



[12] 发明专利申请公开说明书

A61B 17/70
A61F 2/46

[21] 申请号 03811956.0

[43] 公开日 2005 年 11 月 23 日

[11] 公开号 CN 1700895A

[22] 申请日 2003.4.14 [21] 申请号 03811956.0

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司
代理人 吴明华

[30] 优先权

[32] 2002.4.16 [33] US [31] 10/123,367

[86] 国际申请 PCT/US2003/011641 2003.4.14

[87] 国际公布 WO2003/088876 英 2003.10.30

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.25

[71] 申请人 SDGI 控股股份有限公司

地址 美国特拉华州

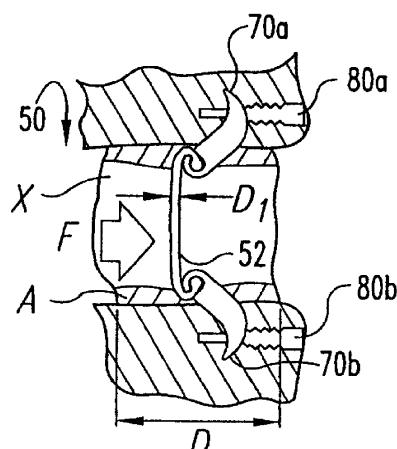
[72] 发明人 H·H·特里优 L·K·莱赫曼

权利要求书 6 页 说明书 19 页 附图 17 页

[54] 发明名称 环面修理系统和技术

[57] 摘要

用来修理环面缺陷的系统和方法包括定位在环面缺陷内或邻近环面缺陷的至少一个阻塞件，用来将阻塞件固定到邻近组织的至少一个附连部分，以及用来将阻塞件放置和接合在环面缺陷内和/或邻近环面缺陷的器械。阻塞件至少部分地横贯环面缺陷延伸，以便修理缺陷和/或保持核的材料，一个或多个植入物，生物相容的材料或装置，和/或定位在脊椎盘空间内的其它的物体。



1. 一用来修理脊椎盘的环面缺陷的系统，其包括：
至少一个定位在至少邻近环面缺陷的阻塞件；以及
一个从所述至少一个阻塞件延伸的附连部分，其中，所述附连部分可从第一位置
5 致动到第二位置，在第一位置中，所述至少一个阻塞件和所述附连部分至少邻近缺陷，
而在第二位置中，所述阻塞件横贯缺陷延伸，且所述附连部分接合到邻近的组织。
2. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件是柔性的，可呈一减小尺寸的结构，以便至少邻近缺陷定位。
3. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件具有沿环面的一宽度，它
10 小于沿环面的缺陷的宽度。
4. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述附连部分包括一可接合到脊椎盘的一侧上的第一脊椎体的第一锚固件，以及一可接合到脊椎盘的另一侧上的第二脊椎体的第二锚固件。
5. 如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述第一锚固件和所述第二锚固件各
15 包括一本体，其具有一连接到所述阻塞件的一邻近端的第一端和一与所述第一端相对的末端，其中，所述本体具有一凹陷-凸出的弧形，以使所述末端偏离所述第一端。
6. 如权利要求 5 所述的系统，其特征在于，所述末端具有尖锐的边缘。
7. 如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述第一锚固件和所述第二锚固件各
20 包括一本体，其具有一形成一插座的第一端，用来接纳所述阻塞件的一邻近端。
8. 如权利要求 7 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的各个所述端部具有一接
纳通过其间的连接销的通道，所述连接销和所述阻塞件的所述端部可定位在所述第一
锚固件和所述第二锚固件的所述插座中的对应的一个内。
9. 如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述第一锚固件和所述第二锚固件各
25 包括用来阻止从第一和第二脊椎体中拉出的装置。
10. 如权利要求 9 所述的系统，其特征在于，所述用来阻止拉出的装置可从下面的
组群中选择：一螺纹形式、锯齿形、倒刺、带有凹陷-凸出的弧形体，以及可枢转的
张裂缝。
11. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件包括可附连到邻近缺陷的
环面组织的侧向延伸部。
- 30 12. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件包括非多孔的材料。

13. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件由一可再吸收材料制成，其选自以下的组群：自体移植物，同种异体移植物，异种移植物，硬组织，连接组织，去矿物质骨基质，聚交酯，聚乙交酯，酪氨酸衍生的聚碳酸酯，聚酐，多原酸酯，聚磷腈，磷酸钙，羟磷灰石，生物活性玻璃，胶原质，白蛋白，纤维蛋白原以及它们的组合。

14. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件由非再吸收材料制成，其选自以下的组群：聚乙烯、聚酯、聚乙烯醇、聚丙烯腈、聚酰氨、聚四氟乙烯、聚对苯二甲酰对苯二胺、纤维素，以及它们的组合。

15. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件和所述附连部分各包括可再吸收的材料。

16. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件和所述附连部分各包括非再吸收的材料。

17. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，还包括一位于脊椎盘空间内的植入物。

18. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，在所述第一位置中，所述附连部分大致沿位于缺陷的各侧上的脊椎端板延伸，而在所述第二位置中，所述附连部分延伸入脊椎端板内。

19. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，缺陷具有一沿环面的宽度，而所述阻塞件延伸横贯沿环面的缺陷的宽度的约 90% 或不到。

20. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件具有一本体结构，它包括选自以下组群的一个或多个部件：织物管，缝合线，系绳，绳索，平面件，带，丝线，缆索，网片，以及编结物。

21. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，还包括：

— 第二阻塞件可至少邻近环面的缺陷定位；

— 第二附连部分连接到所述第二阻塞件，其中，所述第二附连部分具有一第一位置和一第二位置，在第一位置中，所述第二阻塞件和所述第二附连部分至少邻近缺陷，而在第二位置中，所述第二阻塞件横贯缺陷定位，所述第二附连部分接合到邻近的组织。

22. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述附连部分包括用来接合所述阻塞件的装置。

23. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，还包括一插入器械，所述阻塞件和所述附连部分安装在插入器械上。

24. 如权利要求 23 所述的系统，其特征在于，所述插入器械包括一可移动地连接到一致动件的安装件，所述致动件包括至少一个可与所述安装件上的所述附连部分接合的致动表面，以便将所述附连部分从所述第一位置朝向所述第二位置移动。

5 25. 如权利要求 24 所述的系统，其特征在于，所述插入器械包括一与所述附连部分可移动地接合的保持件，以防止所述附连部分移离所述第一位置。

26. 如权利要求 24 所述的系统，其特征在于，所述安装件包括一驱动件，其构造为：当所述安装件相对于所述致动件移动时，驱动件沿着所述致动器表面移动所述附连部分。

27. 如权利要求 24 所述的系统，其特征在于，在所述第一位置中：

10 所述安装件包括一上部和一下部；

所述附连部分包括一安装在所述上部上的第一锚固件和一安装在所述下部上的第二锚固件；以及

所述阻塞件围绕所述安装件的远端在所述第一锚固件和所述第二锚固件之间延伸。

15 28. 一用来修理脊椎盘的环面缺陷的系统，其包括：

至少一个定位在至少邻近环面缺陷的阻塞件；以及

一个从所述至少一个阻塞件延伸的附连部分，其中，所述附连部分可接合到邻近缺陷的骨质组织，其中，当所述至少一个阻塞件横贯缺陷定位且附连部分接合到邻近缺陷的骨质组织时，所述阻塞件包括一沿环面的宽度，其小于沿环面的缺陷的宽度。

20 29. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述宽度小于缺陷宽度的约 90%。

30. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述宽度小于缺陷宽度的约 50%。

31. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述宽度小于缺陷宽度的约 10%。

32. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，还包括：

一第二阻塞件横贯环面的缺陷定位；以及

一第二附连部分连接到所述第二阻塞件，其中，所述第二附连部分可接合到邻近的骨质组织。

30 33. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述附连部分可从第一位置致动

到一第二位置，在第一位置中，所述至少一个阻塞件和所述附连部分定位在至少邻近缺陷，而在第二位置中，所述阻塞件横贯缺陷定位，且所述附连部分接合到邻近的组织。

34. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件是柔性而呈一减小尺寸
5 的结构，以便定位在至少邻近缺陷处。

35. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述附连部分包括一接合到脊椎盘的一侧上的第一脊椎体的第一锚固件，以及一接合到脊椎盘的另一侧上的第二脊椎体的第二锚固件。

36. 如权利要求 35 所述的系统，其特征在于，所述第一锚固件和所述第二锚固件
10 各包括一本体，其具有一连接到所述阻塞件的邻近端的第一端。

37. 如权利要求 36 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述端嵌入在第一脊椎和第二脊椎中的对应一个中。

38. 如权利要求 36 所述的系统，其特征在于，各个所述第一和第二锚固件的所述本体具有一凹陷-凸出的弧形。

15 39. 如权利要求 35 所述的系统，其特征在于，所述第一锚固件和所述第二锚固件各包括用来阻止从骨质组织中拉出的装置。

40. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件包括附连到邻近缺陷的环面组织的侧向延伸部分。

20 41. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述附连部分包括所述至少一个阻塞件的一部分。

42. 如权利要求 41 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件包括一附连部分，它的各端嵌入到缺陷的脊椎端板中的对应的一个中。

43. 如权利要求 42 所述的系统，其特征在于，所述附连部分各包括一接合所述阻塞件的所述嵌入部分的锚固件。

25 44. 如权利要求 28 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件具有一本体结构，它包括选自以下组群的一个或多个部件：织物管，缝合线，系绳，绳索，平面件，带，丝线，缆索，网片，以及编结物。

45. 一用来修理脊椎盘的环面缺陷的系统，缺陷具有一沿脊椎盘的环面的宽度，其包括：

30 —第一锚固件，其接合到邻近脊椎盘的脊椎中的一个；
 —第二锚固件，其接合到邻近脊椎盘的脊椎中的另一个；以及

一阻塞件，其延伸在脊椎之间并连接到所述第一锚固件和所述第二锚固件，所述阻塞件具有一沿环面的宽度，它小于沿环面的缺陷的宽度。

46. 如权利要求 45 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述宽度小于缺陷宽度的约 90%。

5 47. 如权利要求 45 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件的所述宽度小于缺陷宽度的约 50%。

48. 如权利要求 45 所述的系统，其特征在于，所述阻塞件是柔性的。

49. 如权利要求 45 所述的系统，其特征在于，缺陷具有一介于环面的外表面和脊椎盘的核之间的深度，所述阻塞件具有的一小于缺陷的深度的一半的深度。

10 50. 如权利要求 45 所述的系统，其特征在于，各个所述第一锚固件和所述第二锚固件选自以下的组群：带有凹陷-凸出弧形的本体，螺钉，过盈螺钉，销紧固件，钉，以及纽扣。

51. 一用来修理脊椎盘的环面缺陷的方法，其包括：

定位一具有一至少邻近环面缺陷的附连部分的阻塞件；以及

致动附连部分，以将附连部分接合到邻近脊椎盘的至少一个脊椎，使阻塞件横贯环面缺陷延伸。

15 52. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，附连部分包括一接合到至少一个脊椎的第一锚固件和一接合到邻近脊椎盘的另一个脊椎的第二锚固件。

53. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，致动附连部分，将第一锚固件和第二锚固件同时接合到邻近脊椎盘的脊椎。

54. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，阻塞件是柔性的。

55. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，还包括将阻塞件连接到附连部分。

20 56. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，致动附连部分包括：用致动器械的线性运动将附连部分致动到一第一致动位置。

57. 如权利要求 56 所述的方法，其特征在于，致动附连机构还包括：用致动器械的旋转运动将附连部分致动到一第二致动位置。

58. 一用来修理相邻脊椎之间的脊椎盘的环面缺陷的方法，其包括：

25 提供一阻塞件，其具有一在第一端和一第二端之间的长度；

坍瘪阻塞件；

将坍瘪的阻塞件定位在至少邻近环面缺陷；

延伸阻塞件的第一端朝向邻近脊椎盘的一个脊椎；

延伸阻塞件的第二端朝向邻近脊椎盘的另一个脊椎；

将阻塞件的第一端接合到一个脊椎；以及

将阻塞件的第二端接合到另一个脊椎。

5 59. 如权利要求 58 所述的方法，其特征在于，阻塞件具有一沿环面的宽度，它小
于沿环面的缺陷的宽度。

60. 如权利要求 58 所述的方法，其特征在于，第一端连接到第一锚固件，而第二
端连接到第二锚固件。

61. 如权利要求 60 所述的方法，其特征在于，

10 当阻塞件定位在至少邻近环面缺陷时，第一锚固件和第二锚固件各沿对应的脊椎
的端板之一延伸，以及

当接合到环面缺陷时，第一锚固件和第二锚固件各延伸到对应的脊椎之一中。

62. 如权利要求 61 所述的方法，其特征在于，接合第一端和接合第二端包括：通
过脊椎内的第一锚固件和第二锚固件中的对应的一个定位紧固件。

63. 一用来将环面修理系统插入到脊椎盘的环面缺陷处的器械，其包括：

15 一致动件；以及

一环面修理系统安装在其上的安装件，所述致动件接合环面修理系统，以便将环
面修理系统移动到与邻近缺陷的至少一个脊椎接合。

64. 如权利要求 63 所述的器械，其特征在于，所述安装件相对于所述致动件可移
动。

20 65. 如权利要求 63 所述的器械，其特征在于，所述安装件包括一与环面修理系统
接合的驱动部分，以将环面修理系统移动到与所述致动件接触。

66. 如权利要求 63 所述的器械，其特征在于，所述安装件相对于所述致动件可作
线性移动，以将环面修理系统移动到与至少一个脊椎接合的一第一致动位置。

25 67. 如权利要求 66 所述的器械，其特征在于，所述安装件相对于环面修理系统可
转动，以将环面修理系统从所述第一致动位置移动到与至少一个脊椎接合的一第二致
动位置。

68. 如权利要求 63 所述的器械，其特征在于，所述致动件包括一保持件，其可与
安装件上的环面修理系统接合。

环面修理系统和技术

技术领域

本发明一般地涉及脊椎外科的领域，具体来说，涉及用来修理脊椎盘的环面纤维化的系统和技术。

背景技术

有各种外科手术和病情会在环面纤维症中形成缺陷，例如，环缝术，椎间盘切除术，核手术，人造盘核或人造盘修补物的植入，或一盘疝形成的修理。环面缺陷的修理通常被认为费时和无效。因此，环面缺陷通常随其存在而不作修理。这可导致盘再形成疝的较高的发病率或从盘空间中去除植入物。

在修理环面物的手术中，利用缝合线将周围的组织拉在一起，试图关闭缺陷，这种做法则会遭遇困难的挑战。通常，环面缺陷是一相当大的洞，用传统的缝合技术难于关闭。有效地接合周围环面组织中的缝合线也会很困难，且在作出修理之后，缝合线会通过环面组织切断或撕裂。

5 因此，需要有用于脊椎外科的系统和方法，它在环面纤维化中提供对缺陷的有效修理。本发明是尤其针对满足这种需要。

发明内容

本发明涉及用来修理环面缺陷的系统、技术和方法。系统的实施例包括至少一个定位在环面缺陷内或邻近环面缺陷的阻塞件，一个或多个连接到至少一个阻塞件的附连部分，其用来将阻塞件固定到邻近的脊椎骨，以及一用来将阻塞件放置到环面缺陷内和/或邻近环面缺陷的器械。阻塞件至少部分地横贯环面缺陷延伸，以便修理缺陷和/或保持核芯材料、一个或多个植入物、生物相容的材料或器械，和/或定位在盘空间内的其它的物体。

15

附图的简要说明

图 1 是涉及环面修理系统的一实施例的分解的立体图。

图 2A-2C 是可用于图 1 的环面修理系统的锚固件的各种实施例的侧视图。

图 2D 是另一实施例锚固件的一部分的立体图。

图 3A-3G 是可用于图 1 的环面修理系统的锚固件的各种实施例的侧视图。

图 4A-4C 分别示出一预插入结构和后插入结构的截面图, 以及一后插入结构的侧视图, 它们是相对于一对邻近的脊椎骨的图 1 的环面修理系统的结构。

图 5 示出一材料原料, 由此可制造一包括部分的环面修理系统的阻塞件。

图 6 示出带有其它实施例的附连部分的环面修理系统的一部分。

图 7 是一实施例器械的远端部分的立体图, 该器械用来在一环面缺陷内插入和接合本发明的环面修理系统。

图 8 是图 7 的器械的部分的侧视图, 其中, 图 6 的环面修理系统安装在器械上并延伸通过一牵引器套筒。

图 9 是图 7 的器械和环面修理系统的侧视图, 图中示出环面修理系统插入到环面缺陷内, 以及环面修理系统与邻近缺陷的脊椎骨的接合。

图 10A-B 分别示出用于图 7 的器械的一实施例的近端部分的侧视图和端视图。

图 11 是另一实施例锚固件的立体图。

图 12A-12C 分别是安装在一插入的器械上的图 11 的锚固件的立体图和侧视图。

图 13 示出接合在一环面缺陷内的图 11 的锚固件, 其用一在其间延伸的阻塞件连接到邻近的脊椎骨。

图 14 是另一实施例的环面修理系统的立体图。

图 15A-15C 示出用来将一阻塞件附连到一锚固件上的各种装置。

图 16A-16C 是图 14 的插入器械和环面修理系统的一部分的局部侧视图, 示出环面修理系统在环面缺陷处的插入和接合。

图 17A-17C 分别示出在预接合结构中、在接合结构中, 以及在一平面图中的环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统。

图 18A-18B 示意地示出另一实施例的器械, 其用来将图 17A-17C 的环面修理系统插入和接合到邻近环面缺陷的脊椎骨。

图 19A-19C 是另一实施例的阻塞件和环面修理系统的锚固件的侧视图。

图 20A-20B 分别是接合在一环面缺陷内的图 19A-19B 的阻塞件和锚固件的侧视和正视的局部截面图。

图 21A-21B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧

视和正视的局部截面图。

图 22A-22B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 23A-23B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 24A-24B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 25A-25B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 26A-26B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 27A-27B 分别是接合在一环面缺陷内的另一实施例的环面修理系统的侧视和正视的局部截面图。

图 28 是邻近一环面缺陷接合的另一实施例的环面修理系统的侧视截面图。

图 29 是邻近一环面缺陷接合的另一实施例的环面修理系统的侧视截面图。

图 30 是邻近一环面缺陷接合的另一实施例的环面修理系统的侧视截面图。

图 31 是邻近一环面缺陷接合的另一实施例的环面修理系统的侧视截面图。

图 32A-32D 示出一阻塞件的各种实施例，其包括附连到硬的骨组织上的环面修理系统的部分。

图 33A-33D 示出一阻塞件的各种实施例，其包括附连到软组织上的环面修理系统的部分。

图 34A-34D 示出一阻塞件的各种实施例，其包括附连到硬和软组织上的环面修理系统的部分。

具体实施方式

为了便于理解本发明的原理，现将参照附图中所示的实施例并采用特定的语言来描述本发明的实施例。然而，应该理解到，由此无意限制本发明的范围。对于本发明所涉及的技术领域内的技术人员来说，所示实施例中的任何这样的变化和进一步的修改，以及本文中说明的本发明的原理的任何这样的进一步应用，都被认为是正常出现的。

环面修理系统和方法包括一阻塞件，其由脊椎盘的环面纤维化中的缺陷内

或邻近缺陷的一个或多个附连部分予以保持。阻塞件可阻塞环面纤维化内的所有的或部分的缺陷或空隙，这种情形可由外壳手术或盘形成瘤而造成。一个或多个附连部分可连接到或一体地形成在阻塞件上。附连部分可接合到软组织和/或硬组织，或邻近缺陷或空隙的骨上。因此，附连部分将阻塞件相对于邻近的软或硬组织保持在缺陷或空隙内的大致固定的位置上。

参照本文所述的各种实施例，附连部分可使用各种装置和/或技术连接或固定到阻塞件，或可与阻塞件或阻塞件的延伸部一体地形成。阻塞件可通过以下方法连接或附连到附连部分上，例如，将附连部分缝合到阻塞件，热焊或热连接，粘结剂连接，三维编织或编结，螺钉，钉，销，大头钉或铆钉固定。此外，附连部分可在阻塞件放置到或靠近到环面缺陷之前或之后固定到阻塞件上。

阻塞件可由柔性的或呈现至少某些柔性的部件制成。这种部件的实例包括编织的织物管，编织和非编织的网，或编结或编织的结构，缝合线，系绳，绳索，平面件，带，丝线，缆索，或任何其它可横贯环面缺陷延伸的部件。此外，阻塞件可以是回弹的和/或弹性的，这样，在插入和附连过程中和插入和附连之后，它可呈各种形状。生长因子或细胞可包括在阻塞件内，以加速环面修理的过程。生长因子可以是转化生长因子 β 1，胰岛素状生长因子 1，血小板衍生的生长因子，纤维原细胞生长因子，骨形态发生蛋白质（BMP），LIM 矿物化蛋白质（LMP），以及它们的组合。

阻塞件可由任何生物相容的材料，合成材料或天然源材料，以及具有再吸收或非再吸收特性的材料。阻塞件材料的合适的实例包括：自体移植物、同种异体移植物，或异种移植物；组织材料包括有软组织、连接组织、去矿物质骨基质和其组合物；再吸收材料包括聚交酯、聚乙交酯、酪氨酸衍生的聚碳酸酯、聚酐、多原酸酯、聚磷腈、磷酸钙、羟磷灰石、生物活性玻璃、胶原质、白蛋白、纤维蛋白原以及它们的组合；以及非再吸收材料包括聚乙烯、聚酯、聚乙稀醇、聚丙烯腈、聚酰氨、聚四氟乙烯、聚对苯二甲酰对苯二胺、纤维素，以及它们的组合。

这里所述的附连部分可包括由任何生物相容材料制成的锚固件，其包括合成的或天然的自体移植物、同种异体移植物，或异种移植物组织，可以是再吸收或非再吸收的特性。组织材料的实例包括硬组织、连接组织、去矿物质骨基质和其组合物。再吸收材料的其它的实例是聚交酯、聚乙交酯、酪氨酸衍生的聚碳酸酯、聚酐、多原酸酯、聚磷腈、磷酸钙、羟磷灰石、生物活性玻璃以及

它们的组合物。非再吸收材料的其它的实例是碳加强的聚合物的复合物、形状记忆合金、钛、钛合金、钴铬合金、不锈钢以及它们的组合。

现参照图 1，图中示出根据本发明的一实施例的环面修理系统 50。环面修理系统 50 包括一阻塞件和一附连部分，用来将阻塞件接合到邻近环面缺陷的一个或多个脊椎骨。在所示的实施例中，环面修理系统 50 包括一对锚固件 70a、70b 和一在锚固件 70a、70b 之间延伸的阻塞件 52。阻塞件 52 具有一第一端 54a 和一第二端 54b。第一端 54a 具有一接纳连接销 56a 的通过其间的通道，而第二端 54b 具有一接纳连接销 56b 的通过其间的通道。

现进一步参照图 2A，总的表示为锚固件 70 的锚固件 70a 和 70b 各包括一具有一凹凸弧形或匙形的本体 71。第一表面 76 具有一从末端 74 延伸的凸出的弧形部分和一从中延伸到端部 73 的线性部分。第二表面 78 具有一从末端 74 延伸的凹陷的部分和一从中延伸到端部 73 的线性部分。端部 73 包括一钩件 86，其形成一沿着本体 71 的两侧之间延伸的插座 72。插座 72 的尺寸适于接纳通过钩形件 86 和本体 71 之间的开口 84 的阻塞件 52 的两个端部 54a、54b 中的一个端部。插座 72 的尺寸还适于接纳侧向通过插座 72 的侧壁开口的两个连接销 56a、56b 中的一个对应的销；然而，连接销 56a 不能通过开口 84。锚固件 70 连接到阻塞件 52，使连接销 56a、56b 中的对应的销位于阻塞件 52 的对应端 54a、54b 中的通道内，而使端部 54a、54b 定位在插座 72 内。

在图 2B 中，示出类似于上述锚固件 70 的另一实施例锚固件 70'。锚固件 70' 包括一沿着凸出弧形的第一表面 76 的粗糙部分 75，当锚固件插入脊椎体内时，该粗糙部分阻止锚固件从脊椎体中拉出。粗糙部分 75 可包括一个或多个齿、道钉、锯齿状、滚花，或倒刺，以便与骨组织接合。在图 2C 中，锚固件 70'' 包括一沿凹陷弧形的第二表面 78 的粗糙部分。可设计包括沿着第一表面 76 和第二表面 78 的粗糙部分的锚固件的其它的实施例。

现参照图 2D，图中示出与锚固件 70 大致相同的另一实施例的锚固件 170，但它与阻塞件 52 的连接具有一变化的端部结构。锚固件 170 包括一本体 171，其具有一形成一插座 172 的端部 173，如对锚固件 70 所讨论的，插座用来接纳销 56 和阻塞件的端部 54a、54b。一开口 184 形成在钩形件 186 和本体 171 的端表面 180 之间。开口 184 具有的宽度 A 大小适于阻塞件 52 通过其间，但阻止连接销 56 通过其间。端表面 180 朝向端部 173 偏移，以使钩形件 186 的端部和开口 184 定位在更靠近端部 173。这致使阻塞件 52 包在钩形件 186 周围的

长度更短。其它的实施例可设计成：开口 184 可以定位成进一步朝向端部 173，包括在表面 176 和 178 之间的开口 184 的定位。锚固件 70、170 可各设置有一宽度 W2，其大约与它所连接的阻塞件的宽度 W1 相同或大于。

图 3A-3G 提供另外实施例的锚固件，其具有类似于锚固件 70 的形状并连接到阻塞件上。在图 3A 中，锚固件 1000 包括一具有用来接合阻塞件的一端部 1006 的本体 1002，和通过本体 1002 形成的孔 1004。在图 3B 中，锚固件 1010 包括一具有一端部 1016 的本体 1012，其用来接合阻塞件。本体 1012 包括通过其间形成的一第一孔 1014a 和一第二孔 1014b。锚固件 1000 内的孔 1004 和锚固件 1010 的孔 1014a、1014b 为骨通过锚固件向内长的途径，以便长时间固定在脊椎体内。这些孔还可接受紧固件，以便将锚固件接合在脊椎体内。

在图 3C 中，锚固件 1020 包括一具有一端部 1026 的本体 1022，端部 1026 用来接合阻塞件。本体 1022 还包括在其一侧的第一切口 1024a 和在其相对侧的第二切口 1024b。在图 3D 中，锚固件 1030 包括一具有一端部 1036 的本体 1032，其用来接合阻塞件。本体 1032 包括多个在其一侧的第一切口 1034a 和在其相对侧的第二切口 1034b。在所示的实施例中，设置三个切口 1034a、1034b。切口 1034 比切口 1024 相对小一些，以便可设置增加数量的切口，而同时保持锚固件 1030 的结构完整性。通过沿锚固件的边缘面离插入方向提供倒刺或尖端的表面，它们阻止锚固件从脊椎骨中拉出，由此，锚固件 1020、1030 的切口提供初始的固定。通过骨通过切口的生长，可提高锚固件 1020、1030 的长时间的固定。

在图 3E 中，锚固件 1040 包括一具有一端部 1046 的本体 1042，端部 1046 用来接合阻塞件。本体 1042 包括一尖顶拱的末端 1044，其相对于端部 1046 在本体 1042 的边缘之间延伸，以便于穿过脊椎端板并进入脊椎体内。在图 3F 中，图中示出一锚固件 1050，它包括一具有一端部 1056 的本体 1052，端部 1056 用来接合阻塞件。本体 1052 在相对端部 1056 处包括一尖端 1054，以便于穿过脊椎端板并进入脊椎体内。

在图 3G 中，锚固件 1060 包括一具有一端部 1066 的本体 1062，端部 1066 用来接合阻塞件。本体 1062 沿其一侧包括多个柔性的第一件 1064a 和沿其相对侧的多个柔性的第二件 1064b。部件 1064a、1064b 通常弯离本体 1062 并远离插入方向延伸（如锚固件 1060 所示）。在插入到脊椎体内的过程中，部件 1064a、1064b 沿本体 1062 向内弯曲，以提供沿本体 1062 的基本上光滑边缘的

外形（如锚固件 1060' 所示），以便于插入。在插入之后，施加在本体 1062 上的拉出力致使部件 1064a、1064b 远离本体 1062 弯曲，并接合骨组织（如锚固件 1060'' 所示）。

如图 4A-4C 所示，环面修理系统设置在脊椎 V1 和 V2 之间的环面缺陷 X 内或附近，以便修理或再建环面 A。可以设想，环面 A 内的缺陷 X 可以已经形成，以便执行一环缝术、椎间盘切除术、核手术，或在椎间盘空间内的某些其它的手术，和/或由于老化、外伤、退化病情等已造成缺陷 X。还可以设想，椎间盘的核 N 可以是天然的椎间盘核浆状的，或可以是人工的盘核或盘假体，融合装置，或已经通过缺陷 X 插入盘空间内的某些其它装置。围绕核延伸的核 A 的其余部分基本上是完好的，或使用系统和本发明的方法，或某些其它已知的环面修理技术已经进行修理的。

环面修理系统 50 示于图 4A 中，其中，阻塞件 52 定位在环面缺陷 X 内或附近，锚固件 70a 沿脊椎 V1 的端板延伸，以及锚固件 70b 沿脊椎 V2 的端板延伸。阻塞件 52 可由柔性材料制成，并坍塌、折叠或其它方式定位成一缩小尺寸的结构，以便插入或靠近缺陷 X。在图 4B 中，锚固件 70a、70b 已从其图 4A 的位置移动，并通过皮层的边缘或脊椎的端板嵌入在脊椎体 V1、V2 的对应的脊椎体内。可以设想，阻塞件 52 具有的锚固件 70a、70b 之间的长度，足以沿锚固件 70a、70b 之间的缺陷 X 的高度延伸。应该理解到，可以设想采用其它实施例的锚固件用于修理系统 50 和嵌入在脊椎 V1 和 V2 内。

如图 4C 所示，阻塞件 52 的沿环面 A 的宽度 W1 可以大约等于或小于缺陷 X 的宽度 W，以使阻塞件 52 横贯所有缺陷 X 或缺陷 X 的一部分延伸，由此，有效地阻塞缺陷 X 和盘空间内的植入物或盘材料，阻止其突出或通过缺陷 X 逐出（如图 4B 中箭头 F 所示）。在一实施例中，阻塞件 52 的宽度 W1 约为缺陷 X 的宽度 W 的 90% 或不到。在另一实施例中，阻塞件 52 的宽度 W1 约为缺陷 X 的宽度 W 的 50% 或不到。在还有一实施例中，阻塞件 52 的宽度 W1 约为缺陷 X 的宽度 W 的 10% 或不到。此外，阻塞件 52 可具有的深度 D1 小于在缺陷 X 处的环面 A 的深度 D，在缺陷 X 内提供附加的未阻碍的或未占据的区域，以便环面组织的生长和再生。

还可设想，阻塞件 52 可设置有一宽度 W1，它大于缺陷 X 的宽度 W。在这样—实施例中，环面缺陷 X 的宽度 W 可以扩大而容纳阻塞件 52 的宽度 W1，以便插入缺陷内。当环面组织返回到其预扩大的状态时，周围的环面组织将压

靠阻塞件 52 的宽度。或者，阻塞件 52 沿盘空间的外表面定位，并重叠环面组织的外部，以便附连和/或邻近脊椎体。可以设想，在此实施例中，宽度 W1 可高达或大于缺陷 X 的宽度 W 的 50%。

可以设想，锚固件 70a、70b 接合脊椎 V1 和 V2，其具有足够的防拉出能力，所以，不再需要补充的固定装置。然而，也可设置补充的固定装置来进一步增加锚固件 70a、70b 防拉出的能力。紧固件 80a、80b 可接合对应的脊椎 V1 和 V2 内的锚固件 70a、70b，以提供增加的防拉出的能力（如图 4B 和 4C 所示）。钻一孔和/或在各脊椎骨内攻丝，并通过对应的锚固件 70a、70b。紧固件 80a 通过锚固件 70a 放入脊椎骨 V1 内的孔中，而紧固件 80b 通过锚固件 70b 放入脊椎骨 V2 内的孔中。锚固件 70a、70b 也可设置有通过其间预成形的孔，以便接纳紧固件 80a、80b。紧固件 80a、80b 可具有如图所示的螺纹的远端，或可具有一螺纹的近端，使一销从螺纹的近端向远端延伸，以便通过锚固件 70a、70b 内的孔进行定位。

在图 5 中，图中示出一原材料的实施例，阻塞件 52 可由该材料进行制造。原材料 90 具有管形，其尺寸适于提供多个阻塞件 52a、52b、52c 和 52d。整齐的区域 96 设置在邻近的阻塞件之间，以允许阻塞件的宽度 W1 按要求确定尺寸。原材料 90 可设置有一基本的位于底下的丝网结构 94，加强的丝网 92 围绕该结构设置。底下的丝网结构 94 可以粘结到或互相编织到沿原材料 90 的长度延伸的背衬 98 上。在所示的实施例中，底下的丝网结构 94 包括垂直纤维和水平纤维，而加强丝网 92 包括对角的纤维。不同的纤维定向抵抗因脊椎柱在缺陷 X 处的运动而施加到阻塞件 52 的拉伸、侧向弯曲和转动的载荷。

在图 6 中，图中示出附连到阻挡件 52 的另一实施例锚固件 70'''。锚固件 70''' 类似于锚固件 70，但包括一从末端 74 延伸到本体 71 内的槽 88。如下文中进一步讨论的，槽 88 的尺寸适于接纳一保持件，用来将锚固件 70''' 连接到一插入器械内。

现参照图 7，图中示出一用来将修理系统 50 插入和接合在一环面缺陷内的插入器械 100 的实施例。器械 100 包括一可移动地定位在一致动件 104 内的安装件 102。安装件 102 包括一远端安装部分 106，它在其远端处具有一驱动件 108。驱动件 108 包括一上驱动部分 108a 和一下驱动部分 108b。各驱动部分 108a、108b 分别包括一近端定向的驱动表面 118a、118b。安装部分 106 还包括一从上驱动部分 108a 延伸的上安装表面 116a，以及一从下驱动部分 108b 延

伸的下安装表面 116b。上安装表面 116a 和下安装表面 116b 大致彼此平行地延伸到致动件 104 内。上安装表面 116a 和下安装表面 116b 之间的侧表面可以是介于表面 116a、116b 之间的凸出的弧形，或者为另外的形状，以便当安装部分 106 一转动时提供一凸轮的作用来驱动锚固件进入到邻近的脊椎体内（如下文中进一步讨论的）。

致动件 104 在其远端处包括一上致动表面 120a 和一下致动表面 120b。致动表面 120a、120b 呈凹陷形以接合附连部分，例如，锚固件 70''' 或本文中所述的其它的锚固件的凸出弧形的第一表面 76。致动件 104 还包括位于槽 112（图 7 中仅示出一个）内的从中向远端延伸的一上保持件 114a 和一下保持件 114b。上和下保持件 114a、114b 相对于致动件 104 可移动，以便有选择地接合和脱开在安装部分 106 上的锚固件，诸如在锚固件 70''' 内的槽 88。

如图 8 和 9 所示，具有带锚固件 70a''、70b''' 的附连部分的环面修理系统 50 安装在安装部分 106 上。上驱动部分 108a 的驱动表面 118a 与上锚固件 70a''' 的端部 73a 接触，而下驱动部分 108b 的驱动表面 118b 与锚固件 70b''' 的端部 73b 接触。锚固件 70a''' 的本体定位在上安装表面 116a 上，使锚固件的凹陷侧朝向上脊椎 V1 的端板定向。锚固件 70b''' 的本体定位在下安装表面 116b 上，使锚固件的凹陷侧朝向下脊椎 V2 的端板定向。阻塞件 52 围绕锚固件 70a' 和锚固件 70b' 之间的驱动件 108 的远端延伸。驱动件 108 的远端 110 可具有一在上驱动部分 108a 和下驱动部分 108b 之间延伸的凸出的外形，以在阻塞件插入时将阻塞件 52 保持在一拉紧或相对拉紧的状态。

上和下保持件 114a、114b 定位在锚固件 70a''、70b''' 的槽 88 的对应的一个中，以便在插入到缺陷 X 之前和之中将修理系统 50 保持在安装部分 106 上。当修理系统 50 相对于缺陷 X 处于一要求的插入位置时，上和下保持件 114a、114b 可用一工具或与插入器械 100 相连的其它的致动部分（未示出），从槽 88 中拔出。可以设想，安装部分 106 可以从安装件 102 的近端轴 103 上拆卸。轴 103 和致动件 104 可以设置为一可重复使用的器械，而修理系统 50 和安装部分 106 设置为一附连到近端轴部分 103 的可置换的盒。在此形式中，多个安装部分 106 可设置有预安装在其上的各种尺寸的修理系统，外科医生可选择提供要求高度和宽度的阻塞件的修理系统。

用插入器械 100 将修理系统 50 插入缺陷 X 内，可以通过以下方式执行，通过一打开的切口，使组织后退而暴露出环面缺陷 X，或通过一微创切口，或通

过一如图 8 局部地所示的诸如套筒 125 的一牵引器套筒。在图 9 中，修理系统 50 用插入器械 100 定位在缺陷 X 内。安装件 102 沿箭头 P 的方向朝向近端移动而使锚固件 70a''、70b'''与致动表面 120a、120b 的对应的表面接触。当安装件 102 进一步沿方向 P 移动时，致动表面 120a、120b 驱动锚固件 70a''、70b'''的对应的一个到第一致动的位置，并进入到邻近脊椎 V1、V2 的端板内。当驱动件 108 邻近致动表面 120a、120b 时，然而，锚固件 70a'、70b'不能进一步通过近端运动 P 驱动入端板内。通过沿任一转动方向（例如，如箭头 R 所示的方向）转动插入器械 100，锚固件 70a''、70b'''可进一步被驱动入端板内到达第二致动位置。插入器械 100 的转动致使安装部分 106 起作一凸轮件，它进一步驱动锚固件 70a''、70b'''进入到脊椎 V1 和 V2 的对应的端板内。

现参照图 10A 和 10B，图中示出一手柄系统的实施例，该系统可包括插入器械 100 的一近端部分。手柄系统包括一固定臂 122 和一可枢转地连接到固定臂上的可移动臂 124。致动件 104 固定到固定的手柄 122 上。手柄系统还包括一端部件 126 和一围绕安装件 102 的远端延伸并螺纹地啮合到端部件的缸 127。一扭矩臂 128 从端部件 126 向外延伸。可移动臂 124'、端部件 126'和扭矩臂 128'用虚线表示处于环面修理系统 50 的未致动状态。扭矩臂 128 可设置成销、杆的形式，或可被外科医生握持的其它部件的形式，以便沿箭头 R 所示的方向（或沿与箭头 R 相对的方向）转动端部件 126 和缸 127。这相对于致动件 104 又线性地和近端地移动安装件 102，且锚固件沿致动表面 120a、120b 被驱动或凸出，以便穿入脊椎端板。

安装件 102 沿箭头 P 的方向朝向近端地驱动，以便用致动表面 120a、120b 致动安装在其上的修理系统 50 的锚固件，如图所示，安装件 102 的近端 102a 运动到近端 102a'所示的部位。在此致动的位置，通过围绕枢轴销 130 将可移动臂枢转到用实线所示的位置，则转动可移动臂 124 的上端抵靠或邻近固定臂 122 进行定位。这指示外科医生初始的致动已完成。通过扭矩臂 128 与手柄 124 的接触，和/或通过其上端处的固定手柄 122 与可移动手柄 124 之间的接触，可移动手柄 124 还可阻塞扭矩臂 128 进一步转动。然后，全部手柄组件可沿箭头 R 的方向（或沿与箭头 R 相对的方向）转动而转动安装件 102，致使凸轮表面沿着和/在安装部分 106 的安装表面 116a、116b 之间进一步驱动修理系统 50 的锚固件进入邻近的脊椎内。

在一特定的实施例中，可以设想，致动件 104 的近端部分是一安装在固定

臂 122 上的 10mm 直径的管，而安装件 102 的近端部分 103 是安装在可移动臂 124 上的 8mm 直径的杆。插入器械 100 可具有一在安装件 102 的远端和固定臂 122 的内侧之间延伸的约为 7 英寸的长度。安装件 102 相对于致动件 104 的拉回，以便致动修理系统 50 从其插入结构到一第一致动位置，可以约为 3mm，此后，施加扭矩使修理系统 50 的锚固件凸出到一第二致动位置，其中，锚固件进一步嵌入在邻近的脊椎内。

现参照图 11，图中示出另一实施例的锚固件 270，在锚固件 270 插入脊椎端板之前或之后，阻塞件可接合到锚固件 270 内。锚固件 270 包括一本体 271，它在其一端具有一边缘 274，用来插入到脊椎端板内。本体 271 还包括一第一表面 276，它具有一凸出部分，而一相对的第二表面 278，它具有一凹陷部分。多个孔 272 通过本体 271 形成在邻近端部 273 的第一表面 276 和第二表面 278 之间。阻塞件的端部可通过缝合线、铆钉、螺钉，或其它延伸通过阻塞件而进入或通过孔 272 延伸的其它的紧固件，附连到锚固件 270。

如图 12A 至 12C 所示，锚固件 270 可安装到插入器械 200 的安装件 206 上。安装件 206 包括一具有一锚固件 270 定位在其上的安装表面 205 的安装部分 208。锚固件 270 包括一孔 275，一紧固件可通过该孔延伸而暂时地将锚固件 270 接合到安装部分 208。插入器械 200 包括一致动件 204，安装件 200 可移动地定位在其中。安装件 204 在其远端包括一致动表面 202。当安装件 206 沿箭头 P 的方向相对于致动件 204 移动时，致动表面 202 接触锚固件 270 的第一侧 276，末端 274 远离安装部分 206 移动并进入到邻近的脊椎端板内。

如图 13 所示，阻塞件 52 可固定到已插入的锚固件 270a、270b 以提供修理系统 250。可以设想，在锚固件中的一个或两个锚固件接合到邻近脊椎端板内之后，阻塞件 52 可附连到锚固件 270a、270b 的对应的锚固件上。还可设想，阻塞件 52 可预先附连到锚固件 270a、270b 上，并如上所述地相对于插入器械 100 插入。一旦位于缺陷 X 内的位置，阻塞件 52 可抵制由植入物或盘材料产生的逐出或挤出力（如箭头 F 所示）。

现参照图 14，图中示出另一实施例的环面修理系统 350。修理系统 350 包括一具有一附连部分的阻塞件 352，附连部分包括一附连在其一端的第一锚固件 370a 和一附连在其另一端的第二锚固件 370b。阻塞件 352 类似于上述的阻塞件 52。阻塞件 352 包括一横贯缺陷 X 的宽度 W 的全部或一部分延伸的宽度 W1。锚固件 370 包括多个齿、倒刺、锯齿形，或沿着其一侧形成的其它的接

合装置 372。

现参照图 15A 至 15C, 图中示出用来将阻塞件连接到附连部分的各种装置。在图 15A 中, 锚固件 370 包括一沿着其一端延伸的插座 374。阻塞件 352 呈环面的形式并具有一端在插座 374 内。以与锚固件 70 中所讨论相同的方式, 一连接销 356 定位在插座 374 内的阻塞件 352 的环面部分内, 以将阻塞件 352 的端部保持在其中。

在图 15B 中, 锚固件 370' 包括沿着其一侧延伸的齿 372'。锚固件 370 包括一形成在其一端内的通道 374', 阻塞件的一环面部分通过该通道延伸并将锚固件 370' 与其连接。在此实施例中, 阻塞件 352 的宽度可以小于锚固件 370' 的宽度, 以使通道 374' 沿着锚固件 370' 的宽度的一部分形成。在图 15C 中, 锚固件 370'' 包括齿 372'' 和沿其一端的插座 374''。锚固件 370'' 还包括一个或多个与插座 374'' 连通的、延伸通过其间的孔 376''。可用延伸通过孔 376'' 的缝合线 378'', 还可通过阻塞件 352, 阻塞件 352 可以附连到插座 374'' 内的锚固件 370''。在所示的实施例中, 阻塞件 352 的端部折叠在其自身上, 以便对接合的缝合线 378'' 的材料提供一加强的区域。

现参照图 16A-16C, 图中示出用来插入本发明的修理系统的另一实施例的插入器械 300。器械 300 针对于修理系统 350 进行描述, 但也可设想应用于本文所述的其它的修理系统。在图 16A 至 16C 中, 仅示出插入器械 300 的上半部, 应该理解到, 插入器械 300 的下半部可以对称地形成。器械 300 包括一沿致动件 302 可移动地定位的安装件 304。锚固件 370 安装在如上述相对于插入器械 100 和 200 所描述那样的安装件 304 上。如图 16B 所示, 当安装件 304 相对于致动件 302 沿箭头 P 的方向朝向近端曳拉时, 通过致动件 302 的致动表面 308, 锚固件 370 被推到第一致动位置而进入脊椎 V1 的端板内。当安装件 304 已经致动而相对于致动件 302 到达第一致动位置时, 安装件 304 沿箭头 R 的方向转动。安装件 304 的凸轮表面 310 推靠在锚固件 370 的端部上, 以推锚固件 370 到达一进一步嵌入在脊椎 V1 的端板内的第二致动位置。在锚固件 370 与邻近脊椎接合之前或之后, 阻塞件 352 可接合到锚固件 370。

现参照图 17A 至 17C, 图中示出另一实施例的环面修理系统 450。修理系统 450 包括一阻塞件 452 和一连接到阻塞件 452 的附连部分。附连部分包括一连接到阻塞件 452 的一端的第一锚固件 470a 和一连接到阻塞件 452 的另一端的第二锚固件 470b。在所示的实施例中, 阻塞件 452 用销 454 附连到锚固件

470a，而阻塞件 452 的另一端用销 456 附连到锚固件 470b。当修理系统 450 从其插入位置移动到其致动或接合位置时，这允许阻塞件 452 的端部相对于锚固件转动。也可设想其它的装置来将阻塞件 452 附连到锚固件 470a、470b 上。

在图 17A 中，修理系统 450 显示为邻近或位于脊椎 V1 和 V2 之间的环面 A 内的缺陷 X。在图 17B 中，修理系统 450 已致动或移动到一致动位置，其中，锚固件 470a、470b 已经彼此移离，以便分别接合到脊椎 V1 和 V2。锚固件 470a、470b 可以设置有齿、倒刺、锯齿形、道钉 472a、472b，或沿其设置的其它装置，以便在插入其中时阻止从脊椎体中拉出。

在图 17C 中，图中示出修理系统 450 和阻塞件 452，其中，这里所述的阻塞件不需占据缺陷 X 的全部深度 D，但只要其一部分。然而，还可设想，这里所述的阻塞件可以占据全部的或大部分的深度 D。此外，阻塞件可侧向沿宽度 W 也可沿深度 D 进行对中，以将缺陷 X 内的任何未阻塞的区域的尺寸减到最小。然而，修理系统 450 也可侧向偏移缺陷 X 的一侧，以便对第二修理系统提供空间。修理系统 450 还可沿深度 D 设置在各种部位处，视外科医生所遇到的操作上的和/或解剖上的情况而定。

在图 18A 和 18B 中，图中示出一插入器械的示意图，该插入器械用来致动或移动修理系统 450 从其缺陷 X 内的插入位置到达其与脊椎 V1 和 V2 的接合位置。插入器械 400 包括一连接到第二臂 404 的第一臂 402。锚固件 470a 安装在或接触第一臂 402 的远端安装部分，而锚固件 470b 安装在或接触第二臂 404 的远端安装部分 408。第一臂 402 和第二臂 404 可相对于彼此移动，从锚固件 470a、470b 定位在缺陷 X 内或靠近缺陷的图 18A 松动插入结构到达锚固件 470a、470b 分别接合到脊椎 V1、V2 的图 18B 中的致动结构。在锚固件 470a、470b 与邻近脊椎 V1、V2 接合之前或之后，阻塞件 452 可以接合到锚固件 470a、470b。

现参照图 19A，图中示出另一实施例的阻塞件 502。阻塞件 502 具有一由缝合线、编结线、索线、绳，或股线状的材料形成的本体。阻塞件 502 的第一端 504a 包括一带有眼孔的附连部分，而第二端 504b 也包括一带有眼孔的附连部分。另一实施例的阻塞件 502' 示于图 19B 中。阻塞件 502' 具有一由片材形成的本体，该材料可以是编织或非编织的材料。阻塞件 502' 的第一端 504a' 包括一带有眼孔的附连部分，而第二端 504b' 也包括一带有眼孔的附连部分。阻塞件 502、502' 的端部可以卷边、缝合、铆接、螺纹连接、夹紧、胶合或其它的

方式紧固到附连部分。附连部分还包括一呈如图 19C 所示的销紧固件的形式的锚固件 510。锚固件 510 具有一螺纹部分 512 和一从中朝向远端延伸的销 516。一工具接合凹陷 514 设置在销紧固件的近端。

图 20A 和 20B 示出一包括阻塞件 502 的修理系统 500 和一包括锚固件 510a、510b 的附连部分。阻塞件 502 定位在缺陷 X 内，使其第一端 504a 定位在由脊椎 V1 的端板形成到脊椎 V1 的本体内的隧道或孔内。阻塞件 502 的第二端 504b 定位在由脊椎 V2 的端板形成到脊椎 V2 的本体内的隧道或孔内。锚固件 510a 定位在从脊椎 V1 的一面延伸的钻孔或孔内，以使销 516 延伸通过第一端 504a 处的眼孔。锚固件 510b 定位在从脊椎 V2 的一面延伸的钻孔或孔内，以使销 516b 延伸通过第二端 504b 处的眼孔。

可以设想，本文所述修理系统的锚固件从其延伸的脊椎 V1 和 V2 的面可包括脊椎 V1、V2 的前面的、前面偏一侧的、侧面的、后面偏一侧的，或后面的部分。还应该理解的是，阻塞件 502 可类似地固定在缺陷 X 内，阻塞件 502' 可设置有一如阻塞件 52 所述的宽度。

图 21A 和 21B 示出一包括阻塞件 522 的修理系统 520 和一包括锚固件 530a、530b 的附连部分。为了将阻塞件 522 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 522 定位在缺陷 X 内，使其上端定位在由脊椎 V1 的端板形成到脊椎 V1 的本体内的隧道或孔内。阻塞件 522 的下端定位在由脊椎 V2 的端板形成到脊椎 V2 的本体内的隧道或孔内。锚固件 530a 用缝合线等附连到阻塞件 522 的上端，并如阻塞件 522 的上端那样延伸到同样的隧道或孔内。锚固件 530b 用缝合线等附连到阻塞件 522 的下端，并如阻塞件 522 的下端那样延伸到同样的隧道或孔内。在所示的实施例中，锚固件 530a、530b 包括从中延伸的可枢转的张裂缝，以阻止锚固件从其接合的脊椎体内拉出。

图 22A 和 22B 示出一包括阻塞件 542 的修理系统 540 和一包括锚固件 550a、550b 的附连部分。为了将阻塞件 542 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 542 定位在缺陷 X 内，使其上端定位在由脊椎 V1 的端板形成到脊椎 V1 的本体内的隧道或孔内。阻塞件 542 的下端定位在由脊椎 V2 的端板形成到脊椎 V2 的本体内的隧道或孔内。锚固件 550a 用缝合线等附连到阻塞件 542 的上端，并如阻塞件 542 的上端那样延伸到同样的隧道或孔内。锚固件 550b 用缝合线等附连到阻塞件 542 的下端，并如阻塞件 542 的下端那样延伸到同样的隧道或孔内。在所示的实施例中，锚固件 550a、550b 包括从中侧向延伸的翼或倒刺，以阻

止锚固件从其接合的脊椎体内拉出。

图 23A 和 23B 示出一包括阻塞件 562 的修理系统 560 和一包括锚固件 570a、570b 的附连部分。为了将阻塞件 562 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 562 定位在缺陷 X 内，使其第一端 564a 定位在形成为从脊椎 V1 的端板通过脊椎的本体并在脊椎 V1 的一面处敞开的隧道或孔内。阻塞件 562 的第二端 564b 定位在形成为从脊椎 V2 的端板通过脊椎的本体并在脊椎 V2 的一面处敞开的隧道或孔内。锚固件 570a 连接到第一端 564a 并邻接邻近隧道开口的脊椎 V1 的面。锚固件 570b 连接到第二端 564b 并邻接邻近隧道开口的脊椎 V2 的面。在一种形式中，可以设想，锚固件 570a、570b 是钮扣，其具有一线或从中延伸的附连环圈，环圈接合到形成在脊椎 V1 和 V2 内的隧道内的阻塞件 562 的附连部分上。在另一形式中，植入物放置通过锚固件内的孔，并通过在植入物的端部上打结或用缝合线等将植入物的端部系到锚固件上而使植入物固定到锚固件。

图 24A 和 24B 示出一类似于修理系统 560 的修理系统 560'。然而，阻塞件 562 包括一上部 562a 和一单独的下部 562b。在上部 562a 和下部 562b 与对应的脊椎 V1、V2 接合之后，在中间部分 564 处上部 562a 附连到下部 562b。可以设想，可用缝合线，将端部系连或打结在一起，热焊接，或将端部熔合在一起实施附连，或用紧固件等来附连端部。

图 25A 和 25B 示出一包括位于缺陷 X 内的阻塞件 602 的修理系统 600。为了将阻塞件 602 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 602 定位在缺陷 X 内，使其第一端 604 定位在形成为从脊椎 V1 的端板通过脊椎的本体并在脊椎 V1 的一面处敞开的隧道或孔内。阻塞件 602 的第二端 606 定位在形成为从脊椎 V2 的端板通过脊椎的本体并在脊椎 V2 的一面处敞开的隧道或孔内。阻塞件 602 沿着脊椎 V1 和 V2 的面成环圈，以使端部 604、606 彼此邻近并彼此系连在一起。可以设想，系连可以采取缝合线或将端部打结在一起。

在图 26A 和 26B 中，修理系统 600 设置有彼此附连的阻塞件 602 的端部 604、606，以便将阻塞件 602 附连到脊椎 V1 和 V2。设想的附连装置包括热焊接或熔合端部在一起，端部缝合在一起，或用钉、大头钉、螺钉等将端部紧固在一起。在图 27A 和 27B 中，修理系统 600 包括两个阻塞件 602a 和 602b 在缺陷 X 内，并如上所述地附连到脊椎 V1 和 V2。

在图 28-31 中，图中示出用来附连邻近环面缺陷 X 和沿着脊椎 V1 和 V2 的面的阻塞件的各种装置。在图 28 中，修理系统 610 包括邻近缺陷 X 并沿脊椎

V1 和 V2 延伸的阻塞件 612。为了将阻塞件 612 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 612 的端部延伸入形成在脊椎 V1 和 V2 的隧道或孔内，并用锚固件 620a 和 620b 附连到对应的脊椎 V1 和 V2。锚固件 620a、620b 随同附连在其上的阻塞件 612 的部分定位在形成在脊椎体 V1 和 V2 内的隧道或孔内。

在图 29 中，修理系统 630 包括沿脊椎 V1 和 V2 邻近缺陷 X 延伸的阻塞件 632。为了将阻塞件 632 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 632 的端部嵌入在形成在脊椎 V1 和 V2 内的隧道或孔内，并用过盈螺钉 640a 和 640b 附连在其中。

在图 30 中，修理系统 650 包括邻近缺陷 X 和沿着脊椎 V1 和 V2 延伸的阻塞件 652。为了将阻塞件 652 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 652 的端部用大头钉或钉 660a 和 660b 附连到脊椎 V1 和 V2 的面上。在图 31 中，修理系统 670 包括邻近缺陷 X 和沿着脊椎 V1 和 V2 延伸的阻塞件 672。为了将阻塞件 672 附连到脊椎 V1 和 V2，阻塞件 672 的端部用骨螺钉 680a 和 680b 附连到脊椎 V1 和 V2 的面上。

现参照图 32A 至 32D，阻塞件的各种实施例用标号 690 表示。阻塞件 690 具有用来连接到诸如骨质的脊椎体 V1 和 V2 的硬组织的结构。阻塞件 690 可以通过锚固件固定到邻近环面缺陷 X 的脊椎体上，以便保持缺陷内或邻近缺陷的阻塞件 690 的定位。

在图 32A 中，阻塞件 690a 包括一在上端 694a 和下端 695a 之间延伸的本体部分 692a。阻塞件 690a 包括一矩形的或正方形的形状。上端 694a 可设置有一对上孔 696a，而下端 695a 可设置有一对下孔 697a。锚固件、螺钉、钉、销、紧固件，或其它的附连装置可通过孔 696a、697a 定位，或连接到阻塞件 690a 的端部，以便将阻塞件 690a 接合到邻近缺陷 X 或位于缺陷 X 内的脊椎 V1 和 V2。

在图 32B 中，阻塞件 690b 包括一在上端 694b 和下端 695b 之间延伸的本体部分 692b。阻塞件 690b 包括一卵形的形状，但也可设想其它的形状。上端 694b 可设置有一上孔 696b，而下端 695b 可设置有一下孔 697b。锚固件、螺钉、钉、销、紧固件，或其它的附连装置可通过孔 696b、697b 定位，或连接到阻塞件 690b 的端部，以便将阻塞件 690b 接合到脊椎 V1 和 V2。

在图 32C 中，阻塞件 690c 包括一在上端 694c 和下端 695c 之间延伸的本体部分 692c。阻塞件 690c 包括一卵形的形状，但也可设想其它的形状。锚固件、螺钉、钉、销、紧固件，或其它的附连装置可直接通过对应的上端 694c 和下

端 695c 定位，或上和下端可连接到将阻塞件 690c 接合到脊椎 V1 和 V2 的锚固件上。

在图 32D 中，阻塞件 690d 包括一本体部分 692d，其具有的一上部接片 694d 带有一从本体部分 692d 向上延伸的细长的、宽度减小的形状。本体部分 692d 还包括一下接片部分 695d，其具有一从本体部分 692d 向下延伸的细长的、宽度减小的形状。这些细长的、宽度减小的接片可通过一过盈的螺钉或其它嵌入的锚固件，使接片随同锚固件至少部分地嵌入在脊椎 V1、V2 内，进行附连或接合，例如，如图 20A 和 20B、图 21A 和 21B、图 22A 和 22B 所示。接片也可连接到本文中所述的锚固件，以便与脊椎 V1 和 V2 接合。

在图 33A 至 33D 中，图中示出与围绕环面缺陷 X 的邻近的环面组织连接的阻塞件 700 的各种实施例。在图 33A 中，阻塞件 700a 包括一本体部分 702a，其具有一带有矩形形状的第一侧向接片 704a 和一带有矩形形状的相对的第二侧向接片 705a，各从本体部分 702a 侧向向外延伸。侧向接片 704a、705a 可用缝合线、钉或其它合适的附连装置接合到邻近环面缺陷 X 的环面组织。可以设想，本体部分 702a 的高度 H1 不需沿脊椎 V1 和 V2 之间的缺陷 X 的全部高度 H 延伸（图 4A）。在一实施例中，高度 H1 小于缺陷 X 的高度的 90%。在另一实施例中，高度 H1 小于缺陷 X 的高度的 50%。

在图 33B 中，阻塞件 700b 包括一本体部分 702b，其具有一带有半圆或倒圆端的形状的第一侧向接片 704b 和一带有半圆或倒圆端形状的相对的第二侧向接片 705b。侧向接片 704b、705b 可用缝合线、钉或其它合适的附连装置接合到邻近环面缺陷 X 的环面组织。可以设想，本体部分 702b 的高度 H1 可设置为与阻塞件 700a 所讨论的那样。

在图 33C 中，阻塞件 700c 包括一本体部分 702c，其具有一带有半圆或倒圆端的形状的第一侧向接片 704c 和一带有半圆或倒圆端形状的相对的第二侧向接片 705c。侧向接片 704c、705c 在本体部分 702c 的中间处变细到一减小高度的结构，以形成一数字 8 形状。侧向接片 704c、705c 可用缝合线、钉或其它合适的附连装置接合到邻近环面缺陷 X 的环面组织。可以设想，本体部分 702c 的高度 H1 可设置为与阻塞件 700a 所讨论的那样。

在图 33D 中，阻塞件 700d 包括一本体部分 702d，其具有一对在接片端部处的侧向延伸的突缘 706d。本体部分 702d 包括一相对的第二侧向接片 705d，其具有一对在接片端部处的侧向延伸的突缘 707d。在侧向接片 704d、705d 上

的侧向突缘对缝合的附连提供添加周缘长度的延伸部。侧向接片 704d、705d 在本体部分 702d 的中间处变细到一减小高度的结构，以形成一数字 8 形状。侧向接片 704d、705d 可用缝合线、钉或其它合适的附连装置接合到邻近环面缺陷 X 的环面组织。可以设想，本体部分 702d 的高度 H1 可设置为与阻塞件 700a 所讨论的那样。

现参照图 34A 至 34D，图中示出使用上述附连技术将阻塞件 800 连接到硬组织和软组织的各种实施例。在图 34A 中，阻塞件 800a 具有一本体部分 802a，其带有一用来接合硬组织的上接片 804a 和相对的下接片 805a。上接片 804a 具有一孔 808a，用来接纳或便于附连到一锚固件，而下接片 805a 具有一孔 809a，用来接纳或便于附连到一锚固件。本体部分 802a 包括相对的侧向延伸的接片 806a、807a，用来附连到缺陷周围的软组织。上和下接片和侧向接片一起形成图 34A 的实施例中的八角形。

在图 34B 中，阻塞件 800b 具有一本体部分 802b，其带有一用来接合硬组织的上接片 804b 和相对的下接片 805b。上接片 804b 具有一孔 808b，用来接纳或便于附连到一锚固件，而下接片 805b 具有一孔 809b，用来接纳或便于附连到一锚固件。本体部分 802b 包括相对的侧向延伸的接片 806b、807b，用来附连到缺陷周围的软组织。上和下接片和侧向接片一起形成图 34B 的实施例中的十字形。

在图 34C 中，阻塞件 800c 具有一本体部分 802c，其带有一用来接合硬组织的上接片 804c 和相对的下接片 805c。上接片 804c 具有一孔 808c，用来接纳或便于附连到一锚固件，而下接片 805c 具有一孔 809c，用来接纳或便于附连到一锚固件。本体部分 802c 包括相对的侧向延伸的接片 806c、807c，用来附连到缺陷周围的软组织。上和下接片和侧向接片一起形成图 34C 的实施例中的弧形或曲线十字形。

在图 34D 中，阻塞件 800d 具有一本体部分 802d，其带有一上接片 804d 和下接片 805d。接片 804d、805d 具有一细长的、宽度减小的结构，如图 32D 的实施例中所讨论的那样，用来嵌入到脊椎 V1、V2 内。本体部分 802d 还包括第一侧向部分 806d 和相对的第二侧向部分 807d，用来附连到环面缺陷周围的软组织。

图 32A-D 和图 34A-D 的阻塞件实施例可设置有具有如阻塞件 50 讨论那样的宽度的本体部分。此外，图 34A-D 的阻塞件实施例可设置有如阻塞件 700a

讨论那样的高度。

尽管在附图中和上述的描述中已经详细地图示和介绍了本发明的实施例，但这些实施例在特征上应认为是说明性的而不是限制性的，应该理解到，所有落入本发明的精神内的变化和修改要求受到保护。

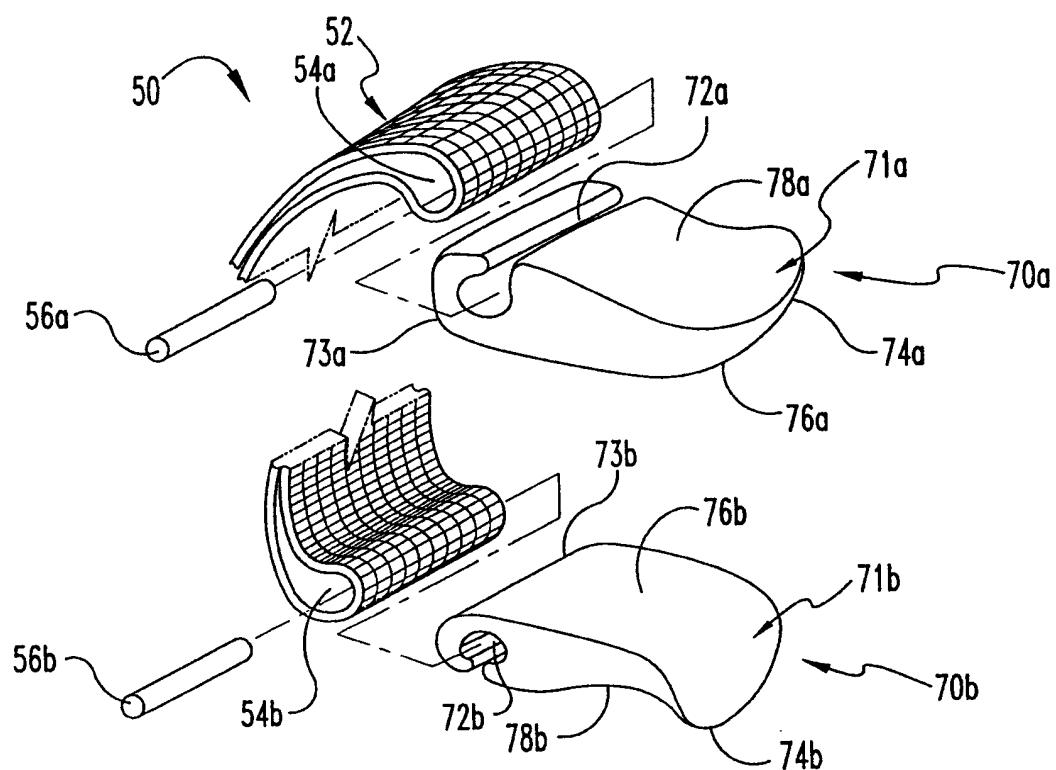


图 1

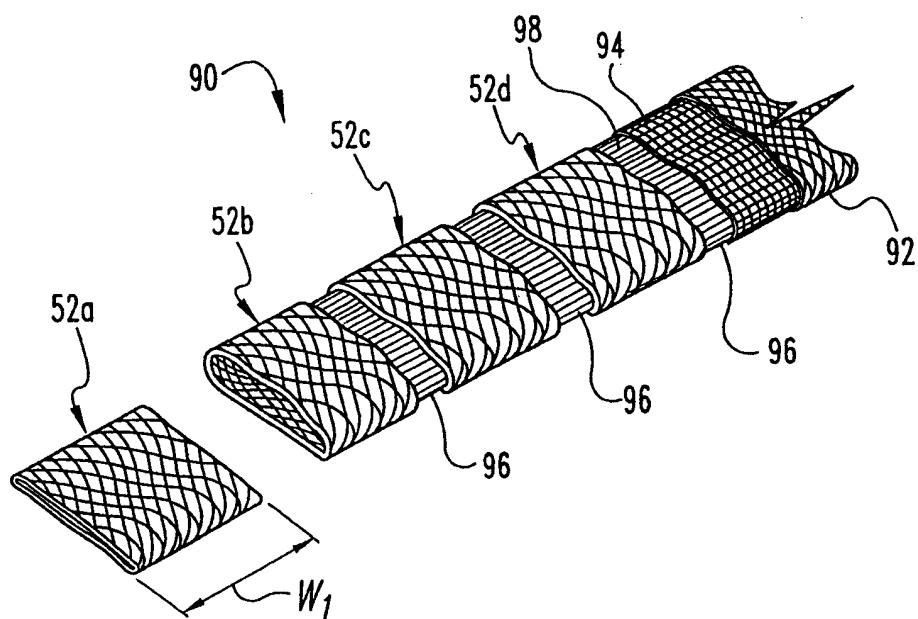


图 5

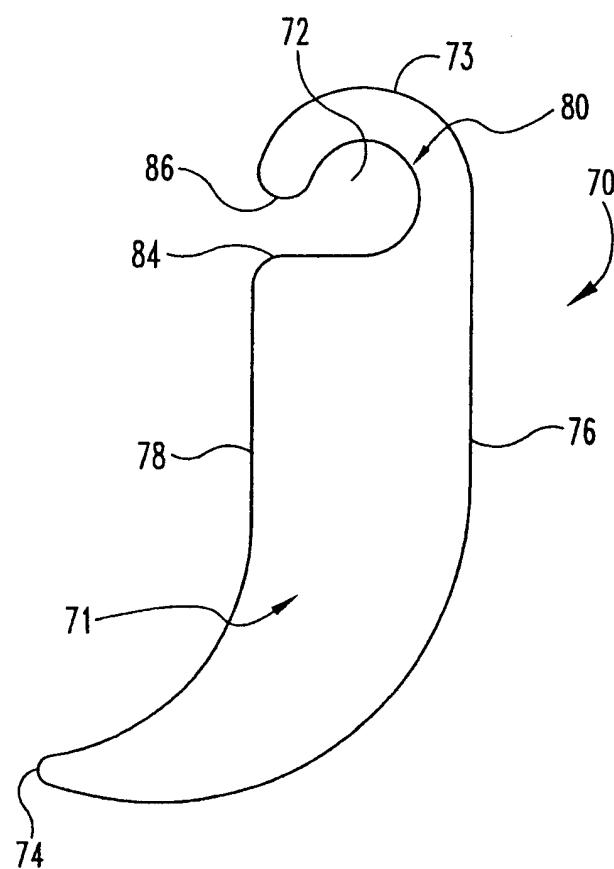


图 2A

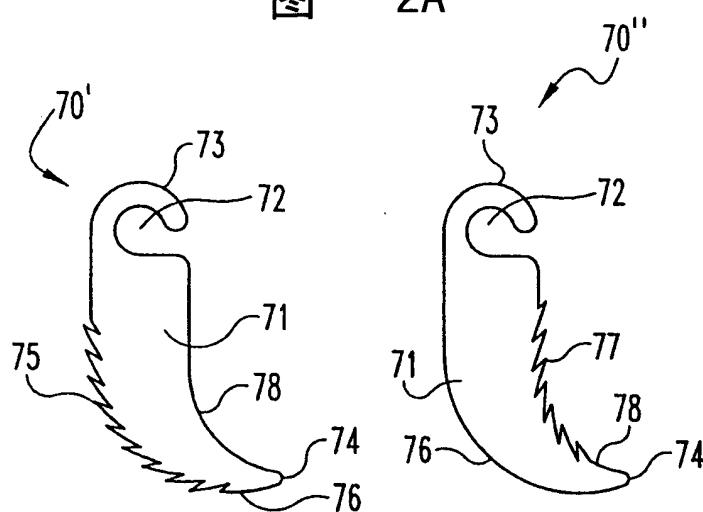


图 2B

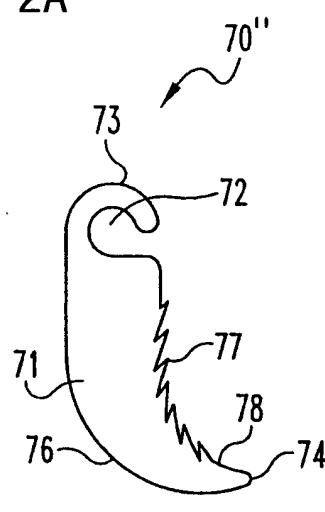


图 2C

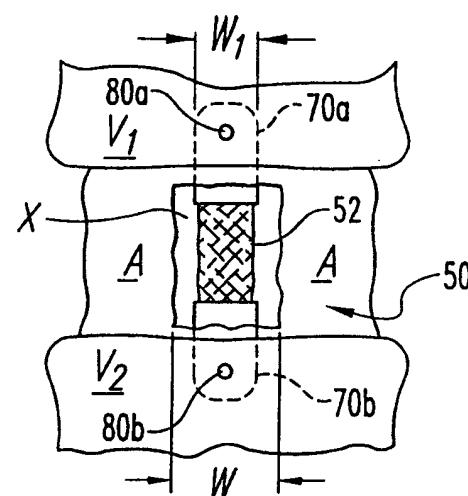


图 4C

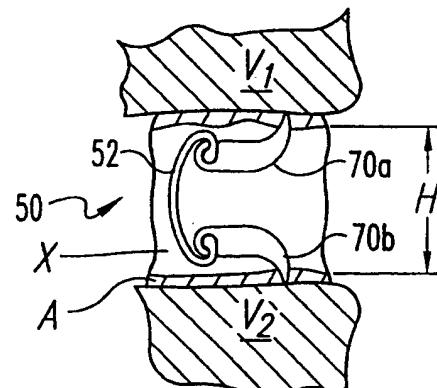


图 4A

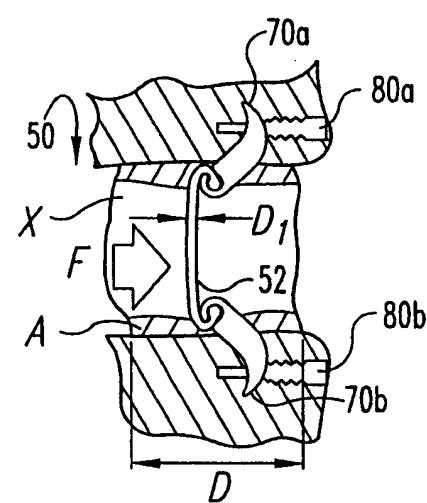


图 4B

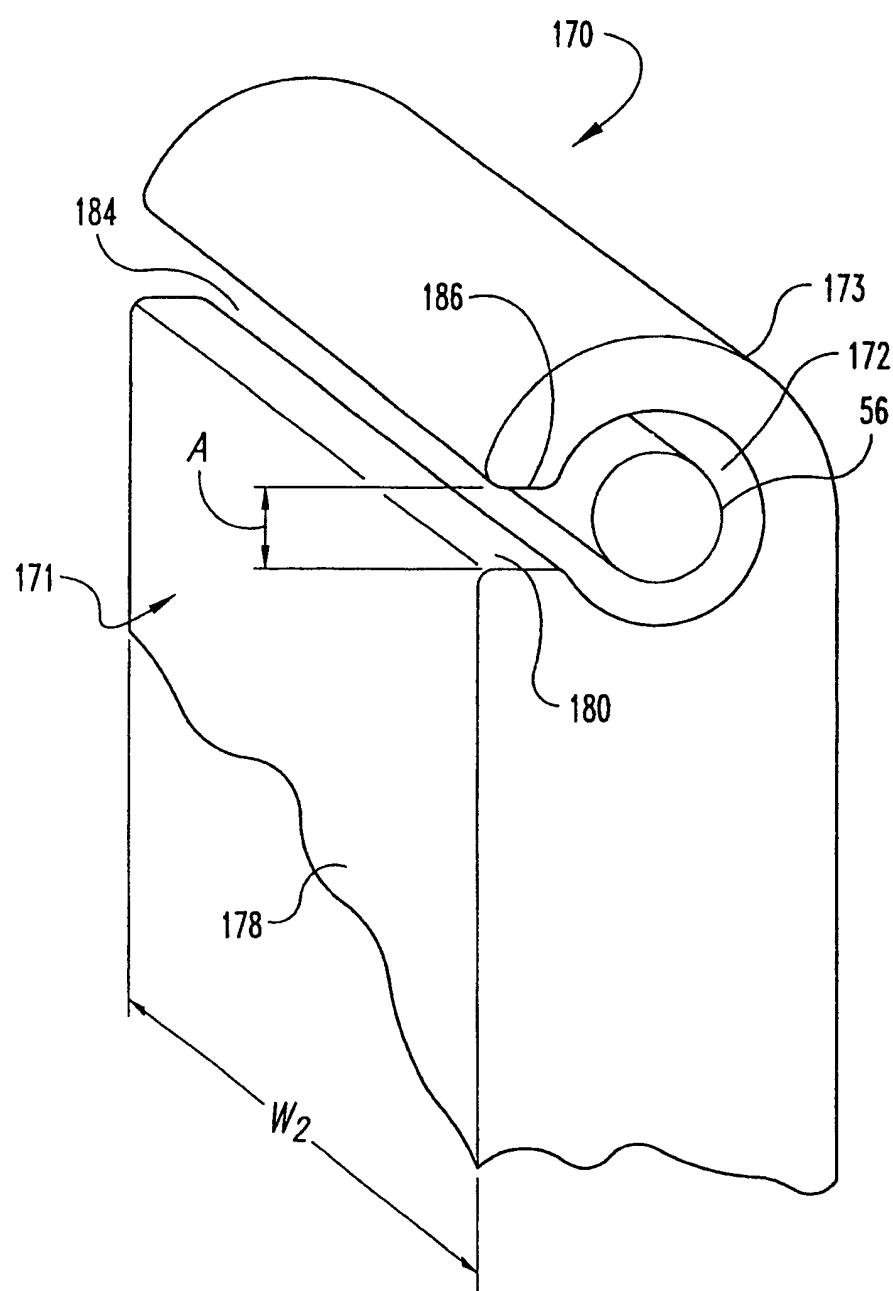


图 2D

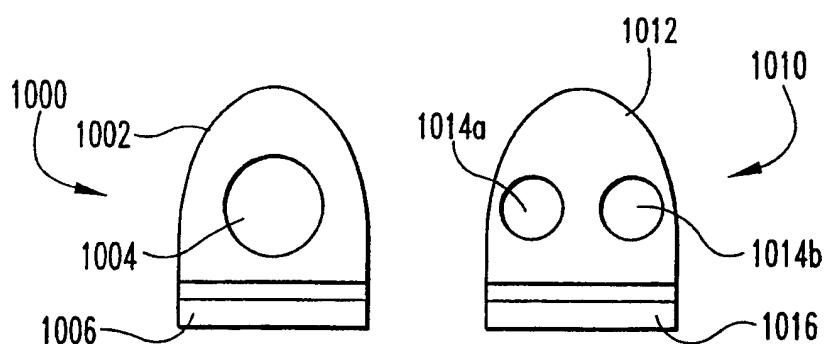


图 3A

图 3B

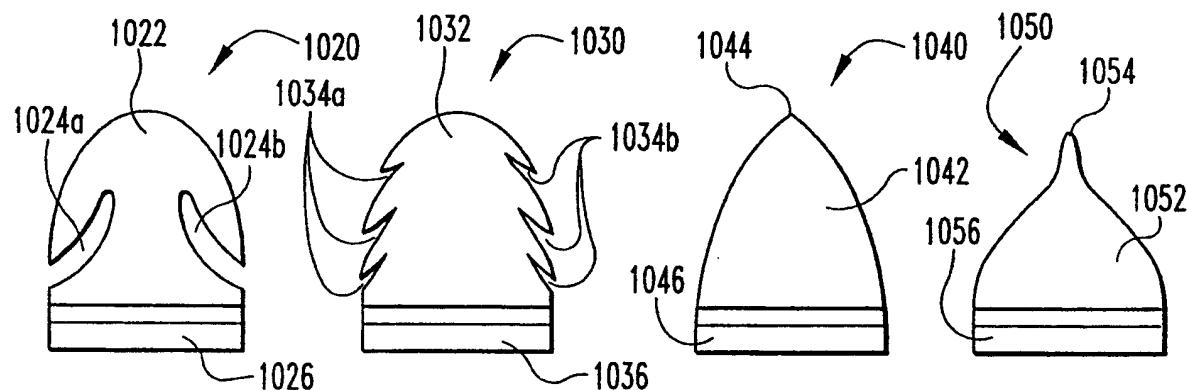


图 3C

图 3D

图 3E

图 3F

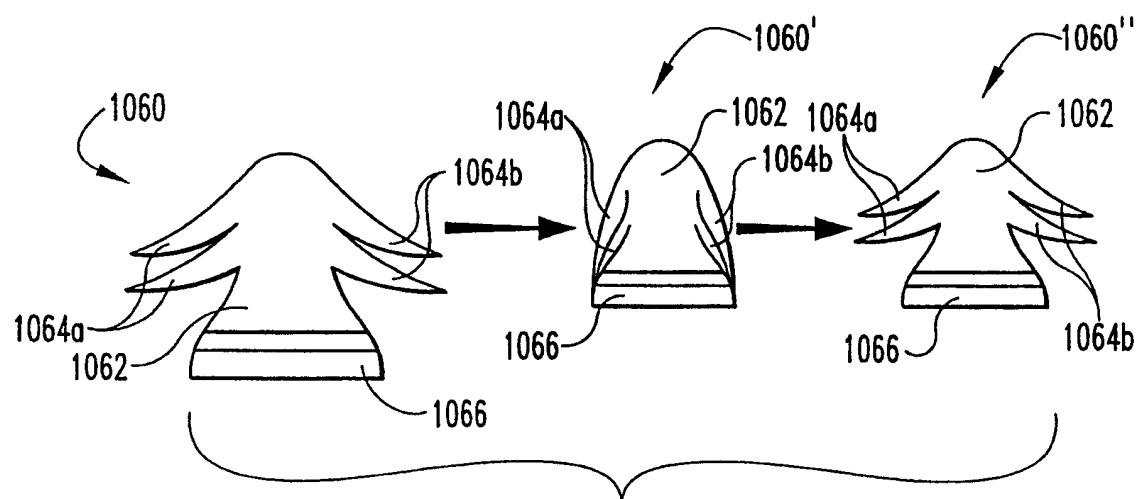


图 3G

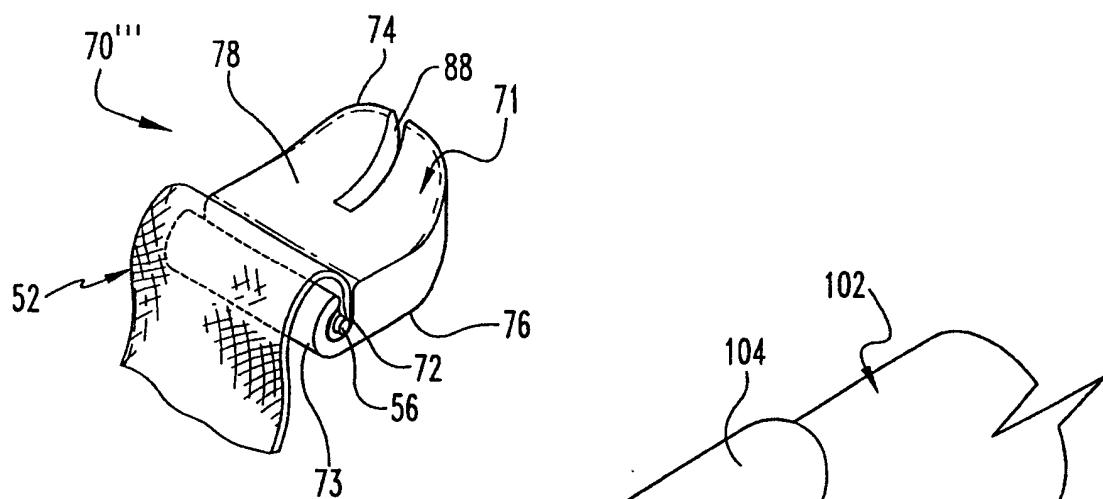


图 6

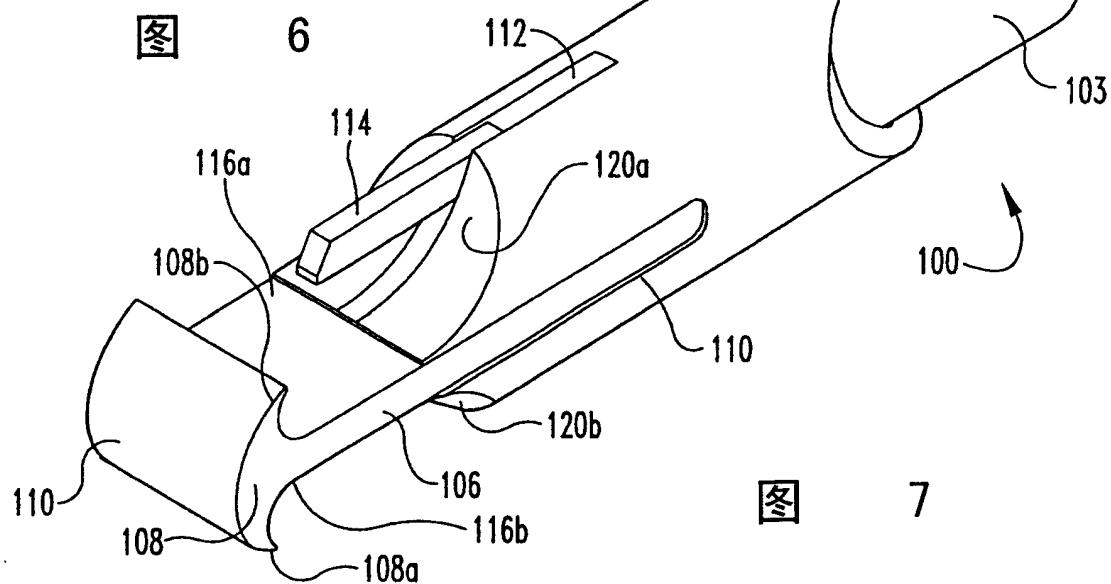


图 7

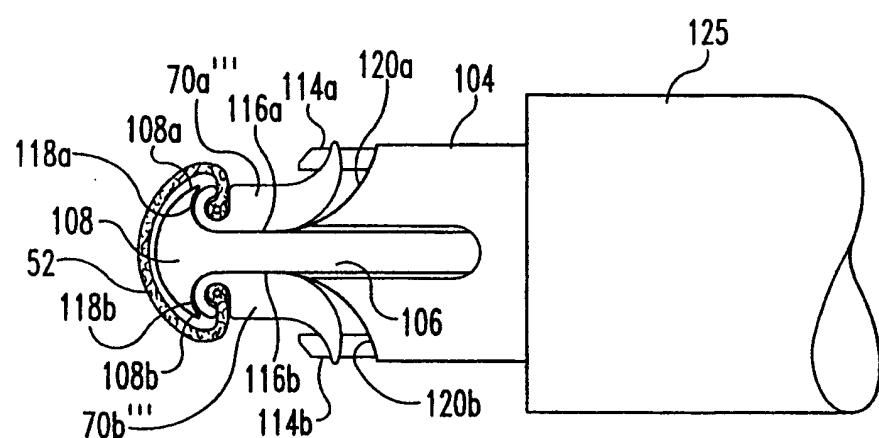
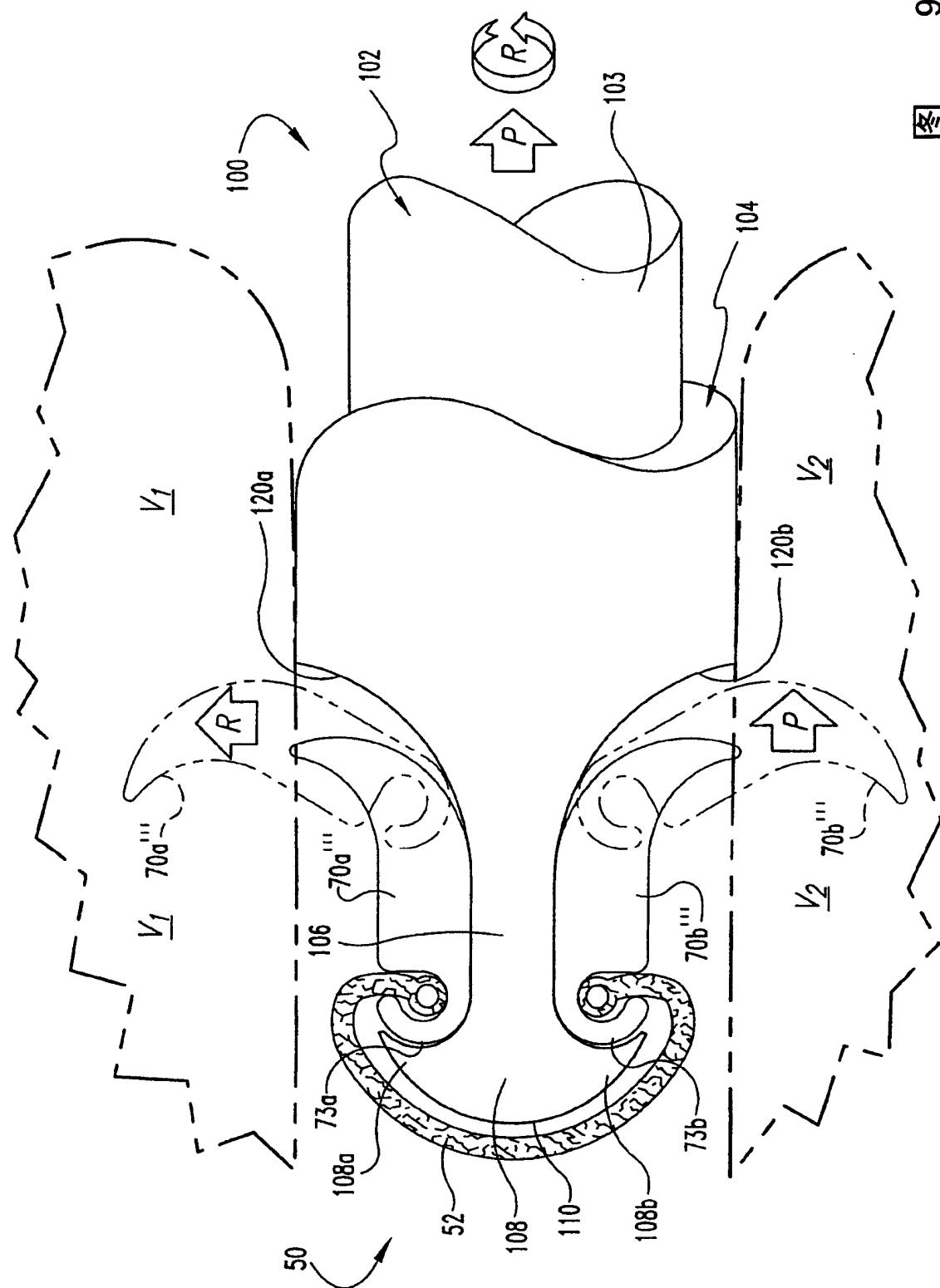


图 8

9

图



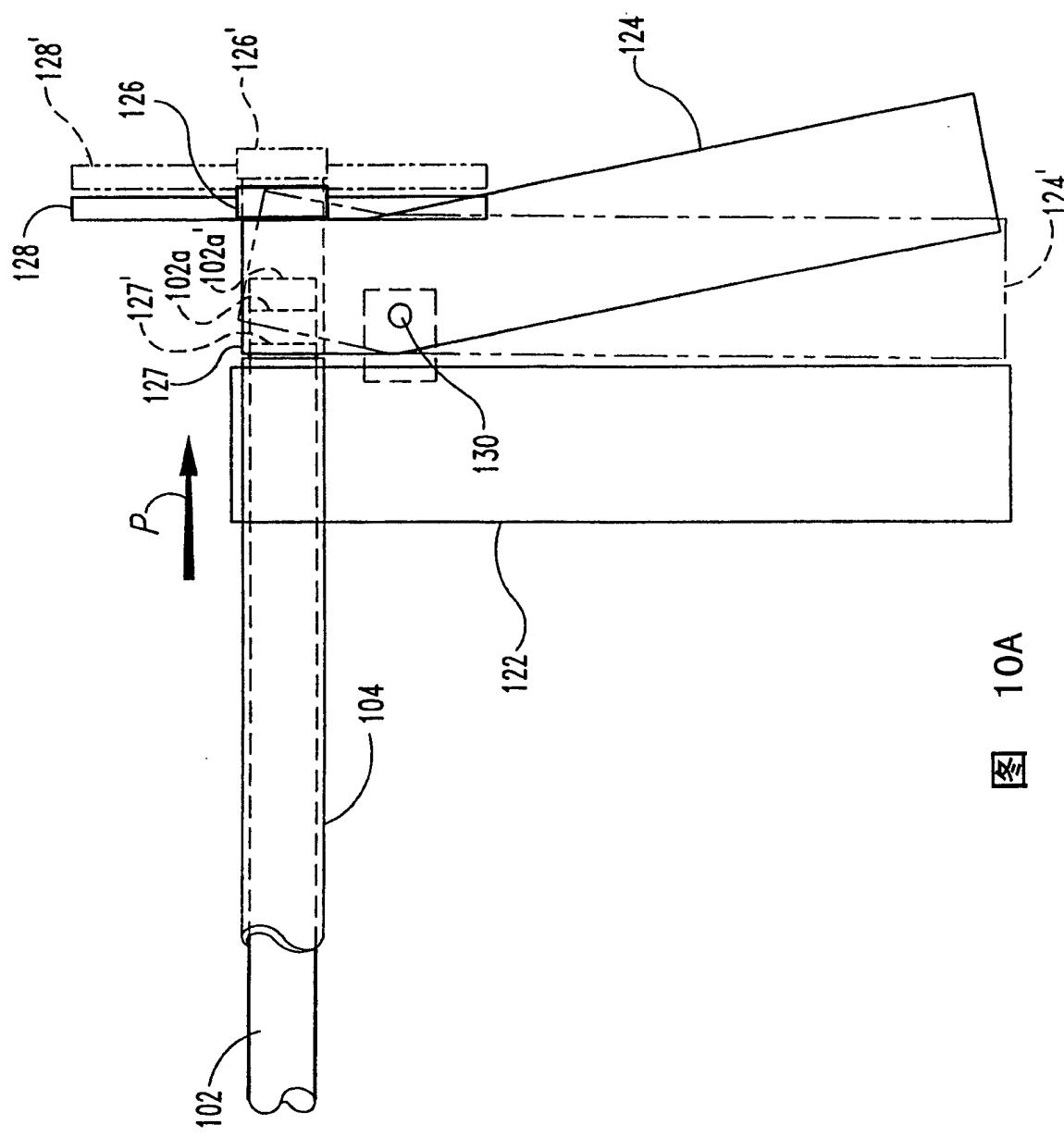


图 10A

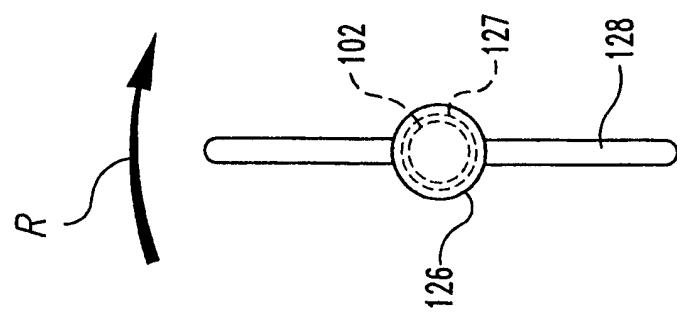


图 10B

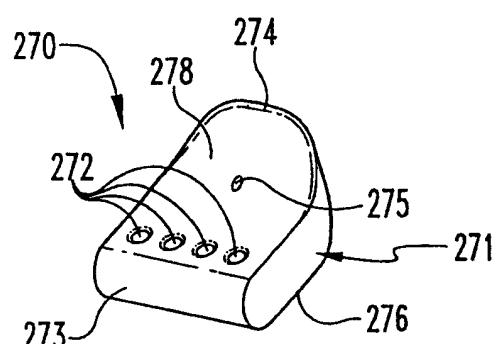


图 11

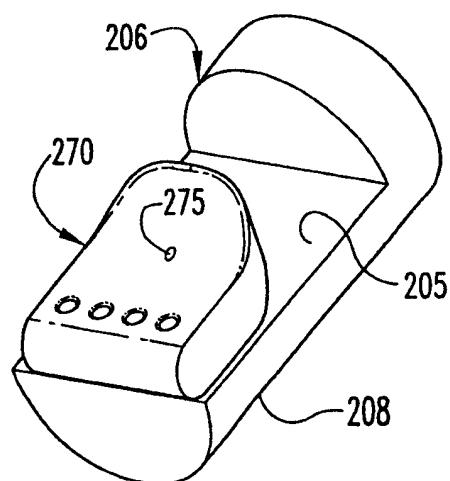


图 12A

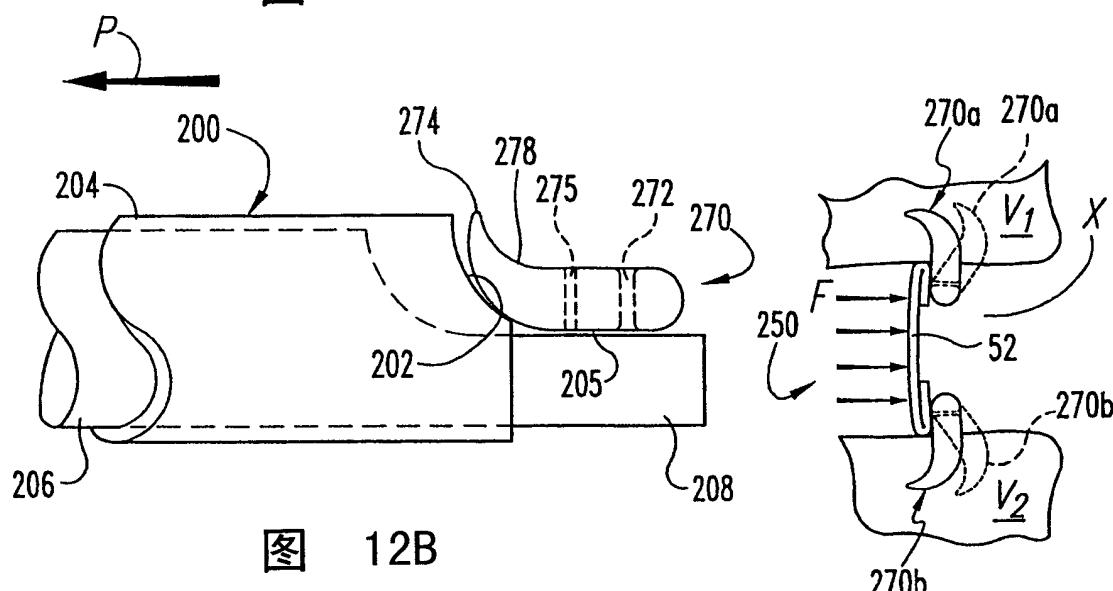


图 12B

图 13

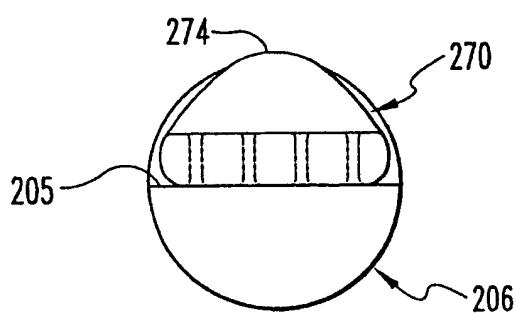


图 12C

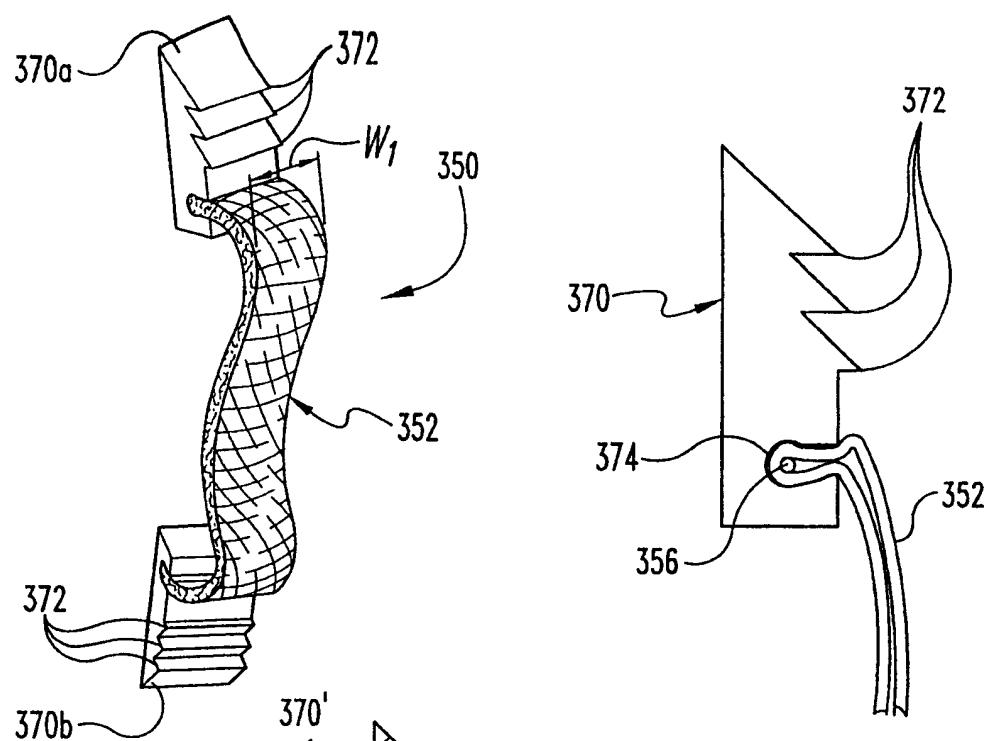


图 14

图 15A

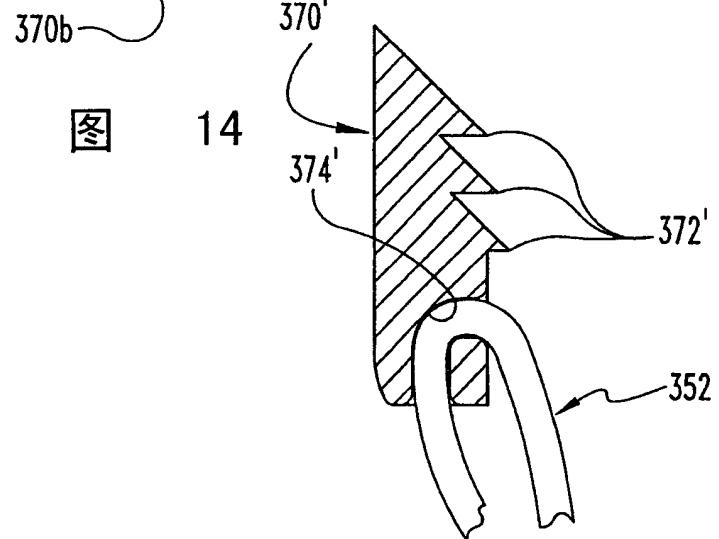


图 15B

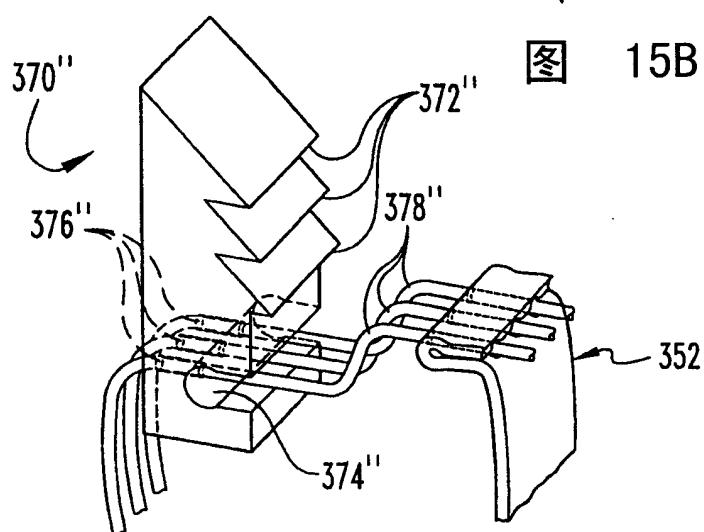
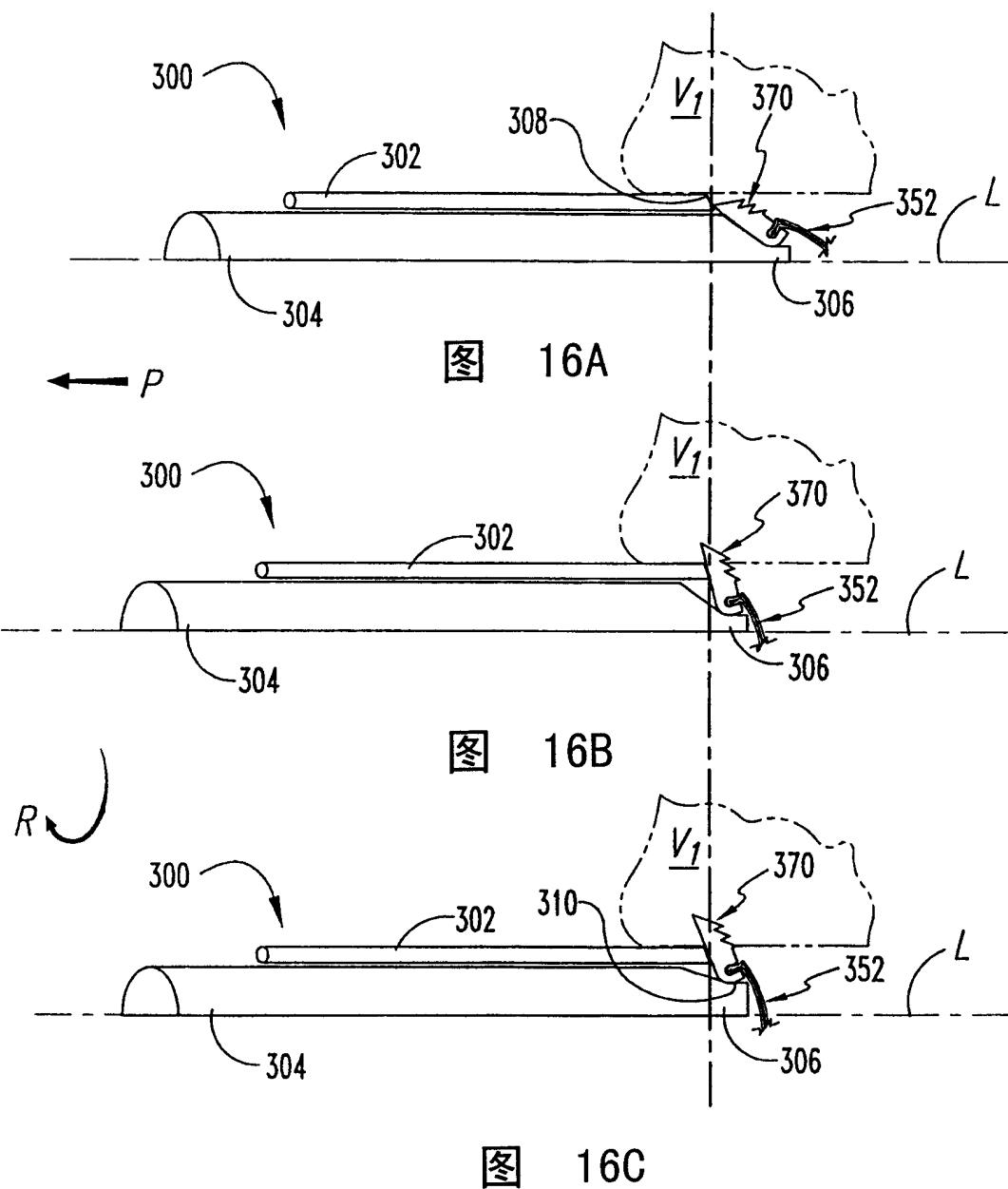


图 15C



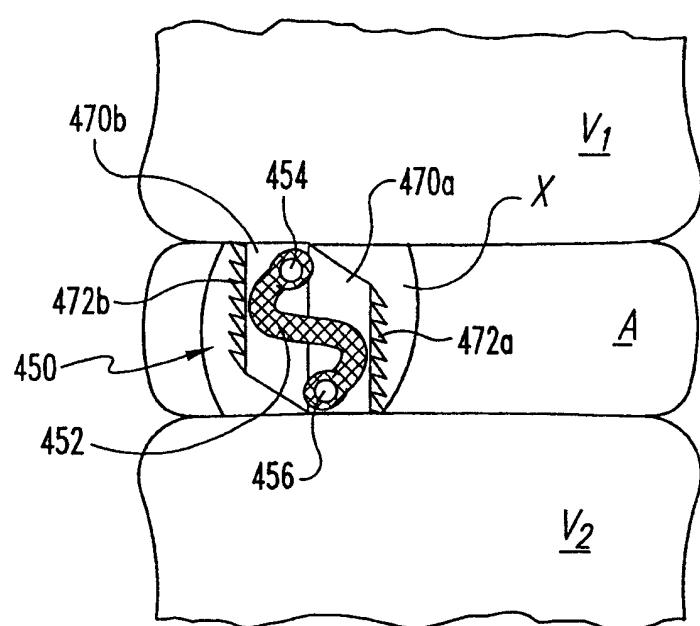


图 17A

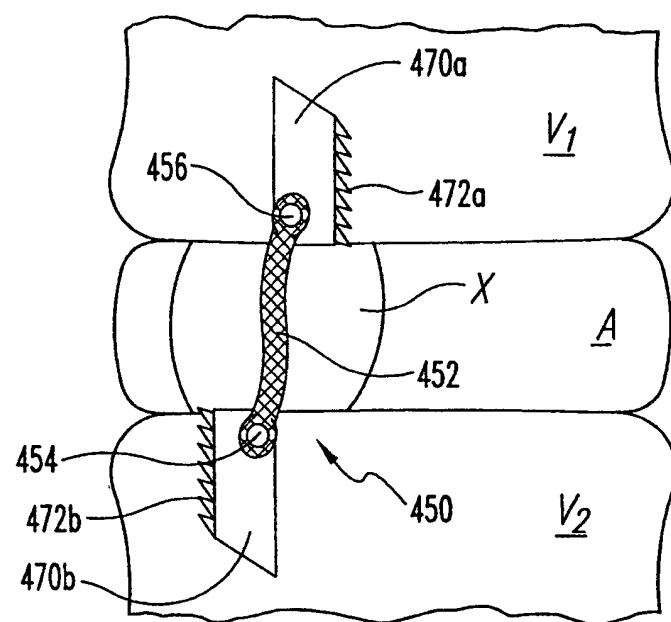


图 17B

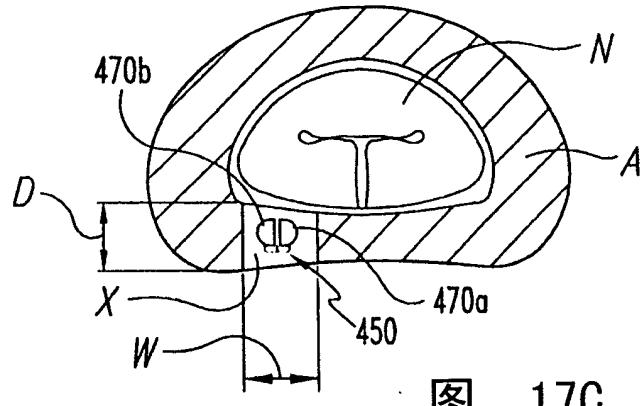


图 17C

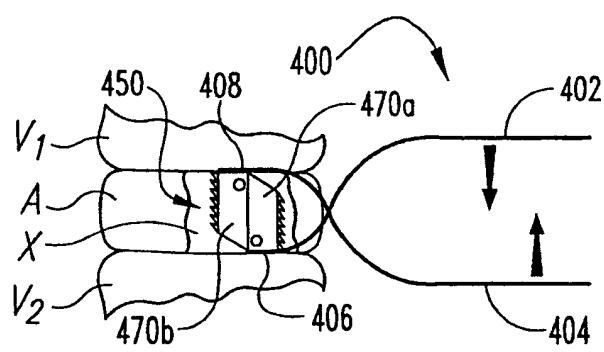


图 18A

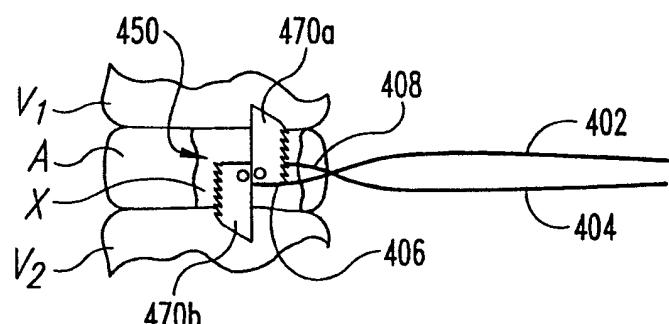


图 18B

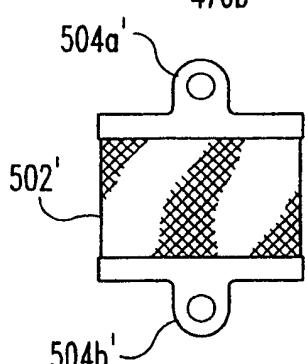


图 19B

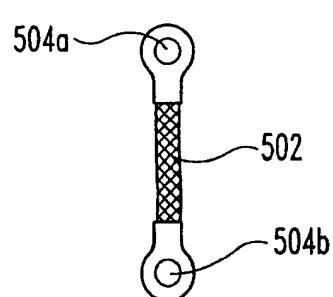


图 19A

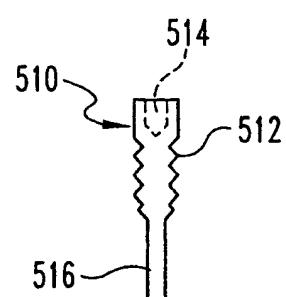


图 19C

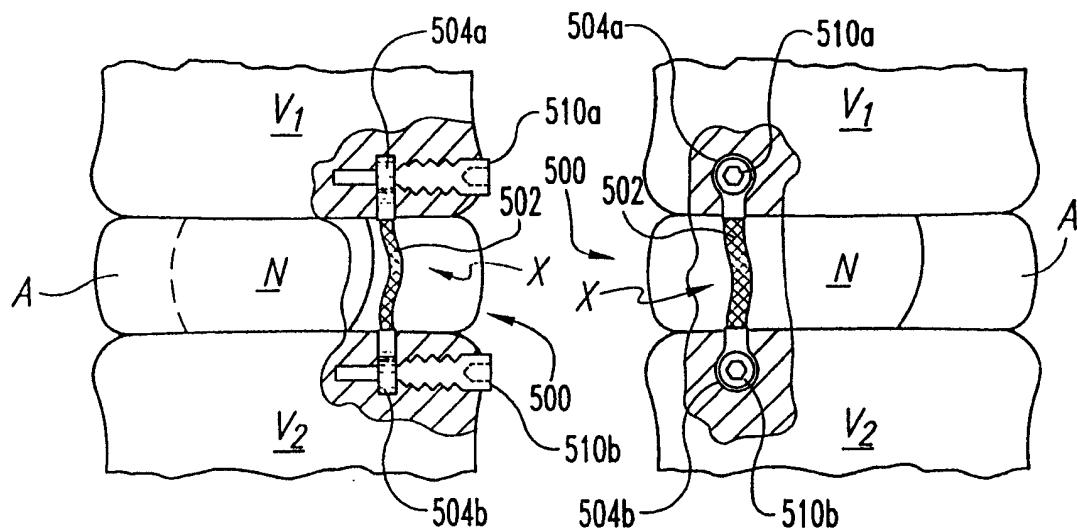


图 20A

图 20B

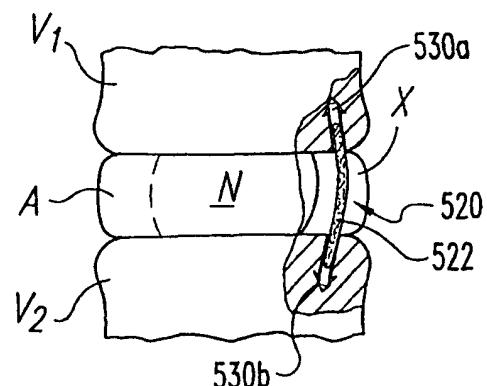


图 21A

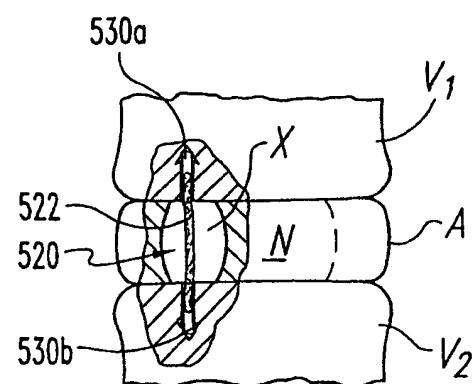


图 21B

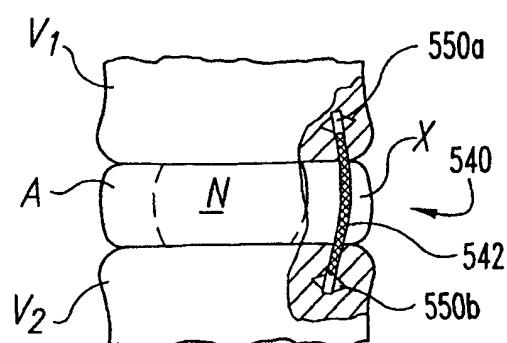


图 22A

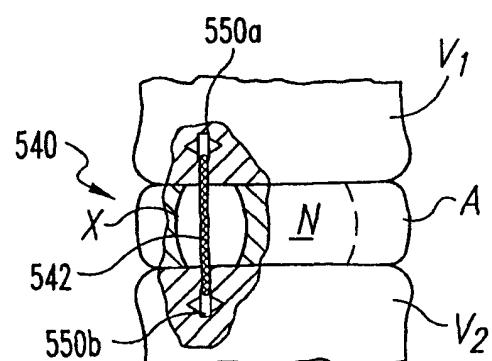


图 22B

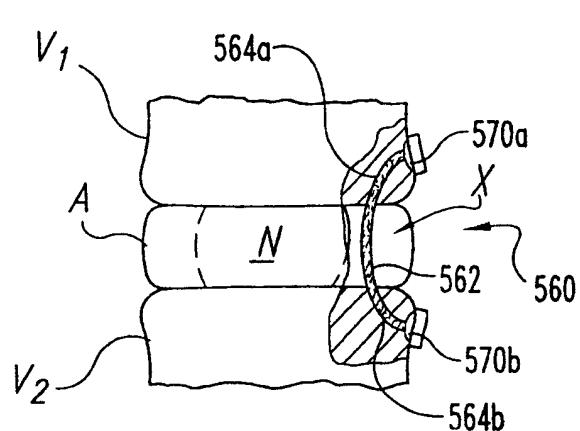


图 23A

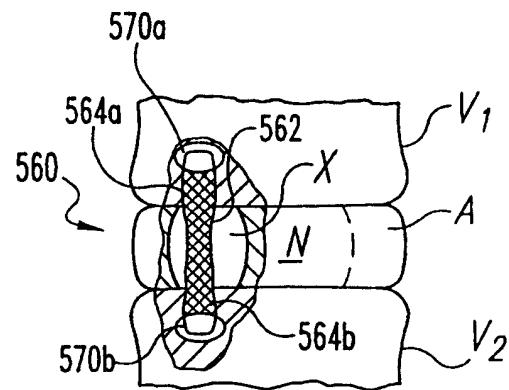


图 23B

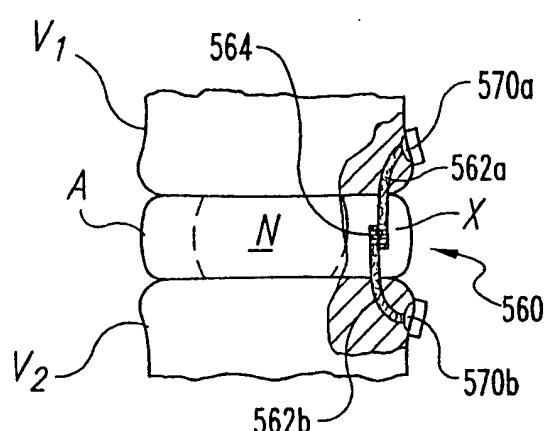


图 24A

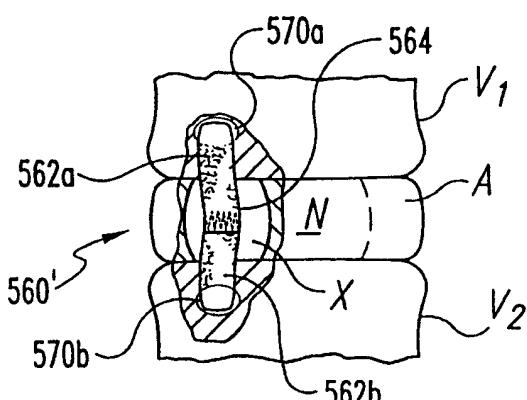


图 24B

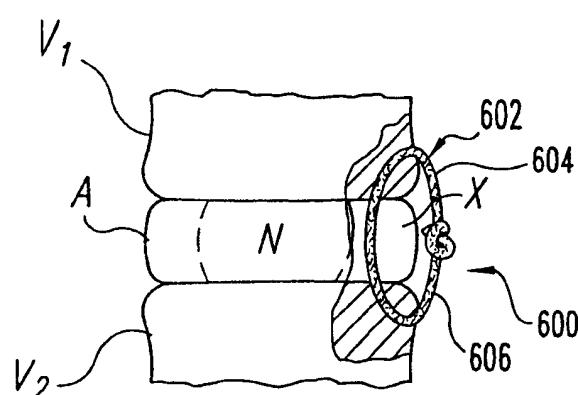


图 25A

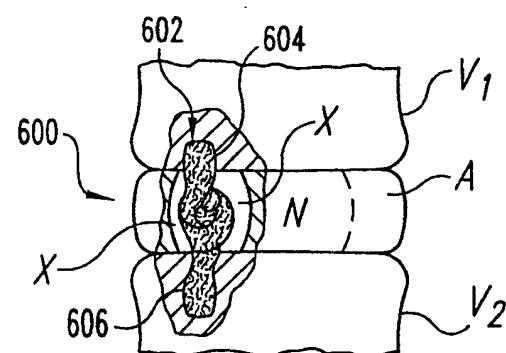


图 25B

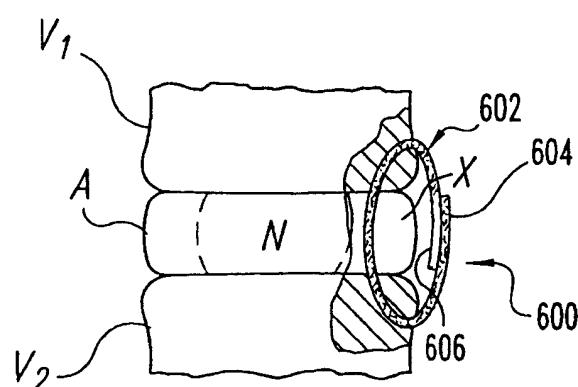


图 26A

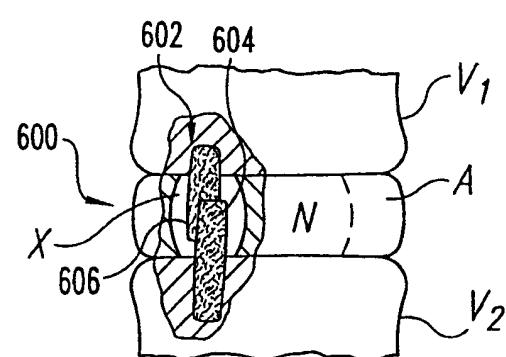


图 26B

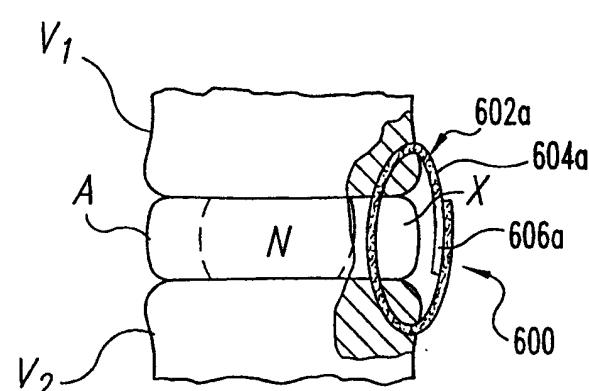


图 27A

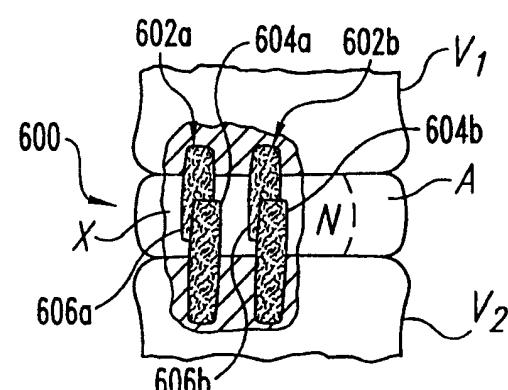


图 27B

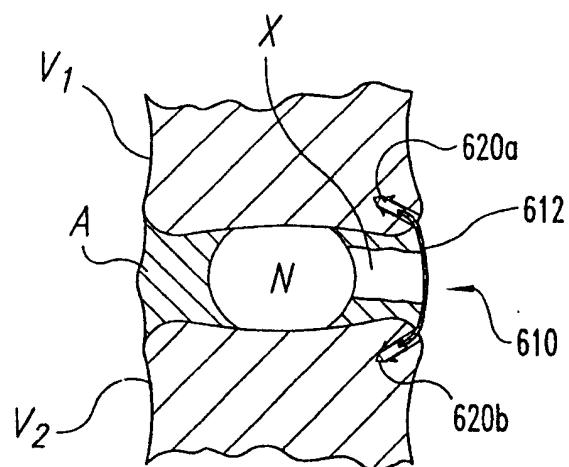


图 28

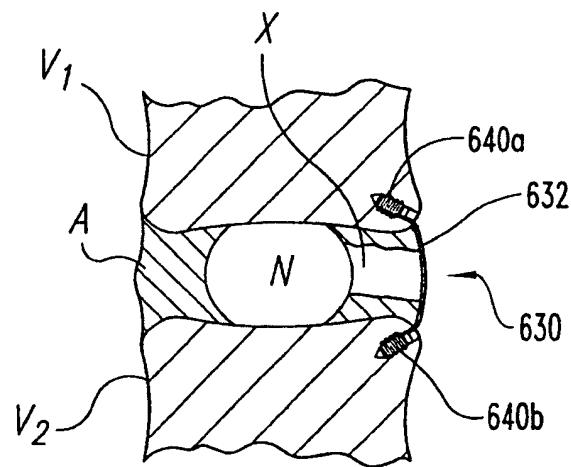


图 29

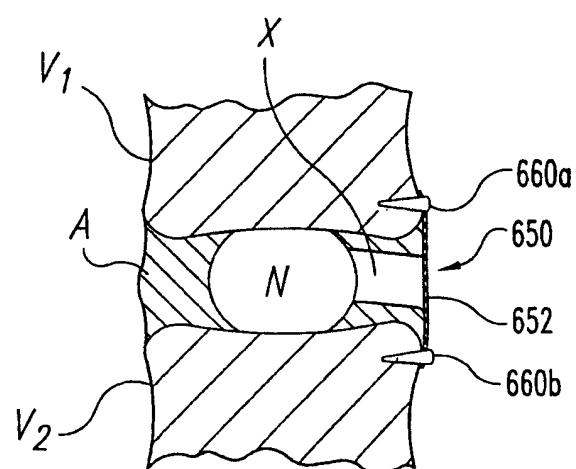


图 30

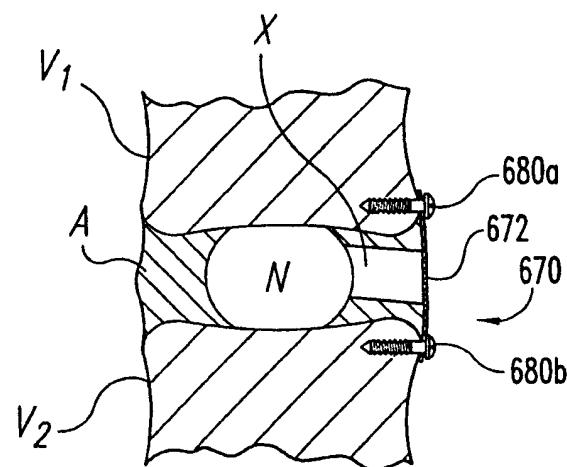


图 31

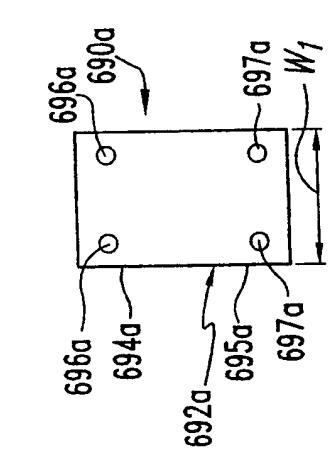


图 32A

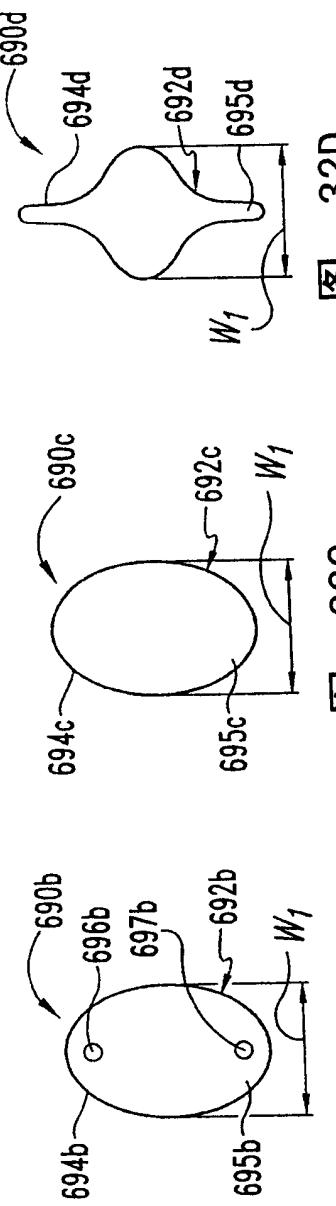


图 32B

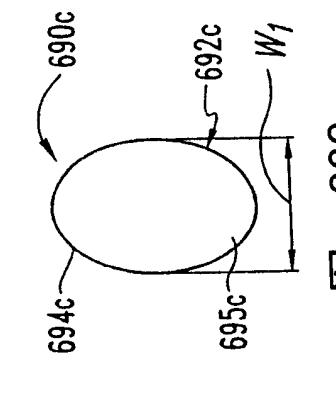


图 32C

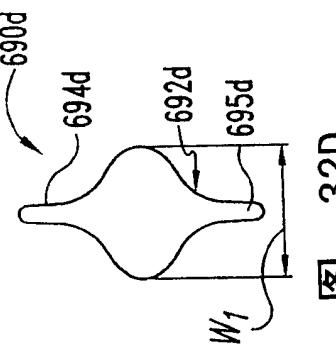


图 32D

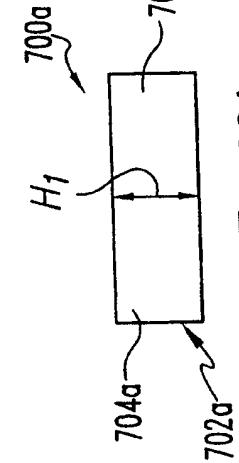


图 33A

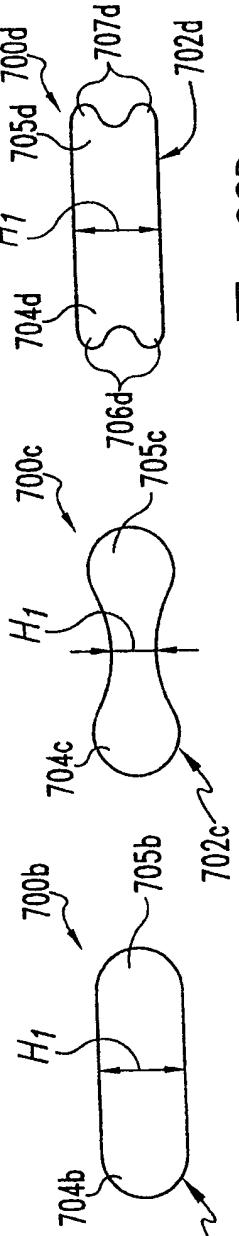


图 33B

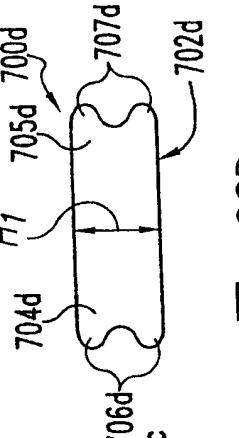


图 33C

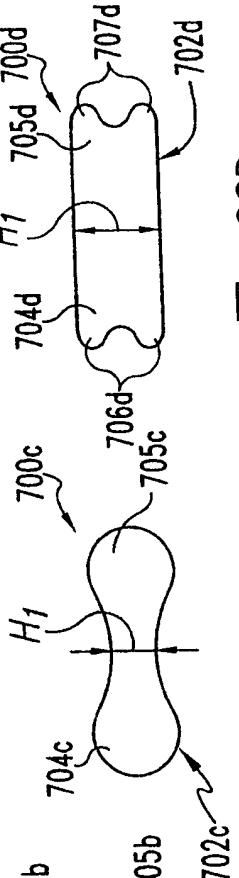


图 33D

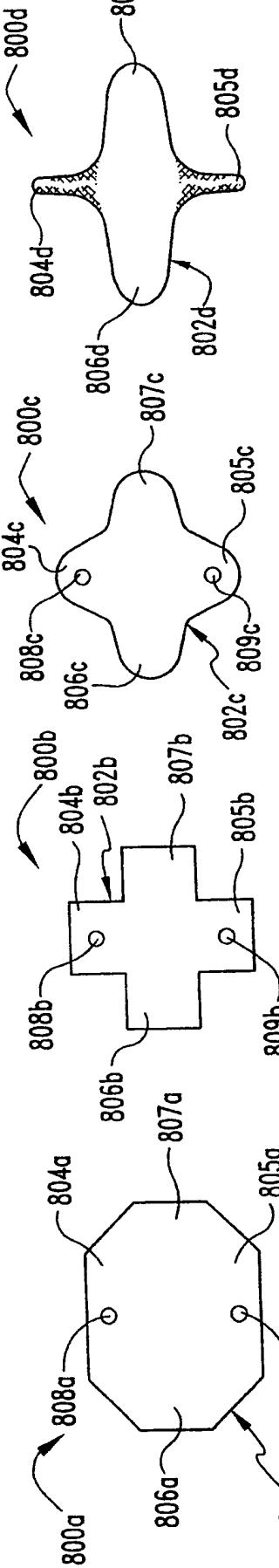


图 34A

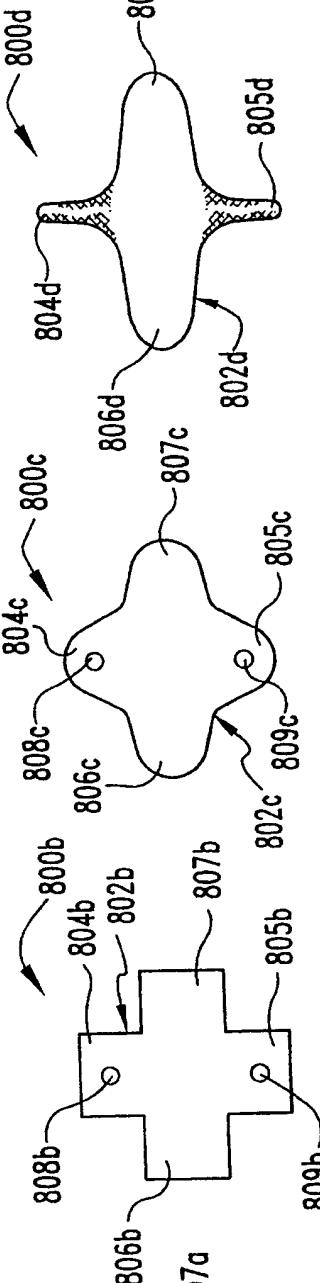


图 34B

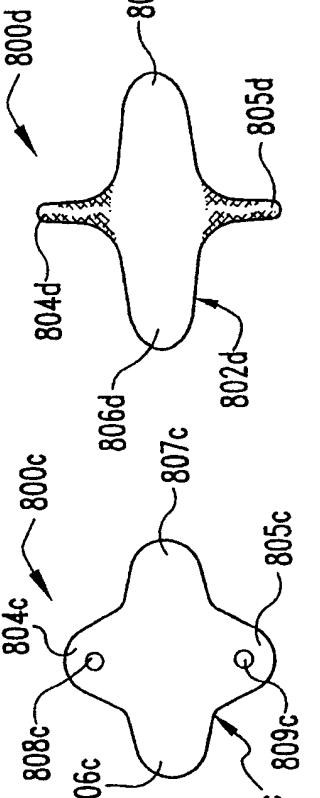


图 34C

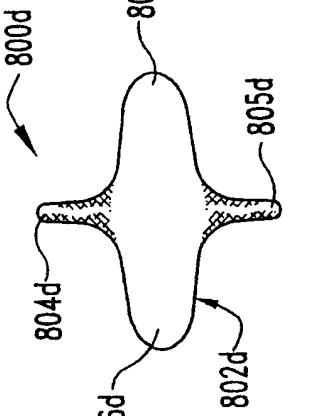


图 34D