

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

B01D 61/00

B01D 67/00 B01D 71/64

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00803368.4

[43] 公开日 2002 年 3 月 6 日

[11] 公开号 CN 1338970A

[22] 申请日 2000.12.5 [21] 申请号 00803368.4

[30] 优先权

[32] 1999.12.8 [33] US [31] 09/457,173

[86] 国际申请 PCT/US00/32932 2000.12.5

[87] 国际公布 WO01/41905 英 2001.6.14

[85] 进入国家阶段日期 2001.8.1

[71] 申请人 巴克斯特国际公司

地址 美国伊利诺斯州

[72] 发明人 詹姆斯·D·雅各布森

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任公司

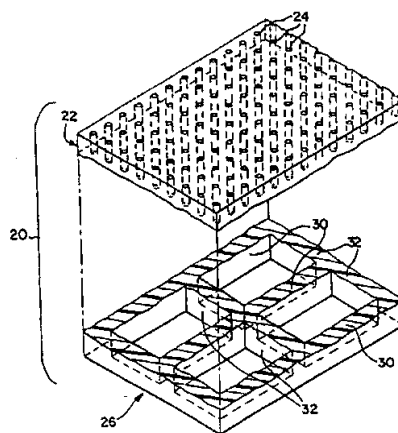
代理人 王维玉 丁业平

权利要求书 13 页 说明书 27 页 附图页数 8 页

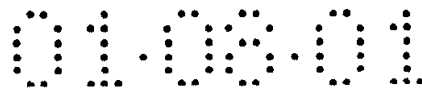
[54] 发明名称 微孔滤膜、制造微孔滤膜的方法和使用微孔滤膜的分离器

[57] 摘要

公开了一种滤膜、制造该滤膜的方法以及使用这种滤膜的仪器,其中该滤膜是整体式聚合物膜(20),其包含一具有微米级的精确形状的孔(24)的聚合物过滤层(22)和聚合物支持层(26),后者有用于支持过滤层的多孔的有精确形状的支持物。公开了几种使用显微机械加工技术制造这种膜的方法,包括光刻、激光切割和 X-射线处理技术。公开了几种使用这种膜的仪器。



ISSN 1008-4274



权 利 要 求 书

1. 一种整体式聚合物滤膜，其包含：
一具有微米级精确形状孔的聚合物过滤层，和
5 一具有用于支持过滤层的精确形状的多孔的支持结构的聚合物支持层。
2. 权利要求 1 的滤膜，其中支持层比过滤层厚。
- 10 3. 权利要求 2 的滤膜，其中支持层比过滤层厚的因数为 2-250。
4. 权利要求 1 的滤膜，其中支持层基本上与过滤层共同伸展。
5. 权利要求 1 的滤膜，其中支持层包含至少两个亚层，一个有
15 确定孔隙率的第一亚层和一个与第一亚层有不同孔隙率且置于第一亚层和过滤层之间的第二亚层。
6. 权利要求 1 的滤膜，其中支持层包含第一种多数的相互间隔的支柱，支柱间的间隔距离明显大于微米级孔的孔径。
20
7. 权利要求 6 的滤膜，其中支持结构包含第二种多数的相互间隔的支柱，第二种多数的支柱与第一种多数的支柱交叉以确定一个支持栅格。
8. 权利要求 6 或 7 的滤膜，其中支柱之间的间隔距离范围为 50-
25 1000 微米。
9. 权利要求 6 或 7 的滤膜，其中支柱宽度为 10-100 微米。
- 30 10. 权利要求 1 的滤膜，其中支持结构包含一个支持栅格。

11. 权利要求 10 的滤膜，其中支持栅格包含至少两个亚栅格，第一亚栅格包含有确定宽度和确定的间隔距离的支柱，第二亚栅格置于第一亚栅格与过滤层之间，第二亚栅格包含与第一亚栅格有不同宽度或间距的支柱。

12. 权利要求 10 的滤膜，其中栅格包含许多交叉壁，所说的壁至少在交叉处是弯曲的。

13. 权利要求 12 的滤膜，其中栅格包含许多由相互间隔的，一般为圆柱形或椭圆形的孔限定的交叉壁。

14. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层和支持层由不同的材料组成，这些材料有足够的相容性以形成整体式膜。

15. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层和支持层限定在单一膜的相对的两边，与多孔支持结构连通的孔允许滤液通过。

16. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层和支持层分别由同种材料形成，并结合在一起以形成整体式膜。

17. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层的聚合物材料是光敏性的、可蚀刻的或适于进行激光切割或 X-射线处理的，支持层的聚合物材料是光敏性的、可蚀刻的或适于激光切割或 X-射线处理的。

18. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层的聚合物材料是可蚀刻的，支持层的聚合物材料是光敏性的或适于进行激光切割的。

19. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层和支持层的聚合物材料是可蚀刻的聚酰亚胺材料。

20. 权利要求 1 的滤膜，其中过滤层和支持层的聚合物材料包含光敏性的聚酰亚胺材料。

5 21. 权利要求 1 的滤膜，其中滤膜是有柔韧性的。

22. 权利要求 21 的滤膜，其中滤膜有足够的柔韧性以致可以沿曲率至少为 1/2 英寸的半径安置。

10 23. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 20 微米。

24. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 0.65 微米。

25. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 0.22 微米。

15 26. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 2 微米。

27. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 0.08 微米。

20 28. 权利要求 1 的滤膜，其中所说的微米级精确形状的孔是非圆形的。

29. 权利要求 28 的滤膜，其中所说的孔是拉长的。

25 30. 权利要求 28 的滤膜，其中孔的尺寸和形状被确定以阻止人血白细胞的通过，而允许红细胞和血小板的通过。

31. 一种分离器，其包含：

具有一个流体入口和第一流体出口的外壳，

30 在所说的外壳中在所说的入口和所说的第一出口之间的流动通

道，

安置在流动通道中以允许滤液通过的整体式聚合物滤膜，这种滤膜包含：

一个具有微米级精确形状的滤液可通过的孔的过滤层，和

一个具有用于支持过滤层的精确形状的多孔支持结构的支持层。

32. 权利要求 31 的分离器，其中滤膜是弯曲的。

33. 权利要求 32 的分离器，其中滤膜是沿曲率至少为 1/2 英寸的半径弯曲的。

34. 一种用于分离悬浮液的一种或多种组分的分离器，该分离器包含：

限定了基本为圆柱形内表面的外壳；

一个旋转安装在外壳内的转子，其包含基本为圆柱形的与外壳内表面间隔的外表面；

一块安置在选定的转子的基本为圆柱形的外表面和基本为圆柱形的外壳的内表面的整体式柔韧性聚合物膜；

该柔韧性膜包含一个具有微米级精确形状的孔的过滤层和一个具有精确形状的多孔的用于支持过滤层的支持层；

外壳上有一个入口，用于把悬浮液导入转子和外壳表面之间的间隙；

外壳上一个第一出口，用于把部分悬浮液从转子和外壳表面之间的间隙放出；和

一个第二出口，其与膜的过滤层相通，用于放出任何通过滤膜的滤液。

35. 权利要求 34 的分离器，其中膜被弯曲以与安置膜的转子或外壳的基本为圆柱形的表面相符。

36. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中支持层比过滤层厚。

37. 权利要求 36 的分离器，其中支持层比过滤层厚的因数为 2-250。

5

38. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中支持层基本上与过滤层共同伸展。

10

39. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中支持层包含至少两个亚层，一个有确定孔隙率的第一亚层和一个与第一亚层有不同孔隙率且置于第一亚层与过滤层之间的第二亚层。

15

40. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中支持结构包含第一种多数的相互间隔的支柱，支柱间的间隔距离明显大于微米级孔的孔径。

20

41. 权利要求 40 的分离器，其中支持结构包含第二种多数的相互间隔的支柱，第二种多数的支柱与第一种多数的支柱交叉以确定一个支持栅格。

42. 权利要求 40 的分离器，其中支柱相互间隔的距离范围为 50-1000 微米。

43. 权利要求 40 的滤膜，其中支柱的宽度为约 10-100 微米。

25

44. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中支持结构包含一个支持栅格。

30

45. 权利要求 44 的分离器，其中支持栅格包含至少两个亚栅格，第一亚栅格包含有确定宽度和确定的间隔距离的支柱，第二亚栅格置于第一亚栅格与过滤层之间，第二亚栅格包含与第一亚栅格有不同宽

度或间距的支柱。

46. 权利要求 44 的分离器，其中栅格包含许多交叉壁，所说的壁至少在交叉处是弯曲的。

5

47. 权利要求 46 的分离器，其中栅格包含许多由相互间隔的，基本为圆柱形或椭圆形的孔限定的交叉壁。

48. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中所说的孔的尺寸被确定以把红细胞和白细胞与血浆和血小板分离。

10

49. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层和支持层包含不同的材料，这些材料有足够的相容性以形成整体式膜。

50. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层和支持层限定在单一膜的相对的两边，与多孔支持结构连通的孔允许滤液通过。

15

51. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层和支持层分别由同种材料形成，并结合在一起以形成整体式膜。

20

52. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层的聚合物材料是光敏性的、可蚀刻的或适于进行激光切割或 X-射线处理的，支持层的聚合物材料是光敏性的、可蚀刻的或适于激光切割或 X-射线处理的。

53. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层的聚合物材料是可蚀刻的，支持层的聚合物材料是光敏性的或适于进行激光切割或 X-射线处理的。

25

54. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层和支持层的聚合物材料是可蚀刻的聚酰亚胺材料。

30

55. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中过滤层和支持层的聚合物材料包含光敏性的聚酰亚胺材料。

5 56. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中滤膜是有柔韧性的。

57. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中孔径小于或等于约 20 微米。

10 58. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中孔径小于或等于约 0.65 微米。

59. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中孔径小于或等于约 0.22 微米。

15 60. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中孔径小于或等于约 2 微米。

61. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中孔径小于 0.08 微米。

20 62. 权利要求 31 或 34 的分离器，其中所说的微米级精确形状的孔是非圆形的。

63. 权利要求 62 的分离器，其中所说的孔是拉长的。

25 64. 权利要求 62 的分离器，其中孔的尺寸和形状被确定以阻止人血白细胞的通过，而允许红细胞的血小板的通过。

65. 一种用于制造整体式聚合物滤膜的方法，该滤膜包含至少一个具有微米级精确形状的孔的过滤层和一个具有精确形状的用于支持过滤层的支持结构的支持层，该方法包括：

30

形成过滤膜层，方法是通过从聚合物膜的一边去除选定的材料以确定过滤层的精确形状的微米级的孔；和

形成支持层，方法是通过从所说的聚合物膜的另一边去除选定的材料以确定有精确形状的多孔的支持结构，与多孔的支持结构相通的孔允许滤液通过。

66. 一种用于制造整体式滤膜的方法，所述滤膜包含至少一个具有微米级精确形状的孔的过滤层，孔穿过滤层，和一个具有用于支持所说的过滤层的多孔的支持结构的支持层，该方法包括：

形成过滤层，方法是通过从第一聚合物膜去除选定的材料以确定许多微米级精确形状的穿透孔；

形成支持结构层，方法是通过从第二聚合物膜去除选定的材料以确定有精确形状的多孔的支持结构；和

把过滤层和支持层结合在一起成重叠关系以形成整体式膜。

67. 权利要求 65 或 66 的方法，其中至少一个所说的过滤层和支持层的形成是通过：

提供一聚酰亚胺材料的膜；

把一金属膜应用到所说的聚酰亚胺膜的表面；

把光致抗蚀剂材料应用到所说的金属膜上；

在所说的光致抗蚀剂层上产生第一种图案以确定微米级的孔或支持结构，并且从所说的光致抗蚀剂层上去除选定的材料；

从所说的金属膜上在所说的光致抗蚀剂材料已经去除的区域去除材料；和

从聚酰亚胺膜上在金属膜已经去除的区域去除选定的材料以确定孔或支持结构；

把所有残余的光致抗蚀剂材料和金属膜从聚酰亚胺膜上去除。

68. 权利要求 65 或 66 的方法，其中至少一种所说的过滤层和所说的支持层包含一光可成像的聚合物膜，以及至少一层的形成是通过

把膜通过掩模曝光以确定一种图案及把由图案确定的所说的聚合物膜的选定部分去除以形成孔或支持层。

5 69. 权利要求 67 的方法，其中所说的聚合物膜是一种负片作用的光可成像膜，并且所说的去除是通过去除所说膜的非曝光区域进行的。

70. 权利要求 67 的方法，其中所说的膜是一种正片作用的光可成像膜，并且所说的去除是通过去除所说的膜的曝光区域进行的。

10 71. 权利要求 67 的方法，其中从聚酰亚胺膜上去除选定的材料是通过干蚀刻进行的。

15 72. 权利要求 65 或 66 的方法，其中去除材料的至少一个步骤包括通过激光切割或用离子辐射处理膜。

73. 权利要求 72 的方法，该方法使用了一种激发物激光器切割所说的膜。

20 74. 权利要求 65 或 66 的方法，其中支持层比过滤层厚。

75. 权利要求 74 的方法，其中支持层比过滤层厚的因数为 2-250。

25 76. 权利要求 68 的方法，其中连续提供一种连续网状光可成像聚合物膜，并且图案是在所说的膜上累进地产生，并且选定的材料被累进地去除以确定孔或支持结构。

30 77. 权利要求 65 或 66 的方法，其中连续提供一种连续的网状激光可切割的聚合物膜，并且累进地去除选定的材料以确定孔或支持结构。

78. 权利要求 68 的方法，其中所说的光可成像聚合物膜包含聚酰亚胺。

5 79. 权利要求 65 或 66 的方法，其中支持结构包含第一种多数的相互间隔的支柱，其中所说的支柱间的间隔距离明显大于所说的微米级孔的孔径。

10 80. 权利要求 79 的方法，其中所说的支持结构包含第二种多数的相互间隔的支柱，第二种多数的支柱与所说的第一种多数的支柱交叉以确定一个支持栅格。

15 81. 权利要求 79 的方法，其中所说的支柱相互间隔的距离范围为 50-1000 微米。

 82. 权利要求 79 的方法，其中支柱的宽度为约 10-100 微米。

 83. 权利要求 65 或 66 的方法，其中支持结构包含一个栅格。

20 84. 权利要求 65 或 66 的方法，其中支持结构包含至少两个亚层，一个有确定孔隙率的第一亚层和一个与第一亚层有不同孔隙率且置于第一亚层和过滤层之间的第二亚层。

25 85. 权利要求 83 的方法，其中支持栅格包含至少两个亚栅格，第一亚栅格包含有确定宽度和确定的间隔距离的支柱，第二亚栅格置于第一亚栅格与过滤层之间，第二亚栅格包含与第一亚栅格有不同宽度或间距的支柱。

30 86. 权利要求 83 的方法，其中栅格包含许多交叉壁，所说的壁至少在交叉处是弯曲的。

87. 权利要求 86 的方法，其中栅格包含许多由相互间隔的，基本为圆柱形或椭圆形的孔限定的交叉壁。

5 88. 权利要求 66 的方法，其中支持结构的形成是通过从没有完全固化的两层聚合物膜上去除材料，从一层膜上去除材料以确定有确定孔隙率的支持结构，从另一层膜上去除材料以确定比上一层膜有更大孔隙率的支持结构，所说的过滤层膜和支持膜结合在一起以形成整体式膜。

10 89. 权利要求 65 或 66 的方法，其中滤膜是有柔韧性的。

 90. 权利要求 89 的方法，其中滤膜有足够的柔韧性以沿一条曲率为 1/2 英寸的半径安置。

15 91. 一种用于制造整体式有预先确定厚度的聚合物滤膜的方法，该滤膜包含至少一个具有微米级精确形状的过滤层和一个具有用于支持所说的过滤层的有精确形状的支持结构的支持层，该方法包括：

 提供一个基材；

20 把第一聚酰亚胺层旋压到基材上；

 把一金属层应用到第一聚酰亚胺层上；

 把光致抗蚀剂应用到金属层上；

 冲洗光致抗蚀剂以确定一种微米级孔或支持结构的第一图案；

 把第一图案从所说的光致抗蚀剂上转印到所说的金属层上；

25 把第一图案从金属层上转印到所说的第一聚酰亚胺层上以产生一种所说的微米级孔或支持结构；

 按次去除光致抗蚀剂和金属层；

 把第二聚酰亚胺层旋压到第一聚酰亚胺层上以在其之间产生界面；

30 在第二聚酰亚胺层上产生第二种图案以确定另一种微米级孔或支

持结构；

从第二聚酰亚胺层上去除选定的材料以确定另一种微米级的孔或支持结构；

把第一和第二聚酰亚胺层固化以消除其之间的界面并产生整体过滤层-支持结构；和

把整体式过滤层-支持结构从所说的基材上脱除。

92. 一种用于制造整体式有预先确定厚度的聚合物滤膜的方法，该滤膜包含至少一个具有微米级精确形状的过滤层和一个具有用于支持所说的过滤层的有精确形状的支持结构的支持层，该方法包括：

提供一个硅片基材；

把第一聚酰亚胺层旋压到硅片上；

将第一聚酰亚胺层通过一个掩模曝光以确定一种微米级孔或支持结构的第一图案；

把第二聚酰亚胺层旋压到第一聚酰亚胺层上以在其之间产生界面；

将第二聚酰亚胺层通过一个掩模曝光以确定另一种微米级孔或支持结构的第二图案；

从第一和第二聚酰亚胺层上去除选定的材料以确定微米级孔和支持结构；

把第一和第二聚酰亚胺层固化以消除其之间的界面并产生整体式过滤层-支持结构；和

把整体式过滤层-支持结构从所说的硅片基材上脱除。

93. 权利要求 92 的方法，其中从第一聚酰亚胺层上去除选定的材料是在第二层旋压到第一层上之前进行的。

94. 一种用于制造滤膜的方法，其包含：

提供一种有柔韧性的膜，该膜具有相对的基本平坦的表面并且在表面之间有厚度；

在一个表面上切割选定的区域至第一确定的厚度以在一个表面上确定许多微米级有精确形状的孔；和

在另一个表面上切割选定的区域至第二确定的厚度以确定一种多孔的有精确形状的支持结构，与多孔的支持结构相通的孔允许滤液通过。

95. 权利要求 94 的方法，其中切割通过激光进行。

96. 权利要求 66 的方法，其中第一和第二膜在去除阶段时并没有完全固化，并且结合步骤包含第一和第二层膜。

97. 一种用于制造整体式聚合物滤膜的方法，该滤膜包含至少一个具有微米级精确形状的过滤层和一个具有用于支持过滤层的有精确形状的支持结构的支持层，该方法包含：

提供一聚合物膜，其包含在膜的一边确定的支持结构；

形成过滤层，方法是通过从该聚合物膜的另一边去除选定的材料以确定过滤层的微米级有精确形状的孔。

98. 权利要求 97 的方法，其中所说的支持结构在所说的膜的所说的一边是经压纹的。

99. 权利要求 97 的方法，其中所说的支持结构在所说的膜的所说的一边是预制的。

100. 权利要求 97 的方法，其中所说的形成过程是通过蚀刻、激光切割、光成像或辐射进行的。

101. 权利要求 91 的方法，其中基材包括硅片。

102. 权利要求 1 的滤膜，其中孔径小于或等于约 0.45 微米。

微孔滤膜、制造微孔滤膜的方法和使用微孔滤膜的分离器

5 发明领域

概括来讲，本发明涉及微孔膜、制造微孔膜的方法和使用微孔膜的过滤或分离仪器。更具体地说，本发明涉及具有微米级的精确尺寸的微孔滤膜以及制造这种膜的方法和使用这种膜的仪器。

10 发明背景

按尺寸和/或形状区分过滤器是众所周知的。例如，一种过滤器提供了弯曲的通路，借助它粒子必须经导向以通过过滤器。这些过滤器有时候是指深度过滤器，一般使用由厚层纤维或其它材料制成的过滤器件。由于其厚度和弯曲通路过滤技术，这些过滤器有时候需要相对高的可透性膜压，也就是透过过滤器，以顺利流过过滤器。

与深度过滤器不同，另一种众所周知的过滤器使用相对薄的滤膜，这种膜典型是有极小的孔径。这种膜广泛应用于医学和工业领域。例如，这种具有极小低至 0.22 微米孔径的膜用于从液体，如静脉内溶液中过滤细菌和其它物质。这种微孔过滤器也用于从液体血浆中分离人体血细胞组分（红细胞、白细胞和血小板），在液体血浆中各组分是悬浮的。一种用于这种血液组分分离的著名装置是伊利诺斯州 (Illinois) Deerfield 市巴克斯特卫生保健公司出售的 Autopheresis-C® 分离器。

25 尽管极小孔径滤膜一般令人满意，但其趋向于有有限的孔隙率，仅主要依据尺寸进行区分，并且有时由于膜表面的阻塞而受到流速下降的不利影响。此处使用的“孔隙率”是指由孔构成的膜表面的部分或百分数。它也称作膜的“透明度”。高孔隙率或透明度的滤膜，也就是其表面的大部分由孔构成的滤膜倾向于在给定的可透性膜压下，

允许以比较低孔隙率或透明度的滤膜，也就是其表面小部分由孔构成的滤膜，更高的流动速率流过滤膜。

新近人们进行了一些努力，目的是开发具有精确孔径和形状的滤膜以增强其区分能力，例如，尤其是在微米或亚微米级用于分离细胞和细胞组分。这样的过滤器在血细胞或其它类型的细胞的相互分离或从血细胞悬浮其中的液体（含血细胞的血浆）中分离血细胞或其它类型的细胞有特殊的用途，但不限于这些用途。

但是具有微米或更小等级孔径的过滤器经常有明显的局限性。一种这样的微孔膜称为“微蚀刻”膜。微蚀刻膜具有统一的微米级直径的洞或孔，用于根据粒子大小来进行区分。但是微蚀刻膜典型具有低孔隙率，这限制了处理量或过滤速率。

例如，微蚀刻的过滤器，其孔隙率约为 2%和 6%或 7%。试图增加微蚀刻滤膜孔隙率经常导致二连洞或三连洞，这些洞部分重叠并因此降低了滤膜的区分能力。要想避免二连洞或三连洞，一般微蚀刻膜的孔隙率限制在约 7%或更低。

除了低孔隙率，微蚀刻膜还有其它缺点。微蚀刻膜只有圆孔，因此它不适合用于区分非圆形颗粒。

最近，有人建议使用光刻微细加工或类似的显微机械加工技术以得到具有精确孔径和形状的孔的滤膜。例如，USP 5,651,900 公开了一种由无机材料，如硅制造的粒子过滤器，适用于高温和苛刻的溶剂。该过滤器具有通过互连元件精密控制的孔径，并有可选择的加强肋条。

有人还建议使用精确孔径的过滤膜，如用于将一种血细胞同其它种类分离。美国专利申请序列号为 719,472，于 1996 年 9 月 25 日提

出申请，并在此处引作参考的标题为“用于过滤医学和生物流体悬浮液等的方法和仪器”描述了具有精确微米级和精确形状的孔的滤膜，例如可用于将人血中白细胞与红细胞分离。

5 然而，经验证明通过微刻、显微机械加工或类似的方法制造微结构，如单层滤膜，会受到一些限制。例如，作为“经验法则”，孔的直径或最大横向尺寸不能小于膜厚度的约 $1/2$ 或 $1/3$ 。因此，极小的孔径，如 1 微米或更小，就需要厚度为 2-3 微米或更小的极薄的膜。它的倒数通常叫做“纵横比”，一般是指厚度不能比孔径大 2-3 倍。但是如此薄的膜一般来说是很脆的，并且对于微孔滤膜的众所周知的用途它的强度也不够高。

15 一个公知的应用是在 Illinois Deerfield 的巴克斯特卫生保健公司出售的 Autopheresis-C® 血浆取出装置中。Schoendorfer 的 USP 5,194,145 中有对此装置的详细描述，在此引作参考。Autopheresis-C® 分离器把微孔滤膜安装在一个有固定外壳的旋转转子上。正如上述专利中描述的那样，这样的装置在从血细胞悬浮的血浆中分离血细胞特别有效。但是，在这种装置中使用的微孔滤膜必须是有弹性的并且能够经受在这种分离体系中遇到的高旋转速度、剪切力和可透性膜压。

20 因此在过去，微孔滤膜的微细加工出于竞争的考虑受到了限制。一方面，更细的过滤（更小的孔径）因而一般需要薄的滤膜，但其也因此易碎。另一方面，要想膜坚固一般就得使用更厚的膜，而这一般又难以形成高孔隙率的、极小的、精确控制的孔。

25 作为对膜易碎性的一个解决方案，有人建议提供一种滤膜，其中的膜层置于一支持层上。Van Rijn 的 USP 5,753,014 描述了一种复合膜，在一单独的聚合物微孔支持物上面是聚合物膜层。膜层和支持物中的钻孔或孔通过显微机械加工方法制成，如光刻方法结合蚀刻。在膜和支持物之间还可以有一中间层，以利增强结合和应力减低。尽管

这种膜可适合多种用途，但由于使用小量加工，制造成本比较高。

5 极薄的微米级的微孔膜也可用于非过滤用途。例如，1996 年 4 月 18 日公布的专利（国际申请号 WO 96/10966）中公开了一种用于植入受体组织的微细加工的结构。该结构由一组聚酰亚胺聚合物膜层组成，每一层都有通过微细加工技术制成的具有不同几何图样的孔。将这些膜叠加在一起就会产生多孔三维结构，它能够促进受体中血管结构的生长。

10 无论如何，仍然需要新型的或改进的微孔滤膜、用于制造这种滤膜的新型的或改进的方法以及使用这种膜的仪器。

发明概述

滤膜

15 本发明的一方面是提供一种整体式的聚合物滤膜，它包含过滤层和支持层，其中过滤层包含适宜于多种过滤用途的微米级的精确形状的孔，而支持层包含用于支持过滤层的多孔的精确形状的支持结构。正如后文中详细讨论的那样，本发明的滤膜可以由单一聚合物薄膜或由结合在一起的复合聚合物薄膜制成，例如，通过热固化形成单一整体式膜，在过滤层和支持层之间没有明显的分界线。无论采用哪种形式，本发明都可以把过滤层做得很薄，这样一来就可以加工成非常微小的微米级的精确形状的孔，以及相对较高的孔隙率而不至于产生过度的膜脆性。

25 在本发明滤膜的一个优选实施方案中，支持层比过滤层厚，并且可以比它厚 2 至 250 倍。而且支持层和过滤层是优选而非必须共同伸展的。

30 本发明可以使用大量支持结构来支持和加强膜的过滤层。按照本发明，支持结构是精确形状的，因此它可以按照给定用途的特殊要求

成形。在一公开的实施方案中，支持结构由许多彼此间隔的支柱组成用以支持过滤层。支柱间隔的距离优选显著大于孔径，目的是让通过过滤层的滤液相对顺利地通过支持结构。例如，支柱的间隔距离可以为约 50-1000 微米，当然如果不偏离本发明的更广泛的方面也可以采用其它的间隔距离。还使用第二种大量的彼此间隔的支柱，它们与第一种大量的支柱交叉以确定一支持栅格用来支持过滤层。尽管目前优选支柱栅格，但其它的支持结构，如梁柱结构、悬网结构和其它结构，也可以用来支持过滤层。

另外，支持结构也可以包含 2 层或更多层或亚栅格以增强支持和/或柔韧性。例如，支持层，例如，可以包括一个有确定的孔隙率的亚层和另一个在过滤层和第一亚层间有不同孔隙率的亚层。支持层也可以包含两个或更多个不同构造的亚栅格。例如，在一种使用间隔支柱的支持栅格中，一个亚栅格可以具有预先确定的宽度和间隔的支柱，另一个亚栅格可以具有不同宽度和/或间隔的支柱。作为另外的例子，直接支持过滤层的亚栅格可以含有间隔更小的支柱，其不如其它亚栅格中的支柱宽，用于支持非常薄的过滤层，如 3 微米或更小。

因此，应该清楚亚层或亚栅格的数目和构造可以根据给定用途滤膜特殊需要进行变化。例如，如果应力降低和制造容易，包含交叉壁栅格的支持层在交叉处可以用曲线代替锐角。另外，实际上支持结构可以通过许多间隔的，通常是椭圆形或圆柱形的孔确定，这些孔贯穿栅格并且产生了支持壁或网，同时具有窄的腰区和宽的交叉区。

本发明的滤膜也可以做得有柔韧性。更具体地，如果需要，本发明的滤膜可以做得足够柔韧以致可以沿一条约 1/2 英寸曲率的半径安置。正如下文将更详细的描述，这样就使得本发明的滤膜特别适用于旋转膜分离器，如前述的 Autophoresis-C®，以及其它需要非平面及有柔韧性滤膜的分离器。

本发明的滤膜不仅适用于如 Autopheresis-C®分离器和其它医学用途，它也适宜其它使用微孔滤膜过滤液体或悬浮液，如水或酒过滤和其它工业应用的广泛的用途。尽管可以依据应用改变尺寸，但典型的过滤层的微米级的孔其最大横向尺寸小于或等于约 20 微米，当然并不是必须的。在此描述的“微米级”是指小于 100 微米。“精确形状的”是指一般特定的并预先确定的形状，这与在先技术中的极小孔径的膜不同。“精确形状的”目的是要包括并允许多种精确度，只要孔或其它结构的一般形状是预先确定的非任意形状。

准确的孔径取决于期望的用途。例如，具有最大横向（边到边）尺寸小于或等于约 0.22 微米孔径的滤膜适用于从液体中过滤细菌，以及其它类似用途。孔径小于或等于约 0.60-0.65 微米的滤膜适用于从血液中去掉大部分细胞和细胞碎片以剩余基本不含细胞的血浆，或在一个非常不同的应用中用于过滤酒。孔径 0.45 微米或更小的滤膜能够去除大肠杆菌或用于诊断和显微应用。孔径 0.08 微米的滤膜可用来过滤用于电子加工过程的水。

本发明的滤膜也可以用多种适用于微刻或显微机械加工技术的材料和结构制成。如上所述，本发明滤膜是整体式的，也就是说在层或亚层之间没有明显可见的分界线。例如，这样的滤膜可以包含由具有足够的相容性的不同材料，但可以通过将这些材料一起例如热固化得到整体式膜。作为选择，当过滤层和支持层确定在一单一薄膜的相对侧时也可以得到整体式膜。

尽管也可以使用适于激光切割或辐射处理的材料，但过滤层和支持层的材料优选为光敏性的（或光可成像的）和可蚀刻的（通过干法或湿法）。只要可以达到整体性，过滤层和支持层可以但不必须由同种材料制成。例如，适于干蚀刻的材料可以用来形成过滤层，因为干蚀刻有特别好的精确度。另一方面，典型的支持层比过滤层粗糙，并且精确度要求更低，因此可以使用光可成像的或可激光切割的材料。

尽管典型的光可成像或激光切割方法提供的精确度不如干蚀刻，但前者对用于大多数期望的用途来讲，适于在过滤层上制成精确形状的孔。

5 使用激光切割，每一个激光脉冲仅能去除聚合物材料的一小部分。因此，激光切割更适用于制成过滤层而不是一般更厚的支持层。这种膜的支持层可以使用其它光刻或显微机械加工方法制成或单一或多膜结构。

10 另一方面，同步加速器提供高方向性的 X-射线辐射，该辐射可用来解开或“拉开”丙烯酸材料如聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 的主骨架。利用这种概念，通过具有吸收和传输的确定期望形状的部分的 X-射线掩模确定的聚合物膜的暴露区域可以通过离子辐射“拉开”，并通过随后的溶剂浴冲洗掉。这种方法可用来形成过滤层、支持层或
15 二者。

正如下文中更为详细的讨论，滤膜也可以由具有压纹或预制一边的支持层的薄膜制成，同时使用一种或多种上述的方法制成过滤层，这些方法用于从薄膜的另一边去除选定的材料以确定过滤层。

20 如果需要，也可考虑将本发明的整体式膜的孔做成非圆形的，而且对于某些用途可以优选非圆形孔。例如，正如待处理的申请序列号为 719,472 的美国专利中所公开的，可以把孔拉长以允许某些微粒如红细胞通过，而不允许其它微粒如白细胞通过。根据用途也可能希望
25 其它的形状，而本发明特别适用于满足这些各不相同的需求。

至于过滤层和支持层的材料，一种优选的用于制造滤膜的材料是聚酰亚胺聚合物。聚酰亚胺聚合物是以光敏的和可蚀刻的形式使用的。光敏聚合物可以正片的或负片的。在起负片作用的光敏聚合物中，
30 曝光的薄膜区域是固定的或永久的，而薄膜的非曝光区域可以通过化

学处理（溶剂）去除。在起正片作用的光敏聚合物中，曝光区域可以通过化学方法去除，而非曝光区域是固定的或永久的。用于加工聚合物膜如聚酰亚胺的光敏或可蚀刻膜的基本的光刻和显微机械加工技术是众所周知的，如公开的国际申请 WO96/10966 中的实施例所表明，
5 在此引作参考。

分离器

本发明的滤膜可用在分离器上以分离微粒，如但不限于从液体或悬浮液中分离细胞。例如，按照本发明另外的一个方面，可以提供一
10 种包含具有一个流体入口和一个第一流体出口的外壳，以及在外壳的入口和第一出口之间确定的流动通道。本发明的整体式聚合物滤膜可以放在外壳中，置于流动通道中以过滤通过的流体（滤液）。如上所述，这种膜包括具有微米级精确形状孔的过滤层，滤液可以通过孔，以及具有用于支持过滤层的多孔支持物的支持层。

15 在一个这样的分离器里，滤膜可以安置在这样的位置上，并且可以加工成特殊用途合理要求的形状。例如，滤膜可以安置在流动通道之上以过滤微粒，包括但不限于从过滤的液体中过滤细胞或细胞碎片。作为选择，滤膜也可以沿流动通道的长度安置，这样去除了滤液的流体就会流过滤膜的表面。在此替代方案中，一般会提供一个第二
20 出口以去除没有通过滤膜的部分流体。

25 由于本发明膜的柔韧和坚固的特性，它可以以它的一个优选形式，以弯曲方式安置在分离器上，实际上，该膜可以沿曲率约为 1/2 英寸的半径弯曲。本发明膜的这些特性使得它特别适用于分离液体或悬浮液类型的装置上，分离是通过在两个相对转动的结构中让流体通过膜进行的。这种装置的一个例子是巴克斯特卫生保健公司出售的 Autopheresis-C®分离器。

30 Autopheresis-C®分离器在一个基本为圆柱形的外壳中使用了一个

基本为圆柱形的膜覆盖的转子。悬浮液如血液通过转子和外壳表面之间的间隙从外壳的一端流到另一端。血浆流过膜并从外壳上的一个出口流出。如前文所述，人们发现该装置用于从悬浮的人血血浆中分离细胞组分非常有效。然而，这是一个有相对较高应力的环境，其中的滤膜不仅必须有柔韧性以固定在圆柱形转子或外壳上，而且还必须有足够的坚固性以耐受膜的安装或固定以及高速旋转的转子（几千转/分钟（rpm）的转速）、流体流动产生的剪切力以及可用来推动滤液流过膜的可透性膜压（尽管本发明孔隙率很高，过滤层很薄，但在比目前应用的更低的可透性膜压下才可以得到满意的滤液流速）。

Autopheresis-C®装置的一个独特的方面是由于转子和外壳的相对转动，在间隙中产生了许多强旋涡单元，称为 Taylor 涡系。Taylor 涡系通过帮助膜表面去除阻塞微粒（细胞）并利用膜的孔隙率清扫膜表面。本发明膜的高孔隙率以及微米级的精确形状的孔，很有希望进一步改善 Autopheresis-C®装置已经非常出色的性能。

因此，本发明提供一种分离器用于分离液体或悬浮液的一种或多种组分，其中分离器包括一个有基本为圆柱形的内表面的外壳和一个可旋转固定在外壳内并有与外壳内表面分隔的基本为圆柱形的外表面的转子（或两者）。本发明的有柔韧性的整体式的聚合物膜可以安置在转子的基本为圆柱形的表面或外壳的基本为圆柱形的内表面上（或两者都有）。这种膜包括一个具有微米级精确形状孔的过滤层和一个包含用于支持过滤层的精确形状的多孔支持结构的支持层。无论安置在转子还是外壳上，都要将膜的过滤层安装得正对转子和外壳之间的间隔。换句话说，如果滤膜安装在转子上，过滤层必须正对外壳的内表面，反之亦然。外壳包括一个用于将液体或悬浮液如血液导入外壳的入口，和一个用于从转子和外壳的间隔去除部分悬浮液的出口。要去除通过膜的滤液，还要在外壳上提供一个出口以与多孔的膜支持层一侧相连。

在这种旋转式分离器应用中，将滤膜弯曲符合安装了滤膜的基本为圆柱形的转子或外壳的表面。这可能需要一个曲率约为 1/2 英寸或左右的半径。正如前面概述的分离器，滤膜微米级的孔的尺寸可以依据特殊应用或需求选择。

5

可以理解前述分离器中使用的滤膜可以包括以上概括的关于滤膜的更特殊的性质和方面，在此不再重述。例如，本发明的分离器可以包含一整体式滤膜，其过滤层和支持层是相互独立的，并结合以形成整体式膜，或者从单一薄膜或片形成过滤层和支持层。也可以使用附加的支持亚层或亚栅格以增强柔韧性和/或强度，或可以按照实际应用使用不同的孔径或几何形状。

10

方法

本发明的另一方面目的是制造本发明具体实施类型的滤膜的方法。如先前所指出的，本发明的滤膜包含一个具有微米级精确形状孔的整体式过滤层和一个具有精确形状的支持结构的支持层。该滤膜可以从单一聚合物膜制成，或将不同的膜结合在一起以制成整体式滤膜。本发明的整体式聚合物滤膜可以通过从聚合物膜的一边去除选定的材料以确定过滤层的微米级精确形状的孔而制成。支持结构可以通过去除聚合物膜另一边的选定的材料以确定用于支持过滤层的多孔支持结构制成，这可以与过滤层同时进行也可以单独进行。与多孔支持结构连通的孔允许滤液通过。

15

20

25

30

整体式滤膜也可以通过由单一薄膜或同种的或有足够相容性的材料的几块薄膜形成的过滤层和支持层制成，当将过滤层和支持层结合在一起时就可以形成整体式。例如，当孔和支持结构形成时，薄膜可以没有完全固化，然后一起固化以形成整体式膜。当用二块或更多不同的膜制作滤膜时，过滤层通过从一块聚合物膜上去除选定的材料以确定整块膜上的大量微米级精确形状的孔而制成。支持层通过从另一块聚合物膜上去除选定的材料以确定精确形状的多孔支持结构而制

成。过滤层和支持层，以及所有需要的额外的或中间层以叠加或接触关系安置，各层结合在一起以形成整体式滤膜。

按照本发明的另一方面，滤膜也可以由单片膜制成，其中支持结构在该片膜的一边压纹或预制，并使用以下讨论的去除技术从膜的另一边去除选定的材料以形成精确形状的孔。

从聚合物膜上去除材料可以使用多种技术，出于最完全的考虑，本发明并不限于任何特定的技术或技术的组合。通常认为适于形成微米级精确形状的孔和精确形状的支持结构的技术包括光成像的微刻和显微机械加工技术，湿法和干法蚀刻，基于放射的加工技术，如放射“拉开”，和激光切割。“湿法蚀刻”通常是指通过与液体成分接触进行蚀刻，而“干蚀刻”通常是指通过与气体或等离子体接触进行蚀刻。也可以使用其它已经存在的或以后发展的显微机械加工技术。

尽管所有的这些技术并非具有相同的精度，但通常认为它们对于制造“精确形状的”孔和其它结构以及对于本发明都足够精确。例如，穿透掩模的激光可用来将聚合物膜上掩模确定的选定的区域切割掉。当滤膜由单一薄膜制成时，可以使用激光切割同时或按顺序形成薄膜一边的过滤层和另一边的支持层中的一个或两者。

在一块可蚀刻的聚合物薄膜如聚酰亚胺材料的薄膜上，可以把一块金属薄膜应用到聚酰亚胺薄膜的表面，然后把一光致抗蚀剂层加到金属薄膜上。由光聚焦通过具有用于确定微米级孔或支持结构的期望设计的掩模，在光致抗蚀剂层上产生第一种图形。依据曝光方式，使用已知的化学处理技术将光致抗蚀剂层上的选定材料去除。然后按照公知的技术将去除光致抗蚀剂后露出的金属薄膜区域去除。去除选定区域的光致抗蚀剂和金属薄膜后会露出与第一次在光致抗蚀剂上产生的图形对应的聚合物膜区域。聚合物膜的这些区域可以通过多种方法去除，但干蚀刻如活性离子蚀刻是优选技术，因为它有更好的确定性

或图形转印。金属层保护薄膜的选定区域免受蚀刻过程。蚀刻过程以后，从聚酰亚胺薄膜上去除剩余的光致抗蚀剂和金属薄膜，展露出具有期望结构的过滤层或支持层。也可以使用这种技术以制成单一薄膜的一层或两层或从多块薄膜制成的膜的一层或两层。也可以使用其它的技术，如激光切割，基于放射的加工技术，或压纹，目的是使用一种技术形成一层，使用另一种技术形成另一层。由于有好的确定性，因此干蚀刻或基于放射的加工技术可以是用于去除材料以形成过滤层优选技术。

本发明也可以使用其它用于形成过滤层和支持层的技术。过滤层和/或支持层可以包含一光可成像的聚合物薄膜，并且可以将薄膜暴露于透过掩模的光之下形成，该掩模用于确定将要形成的孔或支持结构的形状。依据薄膜是正片或负片光可成像的性质在薄膜上选定材料，然后把选定的材料去除以产生所期望的层。

当然，在不偏离本发明的更广泛的方面的情况下，也期望使用激光切割和蚀刻来形成各种层、亚层、栅格、亚栅格和其它期望的膜的特征。如上所述，高方向性同步加速器 X-射线辐射也可用来解开或拉开某些聚合物材料的主骨架，例如，透过一块掩模确定孔（或支持结构）的期望的形状，同时将曝光的位置在溶剂浴中冲洗掉。

执照本发明的另一个方面，滤膜可以在一累进的，接近连续的基底上形成。在此过程中，不间断提供连续的网状聚合物膜。如果光可成像，就可以通过将薄膜的一边暴露于透过掩模的光之下，重复地、累进地在薄膜上形成图形。然后将薄膜推进通过溶剂浴以去除选定的材料并形成过滤层或支持层。如果薄膜是可激光切割的，可以使用透过掩模的激光从薄膜的一边或两边以选定的形状去除材料，并形成过滤层和支持层。使用光可成像激光切割或 X-射线处理方法，可以在膜的相对的边上同时或依次形成过滤层和支持层，结果是逐步地、累进地，并基本上是连续地制成了本发明的整体式滤膜。作为选择，使用

以上的一种技术确定过滤层，薄膜的一边可以有压纹的或预制的支持结构。

另一种用于制造本发明的整体式滤膜的方法包括在一基材如石英或优选硅片的上面制造滤膜。在此方法中，如果基材是硅片，就通过将第一光可成像的聚酰亚胺层旋压到硅片上来制造滤膜。第一聚酰亚胺层暴露于透过掩模的光之下，该掩模用于确定一种微米级孔或支持结构的第一种形状。然后将第二聚酰亚胺层旋压到第一聚酰亚胺层上以在两层之间产生界面。将第二聚酰亚胺层暴露于透过掩模的光之下，该掩模用于确定另一种微米级的孔或支持结构的第二种形状。从第一层和第二聚酰亚胺层上去除选定的材料以确定微米级的孔和支持结构，并且将第一和第二聚酰亚胺层一起固化以去除其之间的界面并产生一整体式过滤层-支持结构。然后把整体式过滤层-支持结构从硅片基材上脱除。从第一聚酰亚胺层上去除选定材料的步骤可以在第二层旋压到第一层之前，或在第二层旋压和曝光之后进行。

一种以成批处理方法，用于在硅片上制造本发明滤膜的更特殊的技术，包括首先将聚酰亚胺材料旋转涂覆到基材如硅片之上，然后使用一金属层，如通过喷镀、蒸发或蒸汽沉积，以及在金属层上应用一光致抗蚀剂层。光致抗蚀剂层通过透过掩模曝光形成以确定微米级的孔或支持结构的第一种形状。将该形状转印到金属层，然后通过选择性去除光致抗蚀剂层和金属层的区域转移到聚酰亚胺层上以产生过滤层的微米级的孔形状或用于支持层的支持结构形状。然后把光致抗蚀剂层和金属层去除，将第二聚酰亚胺层旋压涂覆到第一层上。在第二聚酰亚胺层上产生第二种形状以确定另一种微米级的孔或支持结构。将按第一种和第二种形状确定的选定材料去除以产生另一种孔形状或支持结构。为了产生整体式滤膜，把没有完全固化的第一层和第二聚酰亚胺层一起固化以去除其之间的任何界面，并产生整体式滤膜，然后将滤膜从硅片或其它基材上取下。

附图的简要说明

图 1 是本发明微孔滤膜一实施方案的视图。

图 2 是图 1 滤膜的视图，其中过滤层和支持层分开以详细显示支持层。

5 图 3 是图 1 滤膜的俯视图。

图 4 是图 3 滤膜的沿 4-4 线的截面图。

图 5 是本发明滤膜的一替代支持结构的视图，其具有支持壁和支柱的曲线交叉。

图 6 是另一个由隔开的圆筒形开口确定的替代支持结构的视图。

10 图 7 是本发明膜的视图，其中的过滤层和支持层彼此分开以显示有多个亚层或亚栅格的支持层。

图 8(a)和(b)是本发明一替代膜的俯视图和截面图，其中的孔普遍被拉长了。

图 9 是本发明分离器一个实施方案的截面图。

15 图 10 是本发明分离器的另一个实施方案的截面图。

图 11 是本发明旋转膜类型的过滤器一个实施方案的视图。

图 12a-12g 说明了用于制造本发明膜的一种方法的各个步骤。

图 13a-13I 说明了用于制造本发明膜的另一种方法的各个步骤。

图 14 说明了用于制造本发明膜的一种累进的、接近连续的方法。

20

详细说明

图 1 描述了本发明一个实施方案的微孔聚合物滤膜，标记为 20。按照本发明，滤膜 20 包括至少一个过滤层 22 和一个支持层 26，其中过滤层包括许多微米级精确形状的孔 24，支持层包括精确形状的支持结构（图 2 看得更清楚）用于支持过滤层，过滤层和支持层都是整体式的，在过滤层和支持层之间没有明显的分隔线。如以下关于制造本发明膜的方法的更详细的讨论，整体式的膜是从单一薄膜的相对侧形成过滤层和支持结构或在不同的膜上形成过滤层和支持层，这些不同的膜要么是相同的材料，要么是不同的材料但有足够的相容性而形成整体式膜，例如形成未固化或部分固化的层并将其一起固化。

为说明的目的，图 1 中滤膜 20 没有按比例绘制。尽管理论上来讲，支持层可以和过滤层一样厚，但更典型的情况是过滤层 22 实际上比支持层 26 薄。优选的情况是，支持层比过滤层厚的因子为 2-250。更优选的情况是，本发明滤膜的过滤层厚度为 0.3-0.5 微米，并且包括过滤层和支持层，滤膜总的厚度可以是 6-75 微米。然而按照本发明，依据所期望的孔径、孔的形状，所期望的膜的柔韧性以及所期望的用于支持过滤层的支持物的量，过滤层和支持层的厚度都可以变化。

通常过滤层比支持层薄很多的一个原因是通过典型的微加工技术制造滤膜时的普遍经验法则。如前所述，该经验法则是孔所延伸的过滤层的厚度不能大于孔截面尺寸的 2 倍或 3 倍。如前所指出的，这叫做“纵横比”。例如，为形成截面尺寸或直径 1 微米的孔，过滤层不应该厚于 2 或 3 微米。

为了说明的目的，“微米级”的孔是指孔径约为 100 微米或更小。“孔径”一般是指孔的截面尺寸，而不是孔透过过滤层的深度。对于截面形状为圆形的孔，孔径一般是指孔的直径，而对于非圆形孔，如拉长的孔，如果没有特别说明，“孔径”一般是指孔的最小横截尺寸。

目前认为本发明的实施方案的一种微孔滤膜的孔径通常为约 20 微米或更小。特殊的孔径取决于滤膜应用的用途。例如，小于或等于约 0.22 微米的孔径比细菌还小，它可以从通过滤膜的滤液中去除细菌。小于或等于约 0.6-0.65 微米的孔径可用于生物医学用途以从人血中去除细胞，或也可用于工业用途，例如过滤酒。约等于或小于 0.45 微米的孔径可用于去除大肠杆菌或用于诊断用途。0.08 微米的孔径可以提供用于电子加工过程的超过滤水。约 2 微米的孔径可以允许人血中的血小板或血浆通过，但红细胞和白细胞则不能通过。

过滤层中孔的密度，或过滤层的“孔隙率”也可按照期望的用途

进行选择。按照本发明，过滤层的孔隙率可明显大于以前的显微机械加工的过滤器的例子,并且孔隙率可以等于或大于 30%，在相同或更小的可透性膜压下，这允许比先前更大的流速或更大的通过滤膜的滤液的“处理量”。

5

10

15

图 1 中滤膜 20 的支持层 26 在图 2 中更清楚，图 2 中过滤层和支持层是分别显示的。图示的支持层 26 包含彼此分隔的支持支柱或支持壁 30，它们互相平行并且在一个方向上伸展，还包含支持壁或在与支持壁 30 垂直方向伸展的支柱 32，以及包含在交叉处用于确定过滤层以下的支持栅格结构的交叉支持壁 30。优选支持壁或支柱 30 和 32 彼此分隔的距离明显大于孔的横截面尺寸，这一点在图 1-8 和 12 中很容易观察到。这产生了多孔的，比过滤层中发现的更粗糙的结构，使得滤液可以容易地通过支持结构。对于一个有过滤层且过滤层中的孔的截面尺寸为约 1-约 20 微米的膜，优选支持支柱或支持壁 30 和 32 彼此分隔的距离为 50-1000 微米。尽管图 2 描绘的支持结构一般包含由交叉支持壁或支柱 30 和 32 确定的矩形栅格，这一点在后面将有详细描述，但支持结构也可以有其它的构型，并且可以有不止一层，这些层有不同的孔隙率、间隔或构型。

20

图 3 和图 4 说明了图 1 滤膜的其它方面。图 3 是俯视图，俯视滤膜，并且显示了这种形式膜的孔的布置。图 4 是滤膜 20 的截面图。从图 4 中可以明显看出支持层实际上比过滤层更加粗糙，并且有更大的孔隙率。如上所述，这可以允许通过过滤层的滤液很容易地通过支持结构而不会有额外的压力损失或压差阻力。

25

30

现在参见图 5，图示了一替代支持结构 34，除了支持壁或支柱 30 和 32 在位于支持壁或支柱交叉处 36 是弯曲的（或有圆角）之外，该支持结构与图 2 图示的支持结构相同。尽管显微机械加工技术在过去的十年中有了明显的进步，但是要想做成如图 2 所示的成直角的表面仍然十分困难，使用显微机械加工技术更易于加工图 5 的结构。另外，

在支持壁或支柱交叉处使用曲线或圆角也应趋向于减少当膜弯曲时那些区域的应力和断裂。

图 6 说明了另一个替代支持结构 38，其中的支持壁或支柱 30 和 32 由透过支持层的圆形开口确定，这与图 2 和图 5 的矩形开口不同。这种结构比图 2 和图 5 所示的结构更易于加工。由于是圆形开口，因此支持壁或支柱通常有更细的腰区 42 和更大的末端区域 44，在末端区域 44 支持壁或支柱与其它的支柱或壁交叉。

图 1-6 中图示的微孔滤膜都有横截面形状一般为圆形的孔。如前所述，按照本发明，孔没有圆形的横截面形状，并且可依据期望的用途有不同的形状。图 8(a)和(b)分别为本发明的一种替代膜的俯视图和截面图，其中孔的横截面形状一般是拉长的。更特殊的是，如图 8(a)所示，孔的横截面可以是矩形或椭圆形的。这种形状会提供比圆形孔更大的孔隙率，因此在将人血中的红细胞、血小板和血浆同白细胞分离时特别有用。

但是这种特殊的形状对本发明并不陌生。正如美国专利申请 719,472 中所揭示的，具有尺寸约为 3 微米×12 微米的椭圆形孔的滤膜可允许红细胞、血小板和血浆通过但是阻止更大的白细胞的通过。当然，也可使用其它的形状以过滤不同的微粒，包括但不限于基于微粒特殊形状及微粒尺寸的细胞。

如上所述，人们认为本发明的滤膜由于其整体式支持结构，可以做得非常薄，并允许形成孔径小至约为 0.08-0.10 微米的非常小的孔。对于这种尺寸的孔，过滤层厚度可以小至约 0.3 微米或左右。图 1-6 所示的支持结构可以适用于约 1 微米或更大的孔。随着孔径和过滤层厚度变得越来越小，可能需要其它的支持结构构型用于支持过滤层。

随着孔径变得更小，并且限制了过滤层的厚度，可能需要一特别适用于支持超薄过滤层的支持层。例如，支持层可以包含两个或两个以上的具有不同孔隙率、间隔或构型的更适合支持特薄过滤层的亚层或亚栅格。例如，支持层可以包括一个更紧密间隔的支柱或壁的亚栅格，这些支柱或壁位于过滤层和图 2 所示的支持栅格结构之间。

为了改善对过滤层的支持，特别是为了支持小于约 0.3 微米的超薄过滤层，支持层可以包含两个或两个以上如图 7 所示的亚层或亚栅格 46 和 48。如图所示，支持层有两个矩形栅格形式的亚层。第一亚栅格或亚层 46 在构型上与图 2 所示的支持结构以及上述类似。第二亚层或亚栅格 48 位于第一亚层 46 与过滤层 22 之间。第二栅格中的支持壁或支柱 50 和 52 比第一亚栅格间隔更紧密，目的是提供附加的过滤层支持。

不同亚层或亚栅格的孔隙率，以及支持结构的构型，支持壁或支柱的间隔距离和支持壁或支柱的相对厚度可以根据特殊滤膜的应用有所变化。例如，为了给过滤层提供附加的支持，第二亚层可以比第一亚层有更小的孔隙率以利与过滤层更大的接触并提供更大的支持。第二亚层的另一个替代物包含一个栅格，它有间隔相同或间隔更紧密的支持壁或支柱，但是由于支持壁或支柱比第一亚层或亚栅格中更薄并更灵活，因此提供了更大的支持，但是第一和第二栅格的孔隙率相同。尽管图 7 中说明的支持层有两个亚层或亚栅格，但是在不偏离本发明的情况下，该支持结构的构型与图 7 相比可以有明显的变化。例如，支持结构可以包含许多全部平行的支柱，可以从有利于制造或增强膜的柔韧性或对过滤层的支持进行选择的不同构型的支持栅格如三角形的、菱形的、圆形的或其它构型，或可以提供附加的亚层或亚栅格。

本发明的滤膜可用于多种用途。图 9 和图 10 用来示意说明至少两种类型的过滤装置或分离器，其中可以使用本发明的滤膜。这些例子仅简单地以示意图的形式提供，但并不限于此。图 9 中的分离器或

过滤仪器包含一个外壳 54，它可以使用任何适宜的材料制造，如硬塑料或金属。该外壳包含一个入口 56、第一出口 58 和第二出口 60。安装按照本发明制造的滤膜 62 以便使正被过滤的流体流过滤膜 62 的过滤层。

5

通过滤膜的滤液从第一出口 58 放出，余下的流体从第二出口 60 放出。流体流过膜表面所产生的剪切力应该倾向于把被微粒阻塞的膜清扫干净。穿过膜的流动通道可以有相对较小横截面尺寸以增加流速，加强任何清扫或清除行为。为了进一步增强流体传递，入口 56 和第一出口 58 间的可透性膜压可以使用合适的众所周知的泵和压力控制系统保持，以增加处理量或通过滤膜的流速。当然，过滤外壳还可以包含硬的多孔的支持框架或栅格以支持滤膜。

10

另一种可以使用本发明滤膜的过滤器或分离器一般如图 10 所示。图 10 说明了一种过滤装置或分离器 64，它有由合适材料制造的外壳 66，该外壳有一个入口 68 和一个出口 70。在外壳中将按本发明制造的滤膜 72 安置在出口和入口之间的流动通道上。由于这种安排，与图 9 不同，所有通过过滤器外壳的流体必须流过滤膜。如图 10 所示的过滤装置或分离器可以用来，例如从液体中去除细菌或其它细胞，或去除大于某一尺寸或某种形状的微粒。

15

20

本发明的滤膜优选具有柔韧性。正如所需要的，滤膜与精确形状的多孔支持结构的整体式结合提供了柔韧性和坚固性，这使得本发明可以应用于如图 11 中所显示的高压过滤用途。

25

图 11 是一种用在巴克斯特卫生保健公司出售的 Autopheresis-C® 血浆去除装置的类型旋压膜类型的装置的视图。这种分离器的结构和操作的详细说明请参见 USP5,194,145，该文献本专利在前已引作参考，在此不做详细描述。简单来讲，按图 11 所描绘的内容，该过滤装置或分离器 74 包括外壳 76，它确定了一基本为圆柱形的内表面 80。

30

该外壳包含一个流体入口 82，第一出口 84 和第二出口 86。转子 88 与基本为圆柱形的外表面 90 一起旋转安装在外壳内，而转子的外表面与外壳的内表面分隔以在其之间确定一小间隙 92。本发明的滤膜 94 安装在转子上，而正对间隙的过滤层位于转子和外壳之间。滤膜的支持层靠在一组位于转子表面相互间隔的支持肋条 96 的顶部。这些凸起的支持肋条支持着滤膜并形成沟槽以收集通过滤膜的滤液。

本发明膜的柔韧性使得它可以回绕在转子上并可以符合基本为圆柱形转子的表面。有了以上详细描述的结构，本发明实施方案的膜相对具有柔韧性，人们认为它有足够的柔韧性以致可以沿曲率为 1/2 英寸的半径弯曲。尽管图 11 中在转子表面上显示了滤膜，但作为选择，该膜可以安装在外壳基本为圆柱形的内表面上。在那种情况下，外壳的表面同样也包含凸起的肋条以支持滤膜并收集通过滤膜的滤液。

尽管由于减小了本发明滤膜厚度和增大了孔隙率，所需的可透性膜压可能明显降低，但无论选择图 11 所示的哪一种分离器，本发明的滤膜都足够坚固以耐受这种类型分离器中产生的大的剪切力和可透性膜压。

在图 11 所示的分离器中，通过入口 82 导入流体如一种生物悬浮液或血液，并向下流动通过转子 88 的外表面与外壳 76 内表面间的间隙 92。在通过间隙的过程中，高速转动的转子产生了 Taylor 涡系形式的涡流，它可以将膜上的阻塞的细胞或碎片清除干净。借助于可控流量泵产生的明显的可透性膜压，血液中的血浆通过滤膜并收集在相互分隔的凸起的肋条 90 之间确定的沟槽中。血浆向下流动通过沟槽进入收集总管，并通过第一出口 84。流体或悬浮液的剩余部分通过第二出口 86 从外壳中排出。按照本发明，高孔隙率、过滤层上微米级精确形状的孔和坚固性这些特性有望显著改善 Autopheresis-C® 装置的性能以及这种分离器的潜在的新的用途。

本发明的滤膜可以由多种材料制成，并且可以使用一种或多种不同的显微机械加工技术以形成滤膜的精确形状的孔或支持结构。图 12 显示了一种用于制造本发明滤膜的成批处理过程的各个步骤，其中的滤膜在一种基材如硅片上制成。如图 12a 所显示的，首先提供一种基

5 材，如含二氧化硅层的(SiO_2)硅片 96。以后会牺牲这层二氧化硅以脱除在硅片上生成的滤膜。

正如图 12a 所描述的，把一块最终将成为滤膜支持层的光可成像的聚酰亚胺聚合物膜 98 在硅片 96 的上面旋压涂覆至例如约 30 微米的厚度。聚酰亚胺层是预先烘烤的或在 200°F 下温和烘烤约 1 分钟，

10 目的是将聚酰亚胺层部分固化使得可以对其容易地操作。

参见图 12b，聚酰亚胺层暴露于透过一块石英/铬黄掩模 101（其可以用众所周知的方法制造）的深紫外光 100 之下以确定支持层的结构。如果聚酰亚胺材料表现正片作用，由于曝光，所曝光的区域通过交联成为永久性区域。没有曝光的区域可以在此过程以后的时候，如

15 通过溶剂去除。

如图 12c 所显示的，支持层形成以后，但在去除材料以确定支持结构之前，将另一聚酰亚胺层材料 102 旋压涂覆到第一层材料上。这一层最终形成过滤层的材料相对较薄。其典型厚度为 1-3 微米厚，尽管它也可以薄至约 0.3 微米。本层使用的聚酰亚胺材料是一种可蚀刻类型的聚酰亚胺，而不是光可成像的聚酰亚胺。当第二聚酰亚胺层形成以后，将其进行温和烘烤，如上文所述，目的是部分固化刚刚加上的聚酰亚胺层。然后把一种薄金属膜 104 如钛，通过喷镀、蒸发或蒸汽沉积方法加到薄聚酰亚胺层的表面。然后把一层非常薄如厚度 1 微米的光致抗蚀剂材料 106 旋压涂覆到金属层上，再进行一次温和烘烤。

20

25

如图 12d 所显示的，该层光致抗蚀剂接着暴露于透过一块石英掩

30

模的深紫外光之下以在光致抗蚀剂上确定一种形状，其与所期望的孔对应。冲洗光致抗蚀剂以去除那些确定孔结构的期望区域上的光致抗蚀剂材料。冲洗的结果是将金属膜暴露在那些区域中，在那些区域上将去除过滤层材料以确定过滤孔。

5

使用蚀刻方法如活性离子蚀刻或等离子体蚀刻，按顺序分别去除金属层的暴露部分和薄聚酰亚胺层以下的聚酰亚胺材料以确定如图 12e 中描述的过滤层的孔。然后把剩余的光致抗蚀剂和金属层通过溶剂或化学蚀刻方法去除，产生一种两层的预制品——具有精确形状的孔的过滤层和支持层，如图 12f 所示，该支持层还没有去除材料以确定支持结构。

10

尽管光可成像层 98 安置在硅片上，但是通过过滤层的孔也可以进入还没有发生交联的区域。通过用一种合适的溶剂冲洗预制品可以把支持层上选定的材料去除。将剩余的聚酰亚胺层在完全烘烤温度如 400°F 下进行最终固化数小时以将聚酰亚胺材料完全固化。由于过滤层和支持层先前并没有完全固化，而且它们是相容性的聚酰亚胺材料，在固化过程中这两层会发生化学键合或交联，并且先前两层间的分隔线消失，以及形成一块整体式的滤膜，这在图 12g 中可以清楚地看到。烘烤过程以后，通过把硅片浸入氢氟酸浴中脱除滤膜，氢氟酸会攻击硅片层并且释放完整的滤膜（参见图 12f）。

15

20

作为选择，滤膜层也可以以相反的顺序形成，即先在硅片或其它基材上形成过滤层。这种方法参见图 13。把一薄层可蚀刻聚酰亚胺材料 108 旋压涂覆到基材硅片 110 上。该聚酰亚胺层材料将最终形成滤膜的过滤层。经温和烘烤后，如图 13b 所示，在聚酰亚胺的上面形成一薄层金属膜 112，如钛，并且把一层光致抗蚀剂材料 113 旋压涂覆到金属膜上。经温和烘烤后，把光致抗蚀剂层暴露于通过一个石英/铬黄掩模 116(图 13c)的深紫外光 114 之下以形成一种与所期望的孔的排列对应的形状。然后把光致抗蚀剂冲洗掉以确定孔的形状，如图 13d

25

30

所示。利用蚀刻如通过活性离子蚀刻或等离子体蚀刻把对应的形状转印到金属层 112 以及它下面的聚酰亚胺层 108 上（图 13e）。

然后从过滤层上，例如使用溶剂去除光致抗蚀和金属层，将过滤层留在硅片的上面（图 13f）。如图 13g 所示，接着把一层较厚的光可成像聚酰亚胺材料 118 旋压涂覆到过滤层上。该层将最终形成滤膜的支持层。如图 13h 所示，经温和烘烤之后，将较厚层暴露于通过一个石英/铬黄掩模 120 的深紫外光之下以在厚聚酰亚胺层上确定滤膜的精确形状的支持结构。然后依据光可成像聚酰亚胺层所表现出的正片作用或负片作用把选定的材料，例如使用溶剂去除，将支持结构留在硅片上的过滤层的上面。然后膜进行 400°F 的硬烘烤以将膜完全固化。由于硬烘烤，相容性的聚酰亚胺膜相互结合并形成一整体式膜，通过浸泡在酸浴中把膜从硅片上脱除，得到成品滤膜，如图 13i 所示。

图 14 中说明了另一种制造本发明微孔滤膜的方法。图 14 显示了一种用于制造包括本发明在内的微孔滤膜的基本为连续性的方法。在图 14 的方法中，从供带盘 122 连续提供薄膜，如光可成像膜、激光可切割膜或 X-射线可处理膜。从供带盘来的膜 124 供应给第一成像站 126。在第一成像站，使用一种方法如光成像或激光切割，在膜的一边形成过滤层或支持层。例如，如果膜是光可成像的，膜的一边将会暴露于透过掩模 130 的深紫外光 128 之下以在膜上确定特殊型式的孔或支持结构，无论在该站形成哪一种。如果使用激光切割方法，将膜暴露于透过掩模 130 的如从激发物激光器来的激光之下，以在膜的选定区域切割材料，从而形成孔或支持结构。作为选择，也可使用同步加速器 X-射线源和掩模或其它适宜的显微机械加工方法。

然后把膜转移或定位到第二成像站 132，在那里在膜的另一边进行同样的处理以形成孔或支持结构的型式，无论哪一个在第一成像站没有形成。与在第一站时一样，也可以通过激光切割、X-射线或光成像方法形成孔或支持结构。从第二成像站，膜通过溶剂浴 134，该溶

剂浴对光成像或 X-射线方法是必需的，而激光切割方法不需要，然后通过干燥站 136 到达收带盘 138。

可以理解并不必需在两个成像站使用同样的方法。例如，可以在一个站使用激光切割或 X-射线以形成过滤层，而另一个站使用光成像方法以形成支持结构，反之亦然。但是在成像站使用的方法要求当进行成像或切割时，膜暂时停留在那些站。因此，图 14 显示的过程按照膜的连续运动的意义来讲并不是连续的，但是它是一个累进的、逐步的过程，可以连续地产生本发明那样的微孔滤膜，而不是图 12 和 13 显示的成批处理过程。

另一个选择是使用压纹的或预制的膜，例如膜的一边压纹或预制成更粗糙的支持结构，它的确定性并不重要。支持结构优选使用有与支持结构对应的凸出的或凹陷的区域的表面的滚筒压纹或预制，并使用已知的显微机械加工技术成形。

这种方法可以减少图 14 中的一个曝光站 128。只需要一个站，使用光成像、切割、X-射线或其它适宜技术中的一种，如前所述，就可以形成膜过滤层的孔。

本发明的滤膜可以由许多不同的材料制成。如前所述，一种特别适合光成像或蚀刻过程的材料是聚酰亚胺聚合物。这种类型的聚合物是众所周知的并且可以购买得到，例如从 E.I. Du Pont de Nemours and Company of Wilmington, Delaware 购买。Riston®材料是一个可从杜邦 (du Pont) 获得的光可成像膜材料的例子，它是以连续长胶片形式提供，厚度约为 37 微米。

利用激光切割也可以使用聚酰亚胺聚合物以外的其它材料。例如，聚碳酸酯、丙烯酸类、尼龙、聚四氟乙烯、聚氨酯、聚酯、聚丙烯和聚氯乙烯。

以下是在制造本发明滤膜过程中的另一个具体实例，以使用硅片和成批处理为基础：

1. 提供一种标准 6 英寸硅片作为基材。
- 5 2. 在炉中 1000℃ 的温度下约 5 个小时在硅片上生成 1 微米热氧化物。
3. 在 3000rpm 的转速下液态溶液中的聚酰亚胺（OLIN 114A）旋转浇注到被氧化的硅片上以产生厚度约为 2.5 微米的膜。
4. 所得到的带有应用层的硅片在轻便电炉中 108℃ 的温度下烘烤
10 90 秒以使聚酰亚胺稍微结实一点。
5. 所得到的带有应用层的硅片在 Blue M 炉中 200℃ 的温度下烘烤 1 小时；从而使聚酰亚胺部分固化。
6. 然后使用一种技术把一钛/钨合金层应用到分层的结构上，使用的技术如喷镀，这是一种在半导体和微结构加工中众所周知的方法，过程是高能轰击导致从纯粹的“靶子”到气相原子的移位和喷射；
15 随后原子经由一个真空室，在那里它们被收集到基材的表面上，然后经加工形成一固体层。
7. 以 3000rpm 的转速将光致抗蚀剂（Hoechst AZ 5214）旋转涂覆到分层的基材上，形成厚度约 0.5 微米的层。
- 20 8. 通过一个 OAI 接触掩模定位器/曝光系统，把分层的基材曝光（波长 436nm）12 秒钟。在光源和基材之间是一个石英掩模，它包含一个表现所期望的过滤层几何图案的反极性图案的铬黄图案。这样一来，仅仅在光能够照到光致抗蚀剂的地方暴露的光使底片影调的光致抗蚀剂发生交联。图案掩模在期望在过滤层上有孔的区域含有固体铬
25 黄，而在期望为固体材料的地方，也就是在过滤层上孔之间的区域，则没有铬黄。该石英/铬黄掩模与那些常用于半导体和显微机械加工工业的光刻加工中的掩模类似。
9. 然后把曝光的光致抗蚀剂层的基材浸泡入溶液中冲洗 40 秒钟，该溶液中 Hoechst AZ 351 与去离子水的质量比为 3:1。所期望的
30 膜的形状就在光致抗蚀剂层上形成。

10. 把基材与随后处理的层用去离子水冲洗 5 分钟。

11. 然后将基材及其附加层在轻便电炉中 105℃ 的温度下烘烤 5 分钟以去除残留的水并通过去除残留的溶剂进一步将剩余的光致抗蚀剂硬化。

5 12. 然后在光致抗蚀剂层上形成的形状会正确地转印到钛/钨层上，此时在钛/钨层上在形成形状的过程中光致抗蚀剂已经去除的区域是暴露的。通过活性离子蚀刻(RIE)完成图案转印，这是一种为众人所熟知的方法，通过它基材与等离子体接触，等离子体会把相对惰性的气体离解成活性反应组份，活性反应组份借助于离子轰击会蚀刻所期望的材料。在此使用了等离子体热 7200 活性离子蚀刻系统，功率 400 10 瓦，真空度 40 毫托，使用 90 sccm CF₄ 和 10 sccm O₂ 为蚀刻组份。

13. 现在把转印到金属层上的图案转印到聚酰亚胺层上，仍然通过等离子体热 7200 RIE 系统使用 RIE，功率 400 瓦，真空度 40 毫托，使用 80 sccm O₂ 为蚀刻组份。因为该氧气蚀刻基本上去除了所有暴露 15 的有机化合物，因此在此步骤中残留的光致抗蚀剂也去除了。

14. 现在通过再次使用同样的第 12 步中描述的 RIE 步骤去除剩余的钛/钨层。至此，所有剩余的就是氧化的硅片和形成图案的聚酰亚胺，聚酰亚胺将会形成双层复合结构的膜过滤层。

15. 然后以 2000rpm 的转速把负片作用的光可成像聚酰亚胺(OCG 20 412) 旋压到基材上至厚度为 25 微米。

16. 在轻便电炉中 110℃ 的温度下烘烤 5 分钟。

17. 通过一个反极性掩模把光可成像聚酰亚胺曝光 60 秒以确定支持栅格结构/形状。

18. 浸泡冲洗 5 分钟，然后用去离子水冲洗 30 秒钟。

25 19. 通过程序升温至 400℃ 并在 400℃ 保持 30 分钟，然后程序降温至室温的方式在 Blue M 炉中将体系完全固化。该过程将处理层和层结合处的聚酰亚胺完全固化以形成一整体块，它仍然安置在氧化硅片上。

20. 然后把样品浸入 7:1 的缓冲氧化物腐蚀剂中，它由 7 份的 30 NH₄OH(氢氧化铵)和 1 份的 HF(氢氟酸)组成。缓冲 HF 溶液会溶解硅

片上的氧化层，释放双层滤膜，滤膜漂浮在溶液上面。

21. 用去离子水浴把所得结构冲洗几分钟，脱除，再在新鲜的去离子水浴中冲洗。

22. 在安装应用之前，允许将结构晾干。

5

10

与上述过程有关的供应商包括：(1) OAI-光学联合股份公司(OAI-Optical Associates Incorporated, 1425 McCandless Drive, Milpitas, CA); (2) OCG 微电子材料公司(OCG Microelectronic Material NV, Keetberglaan 1A, Havennummer 1061 B-2070 Zwijndrecht BE); (3) 奥林微电子材料(Olin Microelectronic Materials – 42 Kenwood Drive, Woodcliff Lake, NJ); 和(4) 奥查斯特-塞伦斯公司(Hoechst Celenese Corporation – Fibers and films Division – 70 Meister Avenue, Somerville, NJ)。

15

20

尽管本发明是按照优选的和选择的实施方案进行描述的，但这是出于说明的目的，而不是要限制附带权利要求书的目的，权利要求书中确定了本发明的范围。此处如果没有特别规定，权利要求书中的词语意图按其正常用法进行解释。例如，并没有意图去要求需要把支持栅各限制为图 2 和图 5 示例的交叉壁或支柱的矩形栅格。对于任何阅读该描述的普通技术人员来讲，有一点也是很显然的，就是在不偏离本发明的情况下，可以使用其它构型的栅格或栅格支持结构。由于这些原因，本发明由附带的权利要求书而不是本公开的特殊特征所确定。

说明书附图

FIG. 1

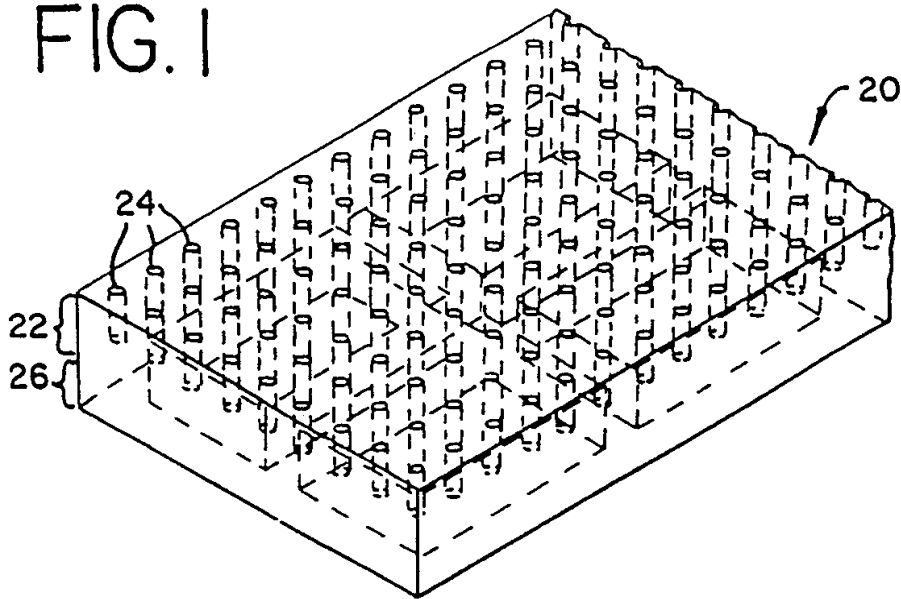


FIG. 2

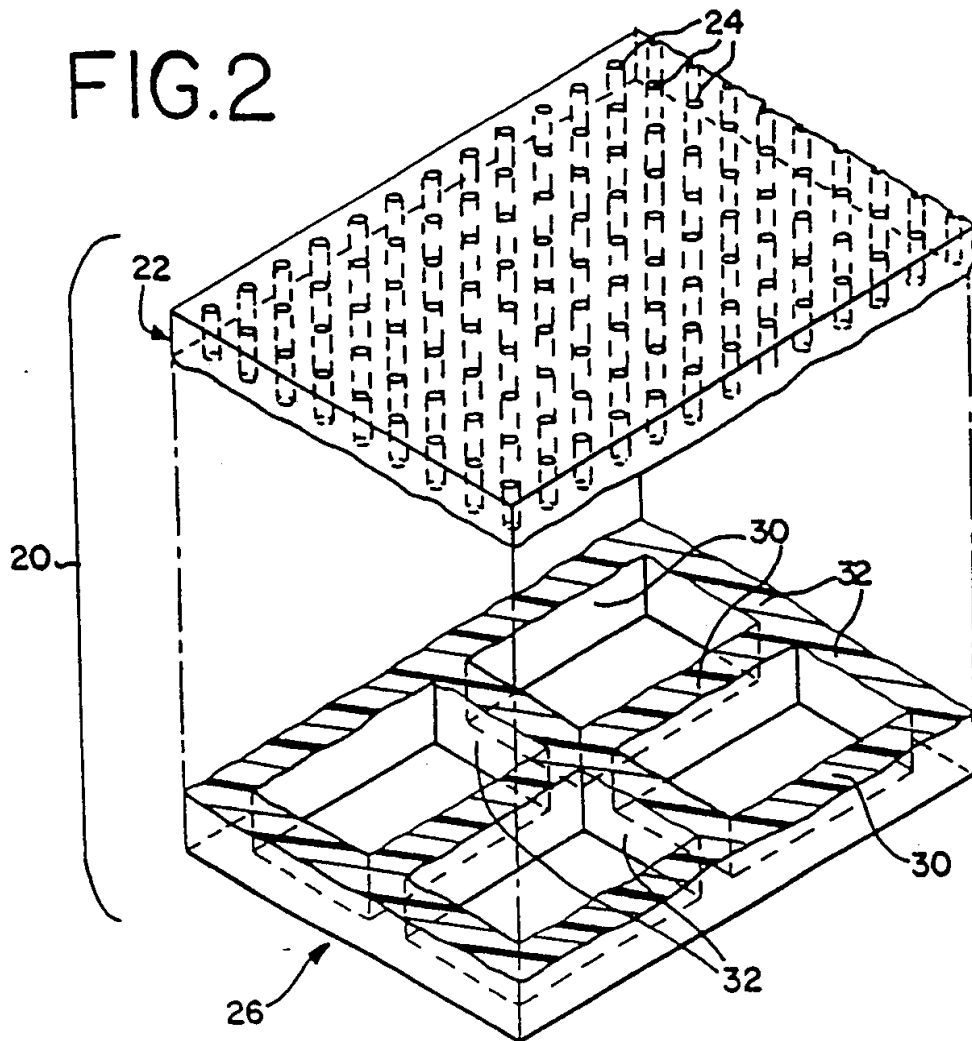


FIG. 3

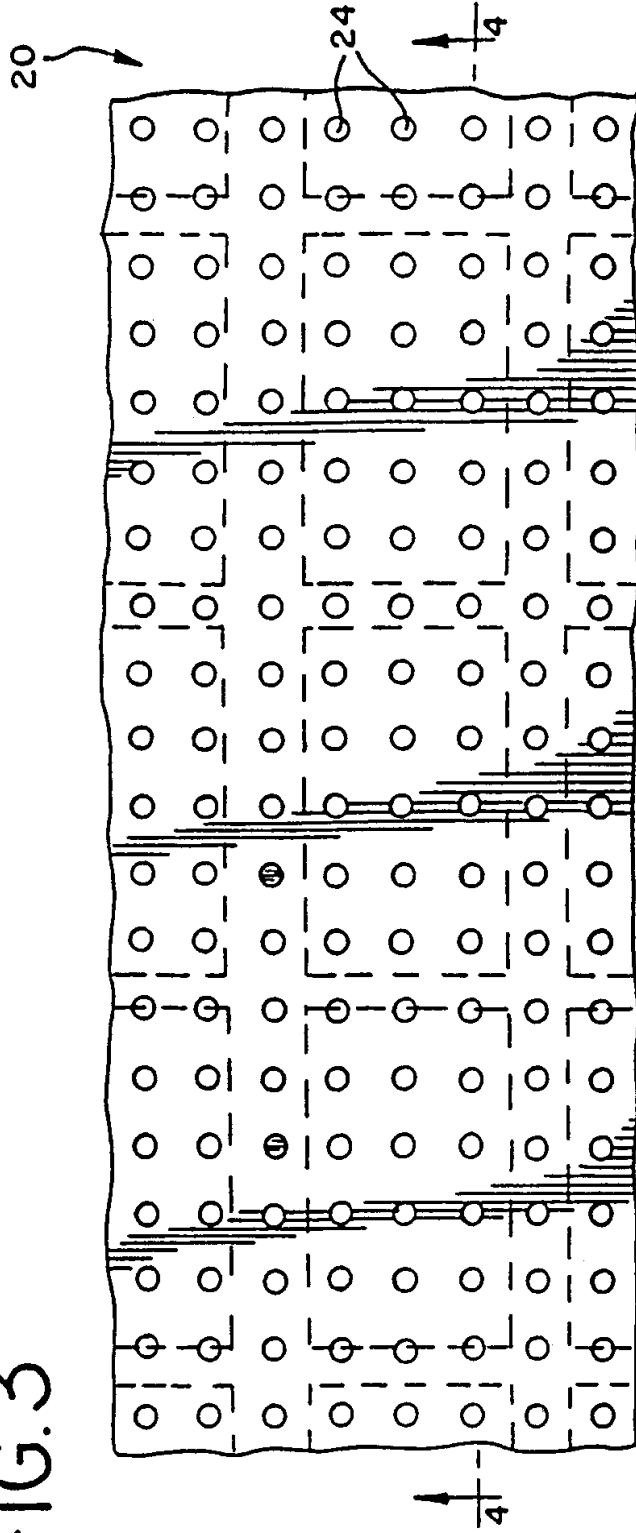
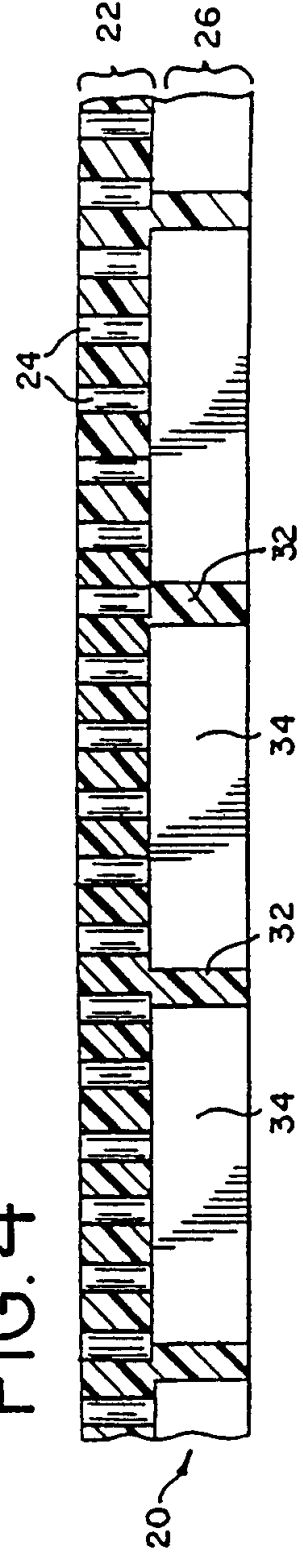


FIG. 4



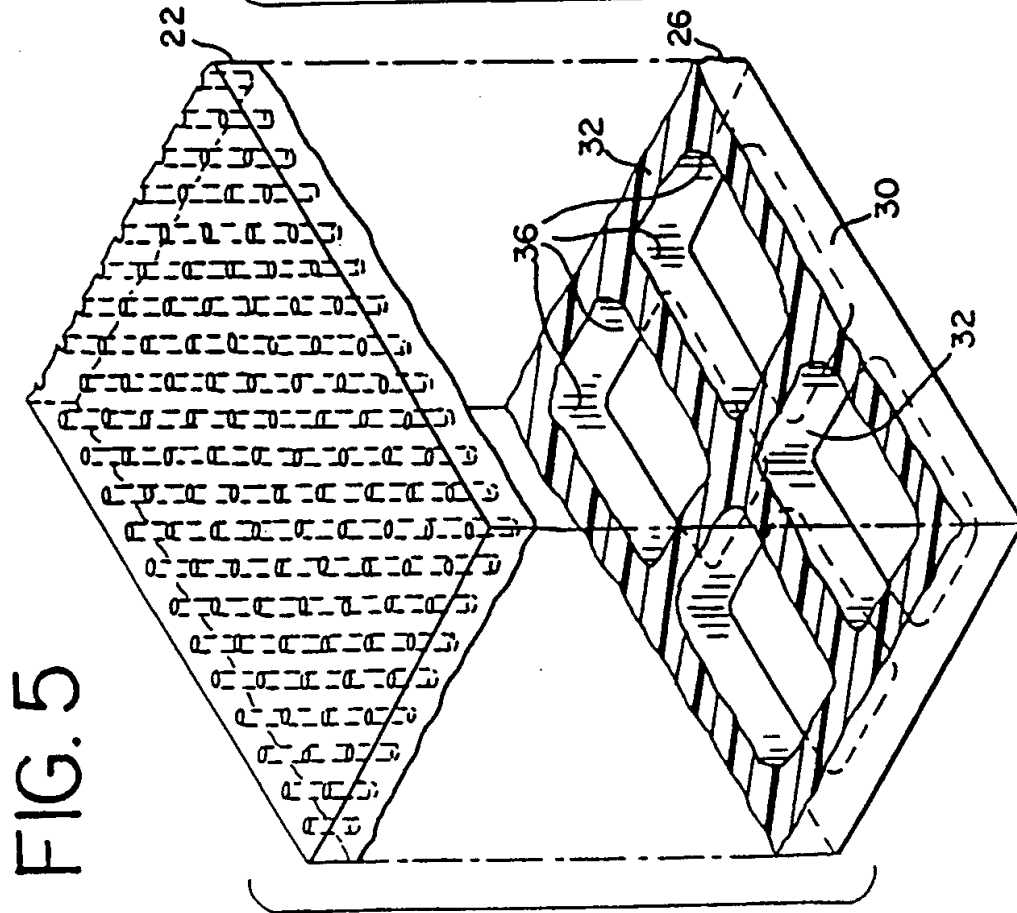
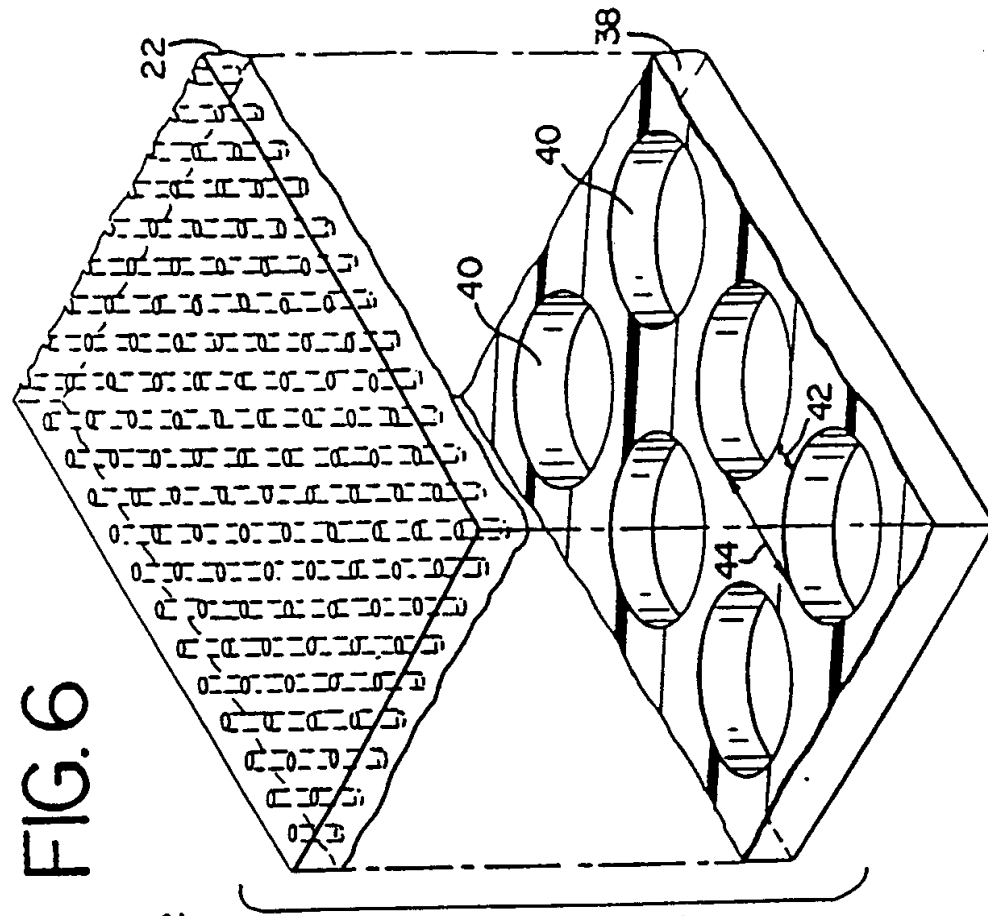


FIG. 7

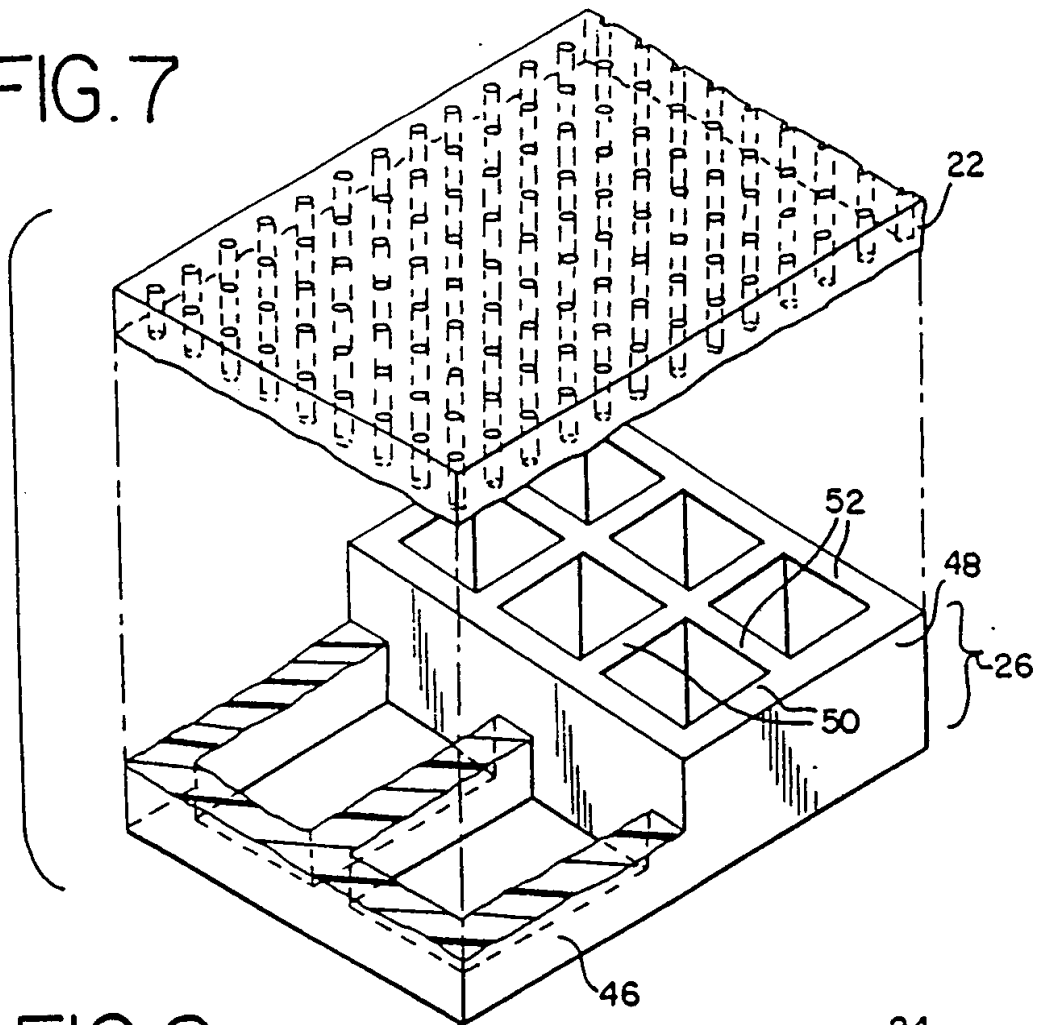


FIG. 8a

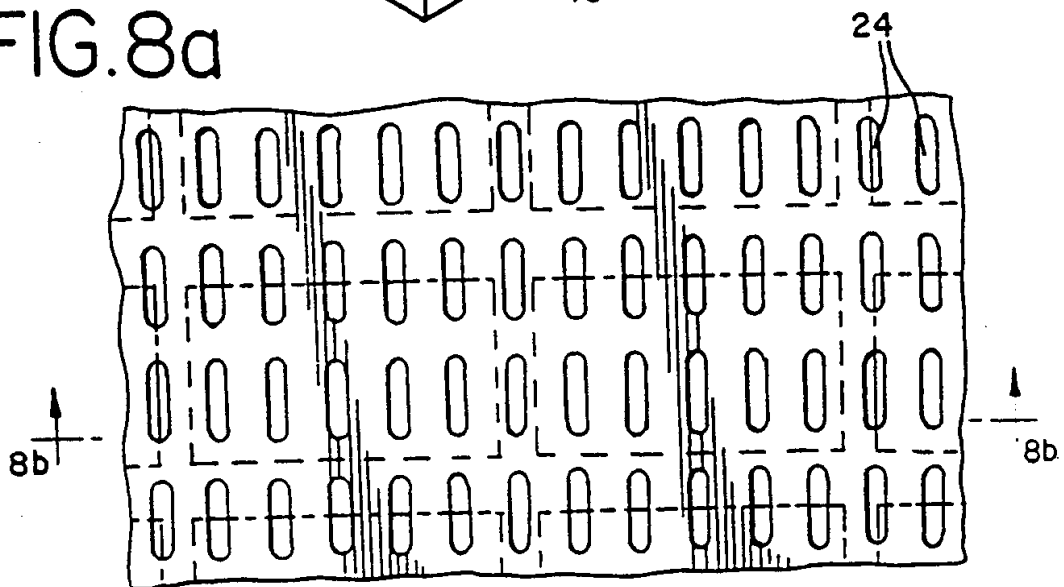


FIG. 8b

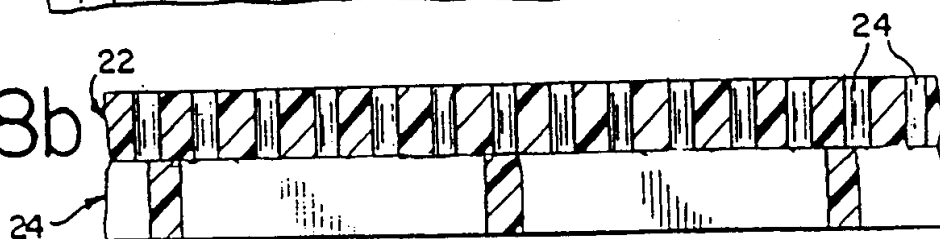


FIG. 9

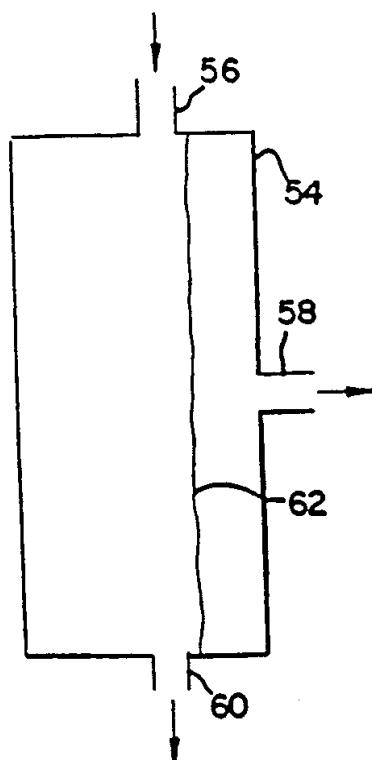


FIG. 10

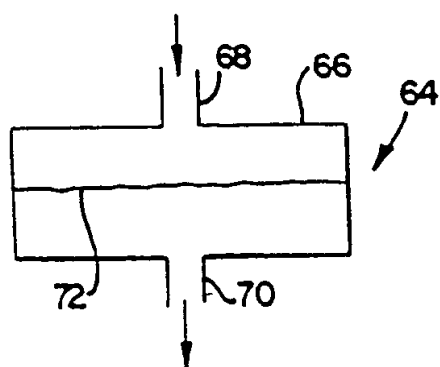


FIG. II

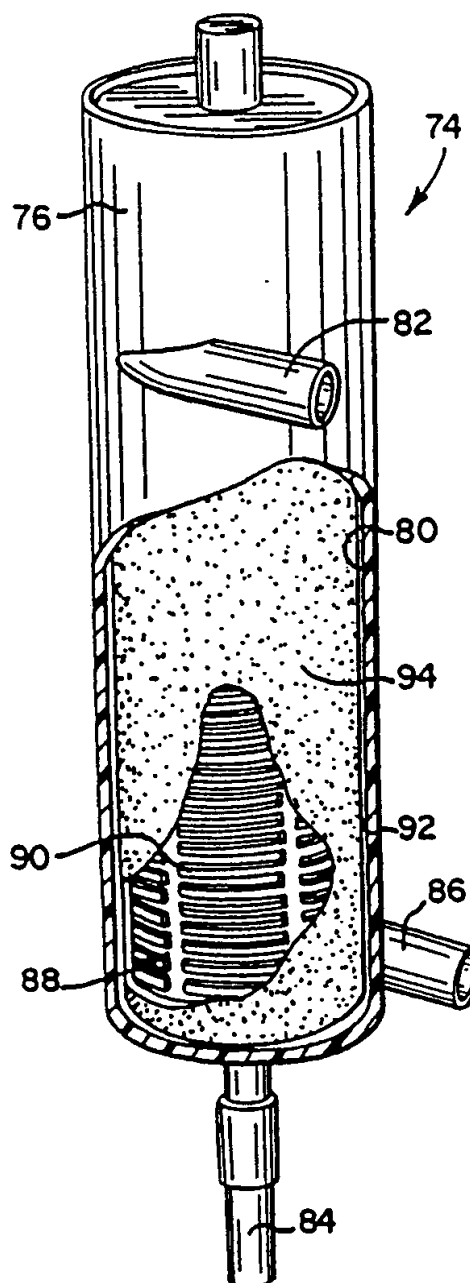


FIG. 12a

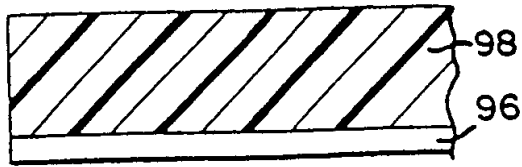


FIG. 12e

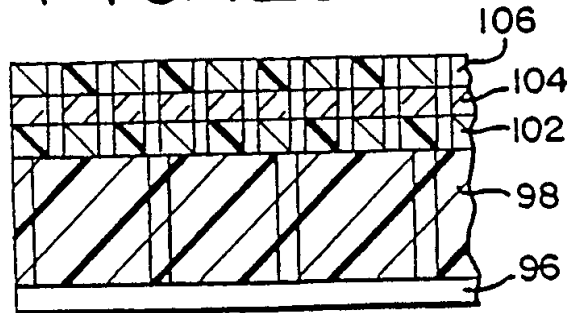


FIG. 12b

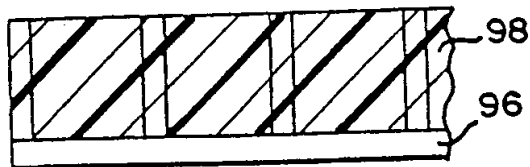


FIG. 12f

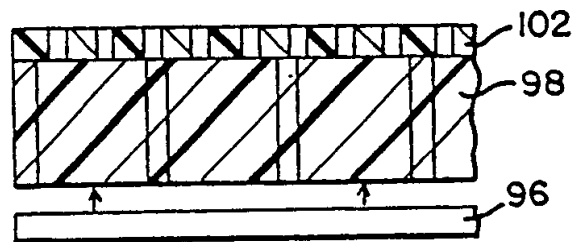


FIG. 12c

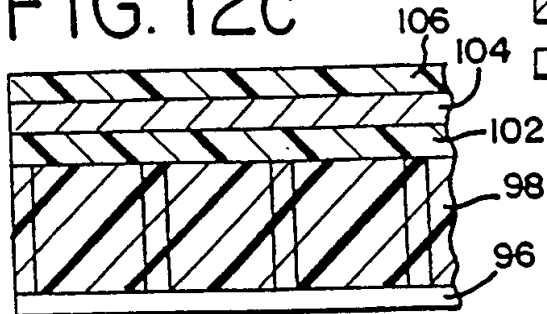


FIG. 12d

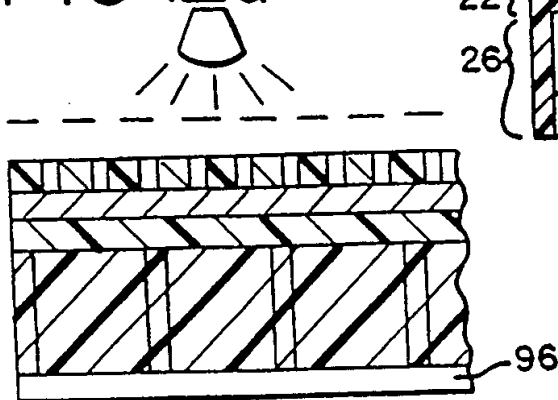


FIG. 12g

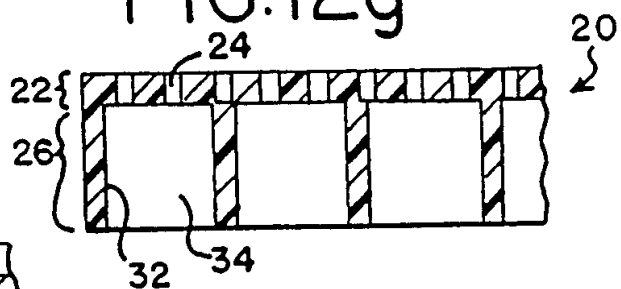


FIG. 13a

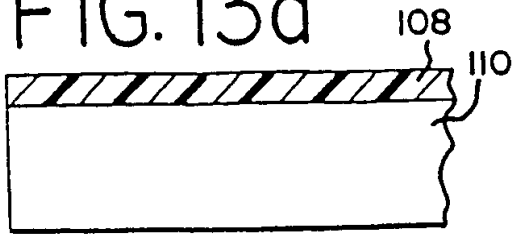


FIG. 13f

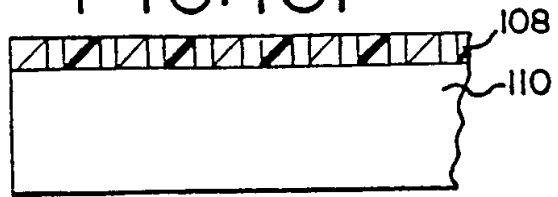


FIG. 13b

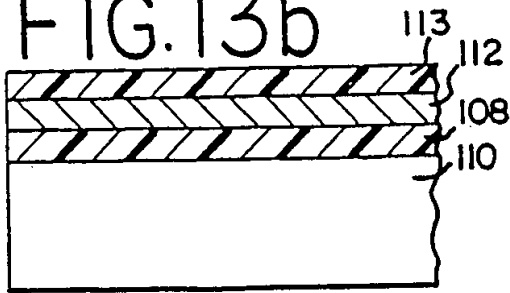


FIG. 13g

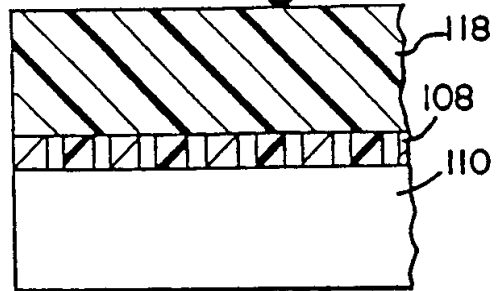


FIG. 13c

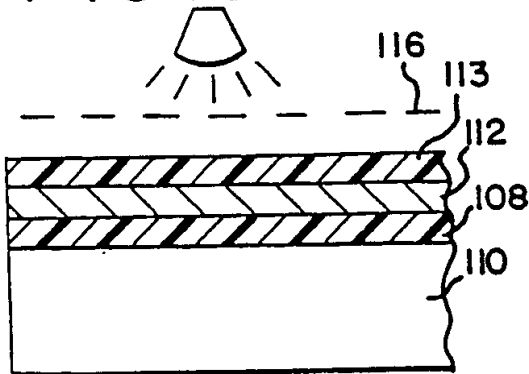


FIG. 13h

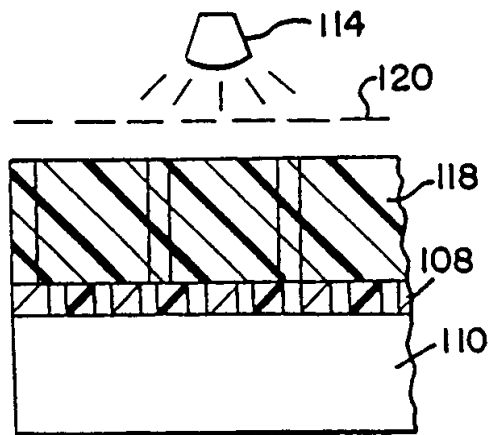


FIG. 13d

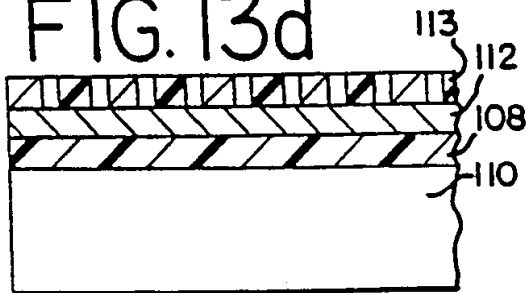


FIG. 13i

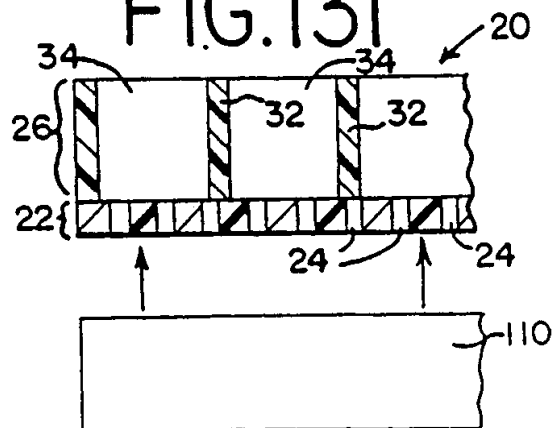


FIG. 13e

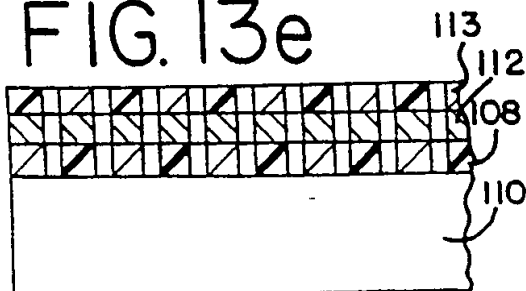


FIG. 14

