

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 17/88 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580004836.8

[43] 公开日 2007 年 3 月 7 日

[11] 公开号 CN 1925806A

[22] 申请日 2005.2.7

[21] 申请号 200580004836.8

[30] 优先权

[32] 2004.2.12 [33] US [31] 10/778,650

[86] 国际申请 PCT/US2005/003720 2005.2.7

[87] 国际公布 WO2005/079686 英 2005.9.1

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.14

[71] 申请人 SDGI 控股股份有限公司

地址 美国特拉华州

共同申请人 保罗·J·帕加诺

[72] 发明人 保罗·J·帕加诺

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 张兰英

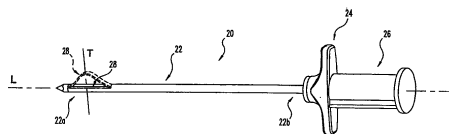
权利要求书 7 页 说明书 17 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于治疗脊椎结构的手术器械和方法

[57] 摘要

用于治疗脊椎结构的器械和方法包括：一伸长构件(22)，该伸长构件包括一可变形远侧部分(22a)，该远侧部分具有用于在一脊椎结构中定位的一初始结构和一变形结构，在变形结构中远侧部分(22a)向外变形以在脊椎结构中形成一腔室(C)。伸长构件(22、122)包括一套管构件(32)和一致动构件(30)，该致动构件被可拆卸地放置在套管构件(32)中并被构造使可变形远侧部分(22a)从初始结构向变形结构转变。可选择性地将致动构件(30)从套管构件(32)拆下以设置用于将材料(M)输送给形成在脊椎结构中的腔室(C)的一通道(60)。



1. 用于治疗脊椎的器械，该器械包括：

一伸长构件，该伸长构件沿一纵轴线延伸并包括一可变形远侧部分，该远侧部分具有用于在一脊椎结构中定位的一初始结构和一变形结构，在变形结构中所述远侧部分向外变形以在脊椎结构中形成一腔室；所述伸长构件包括一套管构件和一致动构件，所述致动构件被可拆卸地放置在所述套管构件中并被构造使所述可变形远侧部分从所述初始结构向所述变形结构转变，选择性地将所述致动构件从所述套管构件拆下，以设置用于将一种材料输送给形成在脊椎结构中的腔室的一通道。

2. 如权利要求 1 所述的器械，其特征在于，所述可变形远侧部分的所述变形结构包括至少一个横向突起。

3. 如权利要求 2 所述的器械，其特征在于，所述至少一个横向突起沿一单根横轴线布置，从而所述可变形远侧部分向外的变形沿所述横轴线为单轴线的。

4. 如权利要求 2 所述的器械，其特征在于，所述可变形侧向部分的所述可变形结构包括单个横向突起，从而所述可变形远侧部分的向外变形是单向的。

5. 如权利要求 1 所述的器械，其特征在于，选择性地控制所述可变形远侧部分的向外变形，从而产生一作用于脊椎结构的、大小受控的力。

6. 如权利要求 1 所述的器械，其特征在于，所述套管构件形成与所述通道连通的一横向开口，所述致动构件包括与所述横向开口相邻的一可变形元件；并且

所述可变形结构包括所述可变形元件的向外变形，从而形成延伸通过所述套管构件中的所述横向开口的一横向突起。

7. 如权利要求 6 所述的器械，其特征在于，所述可变形元件在处于所述初始结构时具有一基本上平坦的结构，而在转变到所述变形结构时则具有弯曲结构。

8. 如权利要求 6 所述的器械, 其特征在于, 所述可变形元件包括一弹性带材, 以有利于向所述变形结构的转变以及所述横向突起的形成。

9. 如权利要求 6 所述的器械, 其特征在于, 所述可变形元件包括一片弹簧; 以及

所述片弹簧的轴向压缩造成向所述变形结构的转变以及所述横向突起的形成。

10. 如权利要求 6 所述的器械, 其特征在于, 所述可变形元件的所述向外变形是由所述致动构件和所述套管构件之间的相对位移造成的。

11. 如权利要求 10 所述的器械, 其特征在于, 该器械还包括一致动机构, 该致动机构联结在所述致动构件和所述套管构件之间, 以调节它们之间的所述相对位移并生成一作用于脊椎结构的、大小受控的力。

12. 如权利要求 10 所述的器械, 其特征在于, 该器械还包括一保持元件, 该保持元件接合在所述致动构件和所述套管构件之间, 从而选择性地防止所述相对位移以及所述可变形远侧部分从所述初始结构向所述变形结构的转变; 以及

其中, 所述保持元件从所述致动构件和所述套管构件之间脱开使所述相对为直线的位移和所述可变形远侧部分从所述初始结构向所述变形结构的转变可以进行。

13. 如权利要求 12 所述的器械, 其特征在于, 该器械还包括连接于所述套管构件的一手柄和连接于所述致动构件的一致动器按钮, 所述保持元件位于所述手柄和所述致动器按钮之间, 以选择性地防止所述可变形远侧部分从所述初始结构向所述变形结构的转变。

14. 如权利要求 1 所述的器械, 其特征在于, 该器械还包括一保持元件, 该保持元件适于选择性地防止所述可变形远侧部分从所述初始结构向所述变形结构的转变。

15. 如权利要求 1 所述的器械, 其特征在于, 所述伸长构件的一远端包括一尖锐的套针端部, 以便于将所述可变形远侧部分引入脊椎结构中。

16. 如权利要求 1 所述的器械, 其特征在于, 所述材料包括一种可流动材

料。

17. 如权利要求 16 所述的器械，其特征在于，所述材料包括一种可固定材料，该材料向形成在脊椎结构中的腔室提供内部支承。

18. 如权利要求 17 所述的器械，其特征在于，所述材料包括骨接合剂。

19. 如权利要求 16 所述的器械，其特征在于，所述伸长构件包括一连接器部分，该连接器部分形成与所述套管构件中的所述通道连通的一通道，所述连接器部分适于连接一材料输送系统，以将所述可流动材料经所述套管构件中的所述通道喷入脊椎结构中的腔室。

20. 如权利要求 19 所述的器械，其特征在于，所述连接器部分包括一吸引型配合件。

21. 如权利要求 19 所述的器械，其特征在于，所述连接器部分包括适于与所述材料输送系统螺纹啮合的一螺纹配合件。

22. 用于治疗脊椎的器械，该器械包括：

一套管构件，该套管构件沿一纵轴线延伸并包括一远侧部分，所述套管构件形成一轴向通道和一横向开口，该横向开口毗邻所述远侧部分定位并与所述轴向通道连通；以及

一致动构件，该致动构件可拆卸地位于所述套管构件的所述轴向通道中并包括一可变形部分，该可变形部分位于所述横向开口附近，所述可变形部分能在一初始结构和一变形结构之间转变，该初始结构是用来在一脊椎结构中定位的，而该变形结构则形成一延伸通过所述套管构件中的所述横向开口以在脊椎结构中形成一腔室的横向突起；并且

其中，将所述致动构件选择性地从所述套管构件上拆下，从而可将一材料通过所述轴向通道输送到形成在脊椎结构中的腔室中。

23. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，选择性地控制所述可变形部分的向外变形，从而产生作用于脊椎结构的、大小受控的力。

24. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述可变形部分在处于所述初始结构时具有一基本上平坦的构形，而在转变到所述变形结构时则具有弯曲构形。

25. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述可变形部分包括一弹性带材，从而便于向所述变形结构的转变以及所述横向突起的形成。

26. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述可变形元件包括一片弹簧；以及

所述片弹簧的轴向压缩造成向所述变形结构的转变以及所述横向突起的形成。

27. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述可变形部分的所述向外变形是由所述致动构件和所述套管构件之间的相对位移造成的。

28. 如权利要求 27 所述的器械，其特征在于，该器械还包括一致动机构，该致动机构联结在所述致动构件和所述套管构件之间，以调节它们之间的所述相对位移并生成作用于脊椎结构的、大小受控的力。

29. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述套管构件的一远端包括一尖锐的套针端部，以便于引入脊椎结构中。

30. 如权利要求 22 所述的器械，其特征在于，所述材料包括一种可流动材料。

31. 如权利要求 30 所述的器械，其特征在于，所述材料包括一种可固定骨接合剂，以向形成在脊椎结构中的腔室提供内部支承。

32. 如权利要求 30 所述的器械，其特征在于，所述伸长构件包括一连接器部分，该连接器部分形成与所述套管构件中的所述通道连通的一通道，所述连接器部分适于连接一材料输送系统，以将所述可流动材料经所述轴向通道喷入脊椎结构中的腔室。

33. 用于治疗脊椎的器械，该器械包括：

一伸长构件，该伸长构件沿一纵轴线延伸并包括一可变形远侧部分，该远侧部分具有用于插进一脊椎结构中的一初始结构和用于在脊椎结构中形成一腔室的一机械变形结构；

使远侧部分从所述初始结构向所述机械变形结构机械变形以在椎骨结构中形成腔室的装置；以及

将一材料输送通过所述伸长构件并且输送进脊椎结构中的腔室用的装置。

34. 如权利要求 33 所述的器械，其特征在于，该器械还包括选择性地防止可变形远侧部分从初始结构向机械变形结构的转变。

35. 一种用于治疗脊椎的方法，该方法包括：

提供一器械，该器械形成沿一纵轴线延伸的一套管通道并包括一可变形的远侧部分，该远侧部分具有一插入结构和一变形结构；

当器械的远侧部分处于插入结构时，将所述远侧部分放置在一脊椎结构中；

使器械的远侧部分向变形结构转变并在脊椎结构中形成一腔室；以及
将一材料输送通过套管通道并且输送进脊椎结构中的腔室。

36. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，器械的远侧部分向变形结构的转变沿横轴线为单轴线的。

37. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，器械的远侧部分向变形结构的转变沿横轴线为单向的。

38. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，转变包括使器械的远侧部分机械变形，从而形成至少一个横向突起，以在脊椎结构中形成腔室。

39. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，至少一个横向突起沿一单根横轴线布置，从而器械的远侧部分向变形结构的转变被轴向控制在沿横轴线方向。

40. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，器械的远侧部分的变形结构形成单个横向突起，从而器械的远侧部分向变形结构的转变的方向被控制在沿横轴线上。

41. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，远侧部分向变形结构的转变包括选择性地控制变形，从而生成一作用于脊椎结构的、大小受控的力。

42. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，该器械包括：

一套管构件，该套管构件形成套管通道和与套管通道连通的一横向开口；
以及

一致动构件，该致动构件位于套管通道中并包括一可变形元件，该可变形元件位于横向开口附近；以及

其中，转变包括使可变形元件向外变形以形成一横向突起，该横向突起延伸通过套管构件中的横向开口。

43. 如权利要求 42 所述的方法，其特征在于，可变形元件的向外变形包括向外弯曲。

44. 如权利要求 43 所述的方法，其特征在于，致动构件的可变形元件包括一较薄的带材以便于向外弯曲。

45. 如权利要求 43 所述的方法，其特征在于，可变形元件的向外弯曲是由致动构件和套管构件之间的相对线性位移造成的。

46. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，该器械还包括形成套管通道的一套管构件和一致动构件，该致动构件可拆卸地位于套管通道中并被构造成提供器械的远侧部分从插入结构向变形结构的转变；以及

其中，该方法还包括选择性地将致动构件从套管构件上拆下，从而可经过套管通道将所述材料输送进腔室中。

47. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，该转变是响应机械感应力的作用而进行的。

48. 如权利要求 47 所述的方法，其特征在于，该器械包括一第一构件和与第一构件接合的一第二构件；以及

其中，转变响应第一构件和第二构件之间的相对位移而进行，从而使第二构件的至少一部分向外变形以形成至少一个横向突起。

49. 如权利要求 48 所述的方法，其特征在于，相对位移包括第一构件和第二构件之间的相对直线位移。

50. 如权利要求 48 所述的方法，其特征在于，调节第一构件和第二构件之间的相对位移，从而控制第二构件的至少一部分的向外变形并生成一作用于脊椎结构的、大小受控的力。

51. 如权利要求 35 所述的方法，其特征在于，器械包括一保持元件，该保持元件选择性地防止器械的远侧部分从插入结构向变形结构的转变。

52. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，该方法还包括在放置步骤之后将保持元件从器械脱开，从而使器械的远侧部分可从插入结构向变形结构

的转变。

53. 如权利要求 35 所述的方法, 其特征在于, 放置步骤包括将器械的远侧部分插入一椎骨体中; 以及

器械的远侧部分向变形结构的转变导致压缩骨松质, 从而在椎骨体中形成腔室。

54. 如权利要求 35 所述的方法, 其特征在于, 放置步骤包括将器械的远侧部分插入一椎骨体中; 以及

器械的远侧部分向变形结构的转变可造成至少部分地减少受压骨折, 从而在椎骨体中形成腔室。

55. 如权利要求 35 所述的方法, 其特征在于, 放置步骤包括将器械的远侧部分插入相邻的椎骨体之间一椎间盘空间中; 以及

器械的远侧部分向变形结构的转变在相邻的椎骨体上施加一力, 从而使椎间盘空间张开。

56. 如权利要求 35 所述的方法, 其特征在于, 器械包括一套针端; 以及放置步骤包括将套针端引入脊椎结构中以便于将器械的远侧部分插入脊椎结构中。

57. 如权利要求 56 所述的方法, 其特征在于, 通过在器械上施加压紧力以便于将可变形远侧部分插入脊椎结构中, 从而完成放置步骤。

58. 如权利要求 35 所述的方法, 其特征在于, 所述材料包括一种可流动材料。

59. 如权利要求 58 所述的方法, 其特征在于, 器械包括一连接器部分, 该连接器部分形成与套管通道连通的一通道; 以及

输送步骤包括将一材料输送系统联结于连接器部分并经套管通道将所述材料喷入脊椎结构中的腔室中。

60. 如权利要求 57 所述的方法, 其特征在于, 可流动材料包括一种骨接合剂, 在输送之后可将该骨接合剂固定于一硬化状态下。

用于治疗脊椎结构的手术器械和方法

技术领域

本发明总的涉及手术器械领域以及用于治疗脊椎结构的方法，尤其涉及用于减小椎骨受压骨折以及固定椎骨的器械和方法。

背景技术

已经开发出各种用于治疗受压骨折以及其它骨质疏松或非骨质疏松情况的器械和方法。这样的方法通常包括由外科医生进行的一系列步骤以矫正并稳定受压骨折。通常在骨骼中形成通道口，在将一可膨胀的气球状装置插入通道口并进入骨骼内部之后对该骨骼进行治疗。气球状装置的膨胀可使骨松质和/或骨髓靠着骨骼的内皮质壁压缩，从而导致在骨骼中形成腔室，并减少受压骨折。随后使气球状装置收缩并将其从骨骼中取出。有时将诸如异丁烯酸甲酯接合剂或合成骨物质之类的生物相容材料输送进骨腔中并可使该物质处于硬化状态以形成对骨骼的内部结构支承。

虽然以上所述的器械和方法为治疗和固定受压型骨折提供了足够的规程，但发现不能对气球状装置所施加的力的方向和大小进行足够的控制。相反，当这样的气球状装置膨胀时，膨胀沿阻力最小的路径进行。结果无法控制骨松质的压缩方向和压缩量和/或对受压骨折的减轻，并且膨胀沿多个方向和多根轴线进行，而在椎骨组织上所施加的压缩力的量有所不同。此外，先前用于治疗和固定受压骨折的器械和方法采用的是各自分离的器械和装置以进入治疗位置、减少受压骨折和/或向治疗位置输送填充物质。

这样，在本领域中就有这样一种需求：要求提供与本领域现在可以得到的相比经改进的器械和方法以用于治疗脊椎结构。本发明满足了这一需求并以一种新颖的且非显而易见的方法提供了其它的优势和优点。

发明内容

本发明总的涉及用于治疗脊椎结构的器械和方法。此处所覆盖的本发明的实际范围只能由所附权利要求确定，这里给出具有优选实施方式的本发明的某些形式，以下将对其揭示并简要描述。

在本发明的一个形式中，提供了用于治疗脊椎结构的器械，该器械包括：一伸长构件，该伸长构件包括一可变形远侧部分，该远侧部分具有用于在一脊椎结构中定位的一初始结构和一变形结构，在变形结构中远侧部分向外变形以在脊椎结构中形成一腔室。伸长构件包括一套管构件和一致动构件，该致动构件被可拆卸地放置在套管构件中并被构造成使可变形远侧部分从初始结构向变形结构转变。选择性地将致动构件从套管构件拆下以设置用于将材料输送给形成在脊椎结构中的腔室的一通道。

在本发明的另一个形式中，提供了用于治疗脊椎结构的器械，该器械包括：一套管构件和一致动构件。套管构件包括一远侧部分并形成一轴向通道和一横向开口，该横向开口毗邻远侧部分定位并与轴向通道连通。致动构件可拆卸地位于套管构件的轴向通道中并包括一可变形部分，该可变形部分位于横向开口附近并可在一初始结构和一变形结构之间转变，该初始结构是用来在一脊椎结构中定位的，而该变形结构则形成延伸通过套管构件中的横向开口以在脊椎结构中形成一腔室的至少一个横向突起。将致动构件选择性地从套管构件上拆下，从而可将材料通过轴向通道输送到形成在脊椎结构中的腔室中。

在本发明的另一个形式中，提供了用于治疗脊椎结构的器械，该器械包括：一伸长构件，该伸长构件沿一纵轴线延伸并包括一可变形远侧部分，该远侧部分具有用于插进一脊椎结构中的一初始结构和用于在脊椎结构中形成一腔室的一机械变形结构。该器械还包括：使远侧部分从初始结构向机械变形结构机械变形以在椎骨结构中形成腔室的装置；以及经伸长构件将一种材料输送进脊椎结构的腔室中的装置。

在本发明的另一个形式中，提供了用于治疗脊椎的方法，该方法包括：提供一器械，该器械形成一套管通道并包括一可变形的远侧部分，该远侧部分具有一插入结构和一变形结构；当器械的远侧部分处于插入结构时将该远侧部分

放置在一脊椎结构中；使器械的远侧部分向变形结构转变以在脊椎结构中形成一腔室；以及经套管通道将一种材料输送进脊椎结构中的腔室中。

本发明的一个目的是提供用于治疗脊椎结构的经改进的手术器械和方法。

附图和此处的描述将使本发明的其它目的、特征、优点、益处和方面变得明显。

附图说明

图 1 是根据本发明的一种形式的手术器械的立体图。

图 2 是图 1 所示的手术器械的分解立体图。

图 3 是图 1 所示的手术器械，显示出将该器械的末端部分插入一椎骨体时的初始结构。

图 4 是图 1 所示的手术器械，显示出用于在椎骨体中形成腔室的膨胀结构。

图 5 是图 1 所示的手术器械，显示出用于将一种填充材料输送进形成在椎骨体中的腔室中的输送结构。

图 6 是根据本发明的另一个形式的手术器械的立体图。

具体实施方式

为了促进对本发明的原理的理解，现在将参照附图所示的实施例并用具体的语言来描述该实施例。应该理解。这里并不试图对本发明的范围进行限制，应该认为对于那些熟悉本领域技术的人员来说，对所述装置的变型和进一步的修改以及对此处所说明的本发明的原理的进一步应用是正常的。

参见图 1，此处所示的是根据本发明的一个形式的用于治疗脊柱的器械 20。器械 20 对于毗邻脊椎结构放置以选择性地替换脊椎结构的至少一部分尤其有用。在本发明的一个实施例中，脊椎结构是椎骨体。在本发明的一个实施例中，器械 20 用于例如椎骨移植术过程的椎骨体内(intrabody)应用场合，从而压缩椎骨体中的骨松质组织或骨髓和/或减轻椎骨体的受压骨折。

然而,还应该理解的是,器械 20 也可用于其它应用场合,比如用于椎体间以将相邻的椎骨体之间的椎间空间分开和/或处理位于椎间空间的结构。还应该理解的是,在本发明的其它实施例中,椎骨结构可包括椎骨植入物,比如笼形装置、间隔件、人造椎间盘或用于治疗椎骨相关使用的其它结构。此外,虽然在上下文中将器械 20 显示和描述为用于对人体脊柱的治疗,但应该进一步理解的是器械 20 也可用于脊柱以外的应用领域,比如治疗其它类型的骨骼结构。

在本发明的一个实施例中,器械 20 是被设计成可在使用了限定数量的手术过程之后就可丢弃。在一个特定实施例中,器械 20 被设计成在一次手术过程中一次性使用。当器械 20 被设计成一次性的场合中,在使用后立即丢弃可避免与清洗、消毒、重新包装和/或存放为了以备重复使用相关的成本。然而,应该理解的是,也可将器械 20 设计成可在多次手术中使用,或者可将它设计成具有预定的寿命范围,可使用预定的脊椎手术次数,在此之后就将器械 20 丢弃。

器械 20 总体上包括一伸长构件 22、一手柄部分 24、一致动机构 26 和一可变形部分 28,该可变形部分可选择在一初始结构(用实线示出)和一变形结构(用虚线示出)之间变换。如这里所用的,术语“初始结构”泛指包括任何适于相邻于脊椎结构放置的结构构造,而术语“变形结构”泛指包括任何适于替换脊椎结构的至少一部分的结构构造。如上所讨论的,在本发明的一个实施例中,脊椎结构为椎骨体,而替换椎骨体可与椎骨体内和椎骨体间的应用相关联。

伸长构件 22 大致沿纵轴线 L 延伸并具有远侧部分 22a 和近侧部分 22b。虽然所示的实施例将伸长构件 22 显示为具有大致为直线、单一的结构,应该理解的是,伸长构件 22 可采用其它的结构,比如曲线结构或铰接结构。手柄部分 24 帮助器械 20 的操作和处理并包括用于同材料输送系统相连的机构,该系统的细节将在以下描述。致动机构 26 是用于使可变形部分 28 在初始和变形结构之间转变的。可变形部分 28 位于伸长构件 22 的远侧部分 22a 旁边并响应一机械感应力沿横轴线 T 向外延伸,该机械感应力是通

过对致动机构 26 的启动的选择设置的。

参见图 2, 其中示出了器械 20 的分解图, 该图中示出了与伸长构件 22、手柄部分 24、致动机构 26 和可变形部分 28 相关的其它元件和零件。所有的这些组件都将在下面详细描述。

在本发明的一个实施例中, 伸长构件 22 通常包括一内杆构件 30 和一外套筒构件 32。内杆 30 包括近端部分 34、主体部分 36、可变形远侧部分 38(包括可变形部分 28)以及远端部分 40。在一个实施例中, 内杆 30 形成为一件、单一结构。然而应该理解的是, 内杆 30 的诸部分(比如可变形远侧部分 38 和/或远端部分 40)可以分别形成并有由诸如紧固、焊接或粘结的已知方式联结到一起。

在所示的实施例中, 近端部分 34、主体部分 36 和远端部分 40 具有大致圆形的外横截面, 该外横截面与外套筒 32 的内横截面相对应。然而, 应该理解的是, 其它形状和结构也被认为落入本发明的范围之内, 例如椭圆形、正方形、矩形、六边形或其它弧形或多边形结构。在所示的实施例中, 可变形部分 38 包括大致沿纵轴线 L 延伸的、相对较薄的弹性带材料。在一个具体实施例中, 可变形带 38 包括大致为平面、弹簧状的元件, 从而便于在相对较直的初始结构和向外变形或弯曲的结构之间转变。然而应该理解的是, 也可构想可变形带 38 的其它的合适结构以便于在初始结构和向外变形的结构之间转变。

内杆 30 较佳地由医用级材料制成, 比如钛或不锈钢。然而, 应该理解的是, 内杆 30 可由其它适合的医用级材料制成。例如, 在一个实施例中, 可变形带 38 可由一种可便于从初始结构向变形结构弹性变形并向初始结构回复变形的弹性材料制成。在一个具体的实施例中, 至少可变形带 38 由诸如钛或不锈钢的一种薄金属材料、一种聚合材料、一种橡胶材料、一种合成材料或任何其它适用的弹性材料制成, 从而并与可变形带 38 在初始和变形结构之间转变。在另一个具体实施例中, 至少可变形带 38 可由一种形状记忆材料制成, 该材料表现出超弹性特征以便于可变形带 38 从初始结构向变形结构转变并向初始结构回复变形。例如, 至少可变形带 38 可由诸如镍

钛诺的形状记忆材料(“SMA”)制成。关于与 SMA 材料相关的超弹性现象以及与应力感应的马氏体相关的特征和表现在授予 Foley 等人的美国专利申请 09/928,949 中有所揭示, 该申请的内容全文结合于此作为参照。

如应该知道的, 可变形带 38 的宽度、厚度、形状和/或横截面对变形特性有影响, 并且它们每个都对可变形带 38 的向外变形/弯曲提供一定程度的控制。虽然将可变形带 38 显示为具有大致为矩形的横向横截面, 该横截面形成基本上均匀的宽度 w , 应该理解的是, 可变形带 38 也可形成为不均匀的宽度 w 。例如, 在另一个实施例中, 可变形部分可形成沿其轴向长度的一个或多个切口或槽。在一个具体实施例中, 可将可变形带 38 构造成具有沙漏形结构以提供与可变形带 38 沿横轴线 T 的向外扩张相关的预定变形特性。如应该知道的, 可变形带 38 具有减小的宽度 w 的各段将会有较小的抗弯性, 并作为诸变形点以便于在宽度减小的区域附近的向外变形/弯曲。此外, 虽然可变形带 38 被显示为具有基本上均匀的厚度 t , 但应该理解的是可变形带 38 可形成为不均匀的厚度 t 以提供与可变形带 38 沿横轴线 T 的向外扩张相关的预定变形特性。如应该知道的, 可变形带 38 具有减小的厚度 t 的各段将会有较小的抗弯性, 从而便于在厚度减小的区域附近的向外弯曲。

在所示的本发明的实施例中, 内杆 30 包括沿纵轴线 L 延伸的单根可变形带 38, 该可变形带 38 被构造成沿横轴线 T 的单个方向向外变形/弯曲, 从而提供受控的单向扩张。然而, 应该理解的是, 在本发明的其它实施例中, 内杆 30 可包括两根或更多沿纵轴线 L 延伸的可变形带 38, 这些可变形带 38 被构造成沿多个方向向外变形/弯曲。在一个具体的实施例中, 多根带材的向外变形将被限制在沿横轴线 T 扩张, 从而提供受控的单轴线扩张。

外套筒 32 总体包括近端部分 50、主体部分 52、远侧部分 54 和远端部分 56。在所示出的实施例中, 外套筒 32 的近端部分 50 从手柄部分 24 轴向延伸, 而远端部分 56 形成尖端或套针 58 以便于插入和/或传过椎骨组织。然而, 也可设想远端部分 56 的其它结构, 比如钝的或圆形的尖端以提供穿过椎骨组织的非受创通道。外套筒 32 较佳地由基本上为刚性的医用级材料

制成，例如钛或不锈钢。然而，应该理解的是，外套筒 32 也可由其它适合的医用级材料制成。

在所示的本发明的实施例中，外套筒 32 具有矩形结构，该结构形成一轴向套管通道 60，该通道大致沿纵轴线 L 延伸且其尺寸被设置成可滑动地接纳内杆 30 于其中，将在下面讨论这样做的目的。在一个实施例中，套管通道 60 具有大致为圆形的内横截面，该横截面与内杆 30 的主体部分 36 和远端部分 40 的外横截面基本上相对应。然而，应该理解的是，其它的形状和结构也落入本发明的范围中，其中包括例如椭圆形、正方形、矩形、六边形或其它弧形或多边形结构。此外，虽然外套筒 32 被显示为形成为单件、单一的结构，但应该理解的是，远端部分 56 可以独立于外套筒 32 的其它部分形成并用已知的方法联结，例如用紧固、焊接或粘结。

在所示的本发明的实施例中，外套筒 32 的远侧部分 54 形成槽形开口 62，该开口横向延伸通过外套筒 32 的侧壁并与轴向套管通道 60 连通。槽形开口 62 的尺寸和形状被设置成在转变到向外变形的结构时可通过其中而接纳内杆 30 的可变形带 38。虽然外套筒 32 被显示为包括单个槽形开口 62，但应该理解的是，外套筒 32 可形成任意数量的槽形开口以接纳相应数量的与内杆 30 相关联的可变形部分。

如上所讨论的，手柄部分 24 帮助操作和处理器械 20、并包括用于与一材料输送系统相连的机构。在一个实施例中，手柄部分 24 总体上包括基座部分 70、从基座部分 70 向外延伸的一对侧向延伸部分 72a、72b、以及从基座部分 70 附近沿轴向延伸的连接件部分 74。手柄部分 24 还包括延伸通过基座部分 70 和连接件部分 74 的轴向通道 76，以下将讨论该通道的设置目的。

外套筒 32 从远端部分 40 向远侧延伸，而套管通道 60 与手柄部分 24 中的轴向通道 76 连通。延伸自基座部分 70 的侧向延伸部分 72a、72b 为手柄部分 24 设置 T 形手柄，该手柄被布置成可帮助医生握住并操作器械 20。然而，应该理解的是，也可设想其它类型和结构的手柄用于器械 10，下面将联系器械 120 的另一个实施例来讨论其中的一个例子。

连接件部分 74 被构造成连接于用于通过轴向通道 76 和套管通道 60 经器械 20 向椎骨腔室内输送材料的系统 100(图 5)，下面将详细讨论该系统。在所示的实施例中，连接件部分 74 包括吸引型的配合件，它形成适于与材料输送系统 100(图 5)的内螺纹连接元件 102 螺纹啮合的外螺纹 78。然而，应该理解的是，适于与材料输送系统接合的连接件元件的其它适合的类型和结构也被认为落入本发明的范围内，比如卡口式配合件、快卸式配合件或任何其它合适的连接装置。

如上所讨论的，致动机构 26 用于选择性地使可变形带 38 响应机械感应力而在初始和变形结构之间转变从而使可变形带 38 沿横轴线 T 向外扩张，该机械感应力是通过选择性地启动致动机构 26 而提供的。在本发明的一个实施例中，致动机构 26 总体上包括致动器按钮 80、偏置构件 82 和保持元件 84。虽然在这里显示和描述了致动机构 26 的具体实施例，但应该理解的是，应该认为一个熟悉本领域技术的人员也会使用其它类型和结构的致动机构。例如，在授予 Foley 等人的美国专利申请 09/928,949 中所说明和描述的致动机构、或者任何其它可以选择性地使可变形带 38 在初始和变形结构之间转变的合适的机构也可用于本发明。还应该理解的是，在本发明的另一个形式中，内杆 30 可由医生手工接合，从而就不需要单独的致动机构 26。

在一个实施例中，致动器按钮 80 包括接合部分 80a、中间部分 80b 和弹簧保持部分 80c。中间部分 80b 具有略小于接合部分 80a 的外横截面的外横截面，从而形成轴向面对的凸肩 86。类似地，弹簧保持部分 80c 具有略小于中间部分 80b 的外横截面的外横截面，从而形成轴向面对的凸肩 88。然而，应该理解的是，也可设想其它类型和结构的致动器按钮用于本发明。内杆 30 从致动器按钮 80 向远侧延伸。在一个实施例中，内杆 30 的近端部分 34 位于至少部分地通过致动器按钮 80 的一轴向通道(未示出)中，内杆 30 通过固定螺丝钉 81 或通过任何其它适合的连接方法而连接于致动器按钮 80。

在本发明的所示实施例中，偏置构件 82 被构造成螺旋弹簧。然而，应

该理解的是，一个具有本领域普通技术水平的人员也会使用其它类型和结构的偏置构件。螺旋弹簧 82 绕致动杆 30 的近端部分 34 延伸。弹簧 82 的远侧部分绕手柄 24 的连接件部分 74 定位并抵靠手柄 24 的轴向面对的表面 75。弹簧 82 的近侧部分绕致动器按钮 80 的弹簧保持部分 80c 定位并靠着轴向凸肩 88。如应该知道的，连接件部分 74 和弹簧保持部分 80c 有助于将弹簧 82 保持在相对于手柄部分 24 和致动器按钮 80 的适当的位置和方位上。

如图 4 所示，在致动器按钮 80 的接合部分 80a 上施加轴向力 F 相应地就在致动杆 30 上施加轴向力，这就使致动杆 30 沿箭头 A 的方向轴向位移。如应该知道的，可以容易而便利地通过用包着手柄 24 的侧向延伸部分 72a、72b 的手指握紧器械 20 并将手掌放在致动器按钮 80 的接合部分 80a 来施加轴向力 F。由此，通过用医生的手掌压致动器按钮 80 来产生轴向力 F。这样，产生轴向力 F 所需的动作类似于操作注射器所需的动作。如还应该知道的，致动器按钮 80 沿箭头 A 的轴向位移相应地将手柄 24 和致动器按钮 80 之间的螺旋弹簧 82 压缩，下面将讨论这样做的目的。

致动杆 30 沿箭头 A 的方向的位移通过由致动杆 30 的可运动主体部分 36 和静止远端部分 40 施加在可变形带 38 上的相反的力而导致可变形带 38 周到轴向压缩。施加在可变形带 38 上的压缩力由此造成可变形带 38 向外扩张或沿横轴线 T 弯曲/呈弓形。可变形带 38 向外的扩张使可变形带 38 经外套筒 32 中的横向开口。如应该知道的，可通过改变施加在致动器按钮 80 上的轴向力 F 的量来选择性地和精确地控制可变形带 38 向外扩张的程度以及沿横轴线 T 所生成的扩张力的大小。换句话说，由医生施加在致动器按钮 80 上的轴向力 F 的大小与可变形带 38 相关的向外扩张的程度和扩张力的大小成正比。

在医生通过松开接合部分 80a 和侧向延伸部分 72a、72b 上的握持而从致动器按钮 80 上撤下轴向力 F 时，压缩的螺旋弹簧 82 施加在致动器按钮 80 上的偏置力将相应地使致动器按钮 80 和致动杆 30 沿箭头 B 的方向位移。致动杆 30 沿箭头 B 方向的位移导致将可变形带 38 上的轴向压缩力撤去，由此导致可变形带 38 从图 4 所示向外变形的结构重新形成为图 1 所示的初

始结构。

再次参见图 2，在本发明的一个实施例中，保持元件 84 被构造为可选择性地将致动器按钮 80 和致动杆 30 保持在未致动位置以避免可变形带部分 38 无意地向向外膨胀的结构展开或转变。在所示的实施例中，保持元件 84 具有形成为马蹄形的夹形结构。然而，保持元件适于可选择性地将致动器按钮 80 和致动杆 30 保持在未致动位置的其它形状和结构也被认为落入本发明的范围内。

在所示的实施例中，保持元件 84 具有大致为圆柱形的侧壁 90，该侧壁中形成轴向通道 92 以及延伸通过侧壁 90 的长度的轴向槽 94，从而形成与轴向通道 92 连通的横向开口 96。一对延伸部分或法兰 98a、98b 从圆柱形侧壁 90 以向外呈锥度的方式毗邻横向开口 96 延伸。横向开口 96 具有略小于致动器按钮 80 的中间部分 80b 的外径的最小开口宽度。此外，保持元件 84 的长度基本上等于手柄 24 的轴向面对的表面 75 和致动器按钮 80 的轴向面对的凸肩 86 之间距离。

如应该知道的，通过将横向开口 96 与致动杆 30 的近端部分 34 对准以及使保持元件 84 横向位移到手柄 24 和致动器按钮 80 之间的一个位置，保持元件 84 可与器械 20 的其它部分接合。保持元件 84 向外呈锥度的延伸部分 98a、98b 是用来将致动杆的近端部分 34 和致动器按钮的保持元件 84 引导到轴向通道 92 中的。如还应该知道的，由于横向开口 96 的宽度尺寸略小于中间部分 80b 的外径，保持元件 84 的侧壁 90 略向外变形以通过横向开口 96 接纳中间部分 80b。一旦中间部分 80b 位于轴向通道 92 中，侧壁 90 则在此回复到它的未变形状态，由此选择性地使保持元件 84 与致动器按钮 80 接合。如应该进一步知道的，将保持元件 84 放置在手柄 24 的轴向面对的表面 75 和致动器按钮 80 的轴向面对的凸肩 86 之间可选择性地使致动器按钮 80 和致动杆 30 位于未启动或未展开的位置。

已经描述了与器械 20 相关的组件和特征，现在将参照一种根据本发明的一个形式的在治疗脊椎的一部分时使用器械 20 的方法。然而，应该理解的是，对器械 20 的其它使用方法也被认为落入本发明的范围内。

参见图 3，其中所示的是脊柱的一部分的后视图，其中器械 20 的远侧部分 22a 插入穿过椎骨体 V_1 的外壁而形成的入口 P。如上所讨论的，保持元件 84 防止器械 20 的远侧部分 22a 在最初进入椎骨体 V_1 的过程中无意地向向外扩张的结构展开或转变。如还应该知道的，远侧部分 22a 被插入椎骨体 V_1 中且仍处于未扩张的初始结构，从而形成最小的横截面积以使入口 P 的尺寸最小。当处于未扩张的初始结构时，远侧部分 22a 具有相对较低的轮廓以便于毗邻椎骨体定位。如在此处所使用的，远侧部分 22a 毗邻椎骨体防止意味着包括将远侧部分 22a 放置在一椎骨体旁边，位于椎骨体中或在相邻的两个椎骨体之间的空间中。在本发明的一个实施例中，远侧部分 22a 的初始结构的尺寸被设置成可通过直径在大约 1 毫米到大约 10 毫米之间的入口。在一个具体的实施例中，远侧部分 22a 的初始结构的尺寸被设置成可通过直径为大约 5 毫米的进口。然而，其它的尺寸也被认为落入本发明的范围中。

在所示的实施例中，通过后路的方式完成进入椎骨体 V_1 并通过椎骨体的茎部区域。此外，也可通过椎弓根根外(extra-pedicular)或椎弓根(trans-pedicular)进入椎骨体 V_1 。然而，应该理解的是，在本发明的其它实施例中，可通过其它的手术方法来完成进入椎骨体 V_1 ，例如前路或侧路，并且该方法也可经过椎骨体的其它部分。此外，如上所提出的，器械 20 还可用于椎骨体间的应用场合，例如将相邻的椎骨体 V_1 、 V_2 之间的空间张开。

在本发明的一个实施例中，通过经椎骨体 V_1 的外壁钻出相对较小的入口 P 而完成进入椎骨体 V_1 的内部区域。器械 20 的远侧部分 22a 的未变形初始结构的尺寸被设置成通过较小的入口 P 以进入椎骨体 V_1 的内部骨松质区域。这样，就以侵入最小的方式完成了将远侧部分 22a 插入椎骨体 V_1 的工作。在本发明的另一个实施例中，可通过驱动器械 20 的尖端或套针部分 58 进入椎骨体 V_1 以通过压紧技术形成入口 P 来完成插入椎骨体 V_1 内部区域的工作。如应该知道的，在保持元件 84 接合在手柄 24 和致动器按钮 80 之间时，压紧力可施加在致动器按钮 80 的接合部分 80a 上，从而驱动远侧部分 22a 进入椎骨体 V_1 中，同时又避免可变形带 38 向向外扩张的结构转

变。

参见图 4,一旦远侧部分 22a 适当地毗邻椎骨体 V_1 或在椎骨体中定位,则将保持元件 84 从器械 20 移开,从而可选择启动或展开器械 20。具体来说,通过在致动器按钮 80 的接合部分 80a 上施加轴向力 F 以相应地使致动杆沿箭头 A 的方向位移,远侧部分 22a 从图 3 所示的初始插入的结构转变成图 4 所示的向外变形的结构。致动杆 30 沿箭头 A 的方向的轴向位移使远侧部分 22a 沿横轴线 T 向外变形。更具体地说,可变形带 38 的轴向压缩使可变形带 38 向外弯曲或呈弓形并通过外套筒 32 的横向开口 62 突出,从而形成沿横轴线 T 的横向突起或变形。由于所示出的器械 20 的实施例形成沿单个方向延伸的单个横向突起,则横向突起的形成和由此导致的椎骨体的位移是单向的或方向受控的。

然而,应该理解的是,也可将器械 20 构造成包括多个横向突起。在另一个实施例中,器械 20 可被构造成包括沿基本上相反的方向延伸并沿共用的横轴线 T 对准的一对横向突起。在这个替代实施例中,可将横向突起的形成和由此导致的椎骨体的位移描述成单轴线的或轴向受控的。虽然在此没有具体地说明,但还应该理解的是,还可将器械 20 构造成包括位于沿纵轴线 L 的多个轴向位置定位的多个横向突起。

如上所讨论的,可利用远侧部分 22a 沿横轴线 T 的向外变形来靠着椎骨体的内皮质壁压紧或压缩骨松质,从而在其间形成椎骨间腔室 C。对骨松质的压缩还在皮质壁与椎骨体 V_1 的终板和/或侧壁相邻的内表面上施加了一个向外的力,从而有可能将骨折的和/或压缩的骨骼提升或推到骨折前的初始状态或另一个所要求的状态或其附近。远侧部分 22a 还可直接支承骨皮质的内表面以减少椎骨体 V_1 中的受压骨折。如上所讨论的,器械 20 的其它应用包括例如将相邻的椎骨体分开以增加椎间盘空间 D 的高度和/或使与治疗脊柱相关的脊柱插入物或其它结构位移。

在本发明的一个实施例中,远侧部分 22a 向外变形的结构具有沿横轴线 T 的总高度 h (从纵轴线 L 测得的),该高度的范围在大约 3 毫米到大约 15 毫米的范围内。在一个具体的实施例中,远侧部分 22a 的向外变形结构

的总高度为大约 7 毫米。在本发明的另一个具体实施例中，器械 20 可以设定高度 h 为初始结构高度的至少二到三倍的变形结构。在本发明的另一个实施例中，远侧部分 22a 的向外变形结构具有大约 10 毫米到大约 40 毫米范围内的长度 l (沿纵轴线 L 测得的)。再一个具体实施例中，远侧部分 22a 的向外变形的结构具有大约 25 毫米的总长度 l 。虽然以上给出了器械 20 的远侧部分 22a 的初始和变形结构的范围和具体尺寸，但应该理解的是，这样的范围和尺寸只是示例性的且并不以任何方式限定本发明的范围。

在椎骨体 V_1 中形成椎骨间腔室 C 之后，通过使致动杆 30 沿箭头 B 的方向位移而使器械 20 的远侧部分 22a 回复到初始结构。如上所讨论的，在将轴向力 F 从致动器按钮 80 撤去之后，压缩的螺旋弹簧 82 施加在致动器按钮 80 上的偏置力将相应地使致动器按钮 80 和致动杆 30 沿箭头 B 的方向位移。致动杆 30 沿箭头 B 的方向的位移使可变形带 38 的压缩力被撤去，从而造成远侧部分 22a 从图 4 所示向外变形的结构回复到图 1 所示的最初结构。还是如上所讨论的，可通过至少使可变形带 38 用形状记忆材料形成来帮助远侧部分 22a 回复到初始位置。一旦转变回初始位置，可将器械 20 的远侧部分 22a 重新定位到一个不同的位置和/或旋转到一个不同的角度方位。通过再一次在致动器按钮 80 上施加轴向力以使远侧部分 22a 沿横轴线 T 向外变形可以使器械 20 重新动作或展开，从而放大椎骨间腔室 C 和/或在椎骨体 V_1 中形成另一个椎骨间腔室 C 。

在形成一个或多个椎骨间腔室 C 之后，器械 20 的远侧部分 22a 转变回图 1 所示的初始结构。在本发明的一个实施例中，器械 20 随后从椎骨体 V_1 被拆下。然而，如图 5 所示，在本发明的另一个实施例中，将内致动杆 30 从外套筒 32 拆下以形成中空的套管通道 60，该通道在横向开口 62 和手柄 24 的连接件部分 74 中的轴向通道 76 之间连通。然后可连接材料输送系统 100 以将一种材料 M 输送到轴向通道 76 中，然后经套管通道 60、走出横向开口 62、进入一个或多个椎骨间腔室 C 。虽然所示出的本发明的实施例将外套筒 32 显示为形成有单个用于向椎骨间腔室 C 输送材料 M 的横向开口 62，但应该理解的是，外套筒 32 可形成有任何数量的用于输送材料 M

的横向或轴向开口。还应该理解的是，外套筒 32 可形成其它类型和结构的输送开口，例如多个基本上为圆形的开口，这些开口具有比横向开口 62 相对较小的横截面。

如图 5 所示，材料 M 被输送到一个或多个椎骨间腔室 C 中以帮助固定和结构支承椎骨体 V_1 。本发明的一个实施例中，材料 M 包括可流动材料，该材料在进入腔室 C 中之后可定位或固化。一旦被固定到硬化状态，材料 M 就向椎骨体 V_1 提供内部结构支承，更具体地说是向椎骨体 V_1 的骨皮质提供结构支承。在一个具体实施例中，材料 M 包括一种生物相容的填充材料，比如骨接合剂或各种类型的人造骨骼材料。在另一个具体的实施例中，该材料包括异丁烯酸甲酯接合剂。然而，应该理解的是，材料 M 可包括其它类型的材料，包括例如一种促进愈合的治疗物质、一种骨骼生长促进物质、和/或一种或多种骨骼植入物支承结构。

虽然没有在图 4 和 5 中具体示出，但应该理解的是，在本发明的另一个实施例中，可使用一套管组合件来提供对椎骨体 V_1 、 V_2 和/或椎间盘空间 D 的最小的侵入。如应该知道的，使用套管组合件将使椎骨组织可借助于插入和操作器械 20 以及其它器械或装置而通过单个工作通道位移。适用于本发明的套管组合件的其它有关细节在授予 Foley 等人的美国专利申请 09/692,932 中有所揭示。关于套管组合件的使用的一个特征是形成具有相对较大横截面的工作通道，该横截面使医生可将许多的器械或装置引入工作通道中以及同时将两个或更多器械和装置引入工作通道中。此外，工作通道的相对较大的横截面可使器械和装置进行较大范围的运动。套管组合件还包括安装在其近端部分上的内窥镜组合件，从而提供对手术位置的远程观察。适用于本发明的内窥镜的一个实施例在 2000 年 11 月 28 日授予 Foley 等人的美国专利 6,152,871 中有所揭示，该专利的内容结合于此作为参照。

参见图 6，其中所示出的是根据本发明的另一个形式的用于治疗脊柱的器械 120。器械 120 是用于以上关于器械 20 所述的应用场合的，在放置在椎骨结构附近以选择性地位移至少一部分椎骨结构中尤其有用。在许多方面，所示出的器械 120 的实施例的结构和功能类似于以上所说明和描述

的器械 20。因此，相同的元件和特征用相同的标号来表示。

类似于器械 20，器械 120 总体上包括伸长构件 22、手柄部分 124、致动机构 126 和可变形部分 28，该可变形部分可选择在一初始结构(用实线示出)和一变形结构(用虚线示出)之间变换。伸长构件 22 大致沿纵轴线 L 延伸并具有远侧部分 22a 和近侧部分 22b。手柄部分 124 可帮助器械 120 的操作和处理并包括用于同材料输送系统相连的机构，该系统的细节将在以下描述。致动机构 126 是用于使可变形部分 28 在初始和变形结构之间转变的。可变形部分 28 位于伸长构件 22 的远侧部分 22a 旁边并响应一机械感应力沿横轴线 T 向外延伸，该机械感应力是通过对致动机构 26 的启动的选择而提供的。

在所示出的实施例中，手柄部分 124 和致动机构 126 具有 Kerrison 型的结构。具体来说，手柄部分 124 总体上包括基座部分 170、握持部分 172 和连接件部分 174。手柄部分 124 包括延伸通过基座部分 170 和连接件部分 174 的轴向通道(未示出)，外套筒 32 从基座部分 170 向远侧延伸。外套筒 32 的套管通道与延伸通过基座部分 170 和连接件部分 174 的轴向通道连通。握持部分 172 有助于医生握住并操作器械 120。连接件部分 174 被构造成与系统 100(图 5)相连以经过器械 120 向一个或多个椎骨间腔室 C 中输送材料 M。在所示出的实施例中，连接件部分 174 包括吸引型的配合件，它形成适于与材料输送系统 100(图 5)的内螺纹连接元件 102 螺纹啮合的外螺纹 178。然而，应该理解的是，适于与材料输送系统接合的连接件元件的其它适合的类型和结构也被认为落入本发明的范围内，比如卡口式配合件、快卸式配合件或任何其它合适的连接装置。

如上所讨论的，致动机构 126 用于选择性地使可变形带 38 响应机械感应力而在初始和变形结构之间转变从而使可变形带 38 沿横轴线 T 向外扩张，该机械感应力是通过选择性地启动致动机构 126 而提供的。在本发明的一个实施例中，致动机构 126 总体上包括致动器或板机部分 180 以及偏置构件 190。虽然没有在图 6 中具体示出，但致动机构 126 还可包括一保持元件，该元件被构造成选择性地使板机部分 180 和致动杆 30 保持在未致动

位置,从而可避免可变形带 38 向着向外扩张的结构无意地展开或转变。板机部分 180 总体上包括一握持部分 182 和一联结器部分 184。握持部分 182 通过枢轴销 186 枢轴连接于手柄部分 124 的握持部分 172,从而可沿箭头 A 和 B 的方向枢转。握持部分 182 通过枢轴销 188 枢轴连接于联结器部分 184,从而提供致动杆 30 的近端部分 34 和握持部分 182 之间的枢轴接合。

在所示的实施例中,偏置构件 190 被构造成 U 形带状弹簧元件。然而,应该理解的是,一个具有本领域普通技术水平的人员也会采用其它类型和结构的偏置构件,例如螺旋弹簧。弹簧 190 接合在握持部分 172、182 之间并用作将握持部分 172、182 偏置分开以将器械 120 保持在未致动或未展开的结构中。然而,在握持部分 182 上施加力 F 造成握持部分 182 沿箭头 A 的方向枢转,由此在致动杆 30 的近端部分 34 上施加了轴向力以使致动杆沿箭头 C 的方向位移。致动杆 30 沿箭头 C 的方向的位移使可变形带 38 轴向受压,由此使可变形带 38 向外扩张或沿横轴线 T 弯曲/呈弓形。如应该知道的,可通过改变施加在握持部分 182 上的轴向力 F 的量来选择性地和精确地控制可变形带 38 向外扩张的程度以及沿横轴线 T 所生成的扩张力的大小。换句话说,由医生施加在握持部分 182 上的轴向力 F 的大小与可变形带 38 相关的向外扩张的程度和扩张力的大小成正比。

在所示实施例中,施加在握持部分 182 上的力 F 是通过用包围着握持部分 182 的手指以及位于握持部分 172 上的手掌和/或大拇指握紧器械 120 而提供的。由此,通过将握持部分 182 向握持部分 172 挤压而产生轴向力 F。如应该知道的,握持部分 182 沿箭头 A 的方向的枢转运动相应地压缩握持部分 172、182 之间的弹簧元件 190。如应该知道的,在通过医生松开对握持部分 182 的握持而撤去力 F 之后,压缩弹簧 190 所施加的偏置力相应地使握持部分 182 沿箭头 B 的方向位移,由此使致动杆 30 沿箭头 D 的方向位移。致动杆 30 沿箭头 D 的方向的位移导致可变形带 38 上的轴向压缩力被撤去,从而造成可变形带 38 从向外变形的结构(如虚线所示)回复到初始位置(如实线所示)。

类似于以上说明和描述的器械 20,器械 120 被构造成可将内致动杆 30

从外套筒 32 上拆下以设置向形成在椎骨体 V_1 中的椎骨间腔室 C 中输送材料 M 的套管通道 60。具体来说，在器械 120 的远侧部分 22a 转变回初始位置之后，将致动杆 30 从外套筒 32 拆下以形成在横向槽形开口 62 和连接件部分 174 之间连通的中空套管 60。然后可将材料输送系统 100(图 5)连接于连接件部分 174 以将材料 M 通过中空套管 60、出横向开口 62 而送入椎骨腔室 C 中。

如应该知道的，在本发明的实施例中，器械 20、120 可进行与治疗脊柱相关的多重功能。例如，套针 58 有助于进入并穿过椎骨组织。此外，可变形的远侧部分 22a、更具体来说是可变形带 38 用于减少椎骨骨折和/或在椎骨体 V_1 中形成一个或多个椎骨间腔室 C。另外，在选择性地将内致动杆 30 拆下之后，外套筒 32 提供了用于将材料 M 输送到椎骨间腔室 C 中的中空套管 60。如应该知道的，与提供多种手术器械来进行相同的功能相比，使用单个器械来进行与椎骨治疗过程相关的多重功能可简化手术过程、减少进行该过程所需的时间、并且/或者减少成本和费用。此外，如果器械 20、120 被设计成一次性器械，就可以省下对器械 20、120 消毒已进行重复利用的费用。

虽然已经在附图和以上的说明中详细显示和描述了本发明，但应该认为这些显示和描述只是说明性的而非对特征的限制，应该理解的是，只显示和描述了优选实施例，所有落入本发明的精神实质的改变和修改都应受到保护。

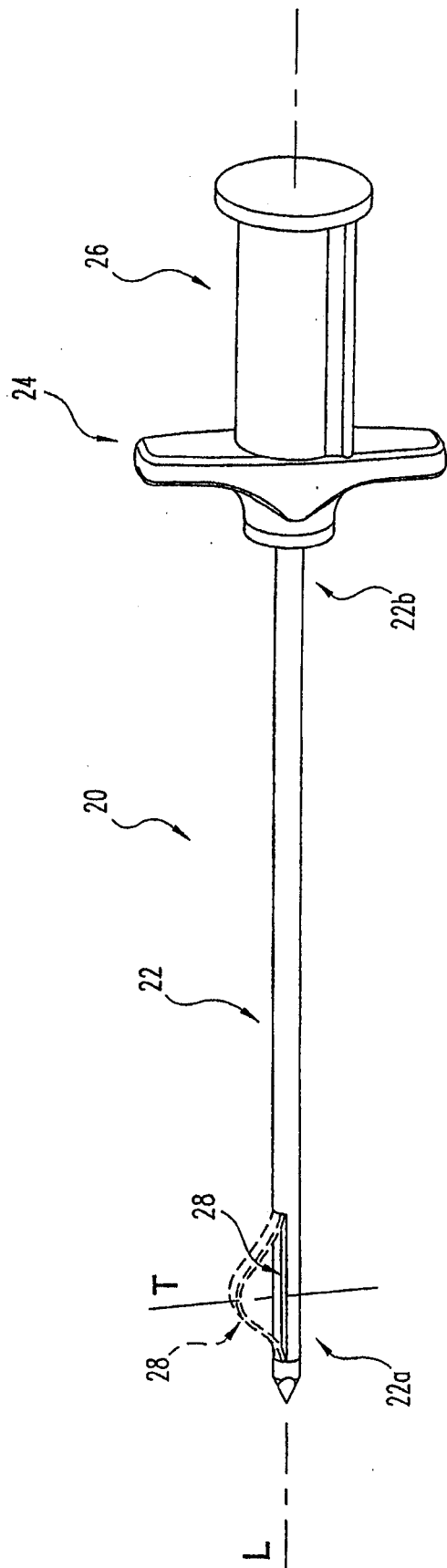
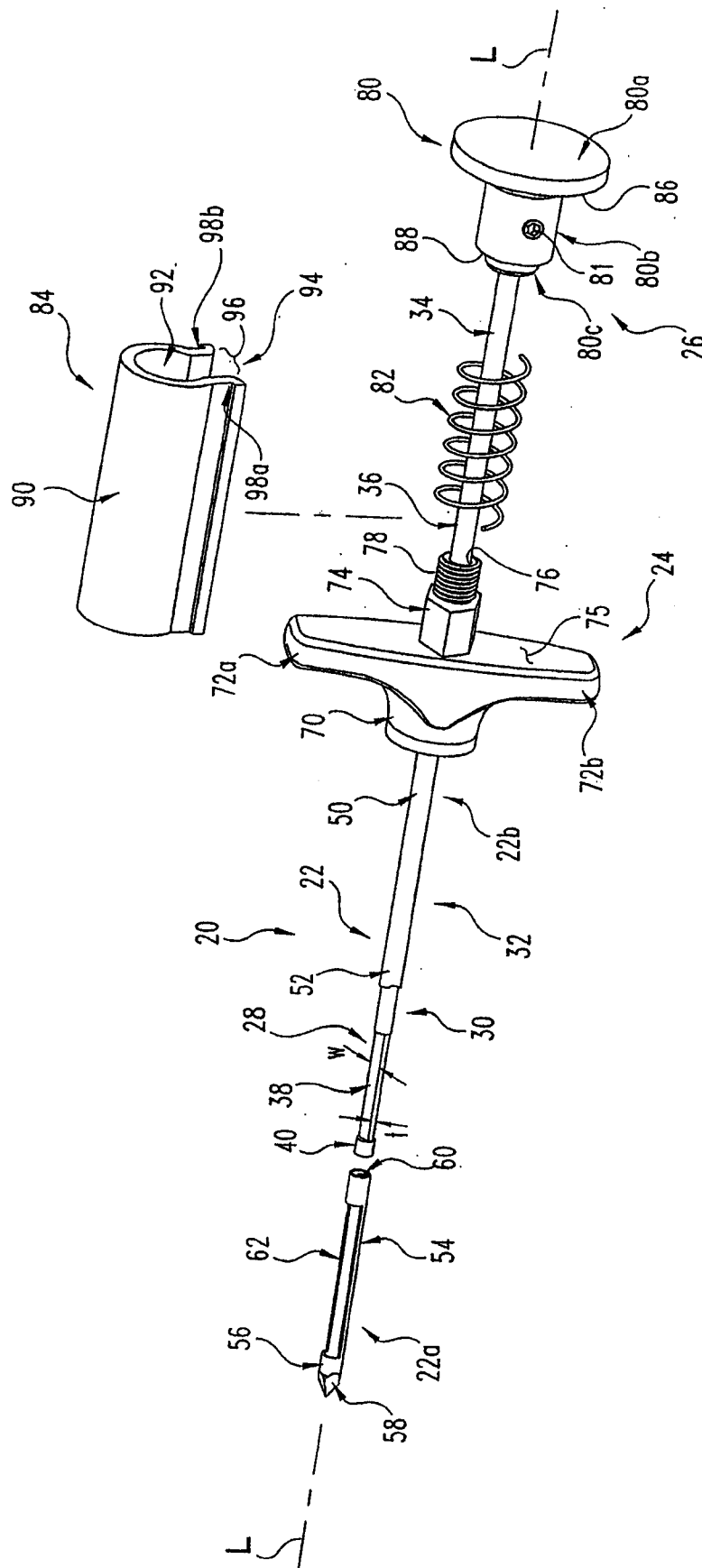
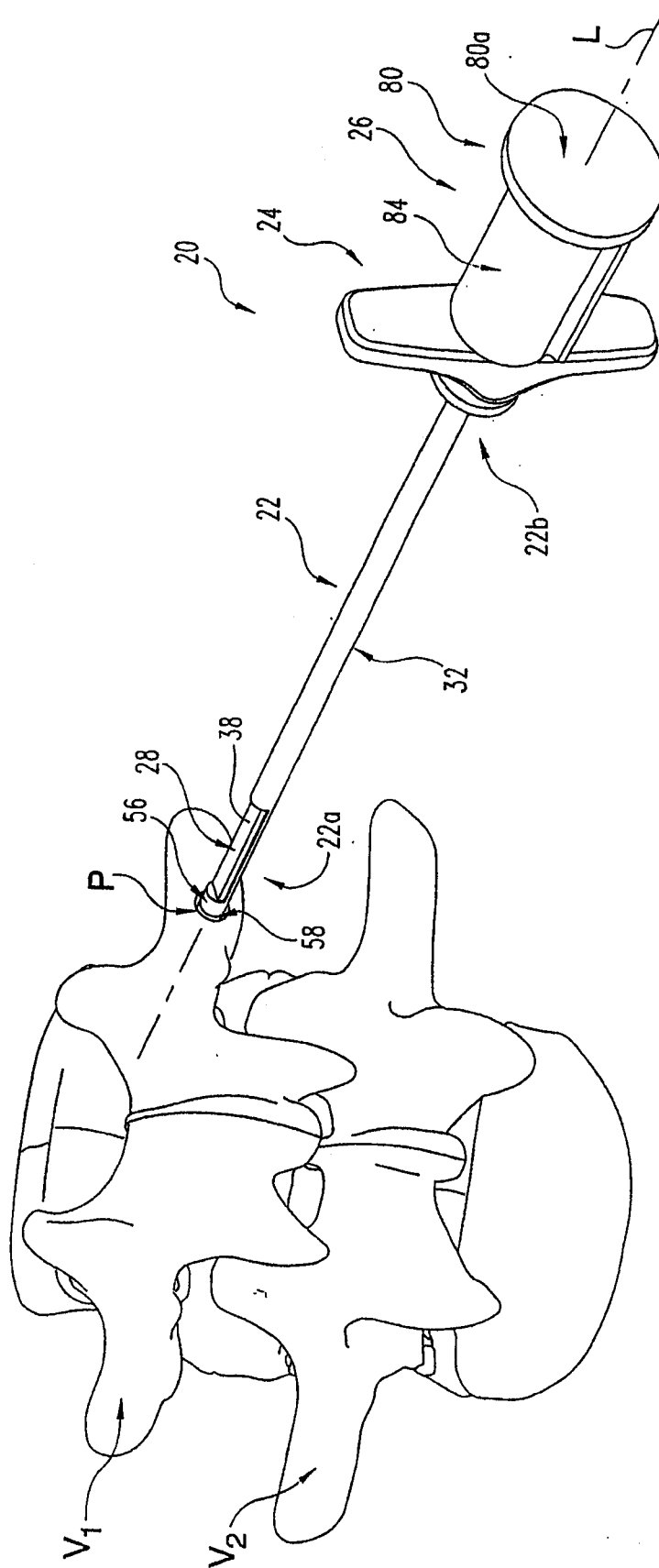


图 1

2 



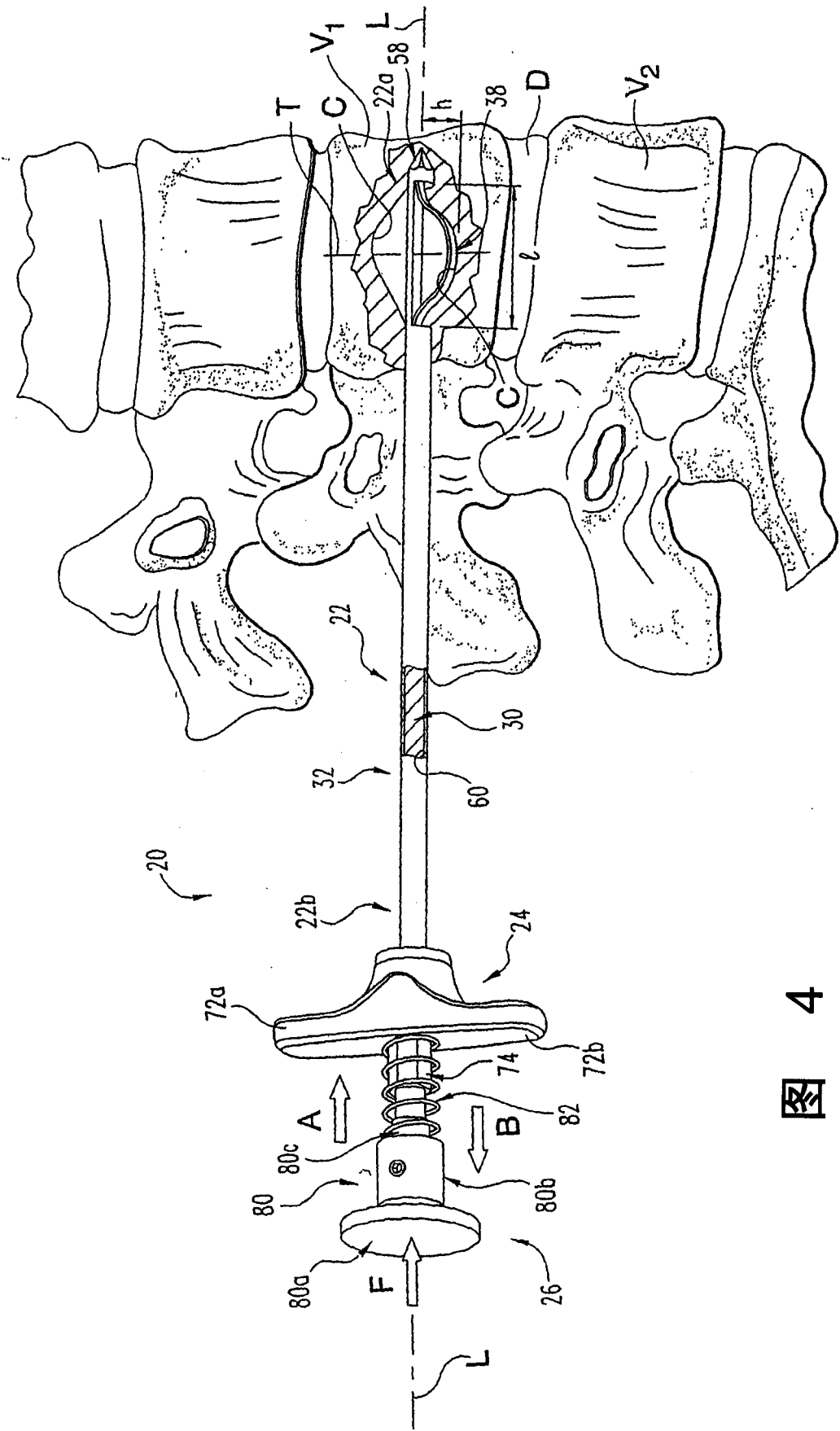


图 4

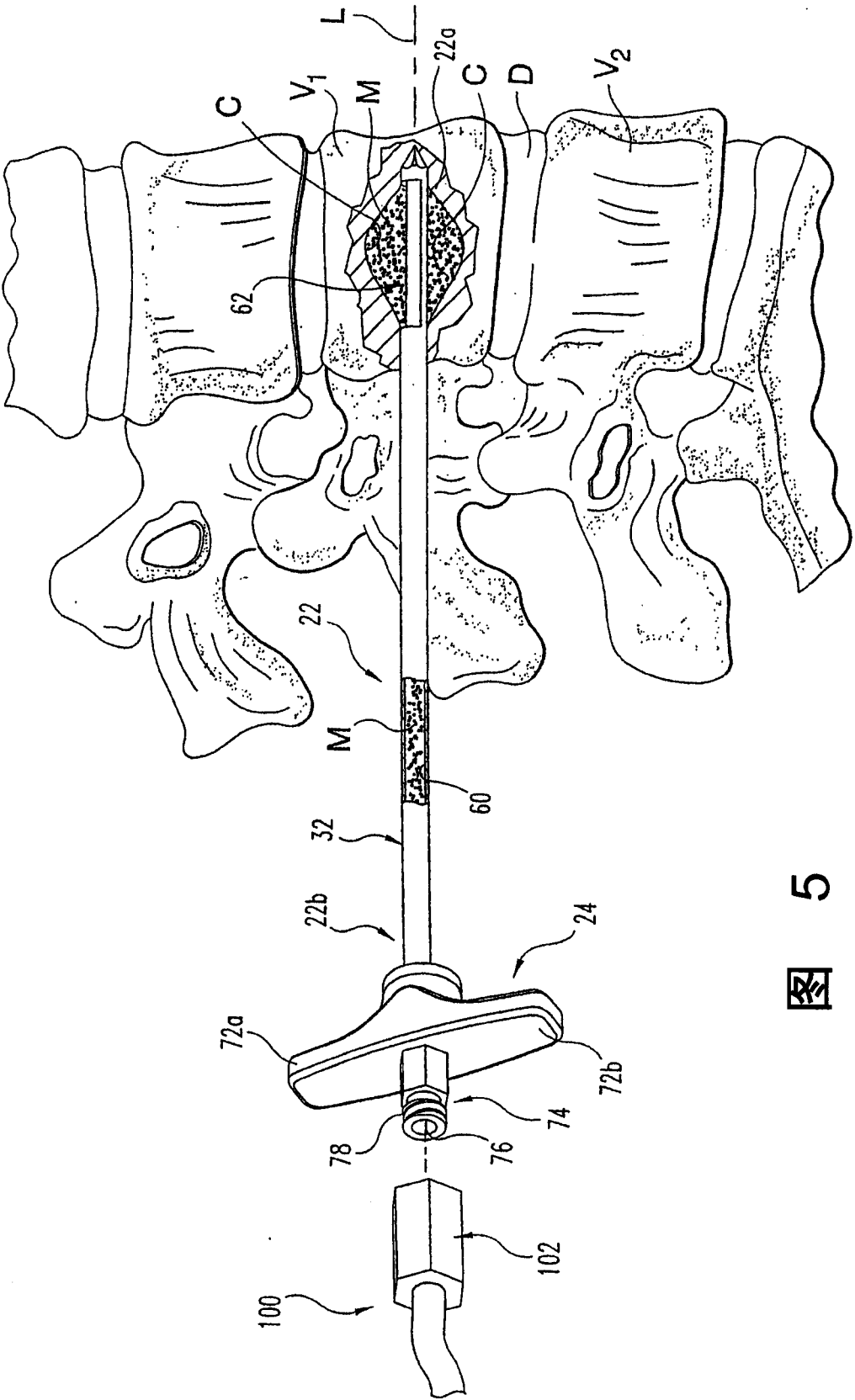


图 5

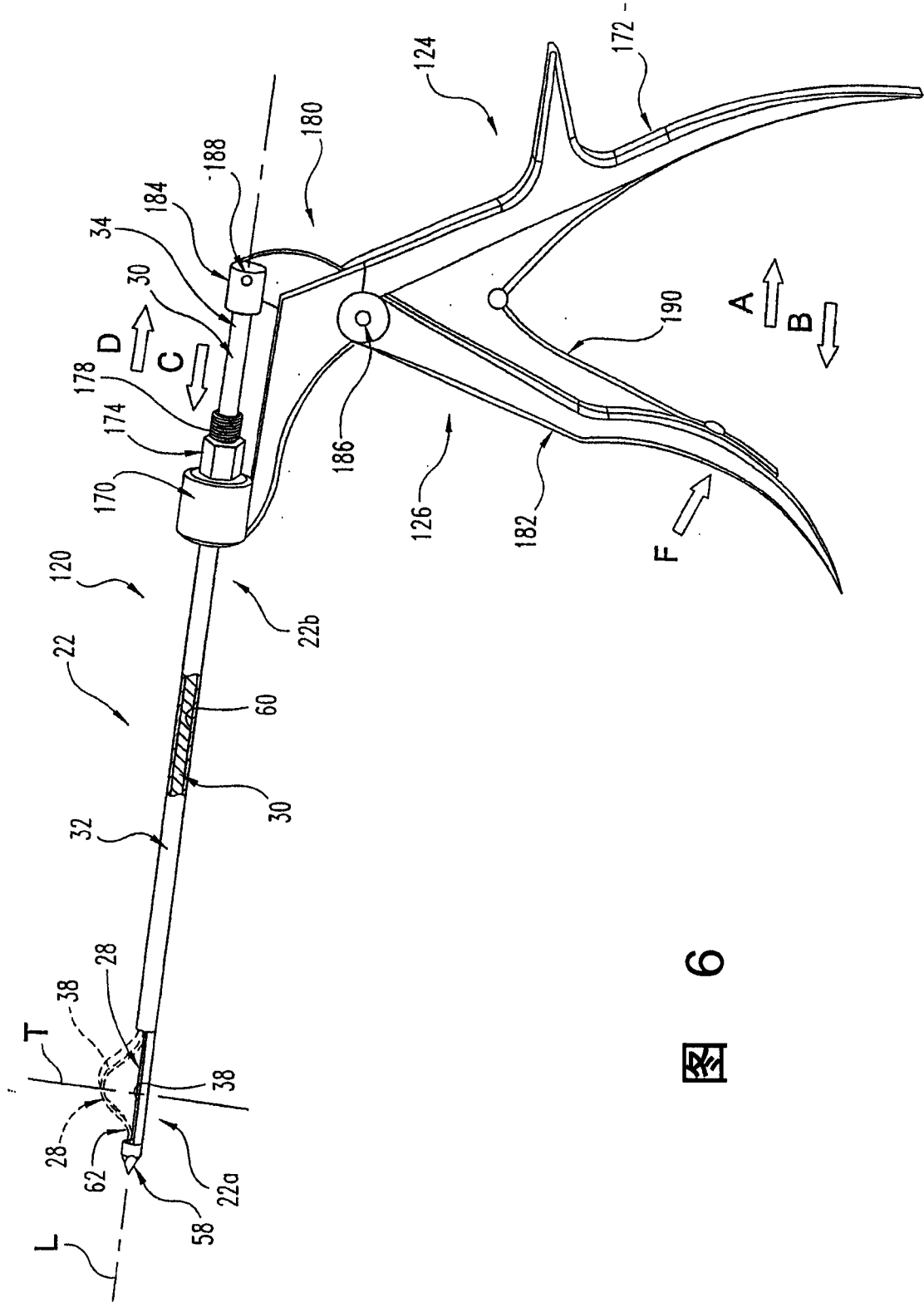


图 6