



## [12]发明专利申请公开说明书

[21]申请号 96195585.6

[43]公开日 1998年8月19日

[11]公开号 CN 1190880A

[22]申请日 96.6.6

[30]优先权

[32]95.6.7 [33]US[31]08 / 482,146

[86]国际申请 PCT / US96 / 08620 96.6.6

[87]国际公布 WO96 / 40015 英 96.12.19

[85]进入国家阶段日期 98.1.15

[71]申请人 加里·K·米切尔森

地址 美国加里福尼亚州

[72]发明人 加里·K·米切尔森

[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

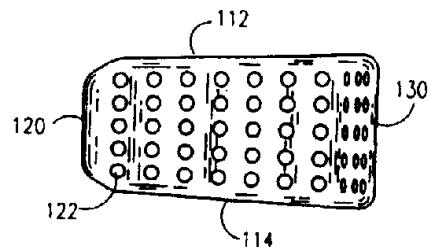
代理人 刘志平

权利要求书 6 页 说明书 14 页 附图页数 9 页

[54]发明名称 脊柱前凸的体内脊骨融接植人物

[57]摘要

本发明针对体骨融内熔接植人物(100)，它所具有的结构能使脊柱(9)的两相邻脊骨(V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>)保持和形成正常的解剖学上的角度关系以保持和形成脊柱前凸。本发明的脊骨融接植人物(100)的尺寸能配合到从两相邻脊骨(V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>)间除去椎间盘物质所形成的椎间盘空隙内，并全部或部分所形成的这一空隙。本发明的脊骨融接植人物(100)具有上表面(112)和下表面(114)，形成用来支承相邻脊骨(V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>)端板的支承结构。上表面(112)与下表面(114)相互设置成会聚的角度关系，使此植人物于侧视图上总体上呈楔形。



# 权利要求书

1. 用于融接人体脊柱中的相邻脊骨的体内脊骨融接植入物，此植入物包括：

上壁、下壁与侧壁，此上与下壁形成支承结构，包括至少一部分所述上与下壁的内表面用以支承相邻脊骨的端板，且所述上与下壁配置成至少部分取会聚的角度关系；

所述植入物具有的高度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成的空隙的高度，这样，将所述植入物插入上述空隙内就能将此两相邻脊骨支承成一种角度关系。

2. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物的深度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成的空隙的深度。

3. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物的宽度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成的空隙的横宽。

4. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物具有的高度、宽度与深度基本上与从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成之空隙的相同。

5. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物的形状与从两相邻脊骨间除去椎间盘物质形成之空隙的形状基本相同。

6. 权利要求 1 的植入物，其中，所述上壁邻脊骨的轮廓吻合。

7. 权利要求 1 的植入物，其中，所述下壁与相邻脊骨的轮廓吻合。

8. 权利要求 1 的植入物，其中，所述上与下壁与相邻脊骨的轮廓吻合。

9. 权利要求 1 的植入物，其中，至少一部所述侧壁呈锥形，以利植入物插入两相邻脊骨间。

10. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括前壁与尾壁。

11. 权利要求 10 的植入物，其中，所述前壁包括至少一个锥形部。

12. 权利要求 10 的植入物，其中，所述前壁呈凸形且仿随至少一部分椎间盘空隙。

13. 权利要求 10 的植入物，其中，所述尾壁呈弧形。

14. 权利要求 10 的植入物，其中，所述尾壁呈凸形。

15. 权利要求 1 的植入物，其中，所述侧壁呈弧形。

16. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物大致呈矩形。

17. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物基本上呈矩形。

18. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物至少是在所述上与下壁中有一批孔口。

19. 权利要求 18 的植入物，其中，至少某些所述孔口的直径是约 1 - 3mm。

20. 权利要求 18 的植入物，其中，所述这批孔口的尺寸是显微级的。

22. 权利要求 18 的植入物，其中，所述这批孔口中的至少某些通过所述的上与下壁而形成一批通过所述植入物的通道。

23. 权利要求 18 的植入物，其中，所述植入物有一中央内腔而上述这批孔口中至少有一个与此内腔通连。

24. 权利要求 23 的植入物，其中，所述植入物包括进入此中央内腔的入口。

25. 权利要求 24 的植入物，其中，所述这批孔口小于所述入口。

26. 权利要求 24 的植入物，其中，所述植入物包括关闭此入口的可卸下的盖装置。

27. 权利要求 28 的植入物，其中，所述用于关闭入口的盖装置包括滑动门。

28. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物有内腔。

29. 权利要求 28 的植入物，其中，所述内腔可经入口通连。

30. 权利要求 29 的植入物，其中，所述植入物包括用来封闭此入口的可卸除的盖装置。

31. 权利要求 30 的植入物，其中，所述用于关闭入口的盖装置包括滑动门。

32. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物具有一批能保持融接促进物质的孔口。

33. 权利要求 32 的植入物，其中，所述这批孔口包括插孔。

34. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括用来使其与相邻脊骨结合的骨结合装置。

35. 权利要求 34 的植入物，其中，所述骨结合装置包括用来与所述相邻脊骨结合和用来将所述植入物保持就位的表面糙化结构，这些表面糙化结构存在于至少部分所述的上与下壁部上。

36. 权利要求 34 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括一批脊状件。

37. 权利要求 36 的植入物，其中，所述这批脊状件面朝插入方向，用于防止植入物插入前述相邻脊骨后退出。

38. 权利要求 34 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括至少一个沟槽。

39. 权利要求 34 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括一批突刺突起。

40. 权利要求 39 的植入物，其中，所述植入物包括用来回撤和伸展所述这批突刺突起的装置。

41. 权利要求 34 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括滚花。

42. 权利要求 34 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括沿此植入物至少一部分表面相分开的一批柱件。

43. 权利要求 42 的植入物，所述这批柱件有头部与杆部而头部的直径大于杆部的直径。

44. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括网状材料，后者具有一批孔隙用来接纳融接促进物质。

45. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物具有的外表面至少部分是多孔的。

46. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物的至少一部分表面经处理成能促使骨在此表面与脊骨间向内生长。

47. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括有骨向内生长物质用来促进此植入物与两相邻脊骨间的骨向内生长。

48. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物至少部分是生物可吸收的。

49. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括驱动结合装置以结合用来将所述植入物插入两相邻脊骨间椎间盘空隙内的驱动器械。

50. 权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物包括一批模块，每个模块的高度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成之空隙的高度，而其宽度则显著小于脊骨的横宽。

51. 用于融接人体脊柱中两相邻脊骨的体内脊骨融接植入物，此植入物包括：

一批模块，每个模块的高度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成之空隙的高度，而其宽度则显著小于脊骨的横宽，每个模块则包括：

上壁、下壁与侧壁，此上与下壁形成支承结构，包括至少一部分所述上与下壁的内表面用以支承相邻脊骨的端板，且所述上与下壁配置成至少部分取会聚的角度关系；

而上述这批模块能插入两相邻脊骨之间。

52. 权利要求 51 的植入物，其中，各个所述模块具有一批能保持融接促进物质的孔口。

53. 权利要求 52 的植入物，其中，所述这批孔口包括插孔。

54. 权利要求 51 的植入物，其中，各个所述模块包括骨结合装置，用来使所述植入物与相邻脊骨结合。

55. 权利要求 54 的植入物，其中，所述骨结合装置包括用来与所述相邻脊骨结合和使此植入物保持就位的一批表面糙化结构，后者则存在于至少一部分前述上与下壁之上。

56. 权利要求 55 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括一批脊形件。

57. 权利要求 56 的植入物，其中，所述这批脊形件面朝插入方向，用以阻止植入物插入所述相邻脊骨后退出。

58. 权利要求 55 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括至少一个沟槽。

59. 权利要求 55 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括一批突起。

60. 权利要求 59 的植入物，其中，所述植入物包括用来回撤和伸展所述这批突起的装置。

61. 权利要求 55 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括滚花。

62. 权利要求 55 的植入物，其中，所述表面糙化结构包括沿此植入物至少一部分相分开的一批柱件。

63. 权利要求 62 的植入物，其中，所述这批柱件有头部与杆部而头部的直径大于杆部的直径。

64. 权利要求 51 的植入物，其中，所述各模块植入物包括网状材料，后者具有一批孔隙用来接纳融接促进物质。

65. 权利要求 51 的植入物，其中，所述各模块植入物具有的外表面至少部分是多孔的。

66. 权利要求 51 的植入物，其中，所述各模块植入物的至少一部分表面经处理成能促使骨在此表面与脊骨间向内生长。

67. 权利要求 51 的植入物，其中，所述各模块植入物至少部分是生物可吸收的。

68. 权利要求 51 的植入物，其中，所述各模块的至少一个所述的壁包括驱动结合装置，以结合用来将所述植入物插入两相邻脊骨间椎间盘空隙内的驱动器械。

69. 权利要求 53 的植入物，其中，至少是所述这批孔口中的某些通过前述上与下壁而形成一批通过此植入物的通道。

70. 权利要求 52 的植入物，其中，各所述模块植入物具有中央内腔，而上述这批孔口中至少有一与此内腔通连。

71. 权利要求 70 的植入物，其中，各所述模块植入物具有中央内腔，而上述这批孔口中至少有一与此内腔通连。

71. 权利要求 70 的植入物，其中，所述植入物包括进入此中央内腔的入口。

72. 权利要求 71 的植入物，其中，所述这批孔口小于上述入口。

73. 权利要求 71 的植入物，其中，所述植入物包括用来关闭此入口的可卸除的盖装置。

74. 用于融接人体脊柱中两相邻脊骨的体内脊骨融接植入物，此植入物包括：

上部件与下部件，它们形成一支承结构，后者包括所述上与下部件

的至少部分内表面用以支承相邻脊骨的端板；

展开装置，用来使所述上与下部件展开成相会聚的角度关系；

所述植入物可展开至一高度，基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成之空隙的高度，由此使所述植入物能插入两脊骨之间。

75.用于融接人体脊柱中两相邻脊骨的体内脊骨融接植入物，此植入物包括：

上壁、下壁与侧壁，此上与下壁形成支承结构，包括至少一部分所述上与下壁的内表面用以仿随和支承相邻脊骨的端板；

所述植入物具有的高度基本上等于从两相邻脊骨间除去椎间盘物质所形成之空隙的高度，这样，将所述植入物插入上述空隙内就能将此两相邻脊骨支承成一种角度关系。

76.权利要求 1 的植入物，其中，所述植入物在尺寸上当所述相邻脊骨岔开而相互成一定角度关系设置时，对应于通过除去显著部分髓核和部分纤维环所形成的空隙。

77.权利要求 51 的植入物，其中，所述植入物在尺寸上当所述相邻脊骨岔开而相互成一定角度关系设置时，对应于通过除去显著部分髓核和部分纤维环所形成的空隙。

78.权利要求 75 的植入物，其中，所述植入物在尺寸上当所述相邻脊骨岔开而相互成一定角度关系设置时，对应于通过除去显著部分髓核和部分纤维环所形成的空隙。

# 说 明 书

## 脊柱前凸的体内脊骨融接植入物

本申请是 1994 年 6 月 22 日提交的共同未决美国专利申请系列 No.08/263 952 的部分继续申请，此 No.08/263 952 则是 1993 年 4 月 22 提交的申请系列 No.08/052 211 的继续申请，而 No.08/052211 又是 1990 年 7 月 2 日提交的申请系列 No.07/546849 的继续申请，No.07/546849 则又是 1988 年 6 月 28 日提交的申请系列 No.07/212 480 的继续申请。

本发明一般涉及到体内脊骨融接植入物，具体涉及到这样的脊骨融接植入物，其构型能恢复和保持两相邻脊骨取正确的结构角度关系。

人体脊柱的颈椎与腰椎区在健康状态下为脊柱前凸的，即使得它们向前凸弯。在脊柱病变状态下，通常会丧失脊柱前凸性。这样将显著地缩短脊骨小管而减小其容量。此外，脊柱前凸性的缺乏会使脊髓前移到使其椎有可能压向脊骨体和椎间盘的后部。最后，脊柱前凸性的丧失会干扰脊骨的力学性质，而这会在整个相邻的脊骨段上造成级联式的变质。

对椎间盘的各种塌缩状态和丧失脊柱前凸的脊骨衰变状况进行手术治疗通常涉及到脊骨融接。这是通过共用的骨压将相邻脊骨结合到一起。当共用的骨处在事先已为椎间盘占据的区域内时，便称作为体内融接。这方面的更进一步的史料见于申请系列 No.08/263 952 题名为“人造脊骨融接植入物”（母申请）中，现综合于此作为参考。

上述母申请公开了使用能放置在相邻脊骨间的人造脊骨融接植入物，而且这种植入物能在融接现场含有和提供包括骨料的融接促进物质。这样的植入物还能恢复椎间盘空间的高度和支承脊柱，并且是自稳定的还同样能使所植入的脊柱区稳定。

本发明是针对这样的体内脊骨融接植入物，它所具备的结构能保持和确立两相邻脊骨的正常的解剖学上的角度关系，从而保持和形成脊柱前凸。本发明的脊骨融接植入物的尺寸能配合到通过除去两相邻脊骨间

的椎间盘物质而形成的椎间盘空隙之内，并能全部或部分地仿随所形成的椎间盘空隙内。本发明的脊骨融接植入物具有上表面和下表面，形成支持相邻脊骨端板的支承结构。在最佳实施例中，此上与下表面配置成相互会聚的角度关系，使得本发明的植入物在侧视图上整体呈“楔形”的。这种上、下表面的角度关系使得与这些表面相邻的脊骨相互定位和保持一种角度关系，形成和保持着所需的脊柱前凸。

本发明的植入物可以具有表面的不规则性来加大其表面面积和/或进一步结合相邻的脊骨而提高稳定性。本发明的脊柱前凸的植入物所具有的表面不规则性，在高度上沿着上、下脊骨结合表面的纵轴线是一致的，或可以在高度上从植入物的一端到另一端增加。这就是说，此植入物和所形成的表面以及突起都可以类似为楔形的。表面突起的外部轮廓可以至少是矩形的而底下的植入物可以是楔形的；或者相反，底下的植入物主体至少是矩形的，而表面突起的轮廓则同植入物的一端到另一端呈楔形。

本发明的植入物可以有种种面部构型，它们可以弯曲仿随与除去的椎间盘区域相邻的脊骨表面的形状。具体地说，此上和/或下表面可以是凸形的，和/或此前和/或后表面可以是凸形的。本发明的植入物的表面可以具有能或不能全部通过它们的孔口以及一与这些表面通孔通连的中央室。这些孔口可以具有任意的尺寸和/或形状和/或分布。这类植入物本身可以由不同材料组成和/或经过表面处理，以促进极细微的骨的向内长入到植入物内。

在进行后向的腰椎体内融接时，要是已进行了总的细胞核解剖，那就不能用单一的大型植入物作为包含脊髓的精细的硬脑膜囊来取代椎间盘的除去的部分，同时神经根则始终覆盖住前向椎间盘空隙的至少某些部分。如前述母申请中所述，在这种情形下使用“模块式植入物”是恰当的。这种模块式植入物的长度近似于所除去椎间盘物质的深度但是较其要窄的多，使得它们能从后向引入椎间盘空隙内到硬脑膜囊的任一侧，然后并列于此椎间盘空隙内，使得它们中所具有的长度与从有关区域中除去的椎间盘深度一致的这批内的各个，组合成使其所具宽度等于除去的椎间盘物质的宽度。

本发明的模块式植入物可大致呈楔形，并可具有仿随脊骨端板轮廓的上表面与下表面，这种轮廓包括但不限于较为平直的形状或凹形。由于腰椎的椎间盘空间大体上是脊柱前凸形的，所述的植入物在最佳实施例中于向前方向亦即在植入物的插入端较高，而在朝后方向即植入物的尾端较低。为了将插入端高于椎间盘空间后方可资利用的空间的植入物引入，即是使此椎间盘空间作最恰当地岔开，也是成为问题的。

本发明的模块式植入物对上述问题提供了两种解决方法。在第一实施例中，这种模块式植入物的插入端可以具有缩减的尺寸，包括但不限于子弹头形、凸形以及倒棱成较小的前表面。于是就提供了这样的植入物，它具有足够小的面积，当椎间盘空隙适当地岔开时能引入此空隙的后方。同时此种植入物的特定前部的轮廓能使得，当此植入物向前推入椎间盘空隙内时，相邻的脊骨能相对于此植入物形成斜坡。

本发明的植入物对上述同一问题提供了第二种解决方法。在这种模块式植入物的最佳实施例中，植入物在其侧视图中仍旧是楔形的。它的插入端高于尾端。但是，这种植入物的尾端处装有用来与插入器械结合的装置如在前述母申请所公开的箱形与螺纹孔的结构。由于在最佳实施例中，这类植入物在竖立时于侧视图中呈楔形，而从顶视平面图观察时呈大致的矩形，于是这类植入物便设计成能在其侧面处引入椎间盘空隙内时，使得植入物的侧壁能同相邻脊骨的端板邻接。这种植入物所具有的边对边尺寸当竖起时小于通过此植入物插入端的尺寸。这样就能容易地通过植入物的边部将它们插入，然后再用与植入物结合的插入器械使植入物在完全插入后转过 $90^{\circ}$ 而至其完全竖立的位置。插入之后，植入物的上与下表面便同相邻脊骨的端板邻接，由于此植入物的上与下表面相互相对成一定角度关系，而使相邻的脊骨保持和形成所需的角度关系。

在本发明的另一实施例中，可将一种机械式的植入物插入塌缩位置，然后可调节加大此植入物的高度而使两相邻脊骨间隙的高度得到最恰当的恢复。这种机械式的植入物可以是楔形的和具有上与下表面，此植入物的轮廓一般依随相邻脊骨端板的接触区，而这种轮廓可以包括但不限于较平直的或凸的形状。此外，这种机械式的植入物可以是楔形的

或大致矩形的，但通过调节可加大楔形的高度与宽窄程度。通过将本例中所用的两个楔形结构之一较另一更大或更陡，就易于实现上述目的。另外，也可采用单一的楔形件，而在有以上需要时可增大植入物一端的高度而限制其另一端高度，此时，植入物的端部可装设一铰接装置，通过从远端向此铰接端牵引一楔形件、棒、球或其它器件，得以驱使所述上、下表面依楔形相分开。

在本发明的又一实施例中公开了一种具有可用机械方法展开的骨结合装置的植入物。这种植入物在侧视图上通常为楔形的，所具有的上与下表面一般仿随脊骨端板为植入物接触的轮廓。而此上与下表面可以是但不限于平直的和或凸形的。应用这种可展开的骨结合装置特别有利于可将最大限度的植入物插入到椎间盘空间和骨结合装置中，后者要是固定于表面上则会阻碍植入物的插入，插入之后即可以展开而使此上与下骨结合装置梢端间的距离超过插入时可资利用的空间高度。这一特点当植入物为楔形时特别有利，因为在胸椎两端上显著的压缩载荷有可能将楔形植入物推出椎间盘空间。

本发明的第一个目的在于提供具有锥状前端，易于插入脊骨内的脊骨融接植入物；

本发明的第二个目的在于提供一种脊骨融接植入物，它在从一端到另一端时于高度上所具有的锥度和正常椎间盘的锥度一致；

本发明的第三个目的在于提供一种脊骨融接植入物，它能在脊骨融接过程中保持两相邻脊骨在解剖学上的一致性和脊柱前凸；

本发明的第四个目的在于提供本身在脊骨内能稳定化的脊骨融接植入物；

本发明的第五个目的在于提供插入时能使两相邻脊骨间具有稳定性的脊骨融接植入物；

本发明的第六个目的在于提供一种脊骨融接植入物，它在融接过程中能使相邻脊骨的间隙分开并支承成一定角度关系。

本发明的第七个目的在于提供能配合到相邻脊骨之间并保持脊骨端极的脊骨融接植入物。

本发明的第八个目的在于提供所具外形能仿随相邻脊骨端板的脊骨

融接植人物。

本发明上述的和其它目的可通过参阅附图及其详细说明而得以了解。

图 1 是本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植人物的透视图，其中按部分打开的位置示明一给此植人物内腔提供通道的滑动门。

图 2 是本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植人物的顶视平面图。

图 3 是本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植人物的左侧视图。

图 4 是本发明的脊柱前凸的体骨脊内融接植人物的右侧视图。

图 5 是本发明的脊柱前凸的体骨脊内融接植人物的前端视图，表明上述滑动门处于部分打开位置。

图 6 是本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植人物的后端视图，表明了用来结合插入器械的装置。

图 7 是沿图 2 中曲线 7 的局部放大图，表明本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植人物的骨结合面的构型。

图 7A 是一段脊柱的侧视图，其上有本发明的植入物按两相邻脊骨间不同的椎间盘高度插入到椎间盘空隙内，以维持和纠正相邻脊骨在解剖学上的一致性。

图 8 是本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植人物另一实施例的顶视平面图。

图 9 是图 8 中的植入物的左侧视图。

图 10 是图 8 中的植入物的前端视图。

图 11 是图 8 中的植入物的后端视图，表明用来结合插入器械的装置。

图 12 是沿图 8 中曲线 12 的局部放大图，表明本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植人物的表面构型。

图 13 是网状材料制的本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植人物又一实施例的顶视平面图。

图 14 是图 13 中植入物的左侧视图。

图 15 是图 13 中植入物的前端视图。

图 16 是图 13 中植入物的后端视图，表明用来与插入器械结合的装

置。

图 17 是沿图 13 中曲线 8 的局部放大图，表明本发明的植入物的表面构型。

图 18 是本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植入物另一实施例的透视图。

图 19 是图 18 中植入物的顶视平面图。

图 20 是图 18 中植入物的左侧视图。

图 21 是图 18 中植入物的后端视图。

图 22 是图 18 中植入物的前端视图。

图 23 是沿图 18 中曲线 23 的局部放大图，表明本发明的植入物的表面构型。

图 24 是本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植入物复又一实施例的透视图。

图 25 是图 24 中植入物的左侧视图。

图 26 是图 24 中植入物的后端视图。

图 27 是图 24 中植入物的前端视图。

图 28 是沿图 24 中植入物的曲线 28 的局部放大图，表明本发明的植入物的表面构型。

图 29 是沿图 28 中线 29 - 29 的剖面图。

图 30 是人体脊柱一段的侧视图，其中以剖面图表明的本发明的脊柱前凸脊骨融接植入物的实施例是可调与可展开的，插入于椎间盘空间的不同高度内以保持和校正相邻脊骨在解剖学上的一致性。

图 31 是本发明的脊柱前凸植入物的复又一实施例的侧视剖面图，此植入物上有突刺 708 形状的可动突起，能在植入物 700 内从第一位置运动到伸至植入物外的第二位置。

参看图 1 至 7，其中示明了统一以 100 标明的用于椎间盘空间的本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植入物。植入物 100 呈大致矩形结构，有上表面 112 和下表面 114。在最佳实施例中，此植入物 100 的上与下表面 112 和 114 设置成相互会聚的角度关系，使植入物 100 在图 3 与 4 的侧视图中呈楔形。上与下表面 112 和 114 具有内表面，对于植入物 100

插入的两相邻脊骨的端板形成为支承结构。上与下表面 112 和 114 的角度关系使得邻接适当表面的脊骨定位和保持成一种角度关系，确立和保持着脊柱所需的前凸性。

植入物 100 的上与下表面 112 和 114 可以是平坦的或弯曲的，仿随植入物 100 插在的相邻脊骨的端板的形状。植入物 100 仿随从脊骨中除去的髓核和部分纤维环的形状。上与下表面 112 和 114 包括表面糙化结构，提供了当植入物 100 经手术植入后适合与相邻脊骨结合且使植入物稳定的表面。此上与下表面 112 和 114 的表面糙化结构包括表面滚花 121。

参看图 7，其中示明了钻石形骨结合构型的植入物 100 的表面滚花 121 的局部放大图。植入物 100 可以在上与下表面 112 和 114 的全部或局部具有表面滚花 121 或是其任何组合形式，这些都不脱离本发明的范围。还应知表面滚花 121 除所示构型外还可有其它构型。

在此实施例中，植入物 100 是空心的，包括一批通过上与下表面 112 和 114 而进入中央空心腔 116 的孔口 115。孔口 115 使得骨能从脊骨经孔口 115 生长到内腔 116 中。孔口 115 在图中所示虽为圆形的，但应知其可取适用于植入物的任何形状、尺寸、构型或分布而不脱离本发明的范围。例如，此种孔口可以具有泪滴形如图 1 与 2 中所示的孔口 115a。植入物 100 的上与下表面 112 和 114 为同样包括一批孔口 122 的侧壁 118 所支承和分开。

植入物 100 的插入端 130 和尾端 130 两者都可以是弧形或平直形。植入物的尾端 130 可以是凸的而形成脊骨的曲率，并且有用来扩大植入物插入器械的装置，后者包括一带有用来接纳驱动器械结合端的螺纹口 126 的下凹部 124。植入物 100 的插入端 120 包括入口 132 和用来关闭入口 132 的滑动门 34。滑动门 134 关闭着通入腔 116 的入口 132 并可让自生的骨料进入腔 116 内。

使用时，将滑动门 134 置于敞开位置而将有关物料装到腔 116 内。滑动门 134 有一凹座便于此门的关/闭。内腔 116 可装填和保持任何天然或人造的骨传导、骨感生、骨成长的物质或其它融接促进物质。这类物质的某些例子是从病人身体取下的骨，或是骨生长的诱发物质但不限于

羟磷灰石或羟磷灰石三磷酸钙或是骨的形态发育蛋白质。植入物 100 本身是由适于人体插入的材料制成例如钛；同时/或者可以由促使骨向内生长的物质例如但不限于羟磷灰石或羟磷灰石三磷酸钙或任何其它骨传导的、骨感生的、骨生长的或其它融接促进物质制成和/或充填和/或涂层。

充填到植入物 100 的腔 116 内的融接促进物质是用来促进骨向内生长到植入物 100 与相邻脊骨之间的。一旦骨开始向内生长后，植入物 100 便会永久地固定，防止植入物脱开和在相邻脊骨间有任何运动。

然后滑动门 134 在植入之前关闭。在关闭位置，此滑动门仿随植入物 100 的插入端 120 的曲率。可以采用种种方法将自生的骨料来充填植入物 100 以获得完全充填好的植入物 100。

植入物 100 的插入方法已详述于申请系列 No.08/263 952 中，其内容已综合于此作为参考。驱动器械的螺纹端装附到植入物 100 的尾端 120 的螺纹口 126 中，而使驱动器械配合到下凹部 124 内以防植入物 100 相对驱动器械运动。然后将植入物 100 置于两相邻脊骨 V 之间的椎间盘空间的进口处。再以足够结实的 轻击驱动器械将植入物 100 驱入椎间盘空隙内。

植入物 100 的尺寸与它将取代的椎间盘物质的尺寸基本一致，但取决于为形成所用椎间盘空隙而除去的椎间盘物质量，可以较大或较小。在有关胸椎的最佳实施例中，植入物 100 宽约 28 - 46mm 而最好是 36mm。植入物 100 的高度要求能使椎间盘空隙的解剖高度复原，其平均高度为 8 - 16mm 而最佳平均高度为 10 - 12mm。深度的最大范围为 20 - 34mm 而最佳的最大深度为 26 - 32。在颈椎情形，此植入物宽约 14 - 28mm 而最佳为 18 - 22mm，高约 5 - 10mm 而最佳为 6 - 8mm，深约 11 - 21mm 而最佳为 11 - 13mm。

参看图 7A，其中示明了脊柱 S 一段横向的侧视图，植入物 100 插在两相邻脊骨 V<sub>2</sub> 与 V<sub>3</sub> 的椎间盘空隙 D<sub>2</sub> 中。植入物 100 沿箭头 A 的示向插入椎间盘空隙 D<sub>2</sub> 中，将两脊骨 V<sub>2</sub> 与 V<sub>3</sub> 相互保持成可恢复脊柱 S 的这段的自然前凸的角度关系。植入物 100 的前椎为脊骨 V<sub>2</sub> 与 V<sub>3</sub> 端板中的天然骨突 B 所阻止。植入物 100 的退出则为上与下表面 112 和 114 的骨结合面滚花 121 所制止。

参看图 8 ~ 12，其中示明了统一的 200 标明的本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植入物的另一实施例。植入物 200 的总体结构与上述植入物 100 的相似。在此最佳实施例中，植入物 200 是实心的，包括许多从上表面 212 通过植入物 200 到下表面 214 的通道 215。通道 215 给骨的向内生长提供了条件，便于将脊柱融接物质加入植入物 200 中。这些通道也可在植入之前装载例如前述的融接促进物质。应知通道 215 并不需要完全通过植入物 200 而是可以具有类似插孔的结构，可以保持融接促进物质并允许骨向内生长到上与下表面 212 和 214 内。

植入物 200 除通道 215 外还可以有在侧壁 218 之上的通或不通过整个植入物 200 的小孔 222。小孔 222 可与通道 215 通道，使得可从孔口 222 到通道 215 发生骨向内生长而使植入物 200 锁定于融接物质中。要是小孔 222 不通过整个植入物 200，它们就可起到小插孔的作用来保持前述融接促进物质。

在植入物 200 的最佳实施例中，通道 215 的直径为 0.1-6mm 而最佳为 2 - 3mm。小孔 222 的直径为 0.1-6mm 而最佳为 1 - 3mm。应知通道 215 与小孔 222 虽然图示为大致的圆形，但它们在本发明的范围内是可以根据所用目的而取任意尺寸、外形、构型与分布的。植入物 200 的上与下表面 212 和 214 上可有一批用来与相邻脊骨结合的联轴节 250。联轴节 250 包括有骨结合边缘 252 与角段 254。

具体参看图 9，在植入物 200 的楔形的侧视图中，尾端 230 比插入端 220 高。这批联轴节 250 按插入端 220 的方向取向，由于骨结合边缘 222 结合脊骨并在植入物植入后防止其退出，而为植入物 200 提供了单向插入方式。另外，尾端的联轴节的高度可以较低，以使成组的联轴节的总体外形呈凸形。

参看图 11，植入物 200 的尾端 230 具有用来与插入器械结合的装置，此装置包括有如以前所述用于植入物 100 的螺纹孔 226。

参看图 12，沿图 8 中曲线 12 的局部放大图表明了植入物 200 的表面构型。植入物 200 的上与下表面 212 和 214，除联轴节 250 外尚包括多孔结构 260 以给骨提供不规则的表面促进其向内生长。多孔结构 260 也能用来保持融接促进物质，并在融接过程提供与骨结合的加大了的表

面区同时进一步增强稳定性。多孔结构 260 也可以存在于侧壁 218 上。应知外壁面和/或整个植入物 200 可以包括任何其它多孔材料或糙化的表面，只要它们足以保持融接促进物质和/或在融接过程允许骨向内生长和/或与骨结合。植入物 200 还可涂以生物活性的融接促进物质，其中包括但不限于羟磷灰石化合物、骨生产蛋白质和骨形态发育蛋白质。

参看图 13 ~ 17，其中示明了统一以 300 标明的本发明的脊柱前凸体内脊骨融接植入物的又一实施例。植入物 300 是由包括可由金属制的股绳的网状材料经压紧模制形成。上与下表面 312 和 314 可以是凸形的，防随脊骨端板的天然表面曲率。此外，整个植入物 300 可以模制成仿随从两相邻脊骨间取出椎间盘物质所形成的椎间盘空隙的形状。于是，植入物 300 具有弯曲的上与下表面 312 和 314，弧形的侧壁 318 和倒棱的边缘 319。

参看图 7A，植入物 300 依箭头 A 示向插入相邻脊骨 V<sub>1</sub> 与 V<sub>2</sub> 间的椎间盘空隙 D<sub>1</sub> 中。植入物 300 仿随相邻脊骨 V<sub>1</sub> 与 V<sub>2</sub> 的端板的形状，因为上与下表面 312 和 314 是凸形的，而侧壁 318 则弯曲仿随脊骨 V<sub>1</sub> 与 V<sub>2</sub> 的天然曲率。此时，植入物 300 的尺寸与从相邻脊骨 V<sub>1</sub> 和 V<sub>2</sub> 间除去的椎间盘物质的相同。

植入物 300 可以全部或部分地由实心材料和/或多孔材料和/或网状材料制成。植入物 300 的表面可以由多孔材料、网状材料构成或可以是具有粗糙结构的表面。应知植入物 300 可以是实心的或部分空心的，并可以包括至少一个与所述上与下表面通连的内腔。

如图 17 所示，网状材料包括压制而成形到一起的股绳，使得至少是在植入物 300 外表面上的股绳之间存在的孔隙能保持融接促进物质并允许骨向内生长。此外应知植入物 300 可由网格状材料制成类似于人体松质骨的构型，具备允许骨向内生长的孔隙。由于植入物 300 可以完全或部分由网格材料制成，上述孔隙可以存在于植入物 300 的外表面和/或整个植入物内，以促进骨向内生长和保持骨的融接促进物质。

参看图 18 ~ 23，其中示明了统一以 400 标明的本发明的植入物的又另一实施例。植入物 400 基本上呈矩形，具有上与下表面 412 和 414。此上与下表面 412 和 414 支承相邻脊骨，并以前述的相同方式设置成相

互会聚的角度关系。

植入物 400 的宽度 W 显著地小于植入物 100 ~ 300 的宽度，使得可以把一系列这种植入物用作体内脊骨融接植入物，它们相互紧邻放置成近似于除去的椎间盘的尺寸。植入物 400 的尺寸长约 26mm，宽度足以使四个这种植入物能基本上填满脊骨间空隙，当然要取决于所融接的脊骨。

在进行后向胸椎体内融接时，要是已从事了总的细胞核解剖时，那就不能用单一的大型植入物作为包含脊髓的精细的硬脑膜囊来取代椎间盘的除去的部分，同时神经根则始终覆盖住前向椎间盘空隙的至少某些部分。在这种情形下使用模块式植入物 400 是恰当的。模块式植入物 400 的长度近似于所除去椎间盘物质的深度但是较其要窄的多，使得它们能从后向引入椎间盘空隙内到硬脑膜囊的任一侧，然后并列于此椎间盘空隙内，使得它们之中所具有的长度与从有关区域中除去的椎间盘深度一致的各个，组合成使其所见宽度等于除去的椎间盘物质的宽度。由于胸椎的椎间盘空隙通常是脊柱前凸式的，模块式植入物 400 的插入端 420 必需较高，而在后向于尾端 430 处则较低。为了将插入端高于椎间盘空间后方可利用的空间的植入物引入，即是使此椎间盘空间作最恰当地岔开，也是成为问题的。模块式植入物 400 对此问题提供了两种解决方法。模块式植入物 400 的插入端 420 可以具有缩减的尺寸，包括但不限于子弹头形、凸形以及倒接成较小的前表面。于是所提供的植入物 400 便具有足够小的面积使当椎间盘空隙适当地岔开时能引入到此空隙的后方，同时此植入物 400 的特定前部的轮廓则能使得，当此植入物 400 向前推入椎间盘空隙内时，相邻的脊骨能相对于植入物 400 形成斜坡。

另一方面，或者是与以上所述相结合，由于在此最佳实施例中，这一植入物 400 在竖立时于侧视图中呈楔形，而从顶视平面图观察时呈大致的矩形，这样的植入物便能在其侧面处引入椎间盘空隙内时，使得植入物的侧壁能同相邻脊骨的端板邻接。植入物 400 所具有的边对边尺寸当竖起时会小于通过此植入物插入端的尺寸。这样就能容易地通过植入物的的边部将它们插入，然后再用与植入物 400 结合的插入器械使植入物 400 在完全插入后转过 90°。

而至其完全竖立的位置。插入之后，上与下表面 412 和 414 便同相邻脊骨的端板邻接，由于植入物 499 的上与下表面 412 和 414 相互相对成一定角度关系，而使相邻的脊骨保持和形成所需的角度关系。

植入物 400 具有矩形槽式的大的孔口 415，用来保持融接促进物质以促进骨从脊骨通过上与下表面 412 和 414 而生长到植入物 400 内。由于植入物 400 是模块式的，一次可植入多个，大的孔口 415 也能存在于植入物 400 的侧壁 418 内而让骨能从一个植入物生长到另一植入物上，使得在相继融接之后，这些模块或植入物 400 能互连成一个单元。

参看图 21，所示植入物 400 的尾端 430 具有插入器械结合装置，后者包括有矩形槽 424 和螺纹孔 426。

参看图 23，其中以沿图 18 的曲线 23 的局部放大图来说明植入物 400 的表面构型。植入物 400 的表面构型与前述多孔结构 260 相同。

参看图 24，其中示明了统一以 500 标明的本发明的脊柱前凸的体内脊骨融接植入物。植入物 500 为模块式插入物，整体结构与植入物 400 类似。植入物 500 不具有槽 415 而具有上与下表面 512 和 514，它们能接收和保持骨料或是其它能参与融接过程和/或能促进骨向内生长的物质。在最佳实施例中，此上与下表面 512 与 514 包括一批相分开的柱件，它们形成出一批孔隙 542 为带有不完全壁部的部分式插孔，能储放与保持研碎的骨料或任何其它人造的促进骨向骨生长的物质。植入物 520 在用于植入目的时，可用合适的融接促进物质浇注或涂层其表面 538。

参看图 28 与 29，其中示明了植入物 500 的上表面 512 的放大图及其部分横剖面。在最佳实施例中，柱件 540 具有直径较它其余部分的为大的头部 544，而各个间隙 542 则取与柱件 540 相反的构型，具有的底部 546 较间隙 542 的入口要宽。柱件 540 与孔隙 542 的这种构型有助于将骨料保持于植入物 520 的表面 538 内，还有助于将植入物 520 锁定于由于骨向内生长而形成的骨融接物质中。由

于在间隙 542 底部 546 处内生长的宽较入口 548 宽，向内生长的骨就不会从入口 548 出来而锁定于间隙 542 内。植入物 520 的表面 538 能加大可资利用的表面面积，而通过粗糙化加工、絮化或以其它方式形成不光滑的表面还能进一步加强上述效果。

在最佳实施例中，柱件 540 的最大直径约为 0.1-2mm，高约 0.1-2mm 而间距约 0.1-2mm，使得孔隙的宽度约为 0.1-2mm。柱件的尺寸、外形与分布在同一植入物内也可不同。

应知植入物 500 具有与上述植入物 400 相同的结构与特点。

图 30 是以脊柱前凸形式示明的一段人体脊柱 S 的侧视图，而以 600 标明的可调节与可展开的脊柱前凸的脊骨融接植入物的另一实施例则插入于一空隙中，用来恢复和保持相邻脊骨在解剖学上的正确一致。植入物 600 包括下部件 682 和上部件 684，它们配合到一起形成基本上是矩形的植入物。上部件 684 和下部件 682 具有相互面对的空心部分，纳置下配合于其中的锥形楔 686 与 688。此上与下部件 682 和 684 各具有楔形的内表面 689a 与 689b，后者弯向植入物 600 的内部。楔形的上与下部件 682 和 684 在其大端处高于这两个部件间组合的空心空间，而在其另一端则较此空心空间浅。

楔形件 686 与 688 具有相互一致的中央螺孔 690 与 692 以接纳螺杆 694。当螺杆 694 拧入螺孔 690 时，楔形件 686 与 688 便抵贴上与下部件 682 和 684 的内部斜面 689a 与 689b。随着螺杆 694 的转动，楔形件 686 与 688 便引导到一起，而这些楔形件的斜坡部便迫使上部件 682 与下部件 684 分开。由于内部的斜面 689a 和 689b 在尾端 630 附近的斜率大于插入端 620 附近的，上与下部件 682 和 684 在插入端 620 处便较在尾端 630 处分开得较大。结果，此上与下部件 682 和 684 便相互配置成会聚的角度关系，并以此同一角度关系支承着相邻的脊骨 V<sub>1</sub> 与 V<sub>2</sub>。

参看图 11，其中统一以标号 700 示明了本发明的又一实施例。植入物 700 有突刺 708 形式的可动突起，后者可从植入物 700 内的第一位置移动到延至此植入物外的第二位置。植入物 700 取大致矩

形构型，具有的顶面 702 和底面 704 带有槽 706，而允许在其端部有突刺 708 的枢轴件 707 通过所述的槽 707 突出。突刺 708 在一端 710 处以销钉连接于植入物 100 内。

植入物 700 所具备的相对楔形件 712 和 714 具有中央螺孔 716 来接纳带头部 720 和槽 722 的螺杆 718。楔形件 712 与 714 相互面对，使得在螺杆 718 转动时，这两个楔形件 712 和 714 将导引到一起而促致突刺 708 绕其端部 710 转动，通过准直的槽 706 而突向植入物 700 的外部。植入物 700 的上与下表面 702 和 704 中可有一批用来促进骨向内生长和融接的孔。

应用时，在除去椎间盘物质后，将带有处于后撤位置的突刺的植入物 700 插入椎间盘空隙内。然后转动螺杆 718，直到突刺 708 受迫进到脊骨内而由此使植入物 700 牢牢保持就位时。

上面虽然相对于最佳实施例和许多其它的实施例描述了本发明，但应认识到，在不脱离本发明的范围内还可以设计出本发明另外的种种实施形式。

## 说 明 书 附 图

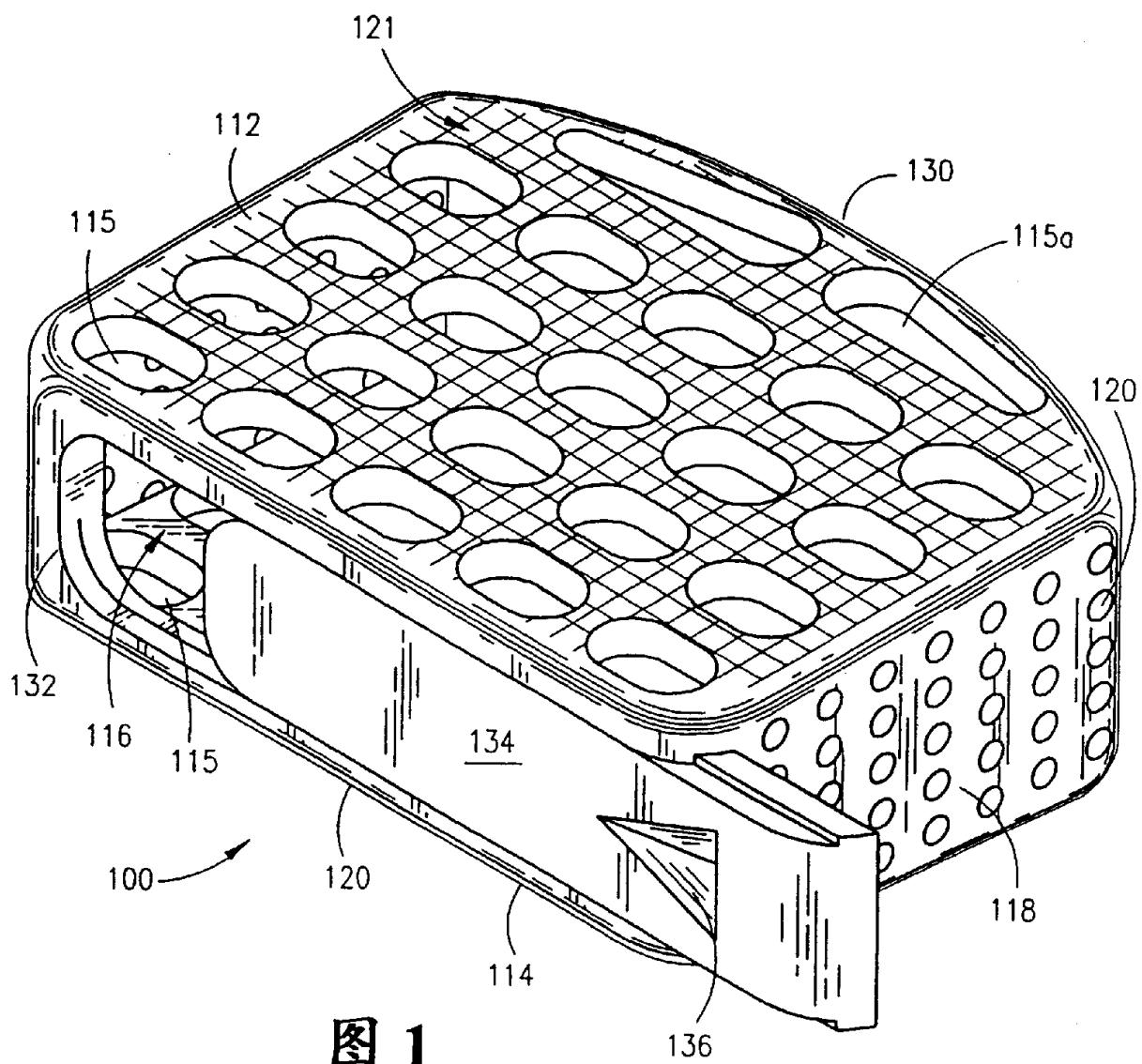


图 1

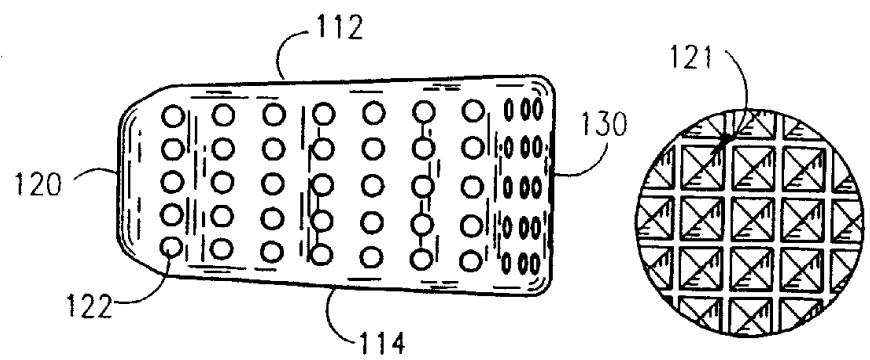


图 3

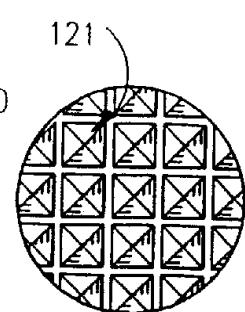


图 7

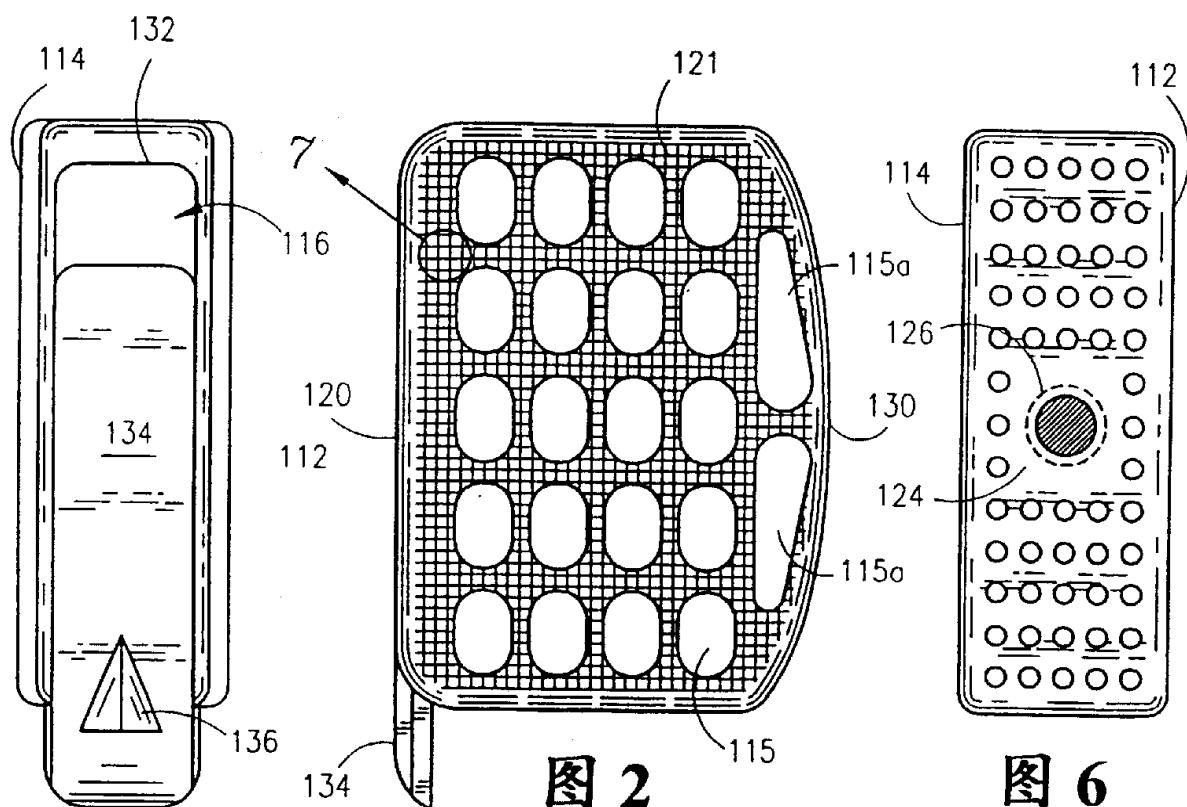


图 2

图 6

图 5

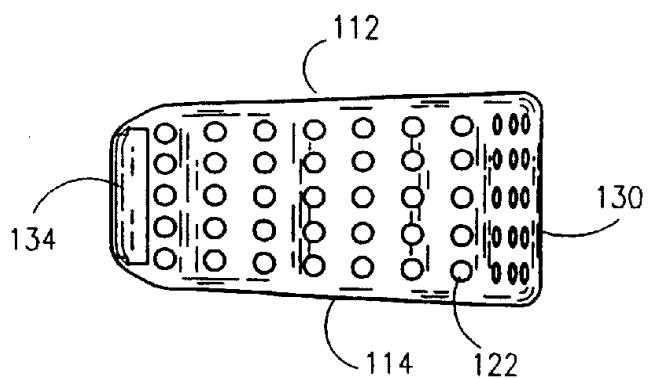


图 4

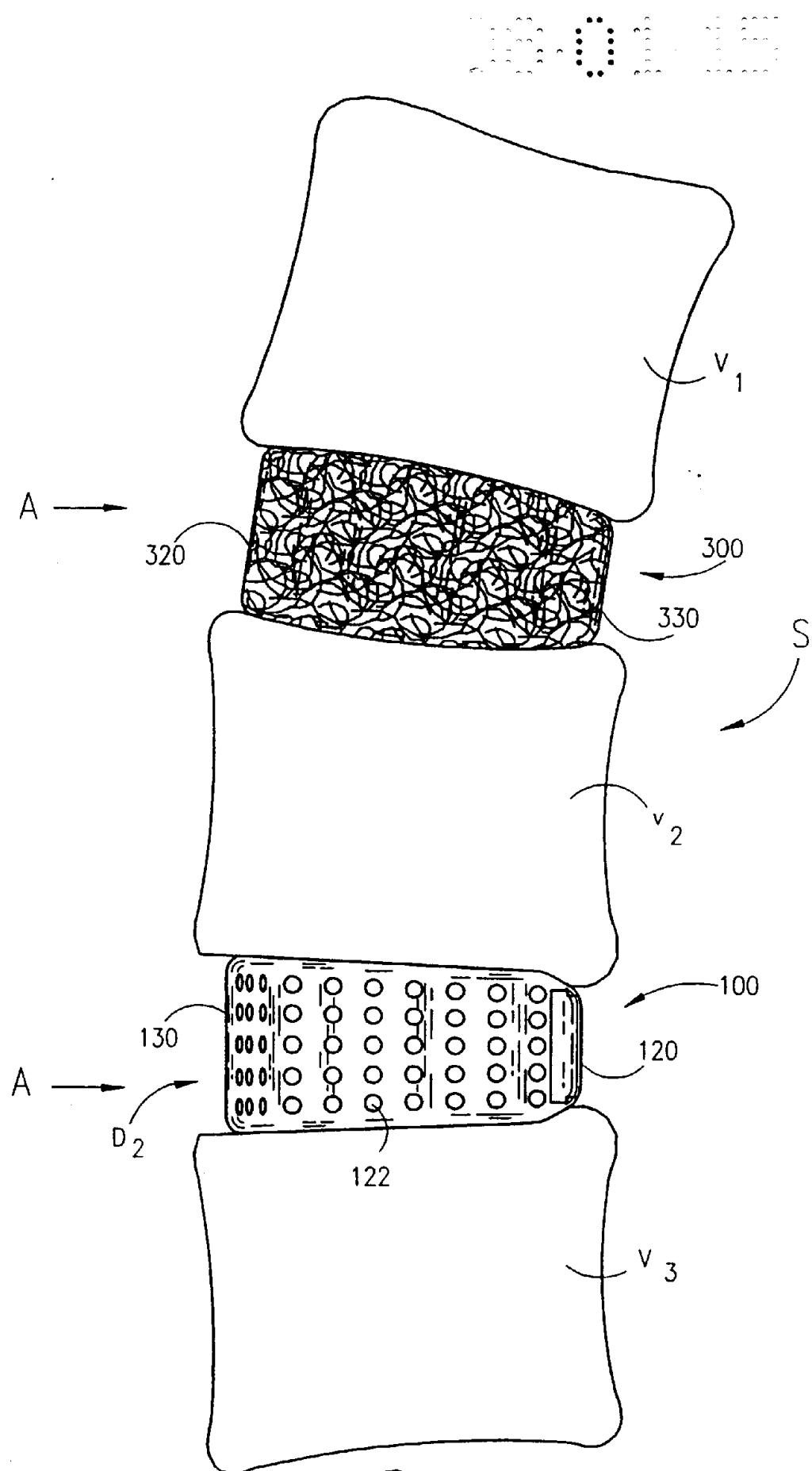


图 7

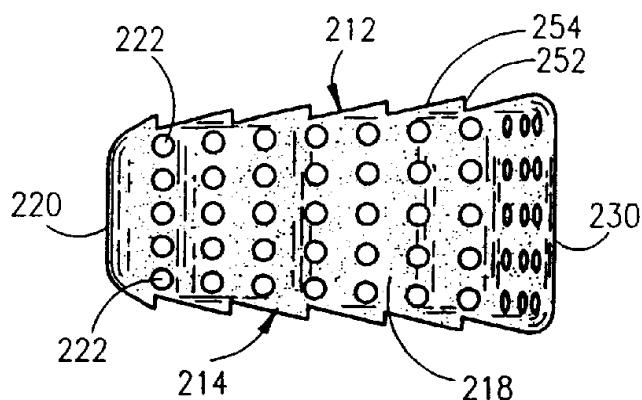


图 12

图 9

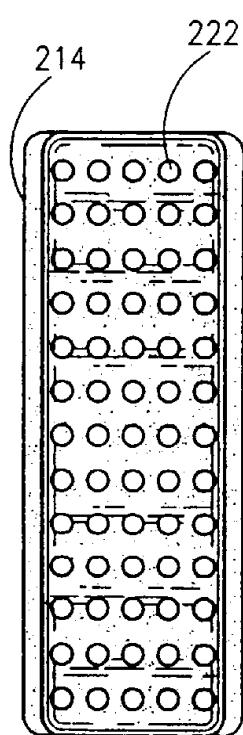


图 10

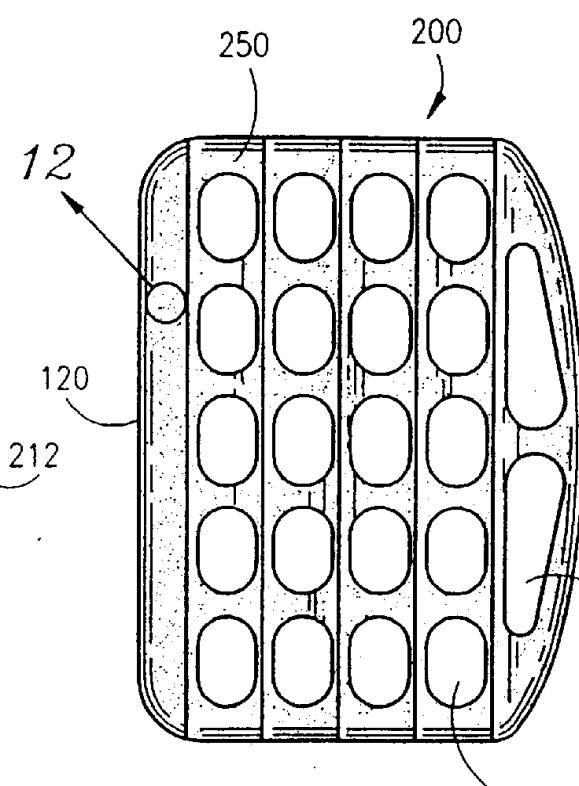


图 8

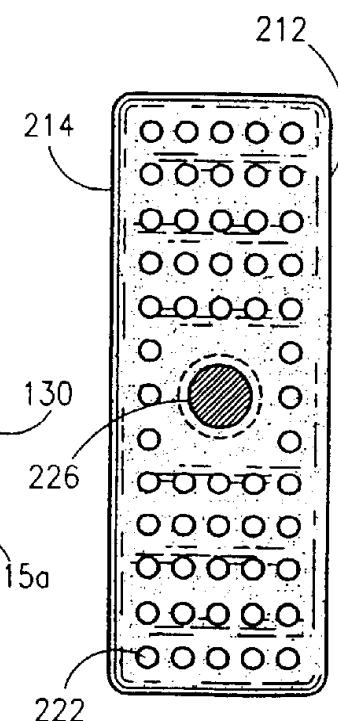


图 11

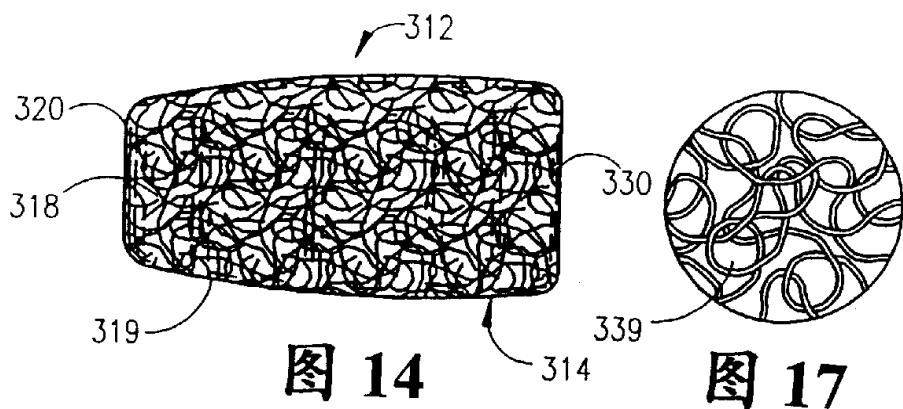


图 14

图 17

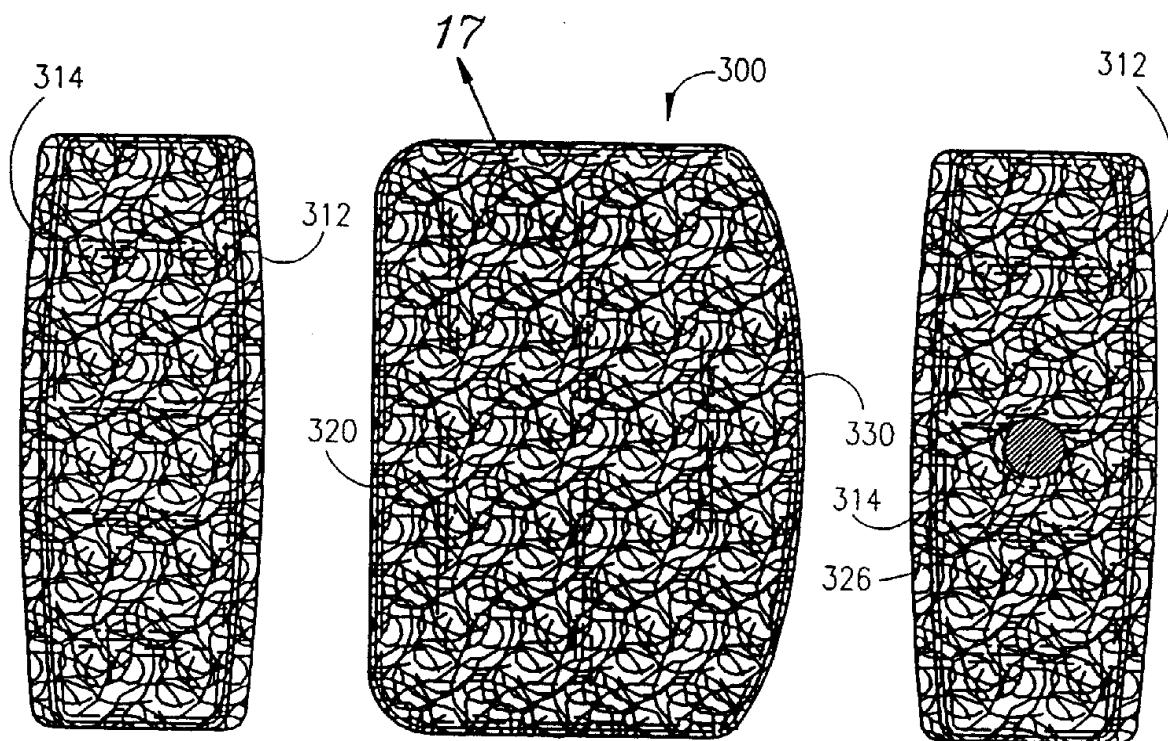


图 15

图 13

图 16

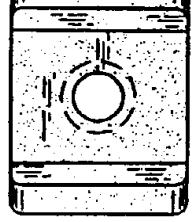


图 21

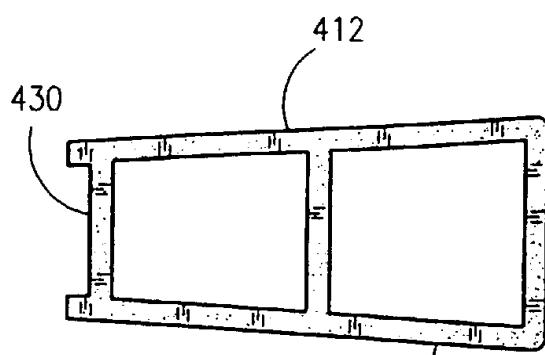


图 20

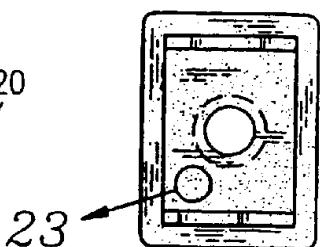


图 22

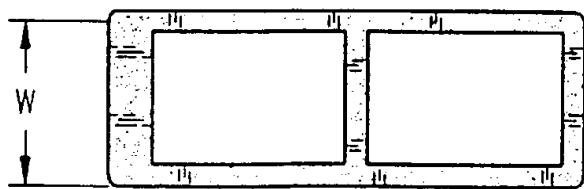


图 19

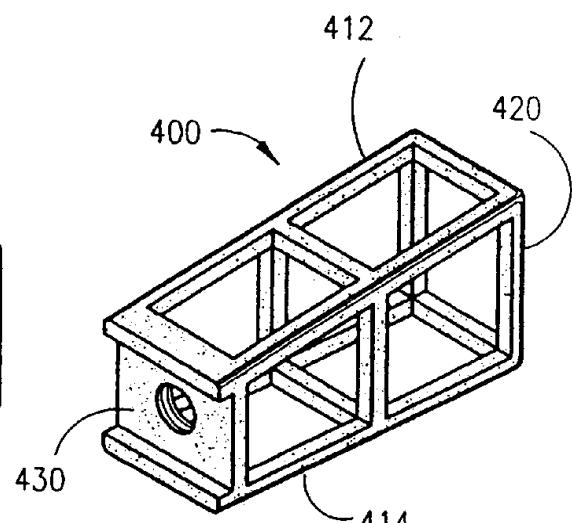


图 18

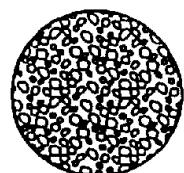


图 23

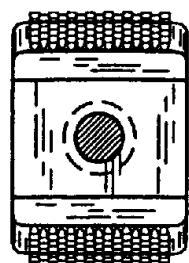


图 26

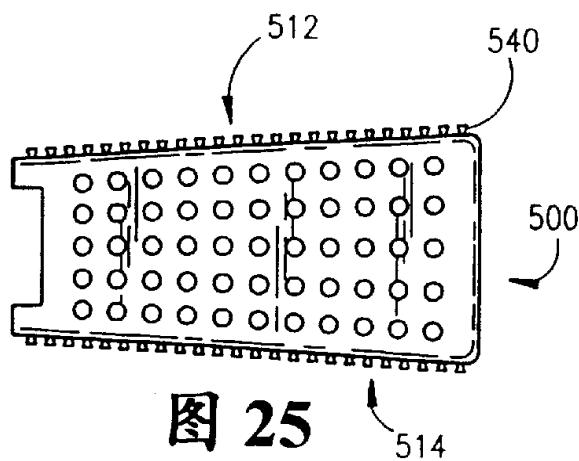


图 25

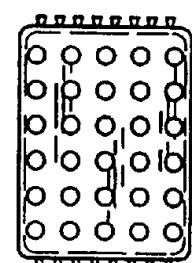


图 27

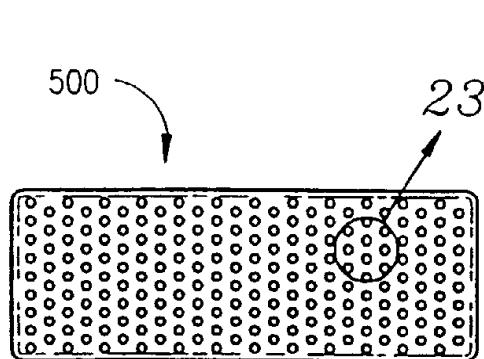


图 24

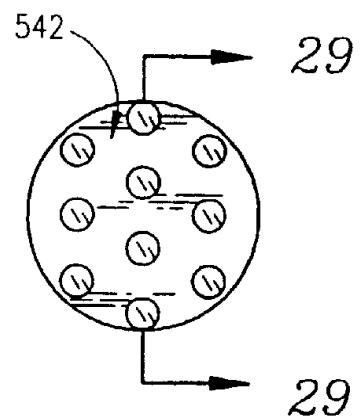


图 28

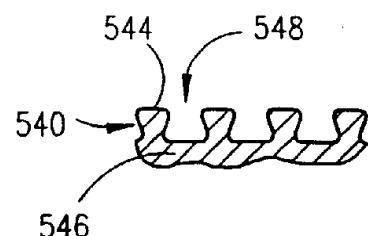


图 29

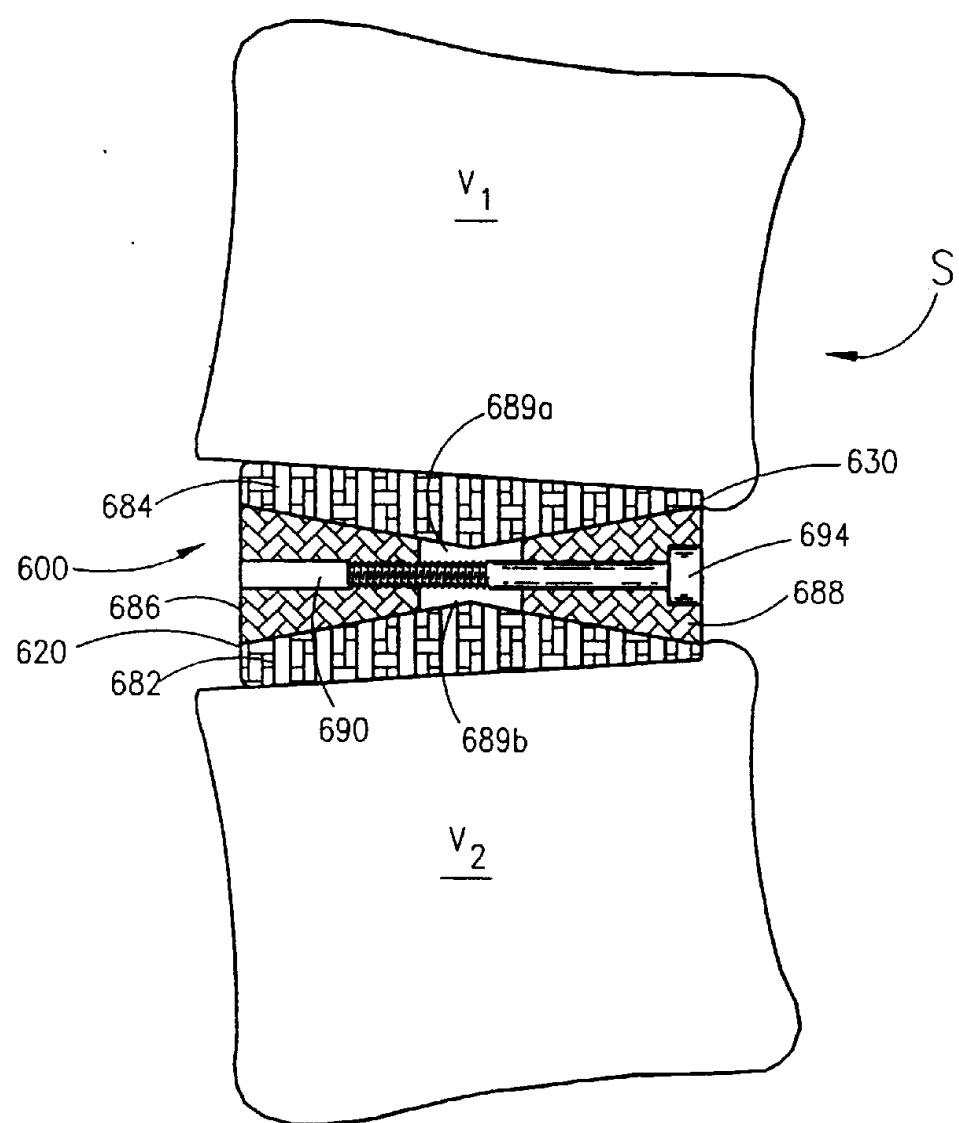


图 30

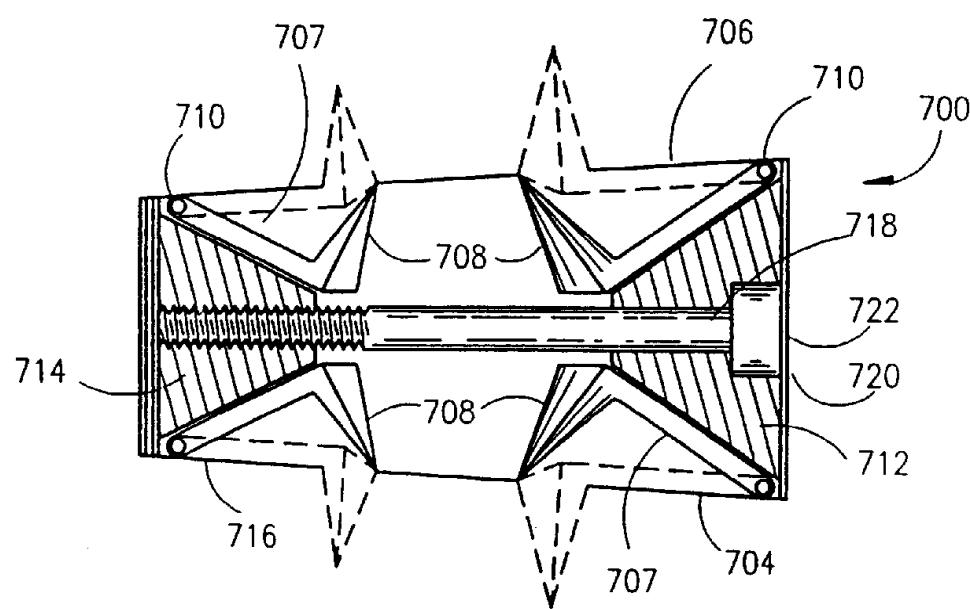


图 31