这样血液流过衬垫（liner）而不接触可再用部分。在这样的情况下，通道滚筒、滚子、框架或旋转器的构造定义液体流动通道的形状，并且一次性衬垫在操作期间假定相应的形状。这样的例子可以在 CS-3000®、Amicus®和 Spectra®离心分离系统看到。可选择地，分离通道可以全部都是一次性的。例如，通道可以由具有预先形成形状的刚性塑料形成，通过其血液和其他生物液体进行处理。当然，该通道可以为全部可再用的，在这种情况下其需要被清洁并可能在使用之间需要消毒——一种不方便而且耗时的过程。这样，应该明白这里描述的和要求的方法意图具有包括所有更具体结构的宽泛解释，例如在 2003 年 12 月 31 日提交的美国临时专利申请号 60/533,820（通过参考包括在这里）中提到的，其中可以找到商业应用。

回到图 2，通道 40 与管组件或脐（umbilicus）36 液体流通。该管组件包括进口管或通道 52 以及两个（或更多）移动通道 54 和 56。当全血进行处理时，进口管 52 优选地携带防止凝血的全血进入通道 40 用于分离。移动管或通道 54 和 56 可以分别从通道 40 携带红血球和血浆，虽然这将取决于采用的特定收集过程。

简要地参考图 6，全血可以从血源收集，如果需要的话可以添加抗凝血剂，并导入到离心处理腔室 16 中。全血的导入可以利用运行中的或全血泵 24 进行控制，如图 6 中所示。泵 24 优选地以已知控制的流速将血液引入处理腔室（其在围绕轴 26 旋转时在离心场内）。一个或多个泵可控制一种或多种成分例如血浆从处理腔室的移动。在图 6 中，血浆泵 34 使得来自处理腔室的血浆以已知控制流速通过血浆移动管 56。

在离心场中的处理腔室中，全血被允许基于其组成成分的密度进行分离。低密度成分可能通常（而非排他的）位于径向内部或低-G 壁部分附近，而高密度部分可能通常（而非排他的）位于径向外部或高-G 壁部分附近。

回到图 3-5，在图 3 中，血浆的区域或层邻近内部或低-G 壁部分 42 布置，而红血球 RBC 的区域或层邻近外部或高-G 壁部分布置。中间区域或层在红血球区和血浆区之间形成界面 I。界面 I 通常可以由按照密度分布使得血小板通常比白血球更接近血浆层的至少一部分中间密度细胞血成分如血小板和白血球（白细胞）构成，虽然出现在血浆和红血球之间的界面 I 处的成分的实际浓度将取决于具体结构、旋转速度和采用的过程。作为例子而不是限制，充分浓度的血小板可以刚好布置在径向内部或界面之上，从而形成富血小板血浆层。

根据本发明的描述过的实施例，期望在分离血液成分的至少一种被引入（作为全血的部分）离心处理腔 16 时，确定其体积流速或质量流速。例如，本发明在一方面允许确定引入（作为全血的部分）离心处理腔 16 的血浆的流速。一种或多种血液成分或者这些成分的组合的流速也可以根据控制模块 2 所采用的特殊过程而确定。

根据本发明，优选地，部分的通过监控界面 I 的位置来完成成分的流速的确定。如图 3-5 中所示，界面 I 可以利用光学传感站 38（也可以参看图 2）进行监控。图 3 大体地显示界面 I 的第一位置，该位置优选地具有在径向内部 42 和外部壁部分 44 的中间的径向位置。在其最广泛的意义上说，界面被监控用于第一定位或第一位置(location)的位置，该第一位置可由界面任何不导致下溢（under spill）或上溢（over spill）情况的定位来定义，这些情况将在下面进行描述。

界面阻抗由光学传感站 38 监控，该光学传感站 38 包括第一和第二传感组件 58 和 60。在站 38 中的第一传感组件 58 光学地监控血液

成分通过血浆移动通道 56。在站 38 中的第二传感组件 60 光学地监控血液成分通过红血球移动通道 54。

第一传感组件 58 能够检测在血浆移动通道 56 中光学瞄准 (targeted) 细胞成分的存在。细胞成分的存在或浓度基于穿过移动通道 56 的透明部分的光投射根据经验来确定。为了检测光学瞄准的成分根据过程变化。作为例子而不是限制, 第一传感组件 58 可以配置为检测在血浆中血小板的存在。可选择的, 传感组件 58 可以配置为检测在血液混合物中其他血液成分的存在, 例如在包括血浆中的浓缩的血小板的混合物中的白血球或红血球。

在图 4 中, 界面 I 布置在相对于图 3 中的界面的第一位置的径向内部或第二位置。在图 4 中, 界面 I 十分接近通道 40 的低-G 壁部分 56, 以允许界面成分的至少一部分、或来自界面其他侧的红血球、或它们的组合通过移动通道 56 流出通道 40。这样的成分利用与控制模块 2 的其他部分通信的传感组件 58 进行检测, 以触发将被称为“上溢 (Over spill)”的情况。

“上溢 (over spill)”情况, 意思是界面的至少部分充分地径向向内移动, 以进入血浆移动管或通道 56, 这样构成界面的成分的浓度或构成界面的另一侧的成分的浓度利用传感组件 58 检测。足够创建“上溢 (over spill)”的血液成分的类型和浓度可与控制模块 2 设置的预定阈值对应, 并将取决于控制模块 2 采用的特定过程。当传感组件 58 光学地检测到这样的浓度, 由控制模块 2 登记 (register) 上溢 (over spill) 情况。

在图 5 中, 界面的径向位置相比于图 3 中的界面的第一位置径向向外定位到可替换的第二位置。在移动通道 54 中的第二传感组件 60 检测到一部分血浆或界面成分流出管 54, 通常通过该管 54 还流出浓缩的红血球。这种情况通常称为“下溢 (under spill)”情况。当利用

传感组件 60 在移动通道 54 中检测到红血球之外的血液成分的充分存在时，控制模块 2 优选地触发下溢（under spill）情况。根据具体的腔室结构和采用的过程，构成界面的血小板可以或可以不在下溢（under spill）情况期间溢出腔室。

根据本发明，界面意图从图 3 中所示的第一位置移动到如图 4 或 5 任一所示的第二位置。界面径向移动的方向将大体取决于哪种引入的（introductory）流速将要被确定。当期望确定血浆（正在引入的全血内）的进口流速时，界面优选地径向向内移动，如图 4 中所示。当期望确定在全血中的红血球的进口流速时，界面将优选地径向向外移动，如图 5 中所示。

界面可以通过控制一个或多个运行中的泵 24 或血浆泵 34，和/或通过控制离心速度，移动到第二位置（图 4 中所示）。例如，血浆泵 34 可以以大于通道 40 中的血浆流速的流速（ Q_0 ）操作。此流速优选地充分以径向向内移动界面到第二位置，使得传感组件 58 检测到上溢（over spill）情况。

当上溢（over spill）情况被传感组件 58 检测到时，优选地，减少血浆的移动速率。血浆的移动速度可以通过减少泵 24 和 34 的至少一个的流速来减少。例如，血浆泵 34 可以减少到已知的控制的流速（ Q_1 ），这样可以减少血浆和其他血液成分通过移动通道 56 的移动速度。这种减少的流速（ Q_1 ）可以被减少到接近零或可以完全停止，如果需要的话。

减少的流速（ Q_1 ）维持一定时间间隔，并优选地允许界面径向向外移动或返回到例如图 3 中的第一位置的位置。在移动速度减少或停止的期间的时间可以是控制模块 2 设置的预定时间期间（ T_1 ）。在此时间间隔（ T_1 ）过去后，血液成分通过移动通道 56 的移动速度被增加或重新启动。

优选的，增加的或重新开始（resume）的流速（ Q_2 ）是足够从图 3 中的中间或第一位置移动界面并将界面返回到图 4 中的第二位置来导致另一或第二上溢（over spill）情况。从增加或重新开始流动开始直到界面返回到图 4 中的第二位置以及再次溢出的时间间隔也可以测量。

总时间（ T_s ）也可以在第一和第二上溢（over spill）情况之间测量。此总时间（ T_s ）也由之前描述的时间间隔（ T_1 ）和（ T_2 ）的总和构成，其测量界面首先从第二位置移动到第一位置的时间以及界面从第一位置返回到第二位置的时间。引入腔室的血浆的流速（作为全血的部分）（ Q_P ）可基于以下等式确定： $Q_P = (Q_2 * T_2) / (T_s)$ 。此血浆流速如果需要可以由控制模块 2 计算，并且可以在收集过程期间确定一次或多次。

在本发明的一个方面，该方法基于两个连续的溢出的界面的径向位置将大约相同的假设。界面将在其中血浆泵 34 不操作的期间下移一定未知径向距离 d ，并必须在血浆操作的同时移回，为了触发下一次溢出。径向距离可以在无泵时期表示为 $d = (Q_{TP} * t_1) / (\text{腔室面积})$ ，以及在其中血浆泵操作的时期表示为 $d = (Q_P - Q_{TP}) * t_2 / (\text{腔室面积})$ 。术语（ $t_1 + t_2$ ）也等于在溢出之间的总时间 t_s ，所以等式也表示为 $Q_{TP} = (Q_P * t_2) / t_s$ 。因此，为了计算引入腔室的作为全血的部分的血浆的流速，任何人只需要知道血浆泵速度和以下三种时期的任何两种：无泵时间；泵时间；以及溢出之间的时间。

如果在溢出之间的时间的期间所有泵处理的血浆封装在与重量标尺（weight scale）有关的容器中，则算法变得相当容易。由于量（ $Q_P * t_2$ ）正好为溢出之间收集的血浆的总体积，等式简化为简单的 $Q_{TP} = (\Delta W_P) / (\rho_P * t_s)$ ，其中 ΔW_P 为血浆容器的重量变化，而 ρ_P 为血浆的密度（大约 1.025）。该近似特别有用，因为其不需要血浆泵速度为

已知或恒定。

在这种情况下，本发明的另一个方面允许血浆流速基于血浆的重量 W_P 确定，该 W_P 在上溢（over spill）情况之间的时间（ T_s ）期间收集。如图 1 和图 6 中所示，在上溢（over spill）情况之间从通道 40 移动的血浆 P 优选地封装在血浆收集容器 62 中。封装的血浆的重量（ W_P ）可以利用重量标尺或传感器 64（图 1）监控。如果血浆收集容器 62 由于在测量时间时期（ T_s ）之前开始的收集已经包含了一定量的血浆，然后在时间（ T_s ）期间血浆收集容器 62 中的血浆的重量变化（ ΔW_P ）被监控。

因为几个原因在离心场中确定特定血液成分的流速是有利的。例如，血浆可以以一定速度从界面的一侧移动和收集，该速度基本等于其随着引入离心场中的全血引入的速度。以此速度收集血浆可能导致收集的血浆具有低浓度的来自界面另一侧或来自构成界面自身的血液成分的不期望血液成分。

可选择的，可以确定其他血液成分或血液成分的组合的速度，例如红血球和富血小板血浆。红血球的流速可以以与之前描述类似的方法进行确定，除了界面从替代第二位置移动并移动到该替代第二位置（下溢（under spill）情况），类似于图 5 中所示的，该位置在图 3 中的第一位置的径向外侧。如图 1 和图 6 中所示，在溢出之间的全部时间期间收集的红血球可存储在合适的红血球收集容器 66 中，其附着到各个重量传感器 64。

本发明还允许特定血液成分或它们的组合的流速在收集过程中被确定一次或多次，如果需要的话。如果采用多个收集过程，本发明可以重复需要的次数。

其他的修改也是可以的。任何以上的方法可以被修改，这样在上

溢(over spill)或下溢(under spill)情况期间从离心场移动的血液成分的部分返回到离心场,如果需要。例如,在血浆容器 62 中收集的浆的部分可以在上溢(over spill)情况之后返回,如果需要。因为此血浆可以包括不期望的成分例如来自界面的另一侧的血液成分,例如构成界面的红血球或白血球。因此,这样的部分回到离心场可以最小化在收集的浆中该其他成分的浓度。以类似的方法,在下溢(under spill)情况期间收集在红血球容器 66 中的红血球部分可返回到离心场,如果需要。

如以上描述可见,本发明具有多个不同方面和特征,其不局限于讨论的具体过程或在附图中显示的具体结构。这些特征的变化可体现为用于执行血液分离、处理或收集的其他过程的其他过程和结构。

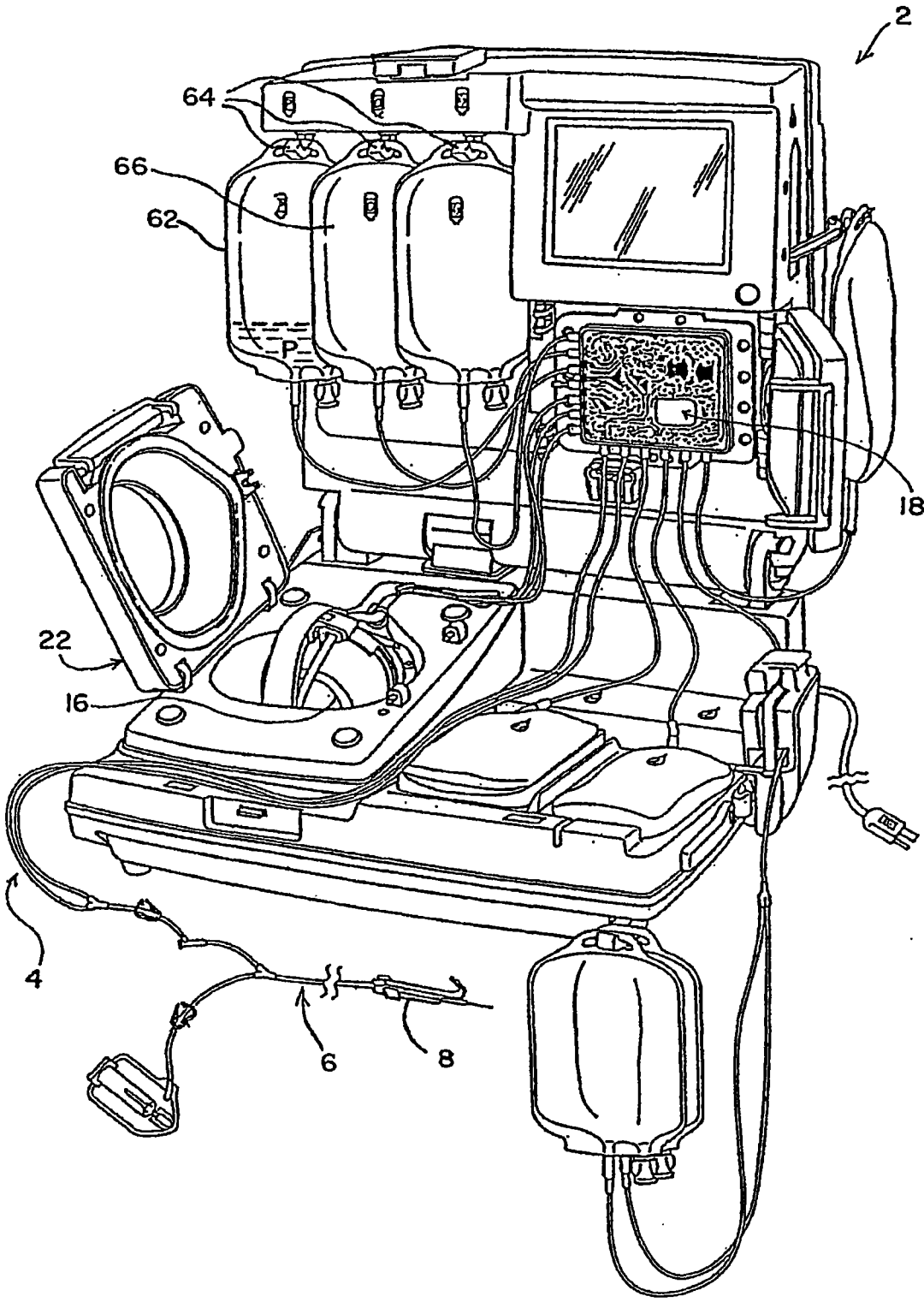


图1

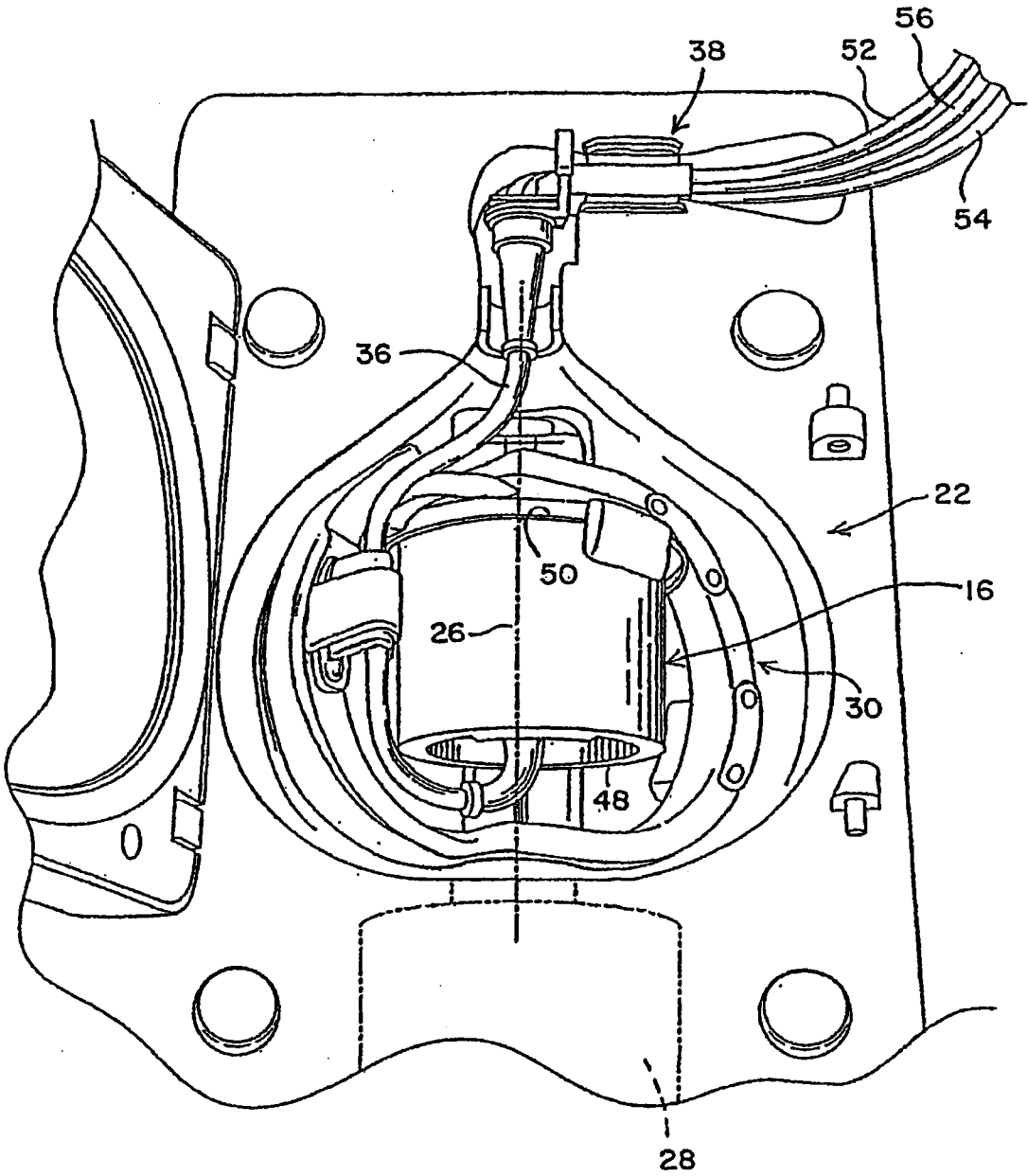


图2

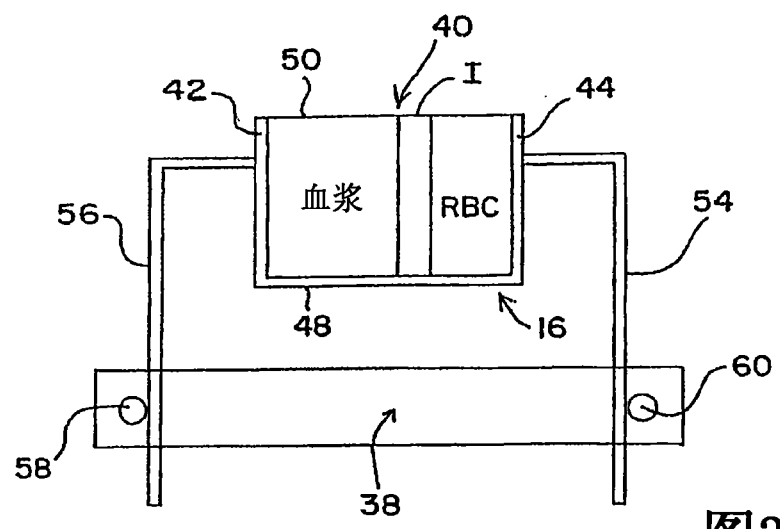


图3

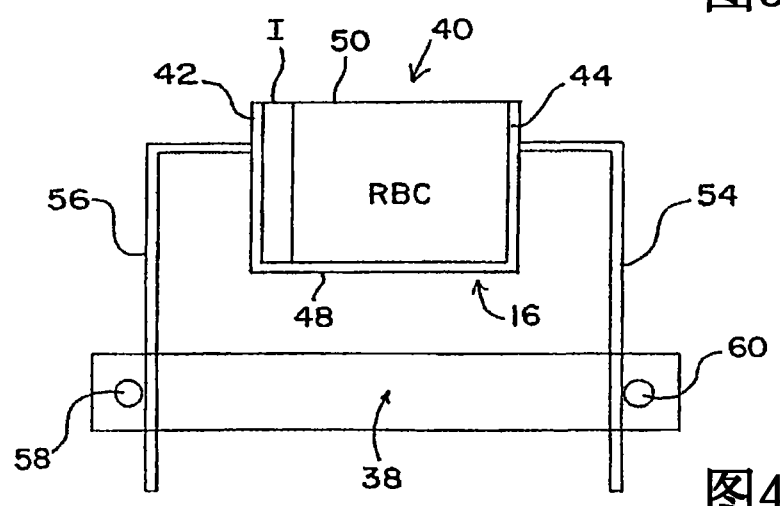


图4

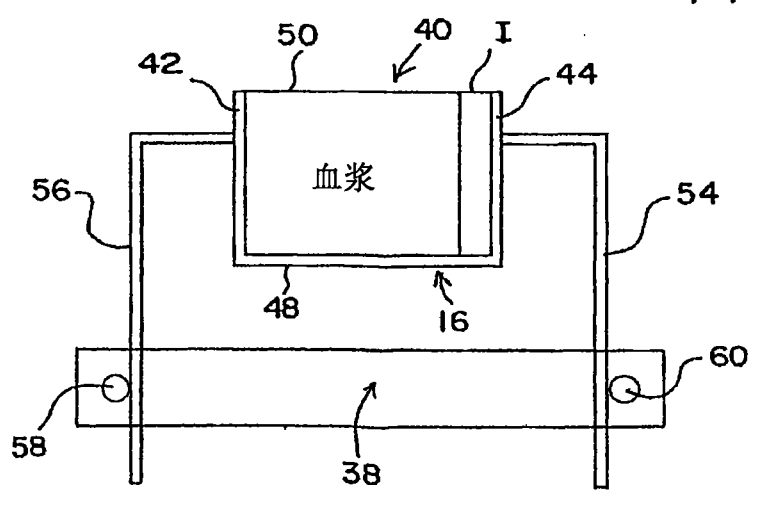


图5

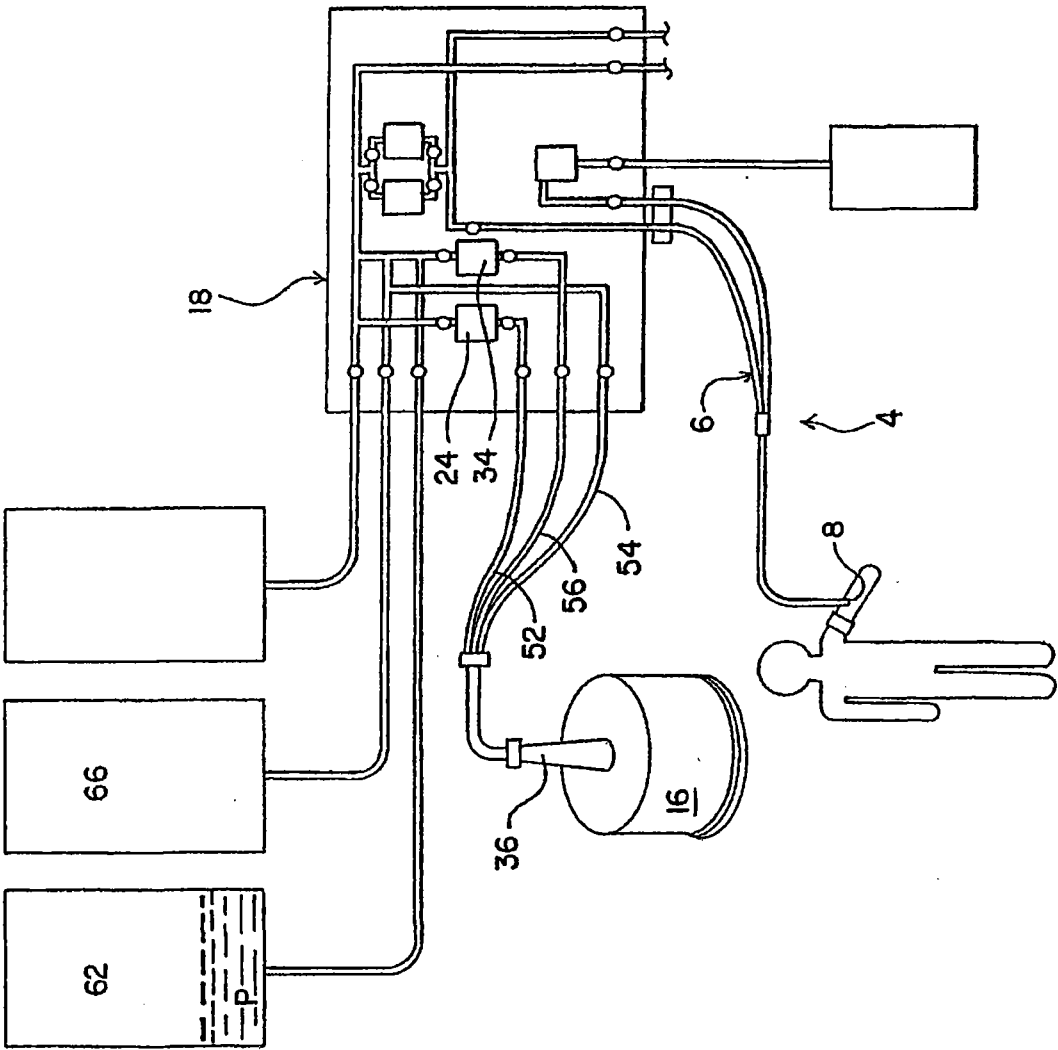


图6