



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410011950.0

[43] 公开日 2005年5月11日

[11] 公开号 CN 1613542A

[22] 申请日 2004.3.19

[21] 申请号 200410011950.0

[30] 优先权

[32] 2003.3.21 [33] DE [31] 10313201.5

[71] 申请人 STEAG 显微部件股份有限公司

地址 联邦德国多特蒙德

[72] 发明人 拉尔夫-彼得·彼得斯

格特·布兰肯斯泰因

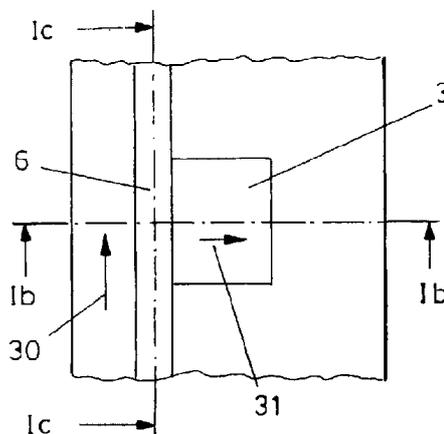
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
标事务所
代理人 张兆东

权利要求书2页 说明书10页 附图4页

[54] 发明名称 从含有微粒的液体中分离出液态成分的微结构分离装置和微液方法

[57] 摘要

本发明涉及一种用于从一种含有微粒的液体中分离出液态成分的微结构分离装置，包括下列特征：至少一条用于沿一个预定的输送方向(30)输送液体的输送通道(6)；至少一个位于输送通道的一个分支点上的分离区域(3)，一条旁路通道与该分支点相连接，经此旁路通道从输送通道中引出一股液体分流；以及一个位于分离区域(3)内的微结构(20、21、22、23)，该微结构将液体中的较大微粒挡在分离区域之外并在分离区域(3)内降低较小微粒的输送速度。



1. 一种用于从一种含有微粒的液体中分离出液态成分的微结构分离装置，包括下列特征：
- 5 - 至少一条用于沿一个预定的输送方向（30）输送液体的输送通道（6）；
 - 至少一个位于输送通道的一个分支点上的分离区域（3），一条旁路通道与该分支点相连接，经此旁路通道从输送通道中引出一股液体分流；
 - 10 - 一个位于分离区域（3）中的微结构（20、21、22、23），该微结构将液体中的较大微粒挡在分离区域之外，并在分离区域（3）中降低较小微粒的输送速度。
2. 如上述权利要求1所述的分离装置，其特征在于，微结构（20、21、22、23）限定一个或多个渗出口的边界。
3. 如上述权利要求2所述的分离装置，其特征在于，渗出口的高度15 小于输送通道（6）的高度。
4. 如权利要求2或3所述的分离装置，其特征在于，渗出口的高度为0.5至1000 μm。
5. 如权利要求2至4之一所述的分离装置，其特征在于，渗出口完全或部分并排排列。
- 20 6. 如权利要求2至5之一所述的分离装置，其特征在于，渗出口完全或部分沿输送方向（31）一个接一个地排列。
7. 如上述权利要求6所述的分离装置，其特征在于，渗出口的宽度沿输送方向（31）逐渐减小。
8. 如权利要求6或7所述的分离装置，其特征在于，渗出口的高度25 沿输送方向（31）逐渐减小。
9. 如上述权利要求之一所述的分离装置，其特征在于，分离区域（3）具有一个或多个微结构（20、21、22、23、24）。
10. 如上述权利要求9所述的分离装置，其特征在于，微结构是一个斜面（20）。
- 30 11. 如权利要求10或11所述的分离装置，其特征在于，微结构是

一个阶梯 (21)。

12. 如权利要求 10 至 12 之一所述的分离装置, 其特征在于, 微结构包括彼此隔开排列的柱体 (22)。

13. 如权利要求 10 至 13 之一所述的分离装置, 其特征在于, 微结构包括一个或多个连接片 (23)。

14. 如上述权利要求之一所述的分离装置, 其特征在于, 一个收集部分 (4) 沿输送方向 (31) 连接在分离区域上。

15. 如上述权利要求 14 所述的分离装置, 其特征在于, 收集部分 (4) 设计成收集室。

16. 如权利要求 15 或 16 所述的分离装置, 其特征在于, 收集部分 (4) 含有试剂。

17. 如上述权利要求 16 所述的分离装置, 其特征在于, 在收集部分上连有一条排气和/或通风通道 (5)。

18. 如权利要求 18 所述的分离装置, 其特征在于, 在分离区域 (3) 上连有一条排气和/或通风通道 (5)。

19. 如上述权利要求之一所述的分离装置, 其特征在于, 分离装置具有一个入口 (1)。

20. 如上述权利要求之一所述的分离装置, 其特征在于, 分离装置具有一个出口 (2), 它沿输送方向连接在输送通道 (6) 的末端上。

21. 一种用于从一种含有微粒的液体中分离出液态成分的微液方法, 其特征在于:

- 在一条输送通道 (6) 中输送液体;
- 将一部分液体通过一个分离区域 (3) 从输送通道中引向分支;
- 在进入分离区域 (3) 时将较大微粒挡住, 并由在输送通道中流动的液体进行冲刷;
- 在进入分离区域 (3) 时或在输送至分离区域 (3) 时使较小微粒减速。

从含有微粒的液体中分离出液态
成分的微结构分离装置和微液方法

技术领域

5 本发明涉及一种从含有微粒的液体中分离出液态成分的微结构分离装置和一种微液方法 (ein mikrofluidisches Verfahren)。

背景技术

一种这样的装置例如用于把在血液中含有的细胞成分 (血细胞, Hämatokrit) 与血浆分离。人体血液由一方面约占人体血液 55% 的液态
10 血浆和另一方面约占人体血液 45% 的细胞成分, 即血细胞构成。血浆是一种蛋白质、碳水化合物、脂质和无机盐的稀释溶液, 呈淡黄色, 其中还含有抗体。血浆由 90% 的水和 10% 的水中溶解物质构成。此外血细胞还包括红血球 (红细胞) 和白血球 (白细胞)。红血球是血液中较小的微粒。它们呈薄片状, 直径约为 7.7 μm , 高约 2 μm , 比较容易变形。相反,
15 白血球较大, 因而构成血液中较大的微粒, 大小约为 7 到 20 μm 。此外, 与红血球相比, 白血球不会或很少变形。

在很多医学研究中都需要将血浆与血液中含有的血细胞分离, 以便可以对血浆进行研究。目前就有很多装置和方法用于从血液中分离出血浆或对一种含有较大和较小微粒液体的液态成分进行分离。

20 一种已知的从血液中分离血浆的方法就是沉淀法。将进行过化学处理的血液倒入到一个容器内并在容器中放置足够长时间, 直至血液中的细胞成分沉积到容器底部, 而上面的部分就是呈清澈淡黄色的血浆。血浆可以用例如吸管这样的工具吸取。用这种沉淀法获取血浆需要相对较长的时间。

25 在另一种从血液中分离血浆的方法中使用了一种实验室用离心机。将血液倒入实验室用离心机, 血液中的血浆和微粒就会因离心力的作用而彼此分离。这种方法需要一部造价昂贵的实验室用离心机。无论是沉淀法还是使用实验室用离心机进行分离都只适用于体积相对较大的血

液。

另一种方法是使用一种具有微孔滤质的机械式过滤器对血液进行过滤，滤质的渗出孔大小配置为可以挡住血液中的所有微粒。这样，无论红血球还是白血球都不会通过过滤器。将血液倒到过滤器上，过滤器会挡住微粒，而血浆会进入滤质并且一旦滤质内完全装满血浆，血浆就通过滤质渗出。这种过滤器的容量有限，因为在过滤器上形成一层滤渣，它会堵塞过滤器。这样的过滤器已经实现了微结构，其中，与较大过滤器一样，在过滤器容量及堵塞方面出现了同样的问题。分离出的包含在滤质内的血浆可以在不必从滤质内取出的前提下就进行研究，或通过附加操作将血浆从滤质中取出。如果只有少量血液可供使用，这种方法会非常费力。

此外，还已知一种从血液中分离血浆的方法，就是利用双重-作用-效应 (Zweifach-Fung-Effect)。在具有双重-作用-效应的装置中，借助一个泵装置通过一条通道来输送血液，其中，输送通道具有一个分支点。分支点及从分支点起继续导引出的一些通道的构造成，使得导引出的通道中的一条通道比较其它通道要输送绝大部分体流量的血液。根据双重-作用-效应，在输送绝大部分体流量血液的通道里输送的血液中含有的微粒明显要比其它通道输送的为多。通过较小体流量通道中这种分支点的一种联级作用 (Kaskadierung)，人们可以以此实现血浆与血液微粒的分离。一种这样的装置一方面需要一部造价昂贵的具有联级式分支点的结构，另一方面还需要一个泵装置，以便在输送通道中产生所需体流量。此外，还需要相对大量的液体量，以便可以对足量的液态成分进行分离。产生双重-作用-效应的通道在与流动方向垂直的两个方向上都大于 $10\ \mu\text{m}$ ；例如该通道可深 $25\ \mu\text{m}$ ，宽 $50\ \mu\text{m}$ 。

25 发明内容

本发明的目的是提供一种装置和方法，其中无需使用滤质、泵装置或其它辅助工具，即可从一种液体中将液态成分与含在该液体中的微粒分离。这种装置和方法特别适用于几毫升范围内的液体量。

本发明的目的通过一种按权利要求 1 所述的微结构分离装置以及通过一种按权利要求 21 所述的微液方法实现。本发明的装置具有一条用于

输送含有微粒的液体的输送通道以及至少一个用于分离液体的一部分的分离区域，其中，被分离出的部分不含微粒或含微粒很少。分离区域具有一种微结构，其该微结构设计成能挡住较大微粒并使分离区域内较小的微粒减速。

5 在本发明装置的第一实施例中，输送含有微粒的液体的输送通道是一条可以输送无限量的含有微粒的液体的通道。此外，输送通道还设有用于含有微粒的液体的一个入口和一个出口。在这种实施形式中，只允许含有微粒的液体限量注入到入口中。分离区域可以位于输送通道的一个分支点处。含有微粒的液体从分离区域的入口处引入，一部分液体被
10 作为支流引开。一个用于收集被分离的液体部分的收集室与分离区域连接，收集室具有一个通风口。此外，分离区域还可以设有一个用于被分离的液体部分的导流通道。

在本发明装置的第二个实施例中，分离区域位于一个具有一个入口的输送通道的末端。在这种实施形式中，将含有微粒的液体直接导入分
15 离区域，一部分液体经分离区域被继续导流。一个用于收集被分离的液体部分的收集室与分离区域连接，收集室设有一个通风口。此外，分离区域还可以设有一个用于被分离的液体部分的导流通道。在这种实施形式中，输送通道、分离区域和收集室串联排列。

本发明的装置相对于现有技术已知的装置具有许多优点，优点一方面
20 面在于，在输送通道中输送液体时无需使用泵装置。在输送通道中输送液体依靠毛细力就已足够。另一优点在于，分离区域位于输送通道旁。这样通过在输送通道中流动的液体，没有进入到分离区域的液体的微粒可以被输送通道中的液体流冲走。分离区域前没有形成“滤渣”。

进入分离区域的液体只能含有较小的微粒。这些微粒在进入分离区
25 域时或在分离区域内相对于液体的液态成分在输送速度上减速。所述液体的液态成分经过分离区域的输送速度比较小微粒的速度快，因此，经过一段较长的时间，只有液体的液态成分可以到达分离区域的末端。在这段时间里，分离区域输送了大量液态成分，所述的量足够用于所需的分析工作。

30 通过微结构和表面效应，例如通过“层析效应”可以使较小微粒在

进入分离区域时,或在分离区域内减速。由于“层析效应”,在一条设计成相同形状通道中输送液体的液态成分要比输送包含在液体中的微粒的速度快。因此,通道较长时,会在输送方向上形成两个串联的阶段。在第一个阶段,主要或只含有液态成分,在第二个阶段既含有液态成分又含有微粒。

按照本发明,微结构在分离区域内具有一个或多个渗出口。这些渗出口的高度低于输送通道的高度,例如,渗出口的高度可为0.5至2 μm 。从全血中分离血浆时,由于红血球具有变形性,会延迟进入分离区域,而白血球过大无法通过渗出口。多个渗出口可以完全或部分并列排列。此外,支流中的多个渗出口可以完全或部分连续排列。支流方向上渗出口宽度例如可从10 μm 降至2 μm 。支流中的渗出口的高度也可以逐渐减小。

按照本发明,分离区域的长度可小于宽度,其中,分离区域的长度沿支流方向伸展。例如,长度可为0.5 mm,宽度可为5 mm。按照本发明的分离装置可具有一个或多个分离区域,分离区域可串联排列。

分离区域内的微结构可以是一个斜面、一条缝隙或者一个阶梯。该微结构可含有几根彼此隔开的柱体或者一个或多个连接片。支流方向上的缝隙宽度可恒定不变,也可以逐渐减小或逐渐增大。

此外,按照本发明的分离装置还具有一个收集部分,该收集部分沿支流方向与分离区域连接在一起。该收集部分可设计为收集室。例如,一个这样收集室的基面可为5 mm \times 5 mm,高为0.01 mm,容积为0.25毫升。在该收集部分中可具有试剂。用于分析目的,该试剂可与进入收集部分的液态成分发生反应。该收集部分可通过一个排气和/或通风通道与周围相连。收集部分内的液体可通过一个泵装置、一个注射器或类似装置取出来。当液体进入分离区域和收集部分时,分离区域和收集部分内的空气便可通过通风通道排出。

按照本发明,分离装置可具有一个入口,入口沿流动方向位于输送通道内,在分离区域之前,与输送通道相连。分离装置可具有一个出口,出口沿输送方向位于输送通道末端。

在分离区域、收集部分和通风通道上还可以连接有其它微结构部分。

附图说明

按照附图对按照本发明的分离装置实施例进行详细解释。

- 图 1a 在一种简单的实施方式中的一个本发明的分离装置的俯视图，
- 5 图 1b 一个沿图 1a 中 Ib-Ib 线的分离装置的剖视图，
- 图 1c 一个沿图 1a 中 Ic-Ic 线的本发明的分离装置的剖视图，
- 图 2 一个具有本发明的分离装置的支座，
- 图 3a 一个本发明的分离装置，在一个分离区域与一个收集室之间的过渡区域内具有开槽，
- 10 图 3b 一个沿图 3a 中 IIIb-IIIb 线的分离装置的剖视图，
- 图 4 一种具有一个锯齿状连接片（作为微结构）的分离装置，
- 图 5a 一种在分离区域具有柱体的分离装置，这些柱体还可附加用作盖板部分的支撑结构，
- 图 5b 一个沿图 5a 中 Vb-Vb 线的分离装置的剖视图，
- 15 图 6 一种在分离区域具有彼此错开排列柱体的分离装置，
- 图 7 一种在分离区域内具有柱体的分离装置，柱体彼此间的距离沿流动方向减小，
- 图 8 一种在分离区域内具有一个锯齿状连接片和多个柱体的分离装置，
- 20 图 9a 一种在分离区域内具有一个斜面的分离装置，
- 图 9b 一个沿图 9a 中 IXb-IXb 线的分离装置的剖视图，
- 图 10a 一种在分离区域内具有阶梯的分离装置，
- 图 10b 一个沿图 10a 中 Xb-Xb 线的分离装置的剖视图，
- 图 11a 一种分离装置，具有一个环状输送通道、一个环状分离区域
- 25 和一个设置在分离区域内的收集室，
- 图 11b 一个沿图 11a 中 XIb-XIb 线的分离装置的剖视图。

具体实施方式

- 图 1a 至 1c 示出了一种简化的分离装置，以此解释本发明的分离装置的工作原理。图中示出的分离装置以及按照图 1a 至 1c 中的分离装置的构造可使它们将例如血浆从全血中分离出来。使用本发明的一种分离
- 30

装置可将全血中含有的血浆与血液中含有的血细胞分离。

图 1a 至 1c 的本发明的分离装置具有一条输送通道 6 和一个分离区域 3, 其它图中示出的分离装置也是如此。血液在输送通道 6 中沿输送方向 30 输送。血液可仅通过输送通道 6 始端和末端之间的毛细力进行输送。

5 输送通道 6 旁设置有一个分离区域 3。在该分离区域 3 内, 血细胞的流动速度慢于血浆的流动速度, 因此, 沿输送方向 31 在分离区域 3 的末端收集与血细胞分离的血浆。

不仅是输送通道 6, 还有分离区域 3 都被作为支座表面上的凹口。输送通道 6 比分离区域 3 更深。因此输送通道 6 和分离区域 3 之间的过渡
10 部分由一个台阶构成。凹口即输送通道 6 和分离区域 3 可用一个盖板盖住, 例如, 盖板可选用与支座相同的材料或薄膜制成。

台阶、盖板和分离区域的侧壁构成了具有一个确定的渗出口的分
15 离区域 3 的微结构。该渗出口的大小恰好使得较大的细胞成分无法通过渗出口, 并被输送通道 6 中流动的血液冲走, 分离区域的渗出口不会关闭。这些成分主要指的是白血球。渗出口的大小恰好有助于, 在较小的细胞成分变形后与渗出口大小相符时, 较小的细胞成分才能通过渗出口。在
20 分离区域 3 内通过毛细力输送血浆和血液的较小成分。分离区域内的毛细力大于输送通道 6 内的毛细力。

在一个本发明的分离装置中, 特别是用于将血液的较小细胞成分与
20 血浆分离的装置中, 还有一种效果发挥了作用, 它就是“层析效应”。层析效应导致血浆在分离区域 3 内的输送速度比细胞成分(例如红血球)快; 这些红血球虽然可以进入分离区域 3, 但它们在分离区域 3 内的移动速度比血浆慢。在细胞成分到达分离区域 3 的末端的收集区域之前, 收集区域已完全被血浆充满。红血球无法再进入收集区域、到达血浆。

25 在图 2 中示出了一种具有一个分离装置的支座, 该分离装置具有一个入口 1 和一个出口 2, 它们通过输送通道 6 彼此相连。在输送通道 6 旁连通有一个分离区域 3。在分离区域 3 内沿方向 31 流过待分离的血浆。在分离区域 3 旁, 沿方向 31 连接有一个作为收集部分的收集室 4。该收集室 4 通过一条排气和通风通道 5 与周围相连。

30 在通风和排气通道末端可以连接有一个注射器或一个泵装置, 以便

将分离出的血浆从收集室中取出。血浆进入收集室 4 和分离区域 3 时，被挤入收集室 4 和分离区域 3 内的空气会通过排气和通风通道排出。收集区域和收集室同样可通过盖板上的开口进行排气。

入口 1、出口 2、输送通道 6、分离区域 3、收集室 4 和排气及通风通道 5 都设计为支座内的凹口。入口 1、输送通道 6 和出口 2 的构造使得进入入口 1 的血液在入口 1、输送通道 6 和出口 2 中作用的毛细力的作用下由入口 1 经输送通道 6 输送至出口 2。

在分离区域 3 内产生的毛细力比输送通道 6 内的毛细力大。因此，在输送通道中流动的部分血液会拐向分离区域 3。分离区域 3 内的支座底板、凹口侧壁以及支座上的盖板构成了一个渗出口，其高度低于输送通道 6 的高度。由于收集室 4 高于分离区域 3 的渗出口，分离区域 3 的微结构由连接片 23 构成。连接片 23 和盖板之间渗出口的高度这样确定，即尤其可以阻止血液中较大的细胞成分在分离区域 3 的连接片 23 和分离装置的盖板间通过。只有血浆和血液中部分适于渗出口高度的较小细胞成分可通过分离区域 3 内产生的毛细力从输送通道 6 输送至收集室 4 内。收集在分离区域 3 入口开口处前的血液细胞成分不会沉积起来从而堵塞分离区域 3，它们会被从入口处流入的血液沿输送方向 30 输送至出口 2，在出口 2 处必要时将具有高浓度血细胞的血液收集起来。

在分离区域 3 内，血浆会因“层析效应”与液体中可能还含有的较小细胞成分分离。

图 3a 至 10b 示出了具有一条输送通道 6、一个分离区域 3、一个收集室 4 以及一条排气和通风通道 5 的不同分离装置如何装入按照图 2 的支座或其它支座内。按照图 3a 至 10b 的分离装置与按照图 2 的支座上使用的分离装置的区别在于分离区域 3 或收集室 4 的构造。

图 3a 和 3b 的分离装置与按照图 2 的分离区域 3 不同是从分离区域 3 至收集室 4 的过渡部分上在连接片侧面具有两个开槽 32。从图 3b 的剖视图描绘中可以清楚地看到，这两个开槽将分离区域 3 和收集室 4 的底板连接起来。这两个开槽克服了可能因分离区域 3 到收集室 4 的过渡部分范围内突然发生几何特性改变而形成的毛细阻断。流经分离区域 3 的血浆被输送至开槽内。

图 3a 和 3b 的分离装置与图 2 的分离装置另一点区别是, 在图 3a 和 3b 的分离装置上, 收集室 4 的底板上在与输送方向 31 垂直的方向上具有一些开槽 33。这些开槽使渐近的由血浆构成的液体前沿均衡并且平直。液体前沿暂时会被开槽 33 阻截, 直到开槽 33 与分离区域 3 之间的整个区域都被血浆充满。接着流过来的血浆在开槽 33 上方挤压血浆。因此, 收集室 4 被血浆填充均匀。暂时存留在收集室 4 中的空气由排气和通风通道 5 从收集室 4 中引出而不会产生气泡。

与按照图 2 的分离装置不同, 在图 4 中示出的本发明的分离装置实施例具有一个锯齿状连接片 23', 以替代具有与输送方向 30 平行的棱的连接片 23。由于该连接片 23' 呈锯齿状, 连接片 23' 的接触面积和分离区域 3 的有效接触面积都扩大了。

在图 5a 至 7 中使用的分离装置分别设有一个连接片, 在连接片表面和盖板 (在图 5a、图 6、和图 7 中并未示出) 下侧之间伸展有柱体 22。由于柱体 22 的原因, 分离区域 3 不仅具有一个渗出口, 而且分离区域 3 还被柱体 22 划分出多个渗出口。

图 5a 和 5b 的分离装置的柱体 22 一个接一个地排列成两排。由第一排柱体限定边界的渗出口宽度可与由第二排柱体限定边界的渗出口宽度相同。按照图 5a 和 5b 的分离装置在收集室 4 内具有一个与输送方向 31 垂直的连接片 34。该连接片 34 将流到连接片前的液体暂时挡住。当连接片 34 前的区域完全充满时, 液体就会冲破连接片 34 的阻碍, 进入连接片 34 后收集室 4 的区域。与开槽 33 的作用相同, 进入收集室 4 的血浆以同样方式充满收集室 4, 收集室 4 中的空气通过通风和排气通道 5 排出而不会在收集室 4 内形成气泡。

与图 5a 和 5b 的分离装置不同, 图 6 的分离装置的柱体 22 彼此错开排列成三排, 就是说, 第二排柱体与第一排柱体间的渗出口在一条直线上, 而第三排柱体与第二排柱体间的渗出口在一条直线上。柱体 22 的这种错开结构使得液体中携带的较小细胞成分因撞到柱体上而被减速, 这样, 在第一细胞成分到达收集室 4 之前, 流动较快的血浆就有更多时间来充满收集室 4。

按照图 7 的分离装置第一排柱体间的渗出口比第二排柱体间的渗出口

口宽，第二排柱体间的渗出口比第三排柱体间的渗出口宽。这种微结构的优势在于，必要时，由输送通道 6 进入分离区域 3 的细胞成分会根据大小在第一、第二或第三排柱体 22 受阻截，而不会堵塞分离区域。

按照图 8 中的分离装置具有一个连接片 23 和柱体 22 作为微结构。
5 该连接片 23 设置在分离区域 3 的与输送通道 6 相邻的区域内，并在输送通道 6 旁呈锯齿状延伸。在该连接片 23 后，柱体 22 呈阶梯状排列成三排，彼此间留有凹口。

在连接片 23 区域内渗出口的高度使得血液中较小细胞成分，如红血球，可从连接片 23 与盖板间的凹口处流过，但这些成分会被柱体 22 阻
10 截。

在图 9a 和 9b 中描绘了一种分离装置，其中分离区域 3 由一个斜面 20 构成。该斜面 20 由输送通道 6 底部的水平面向上倾斜。最小的细胞成分无法通过斜面末端的渗出口。斜面 20 的前部区域直接与输送通道 6 相连，始终被输送通道内流动的血液冲刷。在该区域内存有的微粒会被输
15 送通道 6 内的液流冲走。

按照图 10a 和 10b 中的分离装置具有一个带有一种微结构的分离区域 3，该微结构由一个阶梯 21 构成。通过阶梯 21 使阶梯 21 与盖板之间的高度逐渐降低。通过最后一级阶梯与盖板间的渗出口可以防止或延迟血液中最好小的细胞成分，尤其指红血球通过。

20 图 11a 和 11b 中描绘的是按照本发明的分离装置的另一种实施方式。该分离装置具有一条作为入口 1 的通道，通道上连接有一条俯视图呈 C 状的输送通道 6。输送通道 6 连在连接“C”的两个弯管的连接片区域内。输送通道 6 分为两个均等的输送通道部分，每个部分都与入口 1 的末端相连。分离区域 3 沿输送通道 6 的两个输送通道部分内侧的方向伸展，
25 俯视同样呈 C 状。分离区域 3 内部是收集室 4，该收集室与一条排气和通风通道 5 相连接，排气和通风通道从俯视呈 C 状的分离区域 3 和俯视呈 C 状的输送通道 6 的开口一侧引入进去。入口 1、输送通道 6 即两个输送通道部分的构造都使得由入口进入分离装置的血液通过入口 1 内和输送通道 6 的两个输送通道部分内产生的毛细力的作用，从入口 1 的末
30 端输送到输送通道 6 的两个输送通道部分的末端。这两个输送通道部分

的末端与例如一个出口相连接，该出口将剩余的血液从输送通道部分中排出。

5 分离区域3具有一种通过连接片23构成的微结构，该连接片在输送通道部分6和收集室4之间伸展。按照本发明的分离装置具有一个盖板，用于遮盖通道5、6、分离区域3和收集室4，在连接片23和这个盖板之间留有一个渗出口，渗出口的高度使得较大细胞成分无法通过。连接片沿输送方向31具有一个扩展处，其大小使得只有在收集室4已经完全充满血浆时，较小的细胞成分，例如红血球，才能到达连接片23的内侧边缘。收集室4完全充满时，处于分离区域3内的红血球就会因输送机构
10 停止下来而不再向收集室4内输送，这样就可防止血浆与红血球混合。

在描绘的实施中，排气和通风通道5包括一个毛细止挡35，该毛细止挡可通过施加外部压力，例如可以通过一个注射器或一个泵装置消除，以便将分离出的血浆从收集室中取出。

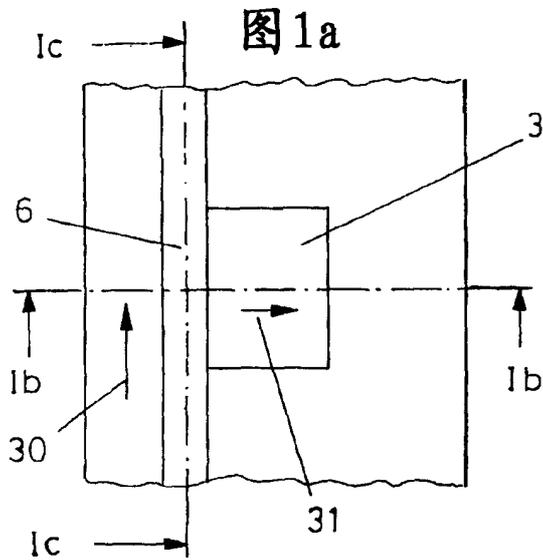


图 1a

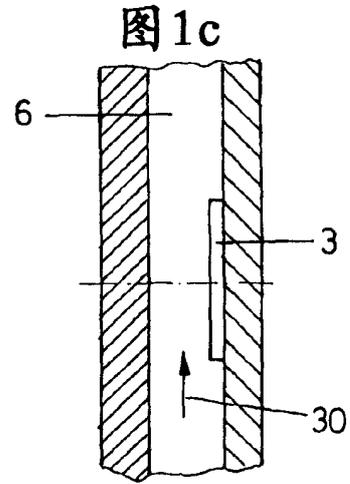


图 1c

图 1b

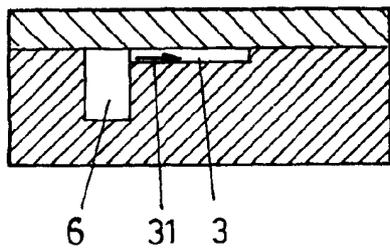


图 3a

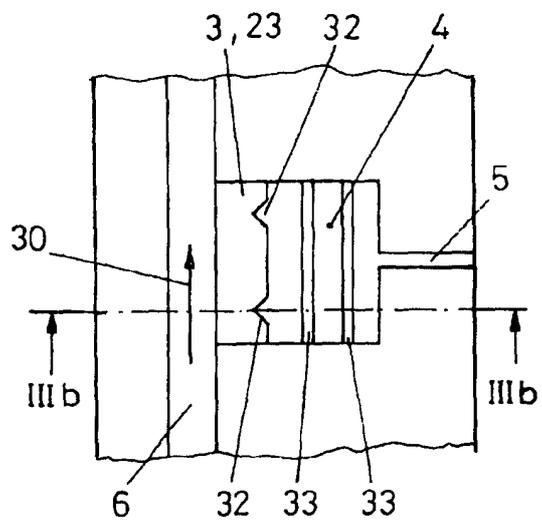


图 2

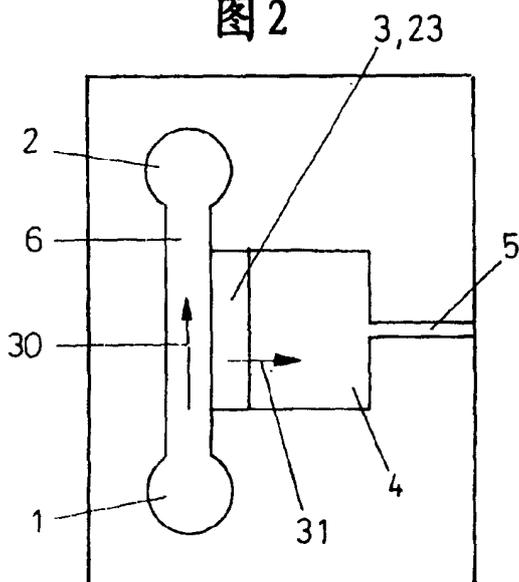


图 3b

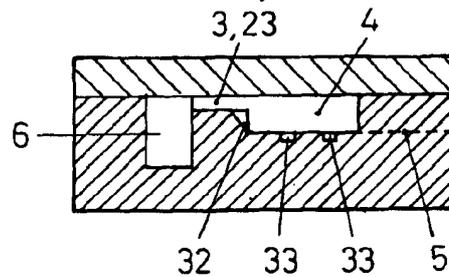


图4

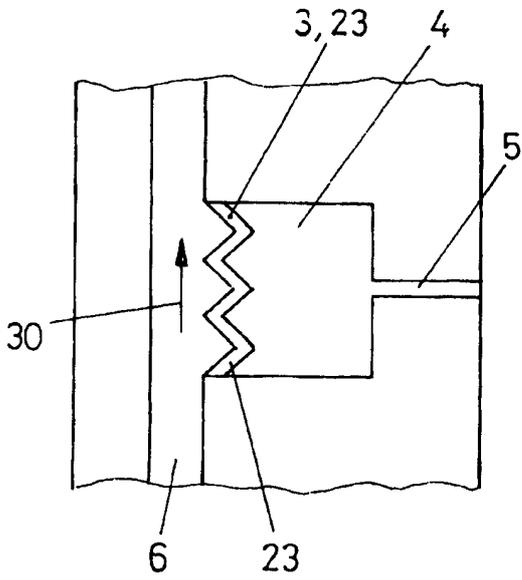


图5a

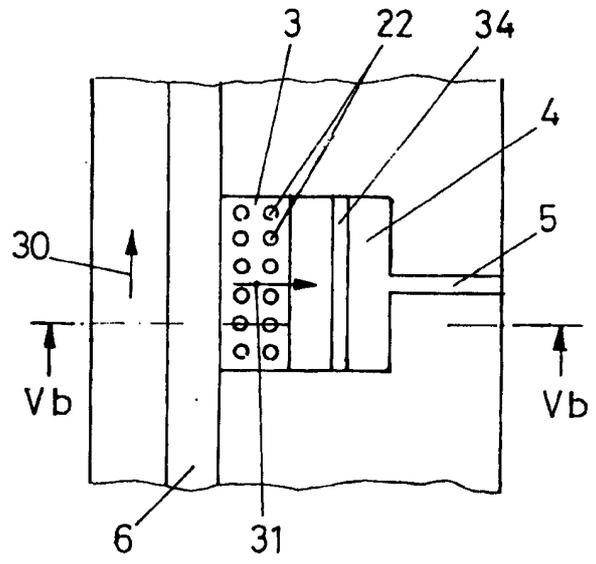


图5b

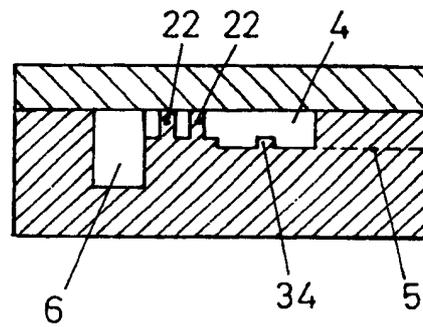


图6

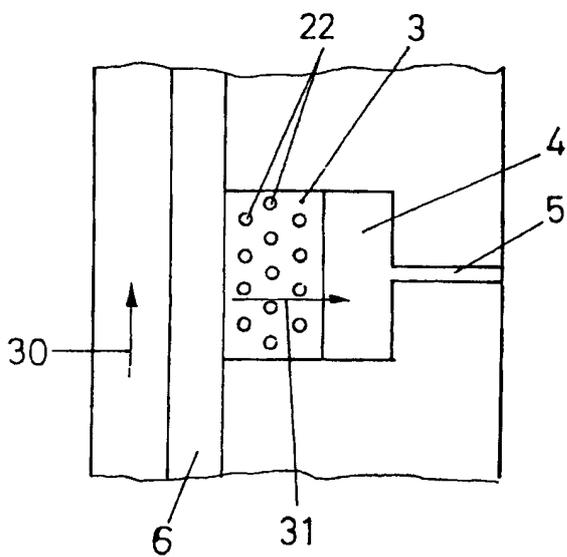


图7

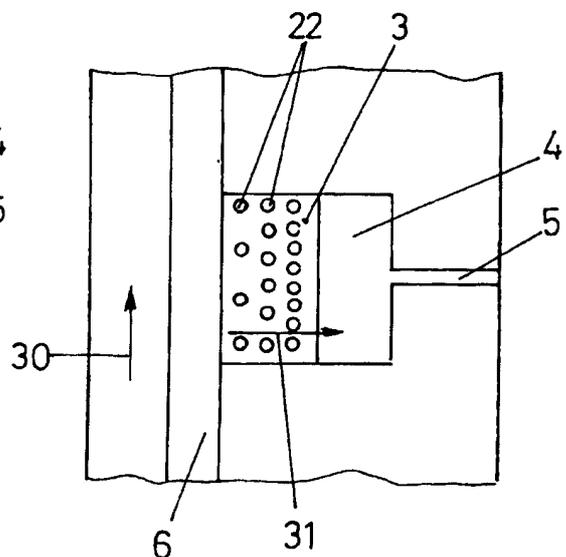


图8

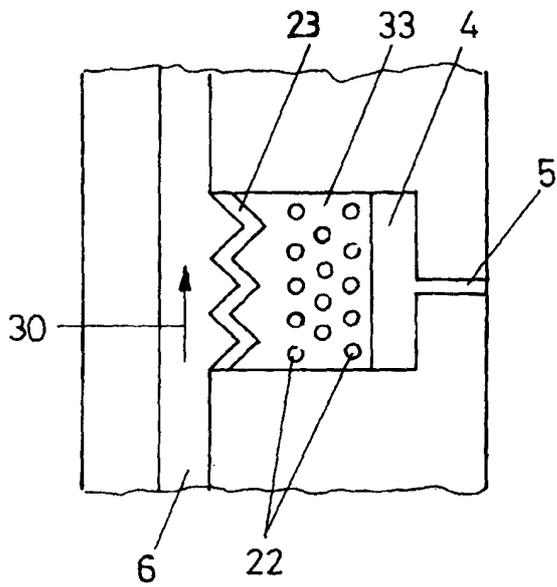


图9a

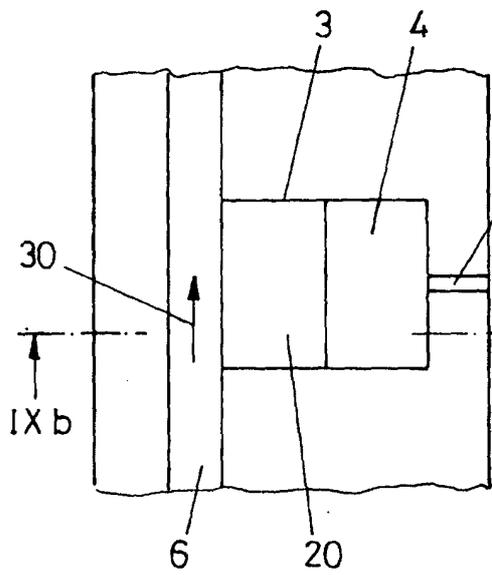


图9b

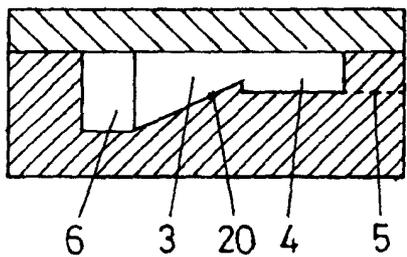


图10a

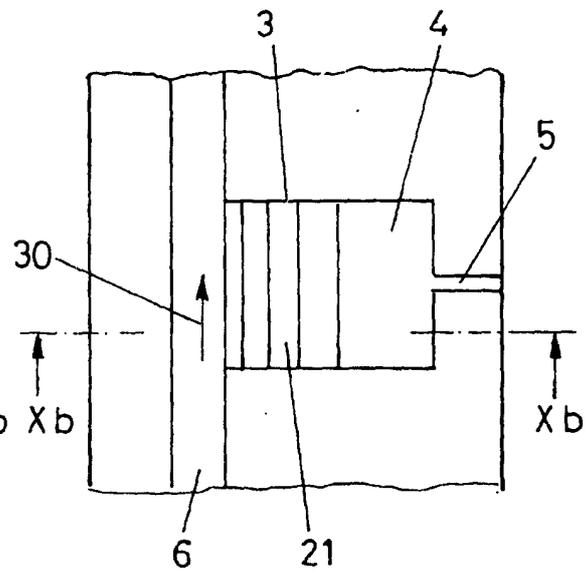


图10b

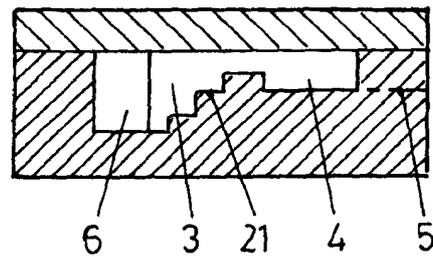


图11a

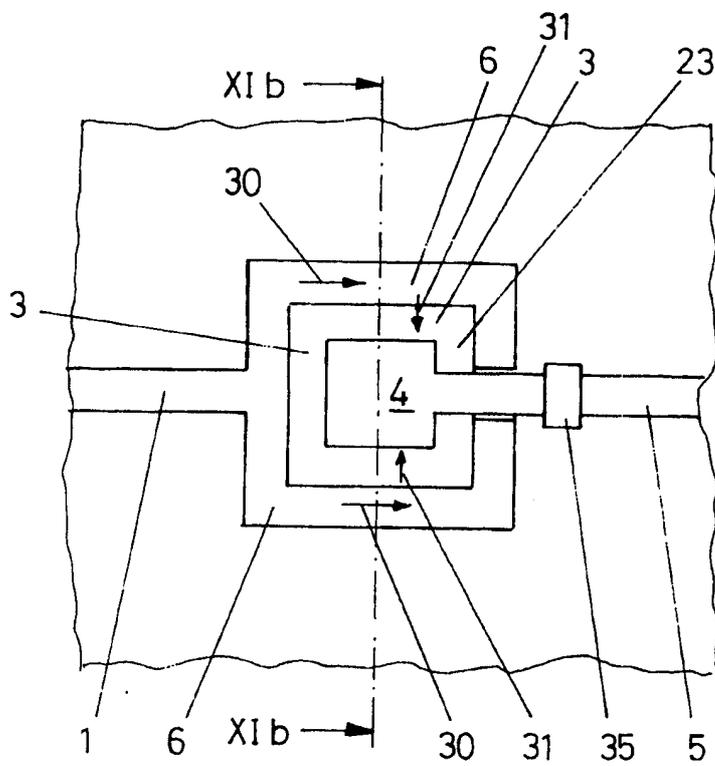


图11b

