



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101896136 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 18

(21) 申请号 200880120012. 0

(22) 申请日 2008. 10. 10

(30) 优先权数据

60/960, 767 2007. 10. 12 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/SE2008/000584 2008. 10. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/048393 EN 2009. 04. 16

(73) 专利权人 米卢克斯控股股份有限公司

地址 卢森堡卢森堡市

(72) 发明人 彼得·福塞尔

(74) 专利代理机构 北京邦信阳专利商标代理有

限公司 11012

代理人 崔华

(51) Int. Cl.

A61F 2/08 (2006. 01)

A61F 2/04 (2013. 01)

A61N 1/36 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0192642 A1, 2005. 09. 01,

US 2004/0215283 A1, 2004. 10. 28,

US 2007/0255336 A1, 2007. 11. 01,

CN 1400886 A, 2003. 03. 05,

US 2008/0195228 A1, 2008. 08. 14,

审查员 何琛

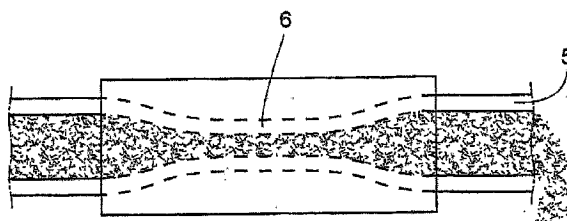
权利要求书10页 说明书22页 附图29页

(54) 发明名称

用于治疗肠道紊乱的设备

(57) 摘要

一种用于治疗患有涉及诸如便秘或失禁之类的肠道紊乱的病人的设备,包括植入在病人体内的泵,该泵对肠的至少一个所选部分可操作,以将肠内容物通过肠道泵出肠内容物。该泵包括收缩装置,用来交替地收缩所选部分以至少实质上减小沿所选部分的肠道的体积和释放所选部分以增加沿所选部分的肠道的体积,从而使得肠内容物通过肠道转移。



1. 一种用于治疗患有肠道紊乱的病人的设备,所述设备包括植入在病人体内的泵,所述泵可对该病人自身的肠的至少一个所选部分的外侧进行操作,以将肠内容物通过肠道泵出,其中所述泵包括收缩装置,所述收缩装置适用于交替地收缩和释放所选部分,以在收缩所选部分时至少实质上减小沿所选部分的肠道的容积、和在释放所选部分时增大沿所选部分的肠道的容积,从而使得肠内容物通过肠道转移。

2. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括控制装置,所述控制装置用于控制所述泵来操作所述收缩装置以交替地收缩及释放所选部分,从而使得肠内容物通过肠道移动。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述控制装置能够由病人操作。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述控制装置包括无线遥控。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中病人的肠经外科手术修缮终止于自然或人造的吻合口,并且所述泵适用于将肠内容物通过所述吻合口泵出病人体内。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中肠的所选部分终止于病人的肛门,并且所述泵适用于将肠内容物通过肛门泵出病人体内。

7. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括一接合装置,所述接合装置附接于所述泵并适用于将所述泵与涉及病人腹腔的组织结合。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中所述接合装置适合于将所述泵与病人的腹壁结合在一起。

9. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括弹性保护管,所述保护管至少部分地覆盖肠的所选部分,其中所述收缩装置既收缩所述保护管又收缩所选部分。

10. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括植入式支撑件,所述支撑件用来在所述收缩装置收缩所选部分时支撑肠的所选部分。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述收缩装置适用于抵着病人身体的组织或骨骼来收缩所选部分。

12. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中所述刺激装置包括至少一个电极,适用于利用电脉冲刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织。

14. 根据权利要求12所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极与所述收缩装置分离或集成在一起。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中所述电极沿肠的所选部分形成一系列电极。

16. 根据权利要求12所述的设备,进一步包括控制装置,所述控制装置用来控制所述刺激装置。

17. 根据权利要求16所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极与所述收缩装置分离或集成在一起,并且所述控制装置控制所述刺激装置沿所选部分不定地激励所述电极,以使所选部分部分紧缩,所述部分紧缩随时间的过去改变他们在所选部分上的位置。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中所述控制装置控制所述刺激装置以根据预设方案激励所述电极。

19. 根据权利要求17所述的设备,其中所述控制装置控制所述刺激装置激励所述电

极,从而使得多个或成组的所述电极沿着肠的上游或下游方向逐步被激励。

20. 根据权利要求 17 所述的设备,其中所述控制装置控制所述刺激装置激励所述电极,从而使得所述电极依次一次一个地被激励或者多组所述电极要么随机要么根据预定模式被顺序激励。

21. 根据权利要求 2 所述的设备,其中所述收缩装置包括至少一个收缩元件,所述收缩元件用于收缩和释放所选部分,并且所述控制装置控制所述收缩元件交替地收缩和释放所选部分。

22. 根据权利要求 21 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用于电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩,其中所述收缩元件是细长的并且所述控制装置适合于控制所述刺激装置以连续刺激所选部分,其中所述细长的收缩元件收缩所选部分,从而使得由所述收缩元件收缩的所选部分被逐渐紧缩,借此肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

23. 根据权利要求 21 所述的设备,其中所述收缩装置包括第一收缩元件,用于收缩和释放在上游端的所选部分;以及第二收缩元件,用来收缩和释放在上游和下游端之间的所选部分;并且所述控制装置控制所述第一和第二收缩元件彼此独立地交替收缩和释放所选部分。

24. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

i. 控制上游的所述第一收缩元件,以收缩所选部分从而在所选部分的上游端处关闭肠道,以及

ii. 控制所述第二收缩元件,以收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而将包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

25. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

控制所述第一及第二收缩元件释放所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

26. 根据权利要求 23 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

27. 根据权利要求 26 所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极沿所述收缩装置的所述收缩元件的其中至少一个收缩元件的表面形成一系列电极,所述表面接触肠的所选部分并且所述电极适用于利用电脉冲刺激所选部分的肌肉或神经组织。

28. 根据权利要求 26 所述的设备,其中所述刺激装置适合于电刺激所选部分,其中所述第一收缩元件和所述第二收缩元件中之一收缩所选部分。

29. 根据权利要求 26 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

i. 控制上游的所述第一收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的上游端处的肠道的横截面积,

ii. 控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的上游端处关闭肠道,以及

iii. 控制所述第二收缩元件,以收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而将包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

30. 根据权利要求 29 所述的设备,其中所述控制装置适合于控制所述刺激装置刺激所

选部分,其中所述第二收缩元件收缩所选部分以减小肠道容积。

31. 根据权利要求 30 所述的设备,其中所述控制装置适合于控制所述刺激装置连续刺激所选部分,其中所述第二收缩元件收缩所选部分,从而使得由所述第二收缩元件收缩的所选部分逐渐紧缩,以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

32. 根据权利要求 21 所述的设备,其中所述收缩装置包括第一收缩元件,用于收缩和释放在其上游端的所选部分;以及第二收缩元件,用来收缩和释放在其下游端的所选部分;以及第三收缩元件,用于收缩和释放在其上游及下游端之间的所选部分;并且所述控制装置控制所述第一、第二和第三收缩元件彼此独立地交替收缩和释放所选部分。

33. 根据权利要求 32 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制上游的所述第一收缩元件收缩所选部分,从而在所选部分的上游端关闭肠道,
- ii. 控制下游的所述第二收缩元件释放所选部分,以及
- iii. 控制所述第三收缩元件收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而将包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

34. 根据权利要求 33 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制下游的所述第二收缩元件收缩所选部分,从而在所选部分的下游端关闭肠道,
- ii. 控制上游的所述第一收缩元件释放所选部分,以及
- iii. 控制所述第三收缩元件释放在其上游及下游端之间的所选部分,以允许包含于所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

35. 根据权利要求 32 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

36. 根据权利要求 35 所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极沿所述收缩装置的所述收缩元件中至少一个收缩元件的表面形成一系列电极,所述表面接触肠的所选部分并且所述电极适用于用电脉冲刺激所选部分的肌肉或神经组织。

37. 根据权利要求 35 所述的设备,其中所述刺激装置适合于电刺激所选部分,其中所述第一收缩元件和所述第二收缩元件之一收缩所选部分。

38. 根据权利要求 35 所述的设备,其中所述刺激装置适合于电刺激所选部分,其中所述第三收缩元件收缩所选部分。

39. 根据权利要求 35 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制上游的所述第一收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的上游端处的肠道的横截面积,
- ii. 控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的上游端处关闭肠道,
- iii. 控制下游的所述第二收缩元件释放所选部分,以及
- iv. 控制所述第三收缩元件收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而将包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

40. 根据权利要求 39 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制下游的所述第二收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的下游端处的肠道的横截面积,
- ii. 控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第二收缩元件收缩所选部分以使得所

选部分紧缩,从而在所选部分的下游端处关闭肠道,

iii. 控制上游的所述第一收缩元件释放所选部分,以及

iv. 控制所述第三收缩元件释放在其上游及下游端之间的所选部分,从而允许包含于所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

41. 根据权利要求 39 所述的设备,其中所述控制装置适合于控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第三收缩元件收缩所选部分以减小肠道容积。

42. 根据权利要求 41 所述的设备,其中所述控制装置适合于控制所述刺激装置连续刺激所选部分,其中所述第三收缩元件收缩所选部分,从而使得由所述第三收缩元件收缩的所选部分逐渐紧缩,以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

43. 根据权利要求 21 所述的设备,其中所述收缩元件适合于保持在休息位置,其中当所述泵未处于操作中时,所述收缩元件轻轻地收缩所选部分以关闭肠道。

44. 根据权利要求 43 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

45. 根据权利要求 44 所述的设备,其中所述收缩元件适合于保持在休息位置中,其中当所述泵未处于操作中时,所述收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小肠道的横截面积,并且所述控制装置控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述收缩元件收缩所选部分以关闭肠道。

46. 根据权利要求 44 所述的设备,其中所述休息位置允许肠的所选部分的血管中充分的血液循环,从而使得所选部分的肠组织在长期暴露于收缩所选部分的所述收缩元件之后保持他们的完整性。

47. 根据权利要求 35 所述的设备,其中所述第一、第二和第三收缩元件适合于保持在休息位置中,其中当所述泵未处于操作中时,所述收缩元件中至少一个收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小肠道的横截面积,并且所述控制装置控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述收缩元件收缩所选部分以关闭肠道。

48. 根据权利要求 47 所述的设备,其中所述休息位置允许肠的所选部分的血管中充分的血液循环,从而使得所选部分的肠组织在长期暴露于收缩所选部分的所述收缩元件之后保持他们的完整性。

49. 根据权利要求 21 所述的设备,其中所述收缩装置包括用于收缩和释放在其上游端的所选部分的第一收缩元件;以及用来收缩和释放在其下游端的所选部分的第二收缩元件;并且所述控制装置控制所述第一和第二收缩元件彼此独立地交替收缩和释放所选部分。

50. 根据权利要求 49 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

51. 根据权利要求 50 所述的设备,其中所述刺激装置适合于电刺激在其上游和下游端之间的所选部分,以使得所选部分紧缩,从而减小肠道容积。

52. 根据权利要求 51 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

i. 控制上游的所述第一收缩元件收缩所选部分,从而在所选部分的上游端关闭肠道,

ii. 控制下游的所述第二收缩元件释放所选部分,以及

iii. 控制所述刺激装置连续刺激在其上游和下游端之间的所选部分,从而使得所选部

分逐渐紧缩,以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

53. 根据权利要求 52 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制下游的所述第二收缩元件收缩所选部分,从而在所选部分的下游端关闭肠道,
- ii. 控制上游的所述第一收缩元件释放所选部分,以及
- iii. 控制所述刺激装置停止刺激在其上游及下游端之间的所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

54. 根据权利要求 51 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制上游的所述第一收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的上游端处的肠道的横截面积,
- ii. 控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的上游端处关闭肠道,
- iii. 控制下游的所述第二收缩元件释放所选部分,以及
- iv. 控制所述刺激装置连续刺激在其上游和下游端之间的所选部分,从而使得所选部分逐渐紧缩,以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

55. 根据权利要求 54 所述的设备,其中所述控制装置适合于:

- i. 控制下游的所述第二收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的下游端处的肠道的横截面积,
- ii. 控制所述刺激装置刺激所选部分,其中所述第二收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的下游端处关闭肠道,
- iii. 控制上游的所述第一收缩元件释放所选部分,以及
- iv. 控制所述刺激装置停止刺激在其上游及下游端之间的所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

56. 根据权利要求 2 所述的设备,其中所述收缩装置适合于收缩肠的一系列所选部分中的任意部分以关闭肠道,并且所述控制装置控制所述收缩装置连续收缩所述系列所选部分中的所选部分,从而以蠕动方式将肠内容物向肠道下游移动。

57. 根据权利要求 56 所述的设备,其中所述收缩装置包括至少一个收缩元件,所述收缩元件是沿肠可移动的以连续收缩所述系列所选部分中的所选部分。

58. 根据权利要求 57 所述的设备,其中所述控制装置控制所述收缩装置沿所述系列所选部分中的所选部分循环移动所述收缩元件。

59. 根据权利要求 56 所述的设备,其中所述收缩装置包括多个收缩元件,每个收缩元件可沿肠移动来连续收缩所述系列所选部分的所选部分。

60. 根据权利要求 59 所述的设备,其中所述控制装置控制所述收缩装置相继沿所述系列所选部分中的所选部分循环移动所述收缩元件。

61. 根据权利要求 60 所述的设备,其中所述收缩装置包括传送所述收缩元件的转子,并且所述控制装置控制所述转子旋转,从而使得每个收缩元件循环收缩所述系列所选部分中的所选部分。

62. 根据权利要求 61 所述的设备,其中每个收缩元件均包括一辊子,所述辊子用于在肠上滚动以收缩其所选部分。

63. 根据权利要求 12 所述的设备,其中所述刺激装置适合于电刺激肠的一系列所选部

分的任意部分的肌肉组织,以使得肠紧缩,所述设备进一步包括控制装置,所述控制装置用于控制所述收缩装置和所述刺激装置相协作,从而使得肠内容物通过肠道移动。

64. 根据权利要求 63 所述的设备,其中所述收缩装置适合于收缩所述系列所选部分的任意部分以至少实质上减小肠道横截面积,所述刺激装置适合于刺激由所述收缩装置收缩的所选部分以关闭肠道,并且在控制所述刺激装置来刺激所选部分的同时,所述控制装置控制所述收缩装置以连续收缩所述系列所选部分中的所选部分从而以蠕动方式移动肠道中的肠内容物。

65. 根据权利要求 64 所述的设备,其中协同由所述收缩装置执行的连续收缩所选部分,所述控制装置控制所述刺激装置连续刺激所选部分以使其连续紧缩。

66. 根据权利要求 64 所述的设备,其中所述收缩装置包括至少一个收缩元件,所述收缩元件是沿肠可移动的以连续收缩所述系列所选部分中的所选部分,并且所述刺激装置包括至少一个电极,所述电极位于所述收缩元件上并适合于利用电脉冲刺激肠组织的所选部分的肌肉组织。

67. 根据权利要求 66 所述的设备,其中在控制所述刺激装置激励所述电极的同时,所述控制装置控制所述收缩装置沿所述系列所选部分中的所选部分循环移动所述收缩元件。

68. 根据权利要求 66 所述的设备,其中所述收缩装置包括多个收缩元件,每个收缩元件是沿肠可移动的以连续收缩所述系列所选部分中的所选部分,并且所述刺激装置包括位于所述收缩元件上的电极。

69. 根据权利要求 68 所述的设备,其中在控制所述刺激装置激励所述电极的同时,所述控制装置控制所述收缩装置相继沿所述系列所选部分中的所选部分循环移动所述收缩元件。

70. 根据权利要求 69 所述的设备,其中所述收缩装置包括传送所述收缩元件的转子,并且所述控制装置控制所述转子旋转,从而使得每个收缩元件循环收缩所述系列所选部分中的所选部分。

71. 根据权利要求 70 所述的设备,其中每个收缩元件均包括辊子,所述辊子用于在肠上滚动以收缩其所选部分。

72. 根据权利要求 68 所述的设备,其中所述多个电极沿与所述收缩装置的所述收缩元件的至少一个收缩元件相关的表面分布,在所述收缩元件收缩任一所选部分期间,所述表面接触肠。

73. 根据权利要求 2 所述的设备,其中所述控制装置控制所述收缩装置以形成所选部分的收缩,所述所选部分的收缩沿肠转移以使肠内容物在肠道中移动。

74. 根据权利要求 73 所述的设备,其中所述收缩装置包括至少一细长收缩元件,所述细长收缩元件沿肠延伸,并且所述控制装置控制所述收缩装置,从而使得所述细长收缩元件逐渐收缩所选部分以使肠内容物在肠道中移动。

75. 根据权利要求 74 所述的设备,其中所述细长收缩元件包括接触表面,所述接触表面尺寸大小适于接触肠的所选部分的长度。

76. 根据权利要求 75 所述的设备,其中所述接触表面是凸形的,并且所述控制装置控制所述收缩装置,从而使得所述收缩元件的所述凸形接触表面在肠的所选部分上滚动并逐渐收缩所述所选部分。

77. 根据权利要求 74 所述的设备,其中所述收缩装置包括两个细长收缩元件,所述细长收缩元件在肠的相对侧沿肠延伸,并且所述控制装置控制所述收缩装置,从而使得所述细长收缩元件彼此相协作以逐渐收缩所选部分从而使肠内容物在肠道中移动。

78. 根据权利要求 77 所述的设备,其中所述细长收缩元件包括接触表面,所述接触表面尺寸大小适于在肠的相对侧接触肠的所选部分的长度。

79. 根据权利要求 78 所述的设备,其中所述接触表面是凸形的,并且所述控制装置控制所述收缩装置,从而使得所述收缩元件的所述凸形接触表面在肠的所选部分上滚动并逐渐收缩所述所选部分。

80. 根据权利要求 76 所述的设备,其中所述收缩元件适合于在收缩状态和释放状态之间转换,在所述收缩状态中,所述凸形接触表面能沿肠的所选部分滚动并收缩所述所选部分,在所述释放状态中,所述凸形接触表面从肠的所选部分释放。

81. 根据权利要求 74 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用于电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得肠紧缩,其中在所述细长收缩元件逐渐收缩所选部分期间,所述控制装置控制所述刺激装置刺激所选部分。

82. 根据权利要求 81 所述的设备,其中所述刺激装置包括至少一个电极,所述电极适用于利用电脉冲刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织。

83. 根据权利要求 82 所述的设备,包括多个电极,所述多个电极纵向分布在接触肠的所选部分的所述细长收缩元件的表面上。

84. 根据权利要求 83 所述的设备,其中所述控制装置控制所述刺激装置连续沿所述细长收缩元件激励所述电极,以使得逐渐紧缩肠的所选部分。

85. 根据权利要求 1 所述的设备,进一步包括至少一个植入式可释放闭锁,所述闭锁适用于:当所述泵未处于操作中时,啮合肠的所选部分以关闭肠道,或者当所述泵处于操作中时,释放所选部分以打开肠道。

86. 根据权利要求 85 所述的设备,其中所述闭锁适合于当所述泵未处于操作中时至少部分地收缩所选部分以关闭肠道。

87. 根据权利要求 85 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

88. 根据权利要求 87 所述的设备,其中所述闭锁适合于至少部分地收缩所选部分,以当所述泵未处于操作中时至少实质上减小肠道的横截面积,并且所述刺激装置适合于电刺激肠的肌肉或神经组织以使得肠紧缩,其中所述闭锁收缩肠以关闭肠道。

89. 根据权利要求 88 所述的设备,进一步包括控制装置,用来控制所述刺激装置。

90. 根据权利要求 89 所述的设备,其中所述控制装置控制所述闭锁和所述刺激装置相协作,以允许被收缩的肠的血管中充分的血液循环,从而使得当所述泵未处于操作中时,肠组织在长期暴露于所述闭锁之后保持他们的完整性。

91. 根据权利要求 88 所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极与所述闭锁分离或集成在一起。

92. 根据权利要求 91 所述的设备,其中所述电极沿肠的所选部分形成一系列电极。

93. 根据权利要求 91 所述的设备,其中所述多个电极沿接触肠的所述闭锁的表面分布。

94. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述收缩装置适合于保持在休息位置中,其中当所述泵未处于操作中时,所述收缩装置保持所选部分至少部分收缩。

95. 根据权利要求 94 所述的设备,其中所述收缩装置在所述休息位置收缩所选部分,以仅允许被收缩的肠的血管中充分的血液循环,从而使得肠组织在长期暴露于所述收缩装置之后保持他们的完整性。

96. 根据权利要求 94 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

97. 根据权利要求 96 所述的设备,其中当所述收缩装置处于所述休息位置时,所述收缩装置收缩肠以至少实质上减小肠道的横截面积,并且所述刺激装置适合于电刺激肠,其中所述收缩装置收缩肠以使得肠紧缩从而关闭肠道。

98. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述收缩装置适合于径向扩展肠的所选部分的至少一段,以沿所选部分形成一肠道扩张室,并且轴向收缩所选部分的扩展段以至少实质上减小所述室的容积,从而使得肠内容物通过肠道转移。

99. 根据权利要求 98 所述的设备,其中所述收缩装置是在休息位置和扩展位置之间可调整的,在所述休息位置中,它不扩展所选部分的所述段,在所述扩展位置中,它扩展所选部分的所述段。

100. 根据权利要求 99 所述的设备,其中所述收缩装置设置有一种材料,所述材料允许纤维化组织生长,用于将所述收缩装置与肠的所选部分的壁外表上相接合,借此当所述收缩装置处于其扩展位置时,所述收缩装置将所选部分的壁径向向外拉,以形成所选部分的所述扩展段。

101. 根据权利要求 98 所述的设备,进一步包括刺激装置,所述刺激装置用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织,以使得所选部分至少部分紧缩。

102. 根据权利要求 101 所述的设备,其中当所述收缩装置处于其扩展位置时,所述刺激装置适合于电刺激所述所选部分的扩展段,以使得所述所选部分的扩展段轴向紧缩。

103. 根据权利要求 102 所述的设备,其中所述刺激装置包括至少一个电极,所述电极适用于利用电脉冲刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织。

104. 根据权利要求 103 所述的设备,其中所述刺激装置包括多个电极,所述多个电极与所述收缩装置分离或集成在一起。

105. 根据权利要求 104 所述的设备,其中所述电极形成至少一系列的电极,所述系列的电极绕肠的所选部分的扩展段延伸。

106. 根据权利要求 104 所述的设备,进一步包括控制装置,所述控制装置用来控制所述刺激装置不定地激励沿所选部分的所述扩展段的所述电极,以使得所选部分部分紧缩,所述紧缩随时间的过去改变他们在所选部分上的位置。

107. 根据权利要求 3 或 4 所述的设备,其中所述泵是人工可操作的。

108. 根据权利要求 107 所述的设备,进一步包括皮下植入式致动器,所述致动器可操作地连接至所述泵的所述收缩装置,其中所述致动器是人工可致动的用于操作所述收缩装置。

109. 根据权利要求 108 所述的设备,其中所述收缩装置是液压可操作的并且所述致动器液压连接至所述液压可操作的收缩装置。

110. 根据权利要求 109 所述的设备,其中所述致动器包括人工可压缩的弹性容器,所述弹性容器用来容纳用于操作所述收缩装置的液压液。

111. 根据权利要求 110 所述的设备,进一步包括回动伺服机构,所述回动伺服机构液压地互连所述容器和所述液压可操作收缩装置。

112. 根据权利要求 110 所述的设备,其中所述容器液压连接至所述收缩装置,从而使得当所述容器被手工压缩时,所述收缩装置收缩在其上游和下游端之间的所选部分,以将包含于所选部分中的肠内容物向肠道下游移动,并且当所述弹性容器被手工释放并恢复其未压缩的形状时,所述收缩装置释放上游和下游端之间的所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

113. 根据权利要求 112 所述的设备,其中所述收缩装置包括收缩元件和液压波纹管装置,当所述波纹管装置被扩展时,所述波纹管装置操作所述收缩元件收缩上游和下游端之间的所选部分。

114. 根据权利要求 113 所述的设备,其中所述可压缩的弹性容器液压连接至所述波纹管装置,从而使得:当所述容器被手工压缩时,所述波纹管装置扩展,而当所述容器被手工释放并恢复其未压缩的形状时,所述波纹管装置缩回。

115. 根据权利要求 110 所述的设备,其中所述收缩装置包括第一液压可操作子装置,用于收缩和释放上游端处的所选部分;第二液压可操作子装置,用于收缩和释放下游端处的所选部分;以及第三液压可操作子装置,用于收缩和释放上游和下游端之间的所选部分。

116. 根据权利要求 115 所述的设备,其中所述容器液压连接至所述第一、第二和第三子装置,从而使得当所述容器被手工压缩时,上游的所述第一子装置收缩所选部分以在所选部分的上游端处关闭肠道,下游的所述第二子装置释放所选部分,以及所述第三子装置收缩上游和下游端之间的所选部分,以将包含在所选部分中的肠内容物向肠道下游移动。

117. 根据权利要求 116 所述的设备,其中所述容器液压连接至所述第一、第二和第三子装置,从而使得当所述弹性容器被手工释放并恢复其未压缩的形状时,下游的所述第二子装置收缩所选部分以在所选部分的下游端处关闭肠道,上游的所述第一子装置释放所选部分,以及所述第三子装置释放上游和下游端之间的所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

118. 根据权利要求 115 所述的设备,其中所述收缩装置的所述第一子装置包括第一收缩元件和第一液压波纹管装置,当所述第一波纹管装置被扩展时,所述第一波纹管装置操作所述第一收缩元件在上游端处收缩所选部分,所述收缩装置的所述第二子装置包括第二收缩元件和第二液压波纹管装置,当所述第二波纹管装置被扩展时,所述第二波纹管操作所述第二收缩元件释放在下游端处的所选部分,以及所述收缩装置的所述第三子装置包括第三收缩元件和第三液压波纹管装置,当所述第三波纹管装置被扩展时,所述第三波纹管装置操作所述第三收缩元件收缩在上游和下游端之间的所选部分,其中所述可压缩弹性容器液压连接至所述第一、第二和第三波纹管装置,从而使得当所述容器被手工压缩时扩展所述第一、第二和第三波纹管装置,并且当所述容器被手工释放和恢复其未压缩的形状时缩回所述第一、第二和第三波纹管装置。

119. 根据权利要求 118 所述的设备,其中当所述第一波纹管装置缩回时,所述第一波纹管装置操作所述第一收缩元件释放上游端处的所选部分,当所述第二波纹管装置缩回

时,所述第二波纹管装置操作所述第二收缩元件收缩下游端处的所选部分,以及当所述第三波纹管装置缩回时,所述第三波纹管装置操作所述第三收缩元件释放上游和下游端之间的所选部分。

120. 根据权利要求 108 所述的设备,其中所述收缩装置是机械可操作的并且所述致动器机械连接至所述机械可操作的收缩装置。

121. 根据权利要求 2 所述的设备,其中所述泵被提供动力。

122. 根据权利要求 121 所述的设备,其中所述控制装置包括手工可操作的开关,所述开关用来开启和停止所述泵并且适合于皮下植入在病人体内。

123. 根据权利要求 121 所述的设备,其中所述控制装置包括无线遥控,所述无线遥控用于控制所述泵。

124. 根据权利要求 121 所述的设备,进一步包括无线能量发射机,适合于从病人体外发射无线能量,以直接或间接为所述泵提供动力。

125. 根据权利要求 124 所述的设备,进一步包括植入式能量转换装置,用于将所发射的无线能量转换成电能。

126. 根据权利要求 125 所述的设备,其中随着所述能量转换装置将所发射的无线能量转换成电能,所述泵被用电能直接提供动力。

127. 根据权利要求 125 所述的设备,进一步包括植入式蓄电池,所述植入式蓄电池适合于储存由所述能量转换装置产生的电能,其中所述控制装置控制所述蓄电池释放能量,以为所述泵提供动力。

128. 根据权利要求 127 所述的设备,其中所述蓄电池包括电容器或可再充电的电池。

129. 根据权利要求 127 所述的设备,进一步包括植入式电荷表,用于测量所述蓄电池的电荷,其中所述控制装置适合于响应所述电荷表产生一指示。

130. 根据权利要求 2 所述的设备,进一步包括植入式传感器,其适合于直接或间接感测病人的生理参数或者所述设备的功能参数。

131. 根据权利要求 130 所述的设备,其中当所述泵未处于操作中时,所述控制装置适合于响应所述传感器感测出所述生理参数的值超过阈值而产生一指示。

132. 根据权利要求 131 所述的设备,其中所述生理参数是肠的所选部分中的肠内容物的体积。

133. 根据权利要求 131 所述的设备,其中所述生理参数是肠壁的膨胀或肠的所选部分中的压力。

134. 根据权利要求 131 所述的设备,其中所述指示包括声音信号或显示信息。

135. 根据权利要求 130 所述的设备,其中当所述泵处于操作中时,所述控制装置适合于响应所述传感器感测出所述设备的所述功能参数值超过阈值而产生一指示。

136. 根据权利要求 1 所述的设备,进一步包括用在病人体外的外部数据发报机和植入在病人体内用于与所述外部数据发报机通信的内部数据发报机,其中所述内部数据发报机将涉及病人的数据反馈至所述外部数据发报机,或者所述外部数据发报机将数据送入所述内部数据发报机。

用于治疗肠道紊乱的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于治疗患有诸如便秘或失禁之类的肠道紊乱的病人的设备。

背景技术

[0002] 肛门失禁是一个普遍问题。已经尝试了许多不同方案来解决这个问题，并且有几种括约肌外科手术目前用来修缮肛门失禁。例如，有一种现有的人工可操作植入系统，包括液压人造肛门括约肌和气球容器，该气球容器连接至肛门括约肌并置入病人阴囊中。该植入式系统的缺点在于：随着时间的过去，围绕容器形成的硬纤维化可能导致系统泵元件故障。因而，所形成的纤维化迟早会变成硬纤维化层，这使得泵吸该气球容器变得困难。还有另一缺点是系统使用液压液总会有液体从系统泄漏的危险。此外，当需要排便(defecation)时，人工泵吸该容器也是一个相当复杂的任务。

[0003] 美国专利第 5,593,443 号公开了一种在反射及自发控制下的人造液压肛门括约肌。美国专利第 4,222,377 号公开了一种在病人阴囊中具有泵系统的可充气人造括约肌。

[0004] 肛门失禁的人造及特殊形式通过回肠造口术、空肠造口术、结肠开口术和直肠造口术操作形成。因而，小肠（空肠或回肠）或大肠（结肠或直肠）被切开，并且肠的开口端部穿过病人腹壁。肠的端部开口称为“吻合口(stoma)”。这种手术的原因可能是结肠直肠癌、穿孔憩室炎或诸如溃疡性结肠炎或 Crohns 病之类的各种肠道疾病。典型地，具有吻合口的病人携带着塑料袋，不断收集通过该吻合口排出的肠内容物。使这种袋子结构液密需要一附接至病人皮肤的胶粘板。该胶粘板对病人来说不太方便，经常使皮肤变红及发炎。对于病人来说，总是携带一个容纳排泄物、且典型地放置在病人腹部的袋子也是不太方便的。

[0005] 美国专利第 6,752,754 号公开了一种人造直肠，用来替换病人直肠的患病部分。人造直肠的入口(inlet)可操作地连接至病人大肠的远端，并将排泄物传输至一研磨机型的泵，该泵将排泄物通过连接至病人肛门的人造直肠的出口(outlet)排出。该泵包括一螺旋状螺钉型叶轮，当其旋转时对排泄物造成剪切效果，将排泄物移至该螺旋式搅拌叶轮的螺纹的下面并通过病人肛门排出。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种用于治疗患有肠道紊乱的病人的方便的设备。

[0007] 本发明的另一个目的是提供一种用于治疗患有肠道紊乱的病人方法。

[0008] 因此，根据本发明的第一方面，提供了一种用于治疗患有肠道紊乱的病人的设备，包括植入病人体内的泵，该泵对肠的至少一个所选部分可操作来将肠内容物通过肠道泵出，其中该泵包括收缩装置，适用于使所选部分交替地收缩以至少实质上缩小沿所选部分的肠道体积和释放所选部分以扩大沿所选部分的肠道体积，从而使得肠内容物通过肠道转移。

[0009] 对于肠的所选部分终止于病人肛门处的病人来说，该泵适用于将肠内容物从病人

体内通过肛门泵出。该解决方案不同于根据上述讨论的 US6, 752, 754 的现有技术, 因为本发明的泵对病人的肠进行操作, 即, 泵的收缩装置使肠收缩以转移其中的肠内容物。

[0010] 对于回肠造口术、空肠造口术、结肠开口术或直肠造口术病人来说, 病人的肠经过外科手术修正终止于吻合口时, 该泵适用于通过该吻合口将肠内容物从病人体内泵出。

[0011] 本发明的设备可包括人造肠片, 该人造肠片适用于经外科手术连接至病人的肠, 以形成肠道的一部分并形成要由收缩装置收缩的肠的所选部分的至少一部分。该收缩装置可仅在该人造肠片上操作, 以将损害肠 的危险最小化。当该泵未处于操作中时, 收缩装置可紧紧地收缩该人造肠片以完全关闭肠道。替换地, 可提供至少一个植入式可释放闭锁, 适用于啮合该人造肠片以关闭肠道, 或者当该泵未处于操作中时, 至少部分地收缩所选部分, 以及当该泵处于操作中时, 释放所选部分以打开肠道。

[0012] 人造肠片在其两端之间可与病人的肠集成在一起。明确地, 人造肠片可直接或间接接合至病人的肛门, 借此该泵可将肠内容物从病人体内通过肛门泵出。该解决方案不同于根据上述讨论的 US 6, 752, 754 的现有技术, 因为本发明的泵在人造肠片上进行操作, 即, 泵的收缩装置收缩该人造肠片以转移其中的肠内容物。替换地, 人造肠片可适用于终止于吻合口, 借此该泵可通过该吻合口将肠内容物从病人体内泵出。

[0013] 为了将泵保持固定在病人腹部的预期位置中, 接合装置可附接于该泵, 该接合装置适用于将该泵附接于与病人腹腔相关的组织, 诸如腹壁。

[0014] 为了保护肠的外表, 可提供一弹性保护管道来至少部分地覆盖肠的所选部分, 以便泵的收缩装置同时收缩该保护管道和所选部分。

[0015] 可提供植入式支撑物以在收缩装置收缩所选部分时支撑肠的所选部分。替代地, 该收缩装置可适用于抵着病人身体的组织或骨骼来收缩所选部分。

[0016] 所述设备进一步包括控制装置, 用于控制泵操作所述收缩装置以交替地收缩及释放所选部分, 从而使得肠内容物通过肠道移动。该控制装置适宜由病人操作并且优选包括无线遥控装置。

[0017] 电刺激肠

[0018] 可提供电刺激装置, 用来电刺激肠的所选部分的肌肉或神经组织, 以使得所选部分至少部分收缩。将这种刺激装置周作收缩装置的补充, 使得对病人的肠进行分外小心的治疗, 因此随时间的过去损害肠的风险最小化, 这从如下所述的本发明实施方式中将是显而易见的。

[0019] 该刺激装置可包括至少一个电极, 其适用于用电脉冲刺激肠组织的所选部分的肌肉或神经组织。优选地, 该刺激装置包括多个电极, 其与 收缩装置分离或集成在一起, 其中所述电极形成沿肠的所选部分的一系列电极。电脉冲可为正和 / 或负, 优选组合的正负脉冲。通过改变诸如脉冲振幅、连续脉冲之间的空闲时间周期、脉冲持续时间和脉冲重复频率之类的不同脉冲参数, 实现预期的刺激效果。大约 5mA 的脉冲振幅和大约 300 振幅的脉冲持续时间适用于神经刺激, 而大约 20mA 的脉冲振幅和大约 30 冲振的脉冲持续时间适用于肌肉刺激。脉冲重复频率适宜地大约是 10Hz。

[0020] 控制装置有利地控制刺激装置来不定地激励沿所选部分的电极, 例如根据预设方案, 以使得所选部分部分收缩, 所述部分收缩随时间的过去改变他们在所选部分上的位置, 借此当前未受刺激的肠的部分可在他们再受刺激之前恢复实质上正常的血液循环。多个或

多组电极可沿肠的向上或向下方向渐次激励。替换地,电极可依次每次一个激励,或者电极组可或随机或按照预定模式顺序激励。

[0021] 泵设计

[0022] 包括泵的不同想得到的设计的本发明实施方式将如下所述。

[0023] 根据本发明的简单实施方式,泵的收缩装置包括第一收缩元件,用来收缩及释放在其上游端的所选部分;以及第二收缩元件,用来收缩及释放在其上游和下游端之间的所选部分。在该实施方式中,控制装置控制该第一和第二收缩元件,从而彼此独立地交替收缩及释放所选部分。

[0024] 对于泵的操作来说,控制装置适用于:

[0025] - 控制该上游第一收缩元件,以收缩所选部分从而在所选部分的上游端处关闭肠道,以及

[0026] - 控制第二收缩元件,以收缩其上游及下游端之间的所选部分,从而使包含于所选部分中的肠内容物向肠道下游移动。

[0027] 该控制装置同样适用于:

[0028] 控制第一及第二收缩元件释放所选部分,以允许肠道中的肠内容物向所选部分的上游移动,从而进入所选部分。

[0029] 当该泵未处于操作中时,上述刺激装置用于与任意收缩元件协作来关闭肠道。因而,该第一和第二收缩元件适用于维持在休息位置,其中所述收缩元件中的至少其中之一轻轻地收缩所选部分,以至少实质上减小肠道的横截面积,并且控制装置控制刺激装置来刺激所选部分,其中收缩元件收缩所选部分关闭肠道。短语“轻轻收缩所选部分”应理解为收缩肠的所述部分而不会实质上妨碍肠组织中的血液循环。该休息位置允许肠的所选部分的血管中充分的血液循环,从而使得所选部分的肠组织在长期暴露于收缩所选部分的收缩元件之后保持他们的完整性。

[0030] 当该泵处于操作中时,刺激装置亦可用于与任意收缩元件协作。在这种情况下,刺激装置包括至少一个电极。优选地,刺激装置包括多个电极,所述多个电极沿收缩装置的至少一个收缩元件的表面形成一系列电极,其中该表面接触肠的所选部分。所述电极用电脉冲刺激所选部分的肌肉或神经组织,其中所述第一收缩元件和第二收缩元件中之一收缩所选部分。

[0031] 对于其中收缩元件和刺激装置相协作的泵的操作来说,该控制装置:

[0032] i. 控制上游第一收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的上游端处的肠道的横截面积,

[0033] ii. 控制刺激装置刺激所选部分,其中第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的上游端关闭肠道,以及

[0034] iii. 控制第二收缩元件来收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而使包含在所选部分中的肠内容物向肠道下游移动。

[0035] 可选地,刺激装置可通过电刺激所选部分来与第二收缩元件相协作,其中第二收缩元件收缩所选部分以降低肠道容量。明确地,该控制装置可控制刺激装置连续刺激所选部分,其中该第二收缩元件收缩所选部分,从而使得逐渐紧缩所述被第二收缩元件收缩的所选部分。因此,肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。替代地,收缩装置可仅包括单个细长

收缩元件,其中控制装置控制刺激装置连续刺激所选部分,其中收缩元件收缩所选部分,从而使得被收缩元件收缩的所选部分逐渐紧缩,借此肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

[0036] 根据本发明的更复杂的实施方式,泵的收缩装置包括第一收缩元件,用来收缩和释放在其上游端的所选部分;第二收缩元件,用来收缩和释放在其下游端的所选部分;以及第三收缩元件,用来收缩和释放在其上游及下游端之间的所选部分。在这种实施方式中,控制装置控制第一、第二及第三收缩元件来彼此独立地交替收缩和释放所选部分。

[0037] 对于泵的操作来说,控制装置适用于:

[0038] - 控制上游第一收缩元件收缩所选部分,以在所选部分的上游端处关闭肠道,

[0039] - 控制下游第二收缩元件释放所选部分,以及

[0040] - 控制第三收缩元件收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而使包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

[0041] 控制装置同样适用于:

[0042] - 控制下游第二收缩元件收缩所选部分,以在所选部分的下游端处关闭肠道,

[0043] - 控制上游第一收缩元件释放所选部分,以及

[0044] - 控制第三收缩元件释放在其上游及下游端之间的所选部分,以允许所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

[0045] 如上所述结合本发明的简单实施方式,当泵未处于操作中时,上述刺激装置用于与任意收缩元件协作以关闭肠道。因而,该第一、第二和第三收缩元件适用于保持在休息位置,其中至少一个收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小肠道的横截面积,并且该控制装置控制该刺激装置来刺激所选部分,其中收缩元件收缩所选部分以关闭肠道。

[0046] 当泵处于操作中时,刺激装置亦可用于与第一、第二和第三收缩元件中的任意元件相协作。在这种情况下,刺激装置包括多个电极,所述多个电极沿该收缩装置的至少一个收缩元件的表面形成一系列电极,其中该表面接触肠的所选部分。所述电极用电脉冲刺激所选部分的肌肉或神经组织,其中该第一收缩元件和第二收缩元件其中之一收缩所选部分,和/或其中第三收缩元件收缩所选部分。

[0047] 对于其中收缩元件和刺激装置相协作的该泵的操作来说,该控制装置:

[0048] - 控制上游第一收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的上游端处的肠道的横截面积,

[0049] - 控制刺激装置电刺激所选部分,其中第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩,从而在所选部分的上游端关闭肠道,

[0050] - 控制下游第二收缩元件释放所选部分,以及

[0051] - 控制第三收缩元件收缩在其上游及下游端之间的所选部分,从而使包含于所选部分的肠内容物向肠道下游移动。

[0052] 可选地,刺激装置可通过电刺激所选部分与第三收缩元件相协作,其中第三收缩元件收缩所选部分以降低肠道容量。明确地,该控制装置可控制刺激装置连续刺激所选部分,其中该第三收缩元件收缩所选部分,从而使得逐渐紧缩所述被第三收缩元件收缩的所选部分。因此,肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

[0053] 此外,该控制装置:

[0054] - 控制下游第二收缩元件轻轻地收缩所选部分以至少实质上减小所选部分的下游

端处的肠道的横截面积，

[0055] - 控制刺激装置刺激所选部分，其中第二收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩，从而在所选部分的下游端关闭肠道，

[0056] - 控制上游第一收缩元件释放所选部分，以及

[0057] - 控制第三收缩元件释放在其上游及下游端之间的所选部分，以允许在所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

[0058] 根据本发明另一包括刺激装置的实施方式，收缩装置包括第一收缩元件，用来收缩和释放在其上游端的所选部分；第二收缩元件，用来收缩和释放在其下游端的所选部分；其中所述控制装置控制所述第一及第二收缩元件彼此独立地交替收缩和释放所选部分。在这种实施方式中，刺激装置适用于电刺激在其上游及下游端之间的所选部分，从而使得所选部分收缩以减小肠道的容积。

[0059] 对于泵的操作来说，控制装置：

[0060] - 控制上游第一收缩元件收缩所选部分，以在所选部分的上游端处关闭肠道，

[0061] - 控制下游第二收缩元件释放所选部分，以及

[0062] - 控制刺激装置连续刺激在其上游和下游端之间的所选部分以使得逐渐紧缩所选部分，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

[0063] 可选地，控制装置可控制上游第一收缩元件轻轻地收缩所选部分，以至少实质上减小在所选部分的上游端处肠道的横截面积，并控制刺激装置刺激所选部分，其中第一收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩从而在所选部分的上游端处关闭肠道。

[0064] 此外，该控制装置：

[0065] - 控制下游第二收缩元件收缩所选部分，以在所选部分的下游端处关闭肠道，

[0066] - 控制上游第一收缩元件释放所选部分，以及

[0067] - 控制刺激装置停止刺激在其上游及下游端之间的所选部分，以允许在所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

[0068] 可选地，控制装置可控制下游第二收缩元件轻轻地收缩所选部分，以至少实质上减小在所选部分的下游端处肠道的横截面积，并控制刺激装置刺激所选部分，其中第二收缩元件收缩所选部分以使得所选部分紧缩从而在所选部分的下游端处关闭肠道。

[0069] 根据本发明另一实施方式，收缩装置适用于收缩肠的一系列所选部分的任意部分以关闭肠道，并且控制装置控制收缩装置连续收缩该系列所选部分中的所选部分以蠕动方式将肠内容物向肠道下游移动。明确地，收缩装置包括多个收缩元件，每个收缩元件沿肠可移动以连续收缩该系列所选部分中的所选部分，其中控制装置控制收缩装置相继沿该系列所选部分中的所选部分循环移动收缩元件。（替代地，收缩装置可仅包括一单个收缩元件。）优选地，收缩装置包括传送收缩元件的转子，并且控制装置控制转子旋转，从而使得每个收缩元件循环收缩该系列所选部分中的所选部分。每个收缩元件适宜地包括辊子，用来在肠上滚动以收缩其所选部分。

[0070] 可选地，上述刺激装置可用来与收缩装置相协作以连续收缩并紧缩该系列所选部分中的所选部分。因而，收缩装置收缩该系列所选部分中的任意部分以至少实质上减小肠道的横截面积，并且刺激装置电刺激由收缩装置收缩的所选部分以关闭肠道。控制装置控制收缩装置连续收缩该系列所选部分中的所选部分以蠕动方式移动肠道中的肠内容物，而

控制刺激装置连续刺激所选部分以使得其与由收缩装置执行的所选部分的连续收缩相一致地连续紧缩。明确地,刺激装置包括一个或多个电极,所述电极位于收缩装置的收缩元件上并适用于用电脉冲刺激肠组织。多个这样的电极可沿于各收缩元件相关的表面分布,其中随着收缩元件收缩任一所选部分,该表面接触肠。控制装置控制收缩装置相继沿该系列所选部分的所选部分循环移动收缩元件,同时控制刺激装置激励电极。

[0071] 根据本发明的另一实施方式,收缩装置包括至少一个沿肠延伸的细长收缩元件,优选包括处于其相对侧的两个沿肠延伸的细长元件。控制装置控制收缩装置,从而使得该细长收缩元件彼此相协作来逐渐收缩所选部分,从而在肠道内移动肠内容物。该细长收缩元件包括接触表面,该接触表面尺寸大小适于在其相对侧接触肠的所选部分的长度。

[0072] 接触表面适宜为凸形的,其中控制装置控制收缩装置,从而使得收缩元件的凸形接触表面在肠的所选部分上滚动并逐渐收缩该所选部分。各收缩元件适用于在收缩状态与释放状态之间变换,在收缩状态中凸形表面能沿肠的所选部分滚动并收缩该肠的所选部分,在释放状态中凸形表面从肠的所选部分中释放。

[0073] 可选地,上述刺激装置可用来与该细长收缩元件相协作。因而,随着该细长收缩元件逐渐收缩所选部分,控制装置可控制刺激装置刺激所选部分。刺激装置的电极适宜在该细长收缩元件的表面上纵向分布,该细长收缩元件接触肠的所选部分,其中控制装置控制刺激装置连续沿着该细长收缩元件激励电极,以使得逐渐紧缩肠的所选部分。

[0074] 根据本发明另一实施方式,所述收缩装置适用于径向扩展肠的所选部分的至少一段,以沿所选部分形成肠道的扩张室,并适于轴向地收缩所选部分的扩展段来至少实质降低该室的容量,从而使得肠内容物通过肠道转移。操作中,控制装置控制收缩装置以轴向收缩和释放所选部分的扩展段,以便肠内容物通过肠道转移。收缩装置是在休息位置和扩展位置之间可调整的,在休息位置处,它不会扩展该段所选部分,在扩展位置处,它扩展该段所选部分。适宜地,收缩装置设置有一种材料,该材料允许纤维化组织生长以将扩展装置和肠的所选部分的壁外形上连接,借此当该扩展装置处于其扩展位置时,将所选部分的壁径向向外拖拉,以形成所选部分的扩展段。

[0075] 可选地,当收缩装置处于其展开位置时,上述刺激装置可用来电刺激该所选部分的该扩展段,以使得轴向紧缩该所选部分的该扩展段。刺激装置的电极适宜形成至少一个系列的电极,所述系列的电极绕肠的所选部分的扩展段延伸。

[0076] 分离闭锁

[0077] 在本发明实施方式中,提供了至少一种植入式可释放闭锁,适用于啮合肠的所选部分以关闭肠道,或者,当该泵未处于操作中时,至少部分地收缩所选部分,而当泵处于操作中时,释放所选部分以打开肠道。优选地,当该泵未处于操作中时,该闭锁至少部分地收缩所选部分以至少实质上减小肠道的横截面积,并且设置上述刺激装置来电刺激肠的肌肉或神经组织,以使得肠紧缩,其中该闭锁收缩肠以完全关闭肠道。刺激装置的电极与闭锁分离或集成在一起,适宜沿接触肠的闭锁的表面分布。控制装置控制闭锁和刺激装置相协作,以允许在被收缩的肠的血管中充分的血液循环,从而使得当该泵未处于操作中时,肠组织在长期暴露于该闭锁之后保持他们的完整性。其中该泵包括细长收缩元件,该细长收缩元件设置有刺激装置的电极,如上所述,为了总是允许在被收缩的肠的血管中充分的血液循环,控制装置可不定地激励电极,其中该泵运转。

[0078] 通过泵关闭病人肠道

[0079] 当泵未处于操作中时,代替提供上述分离闭锁,泵的收缩装置可保持在休息位置,其中它保持所选部分至少部分收缩。当收缩装置处于该休息位置时,它收缩所选部分仅允许被收缩的肠的血管中充分的血液循环,从而使得肠组织在长期暴露于收缩装置之后保持他们的完整性。此外,当收缩装置处于休息位置时,收缩装置收缩肠以至少实质上减小肠道的横截面积,并设置上述刺激装置来电刺激肠,其中收缩装置收缩肠,以使得肠紧缩来完全关闭肠道。优选地,控制装置控制刺激装置,以不定地沿所选部分激励刺激装置的电极,从而使得所选部分部分地紧缩,所述紧缩随时间的过去改变他们在所选部分上的位置,借此当前未受刺激的肠部分可在其再次受到刺激之前恢复实质上正常的血液循环。

[0080] 人造肠片

[0081] 在本发明一种实施方式中,人造肠片经外科手术接合至病人的肠上以形成部分肠道并形成要由收缩装置收缩的所选部分的至少一部分。该实施方式的重要优势是上述各种泵设计的收缩装置可用来仅在该人造肠片上操作,而不是在敏感的肠上操作。当该泵未处于操作中时,收缩装置可收缩该人造肠片以完全地关闭肠道。

[0082] 人造肠片可在其两端之间与病人的肠集成在一起,例如其中由于癌症已移除一片直肠时。替代地,人造肠片可直接或间接地接合至病人的肛门。

[0083] 人造肠片植入在回肠造口术、空肠造口术、结肠造口术或直肠造口术病人体内时,收缩装置收缩该人造肠片以便通过位于人造肠片下游的吻合口排出肠内容物,。替代地,该人造肠片可终止于这样的吻合口处。

[0084] 人工可操作的泵

[0085] 可提供操作地连接至该泵的收缩装置的皮下可植入式致动器,其中该致动器是人工可激励的来操作该收缩装置。

[0086] 在本发明的实施方式中,收缩装置是液压可操作的,并且该致动器液压连接至液压可操作的收缩装置上。致动器优选包括人工可压缩的弹性容器,该弹性容器用于容纳用来操作该收缩装置的液压液。

[0087] 适宜地,提供了一种回动伺服机构,其液压互连该容器以及该液压可操作的收缩装置。术语“回动伺服机构”应理解为一种将作用于具有短冲程的活动元件的强力转换成作用于另一具有长冲程的活动元件的弱力;即,正常伺服机构的反功能。因此,较小容器中液体数量的微小变化,可由回动伺服机构转换成较大容器中液体数量的较大变化,其中所述较小容器在这种情况下可液压连接至致动器的弹性容器上,所述较大容器在这种情况下可液压连接至收缩装置。该回动伺服机构特别适用于其手动操作。

[0088] 容器液压连接至该液压可操作的收缩装置上,从而使得当该容器被手工压缩时,收缩装置收缩在其上游及下游端之间的所选部分,以将包含于所选部分中的肠内容物向肠道下游移动。当弹性容器被手工释放且恢复其未压缩的形状时,收缩装置释放在其上游及下游端之间的所选部分,以允许在所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

[0089] 液压可操作的收缩装置包括收缩元件和液压波纹管装置,当液压波纹管装置扩展时,液压波纹管装置操作收缩元件收缩其上游和下游端之间的所选部分。可压缩弹性容器液压连接至该波纹管装置,从而使得当手工压缩该容器时该波纹管装置扩展,而当该容器被手工释放并恢复它未被压缩的形状时,该波纹管缩回。因而,当该波纹管装置缩回时,该

波纹管装置操作该收缩元件释放上游及下游端之间的所选部分。

[0090] 在本发明的特定实施方式中, 液压可操作的收缩装置包括第一液压可操作子装置, 用于收缩和释放在其上游端处的所选部分; 第二液压可操作的子装置, 用于收缩和释放在其下游端处的所选部分; 以及第三液压可操作子装置, 用于收缩和释放在其上游端和下游端之间的所选部分。该容器液压连接至所述第一、第二和第三子装置, 从而使得当该容器被手工压缩时, 上游第一子装置收缩所选部分以在所选部分的上游端处关闭肠道, 下游第二子装置释放所选部分, 以及第三子装置收缩在其上游端和下游端之间的所选部分, 以将包含在所选部分中的肠内容物向肠道下游移动。当该弹性容器被手工释放并恢复它未被压缩的形状时, 下游第二子装置收缩所选部分以在所选部分的下游端处关闭肠道, 上游第二子装置释放所选部分, 以及第三子装置释放在其上游端和下游端之间的所选部分以允许在所选部分上游的肠道中的肠内容物进入所选部分。

[0091] 收缩装置的第一子装置包括第一收缩元件和第一液压波纹管装置, 当第一波纹管装置被扩展时, 该第一液压波纹管装置操作第一收缩元件在上游端处收缩所选部分, 收缩装置的第二子装置包括第二收缩元件和第二液压波纹管装置, 当该第二波纹管装置被扩展时, 该第二液压波纹管操作第二收缩元件在下游端处释放所选部分, 以及收缩装置的第三子装置包括第三收缩元件和第三液压波纹管装置, 当第三波纹管装置被扩展时, 该第三液压波纹管装置操作第三收缩元件收缩上游端和下游端之间的所选部分。可压缩弹性容器液压连接至该第一、第二和第三波纹管装置, 从而使得当手工压缩该容器时该波纹管装置扩展, 而当该容器被手工释放并恢复它未被压缩的形状时, 该波纹管装置缩回。因此, 当第一波纹管缩回时, 第一波纹管装置操作第一收缩元件释放上游端处的所选部分, 当第二波纹管装置缩回时, 第二波纹管装置操作第二收缩元件收缩下游端处的所选部分, 以及当该第三波纹管装置缩回时, 第三波纹管装置操作第三收缩元件释放上游端和下游端之间的所选部分。

[0092] 在适用的情况下, 该说明书中公开的实施方式的泵可使用如上所述的液压装置手工操作。

[0093] 动力泵

[0094] 在本发明的实施方式中, 该泵被提供动力。控制装置可包括手工可操作的开关, 用于开启和停止该动力泵, 其中该开关适用于皮下植入病人体内。替代地, 控制装置可包括无线遥控, 适宜由握持该无线遥控的病人操作, 用来控制泵, 即, 开启和停止。

[0095] 可提供无线能量发射机来将无线能量从病人体外发射到病人体内为该泵提供动力。随着无线能量在被发射, 该能量发射机可发射无线能量直接为该泵提供动力。在许多情况下, 无线能量可包括诸如电、电磁或磁场、或其组合、或电磁波之类的电磁能, 直接为该泵提供动力。例如, 在该泵包括电泵的情况下, 磁或电磁场形式的无线能量可用来直接为电泵提供动力。

[0096] 因此, 在发射无线能量期间, 电泵直接运转。这可以两种不同的方式实现: a) 使用能量转换装置, 该装置植入在病人体内将无线能量转换成不同形式的能量, 优选电能, 以及用该经转换的能量为泵提供动力, 或者 b) 使用该无线发射的能量直接为该泵提供动力。优选地, 电磁或磁场形式的无线能量用来直接影响该泵的特定组件以产生动能。这样的组件可包括集成在泵中的线圈。

[0097] 替代地,诸如电容器或可再充电电池之类的蓄电池可设置来储存由能量转换装置产生的电能,其中控制装置控制蓄电池释放能量为泵提供动力。可设置植入式电荷表,用来测量蓄电池的电荷,并且控制装置可响应于电荷表产生一指示。

[0098] 传感器

[0099] 在本发明的实施方式中,设置植入式传感器来直接或间接感测病人的生理参数或者设备的功能参数。至于生理参数,当该泵未处于操作中时,控制装置可响应于传感器感测一生理参数值超过阈值而产生一诸如声音信号或显示信息之类的指示。生理参数可以是肠的所选部分中的肠内容物的体积、肠壁膨胀、或肠的所选部分中的压力。

[0100] 至于设备的功能参数,当该泵处于操作中时,控制装置可响应于传感器感测到一功能参数值超过阈值而产生一诸如声音信号或显示信息之类的指示。

[0101] 通讯

[0102] 在本发明任意上述实施方式中,可提供一用在病人体外的外部数据发报机,以及一用来与外部发报机通信的植入在病人体内的内部数据发报机。内部数据发报机将涉及该病人的数据反馈至外部数据发报机,和/或该外部数据发报机将数据传至内部数据发报机。

[0103] 发明方法

[0104] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于治疗患有肠道紊乱的病人 的方法。该方法包括步骤:

[0105] a) 收缩病人肠的所选部分以至少实质上减小沿所选部分的肠道的体积,以便肠内容物沿其下游方向通过肠道转移,

[0106] b) 释放所选部分以增大沿所选部分的肠道体积,以便所选部分的上游肠道中的肠内容物进入所选部分,以及

[0107] c) 重复步骤 (a) 和 (b) 任意次数。

[0108] 在肠的所选部分终止于病人的肛门的情况下,该方法进一步包括执行步骤 (a) 和 (b) 以通过肛门排出肠内容物。替代地,该方法进一步包括外科手术修缮病人的肠终止于吻合口处,以及执行步骤 (a) 和 (b) 以通过吻合口排出肠内容物。

[0109] 方法步骤 (a) 和 (b) 可根据几种备选方案来执行,这将在下面进行描述。

[0110] 备选方案 1. 步骤 (a) 被执行为初始部分收缩所选部分以在所选部分的上游端处关闭肠道,接着收缩整个所选部分,和步骤 (b) 被执行为初始完全释放除了在其下游端处的所选部分之外的所选部分,接着释放在其下游端处的所选部分。

[0111] 备选方案 2. 步骤 (a) 通过被执行为:

[0112] - 部分收缩所选部分以至少实质上减小在所选部分的上游端处的肠道的横截面积,

[0113] - 电刺激在上游端处的被收缩的所选部分的肌肉或神经组织,以使得该被收缩的所选部分紧缩来关闭在所选部分上游端处的肠道,以及

[0114] - 然后收缩整个所选部分。

[0115] 步骤 (b) 被执行为初始完全释放除了在下游端处的所选部分之外的所选部分,接着释放在下游端处的所选部分来执行。

[0116] 备选方案 3. 步骤 (a) 被执行为:

[0117] - 部分收缩所选部分以至少实质上减小在所选部分的上游端处的肠道的横截面积，

[0118] - 电刺激在上游端处的被收缩的所选部分的肌肉或神经组织，以使得 该被收缩的所选部分紧缩来关闭在所选部分上游端处的肠道，

[0119] - 至少部分地收缩整个所选部分，以及

[0120] - 然后从其上游端处到其下游端处连续刺激所选部分，以使得所选部分逐渐紧缩，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

[0121] 步骤 (b) 被执行为停止刺激所选部分以及完全释放所选部分，除了在其下游端处的所选部分之外，以及接着释放在下游端处的所选部分。

[0122] 备选方案 4. 步骤 (a) 被执行为：

[0123] - 部分地收缩所选部分以至少实质上减小沿整个所选部分的肠道的横截面积，以及

[0124] - 从其上游端到其下游端连续刺激被收缩的部分，以使得所选部分逐渐紧缩，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中转移。

[0125] 备选方案 5. 步骤 (a) 被执行为连续收缩肠的一系列所选部分的部分，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中向下游转移。

[0126] 备选方案 6. 步骤 (a) 被执行为：

[0127] - 连续收缩肠的一系列所选部分的部分，以便每个被收缩的部分至少实质上降低肠道的横截面积，以及

[0128] - 电刺激每个被收缩的部分，以使得被收缩的肠部分紧缩，从而关闭肠道，借此肠内容物以蠕动方式在肠道中向下游转移。

[0129] 备选方案 7. 步骤 (a) 被执行为逐渐收缩所选部分，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中向下游转移。

[0130] 备选方案 8. 步骤 (a) 被执行为：

[0131] - 电刺激所选部分来使其紧缩，以及

[0132] - 逐渐收缩被紧缩的所选部分，以便肠内容物以蠕动方式在肠道中向下游转移。

[0133] 本发明也提供了另一种用于治疗患有肠道紊乱的病人方法，。该方法包括步骤：

[0134] - 提供一种包括收缩装置的泵，用来结合肠的所选部分以收缩和释放所选部分，

[0135] - 控制该泵操作收缩装置，以交替地收缩所选部分来至少实质上减小 沿所选部分的肠道容积以及释放所选部分来增加沿所选部分的肠道体积，以便肠内容物通过肠道转移。

[0136] 该方法进一步包括提供至少一个可释放的闭锁，该闭锁啮合病人的肠，以及使用该闭锁来在该泵未处于操作中时至少实质上关闭肠道、和当该泵处于操作中时释放肠。该闭锁可用来收缩肠以关闭肠道。

[0137] 替代地，该闭锁可用来收缩肠以至少实质上减小肠道的横截面积，其中该方法进一步包括电刺激肠的肌肉或神经组织，以使得肠紧缩，其中该闭锁收缩该肠以关闭肠道。在这种情况下，该方法适宜地包括调整闭锁的操作以及对肠的电刺激，以允许在被收缩的肠的血管中充分的血液循环，以便当该泵未处于操作中时，肠组织在长期暴露于该闭锁之后保持他们的完整性。

[0138] 本发明也提供了一种使用如上所述的设备治疗患有肠道紊乱的病人的方法 (I)。该方法 (I) 包括步骤：

- [0139] - 提供如上所述的设备，
- [0140] - 将针状管插入病人身体的腹部，
- [0141] - 通过该管提供气体以用气体充满腹部，从而扩张腹腔，
- [0142] - 在病人体内放置至少两个腹腔镜套管针，- 通过所述套管针之一将照相机插入腹部，
- [0143] - 对病人的肠选择一部分，
- [0144] - 通过所述套管针之一插入解剖工具并解剖所选部分的一个区域，
- [0145] - 在对肠的所选部分进行手术接合中，将所述设备的泵放置在解剖区域中，以及
- [0146] - 使用该泵将肠内容物通过肠道泵出。该方法 (I) 可进一步包括切开一个穿过病人皮肤和腹壁的开口并将病人的肠穿过创建了吻合口的该开口，以及选择病人的肠的在该吻合口附近的部分，其中该泵用来将肠内容物通过该吻合口排出。

[0147] 本发明提供了另一种使用如上所述的设备治疗患有肠道紊乱的病人的方法 (II)。该方法 (II) 包括步骤：

- [0148] - 提供如上所述的设备，
- [0149] - 切开一穿过病人皮肤和腹壁的开口，
- [0150] - 对病人的肠选择一部分，
- [0151] - 通过所述开口插入解剖工具并解剖所选部分的一区域，
- [0152] - 在对肠的所选部分进行手术接合中，将所述设备的泵放置在解剖区域中，以及
- [0153] - 利用该泵将肠内容物通过肠道泵出。

[0154] 本发明还提供了另一种使用如上所述的设备治疗患有肠道紊乱的病人的方法 (III)。该方法 (III) 包括步骤：

- [0155] - 切开一个穿过病人皮肤和腹壁的开口，并将病人的肠的一部分穿过创建了吻合口的该开口，
- [0156] - 切开肠将形成吻合口的肠的短片从肠的剩余部分中分离出来，同时保持肠系膜的血管连接至该肠的短片，从而确保对该肠的短片的血液供给，
- [0157] - 解剖在肠的短片处的一区域，
- [0158] - 在解剖区域中放置一人造肠片，并经外科手术将其接合至该肠的短片以及肠的剩余部分，以形成穿过肠的剩余部分、肠的人造肠片和短片的连续肠道，该人造肠片形成病人的肠的所选部分，

- [0159] - 提供如上所述的设备，
- [0160] - 在与人造肠片的手术接合中放置所述设备的泵，以及
- [0161] - 使用泵将肠内容物通过肠道泵出吻合口之外。

[0162] 上述方法 (I)、(II) 和 (III) 可进一步包括皮下植入用来开启和停止泵的手工可操作的开关。

[0163] 根据上述方法 (I)、(II) 和 (III)，在对肠的所选部分进行手术结合过程中放入泵的收缩装置，并控制该泵操作收缩装置以交替地收缩所选部分，从而实质上减小沿所选部分的肠道体积、和释放所选部分来增加沿所选部分的肠道体积，以便肠内容物通过肠道转

移。

[0164] 该方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步包括在与肠的所选部分进行手术结合的过程中植入至少一个可释放的闭锁,并使用该可释放闭锁来在该泵未处于操作中时关闭肠道、和当该泵处于操作中时释放肠。

[0165] 该方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步地包括植入诸如电动机之类的电动操作装置,以操作该可释放闭锁。替代地,该操作装置包括一液压操作装置。

[0166] 方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步包括发射无线能量来为操作装置提供动力,和当希望将肠内容物通过肠道泵出时,用所述被发射的能量为操作装置提供动力,以操作该闭锁来释放肠的所选部分。

[0167] 方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步包括在病人体内植入能量源,提供外部能量源,控制该外部能量源以释放无线能量,将该无线能量转换成可储存能量,用所述被转换的能量为所述被植入的能量源非侵入式充电,以及从病人体外控制所述被植入的能量源以用于操作所述泵和 / 或可释放的闭锁。病人的肠可经外科手术修缮以终止于吻合口处,并且当希望将肠内容物从病人体内排出时,控制该被植入的能量源以提供能量,来操作该可释放闭锁暂时释放肠的所选部分,以及使用该泵将肠道中的肠内容物通过该吻合口泵出身体。无线能量可转换成诸如电能之类的不同于无线能量的可储存能量,其中所述可储存能量用来操作泵和 / 或可释放的闭锁。

[0168] 替代地,方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步包括在病人体外提供一外部能量源,从病人体外控制所述外部能量源以释放无线能量,以及使用所述被释放的无线能量来操作该泵和 / 或可释放的闭锁。例如,所述外部能量源可受控来释放无线能量,其中所述无线能量直接操作该泵和 / 或可释放的闭锁。所述外部能量源可受控来释放非磁性的无线能量,其中所述被释放的非磁性无线能量用来操作该泵和 / 或可释放的闭锁。替代地,所述外部能量源可受控来释放电磁无线能量,其中所述被释放的电磁无线能量用来操作该泵和 / 或可释放的闭锁。

[0169] 无线能量可通过被植入的能量转换装置转换成病人体内的电能,其中电能连同泵和 / 或可释放的闭锁的操作一起使用。电能可连同泵和 / 或可释放的闭锁的操作一起直接使用。例如,该泵和 / 或可释放的闭锁可用电能直接操作,这时能量转换装置将无线能量转换成电能。

[0170] 方法 (I)、(II) 和 (III) 进一步包括控制该可释放的闭锁来:

[0171] - 至少部分地限制所选部分中的肠道,以防止肠内容物从中通过,或

[0172] - 释放肠以允许肠内容物通过使用该泵从中泵出。

[0173] 步骤 (a) 可被执行为控制所述可释放闭锁来部分地限制所选部分中的肠道、和电刺激肠的所选部分使其紧缩以进一步限制肠道,从而防止肠内容物从中通过。

[0174] 本发明还提供了另一种使用如上所述的设备治疗患有肠道紊乱的病人的方法,。该方法包括:

[0175] - 提供无线遥控,其适用于从病人体外控制该泵,以及

[0176] - 由病人操作所述无线遥控以当病人想排便时开启该泵、以及当病人完成排便时停止该泵。

附图说明

[0177] 图 1A 和 1B 示意性地说明了根据本发明的通用设备的不同操作阶段,其中所述设备的泵被施加在病人的肠上。

[0178] 图 2A 和 2B 示意性地说明了还包括一电刺激装置的图 1A 和 1B 的通用设备的不同操作阶段。

[0179] 图 3A、3B 和 3C 示意性地说明本发明实施方式的不同操作阶段,其中蠕动泵施加在病人的肠上。

[0180] 图 4A、4B 和 4C 示意性地说明了亦包括一电刺激装置的图 3A-3C 的实施方式。

[0181] 图 5A、5B 和 5C 是本发明实施方式的示出了不同的操作阶段的纵向横截面,其中泵包括一径向收缩病人的肠的收缩装置。

[0182] 图 6A、6B 和 6C 是图 5A-5C 的实施方式的变型的纵向横截面,其包括电刺激装置。

[0183] 图 7 示出了与图 6C 的实施方式相同的实施方式,其说明了刺激装置的改进操作。

[0184] 图 8 示出了当泵未处于操作中时图 6A 的实施方式。

[0185] 图 9A、9B、9C 和 9D 说明了当该泵未处于操作中时根据图 6A 的实施方式的刺激装置的改进操作。

[0186] 图 10A、10B 和 10C 是本发明另一实施方式的纵向横截面,该实施方式包括电刺激装置并示出不同的操作阶段。

[0187] 图 11A 和 11B 是本发明的另一实施方式的视图,其示出了不同的操作阶段,其中一旋转蠕动泵施加在病人的小肠上。

[0188] 图 12A 和 12B 是图 11A 和 11B 的实施方式的变型的视图,也包括一电刺激装置。

[0189] 图 13A 到 13D 是本发明另一实施方式的示出了不同的操作阶段的纵向横截面,其中另一种类型的蠕动泵施加在病人的小肠上。

[0190] 图 14A 至 14D 是图 13A-13D 的实施方式的变型的纵向横截面,包括一电刺激装置。

[0191] 图 15A 和 15B 示出了本发明另一种实施方式的不同操作阶段,其包括分离的肠闭锁 (closure)。

[0192] 图 16A 示出本发明的另一种实施方式,包括植入在一结肠造口术病人体内的人造肠片,其中泵对该人造肠片操作。

[0193] 图 16B 示出了图 16A 的人造肠片接合至病人的肛门。

[0194] 图 17 示出图 16 的实施方式的放大细节。

[0195] 图 18 示出了图 17 的实施方式的变型。

[0196] 图 19A、19B、19C 和 19D 示意性地说明了本发明另一种实施方式的不同操作阶段,其中泵包括轴向收缩病人的肠的收缩装置。

[0197] 图 20 说明了图 19D 的实施方式,其也包括一电刺激装置。

[0198] 图 21 是本发明另一种实施方式的侧视图,其中泵包括液压可操作收缩装置,在第一操作阶段所述液压可操作收缩装置施加在病人的肠上。

[0199] 图 22 和 23 是图 21 中分别沿截面线 XXII-XXII 和 XXIII-XXIII 所做的视图。

[0200] 图 24 是图 21 的实施方式的收缩装置在第二操作阶段的侧视图。

[0201] 图 25 和 26 是图 24 中分别沿截面线 XXV-XXV 和 XXVI-XXVI 所做的视图。

[0202] 图 27A 和 27B 示出了液压回动伺服机构的不同操作阶段,所述液压回动伺服机构

适用于连接图 21-26 的液压收缩装置。

[0203] 图 28A 和 28B 示出了机械操作的收缩装置的不同操作阶段,适用于本发明的一些实施方式中。

[0204] 图 28C 是图 28A 和 28B 的实施方式的变型。

[0205] 图 29 说明了图 6A 和 6B 的实施方式的泵,其施加在结肠造口术病人的小肠上。

[0206] 图 30 说明了图 6A 和 6B 的实施方式的泵,其施加在结肠造口术病人的终止于病人肛门的小肠上。

具体实施方式

[0207] 参照附图,贯穿若干个附图中相同的附图标记指代同样或对应的元件。

[0208] 图 1A 示意性地示出了根据本发明的所述设备的通用实施方式,所述设备用来治疗遭受诸如便秘或肛门失禁之类的肠道紊乱的病人。所述设备包括泵 1,该泵外部地施加在病人肠 3 的所选部分 2 上,诸如大肠的一部分。泵 1 包括收缩装置,用来收缩所选部分 2,以转移其中的肠内容物。在操作中,所述设备循环地在第一操作阶段和第二操作阶段之间变换,在第一操作阶段中,收缩装置不收缩所选部分 2 以允许肠内容物填满所选部分 2,如图 1A 所图示;在第二操作阶段中,收缩装置收缩所选部分 2 以至少实质上减小沿所选部分 2 的肠道 4 的体积,以便该管状肠 3 的所选部分 2 至少部分地变平。因此,肠内容物从所选部分 2 中出来向肠 3 下游转移,并通过肠 3 的开口端 5 排出,如图 1B 所图示。当所述设备从第二操作阶段(图 1B)变为第一操作阶段(图 1A)时,泵 1 的收缩装置释放所选部分 2 以允许肠内容物进入所选部分 2,借此随着肠内容物装满所选部分 2,沿所选部分 2 的肠道 4 的体积增大。

[0209] 图 1A 的设备可设置有一电刺激装置,用来电刺激所选部分 2 的肌肉或神经组织以紧缩(contraction)肠壁 6,使得肠壁 6 变厚。当操作设置有这样的刺激装置的设备时,所述设备循环地执行一序列的三个操作阶段,即第一操作阶段,其中泵 1 的收缩装置不收缩所选部分 2 以允许肠内容物装满所选部分 2,如图 1A 所图示;第二操作阶段,其中收缩装置收缩所选部分 2 以便后者部分地变平,如图 2A 所图示,借此一些肠内容物向肠 3 下游转移并通过开口端 5 排出;以及第三操作阶段,其中电刺激装置用电脉冲(由图 2B 中箭头 A 指出)刺激所述被收缩的所选部分 2 以增厚肠壁 6,从而完全关闭肠道 4,借此更多的肠内容物向肠 3 下游转移并通过开口端 5 排出,参见图 2B。用于实现完全关闭肠道 4 的电刺激装置的使用能够使泵 1 的收缩装置部分地收缩所选部分 2,而不会实质上妨碍肠组织中的血液循环。

[0210] 图 3A、3B 和 3C 示意性地说明了本发明的实施方式,其类似于根据图 1A 和 1B 的通用实施方式,除了所述设备包括一蠕动型泵 7 之外。该蠕动泵 7 包括一收缩装置,该收缩装置提供了沿所选部分 2 的一部分延伸的所选部分 2 的有限收缩 8,参见图 3A。提供控制装置 9 来控制该蠕动泵 7 的收缩装置以使所述收缩 8 沿下游方向(图 3A-3B 中从左至右)转移,从而使肠内容物在肠道 4 中向前移动,如图 3A 至 3C 所图示。当收缩 8 已转移至所选部分 2 的右端并且肠内容物已进入和再次充满在收缩 8 上游的所选部分 2 时,控制装置 9 控制该蠕动泵 7 的收缩装置以释放在其右端的所选部分和在所选部分 2 的左端提供收缩 8,如图 3A 所图示,借此可重复上述操作。

[0211] 图 4A、4B 和 4C 示意性地说明了本发明的实施方式,其类似于根据图 3A、3B 和 3C 的实施方式,除了图 3A-3C 的实施方式的装置还包括一电刺激装置之外,所述电刺激装置具有与根据图 2A 和 2B 的实施方式相关描述的上述电刺激装置相同的用途。在图 4A-4B 的实施方式中,所选部分 2 的有限收缩 10 由两种措施的组合来提供。因而,根据第一措施,该蠕动泵 7 的收缩装置收缩所选部分 2 的一部分,使得后者部分地变平但没有关闭肠道 4。根据下列第二措施,电刺激装置用电脉冲(由图 3A-3C 中的箭头 B 指出)刺激所选部分 2 的被收缩的部分以增厚肠壁,从而完全关闭肠道,借此形成收缩 10。控制装置 9 控制收缩装置和刺激装置以与上述针对根据图 3A-3C 的实施方式的对应收缩 8 相同的方式转移收缩 10。

[0212] 图 5A、5B 和 5C 示出了本发明的实施方式,其中所述设备包括泵 11,该泵具有一设计成能进行收缩即使病人的肠 3 的所选部分 2 变平的收缩装置 12。因而,收缩装置 12 包括上游第一短收缩元件对 13A 和 13B、下游第二短收缩元件对 14A 和 14B、以及第三细长收缩元件对 15A 和 15B,所述细长收缩元件位于第一及第二短元件对之间。第一对的所述两个短收缩元件 13A、13B 是在缩回位置(图 5A)和收缩位置(图 5B 和 5C)之间朝向和远离彼此地径向可移动的,第二对的所述两个短收缩元件 14A、14B 是在缩回位置(图 5C)和收缩位置(图 5A 和 5B)之间朝向和远离彼此地径向可移动的,以及第三对的所述两个细长收缩元件 15A、15B 是在缩回位置(图 5A 和 5B)和收缩位置(图 5C)之间朝向和远离彼此地径向可移动的。泵 11 施加在所选部分 2 上,使得每对收缩元件的所述两个收缩元件位于所选部分 2 的相对侧,所述短收缩元件 13A、13B 位于所选部分 2 的上游端处,所述短收缩元件 14A、14B 位于所选部分 2 的下游端处。

[0213] 控制装置 9 控制所述短收缩元件对 13A、13B,所述细长收缩元件对 15A、15B 和所述短元件对 14A、14B 彼此独立地收缩及释放所选部分 2。图 5A-5C 说明了控制装置 9 如何控制泵 11 的操作以使肠内容物沿肠道 4 的下游方向循环地转移。因而,在图 5A 中,短收缩元件 13A、13B 和细长收缩元件 15A、15B 位于他们的缩回位置中,而短收缩元件 14A、14B 处于他们的收缩位置中。图 5B 说明了短收缩元件 13A、13B 如何同样已被径向向内移动至他们的收缩位置,借此大量肠内容物被截获在肠道 4 中所选部分 2 的上游端和下游端之间。图 5C 说明了短收缩元件 14A、14B 如何初始地已被径向向外移动至他们的缩回位置,以及而后细长收缩元件 15A、15B 如何已被径向向内移动至他们的收缩位置。因此,在所选部分 2 的上游及下游端之间的肠道 4 中的肠内容物已在肠道 4 中被移向下游,如箭头所指出。然后,控制装置 9 控制收缩装置 12 以呈现图 5A 中示出的状态而允许肠内容物进入和装满在所选部分 2 的上游及下游端之间的肠道,借此完成泵抽循环。

[0214] 虽然图 5A-5C 公开了收缩元件对,但是应该注意到,设计仅具有单个短收缩元件 13A、单个细长收缩元件 15A 和单个短收缩元件 14A 的收缩装置 12 是可以想像得到的。在这种情况下,肠 3 的所选部分 2 由收缩装置 12 的固定元件支撑,该固定元件位于所选部分 2 的与收缩元件 13A、14A 和 15A 相对的侧面。

[0215] 图 6A、6B 和 6C 示出了本发明的实施方式,除了根据图 6A-6C 的设备还包括一电刺激装置之外,其类似于根据图 5A、5B 和 5C 的实施方式,所述电刺激装置具有与根据图 2A 和 2B 的实施方式有关的上述电刺激装置相同的用途。根据图 6A-6C 的刺激装置包括多排电极 16,所述电极位于收缩元件 13A、13B、14A、14B、15A 和 15B 上并适用于用电脉冲刺激肠组织的所选部分的肌肉或神经组织。在图 6A-6C 中,非活化(inactivated)的电极 16 由未填充

的环指示,而活化的电极 16 由黑色圆点指示。在这种实施方式中,收缩装置和刺激装置相协作以避免妨碍肠组织中的血液循环。因而,每对收缩元件的所述两个收缩元件适用于收缩该所选部分以只是几乎关闭肠道。肠道的最终完全关闭是通过电极 16 利用电脉冲刺激所述被收缩的所选部分 2 来实现的,因此肠壁变厚并完全关闭肠道。

[0216] 在操作根据图 6A-6C 的设备的过程中,控制装置 9 控制收缩元件 13A-15B 以与根据图 5A-5C 的实施方式有关的上述相同顺序移动。控制装置 9 同样控制电极 16 以电刺激肠组织,其中收缩元件 13A-15A 中的任一收缩元件收缩所选部分 2。

[0217] 图 7 示出了与图 6C 中的实施方式相同的实施方式,所述图 6C 中的实施方式说明了在细长收缩元件 15A 和 15B 上的电极 16 的改进操作。因而,控制装置 9 控制电极 16 以连续刺激所选部分 2,其中细长收缩元件 15A、15B 收缩所选部分 2,以便所述被收缩的所选部分沿下游方向逐渐紧缩。因此,肠内容物以蠕动方式在肠道中向下游转移。替代地,电极 16 可连续刺激所选部分 2 以沿上游方向逐渐紧缩所述部分 2。

[0218] 图 8 示出了当泵 11 未处于操作中并且收缩元件 13A-15B 保持在休息位置(rest position)时图 6A 的实施方式。因而,所述短上游及下游收缩元件 13A、13B、14A 和 14B 保持在他们的缩回位置中,而所述细长收缩元件 15A、15B 轻轻地收缩所述所选部分以至少实质上减小肠道的横截面积。控制装置 9 控制收缩元件 15A、15B 上的所有电极 16 以电刺激所述被收缩的所选部分 2,从而增厚肠壁,因而肠道保持完全关闭。替代地,每次可仅刺激所述收缩部分的一部分。

[0219] 图 9A、9B、9C 和 9D 说明了当该泵未处于操作中时根据图 6A 的实施方式的电极 16 的改进操作。参照图 9A,沿收缩元件 15A 有成一排的 8 个电极和沿收缩元件 15B 有成一排的 8 个电极。控制装置 9 根据预定方案活化两排电极中的电极,以使得所选部分 2 部分紧缩,所述紧缩随时间的过去改变他们在所选部分上的位置,借此肠的当前未受刺激的部分可在他们被再次刺激之前恢复实质上正常的血液循环。从位于细长收缩元件 15A、15B 中间的电极开始,电极沿肠的上游和下游方向逐渐活化。

[0220] 因此,控制装置 9 活化两个位于两排电极中央的邻近电极对 16A 和 16B,以加厚沿着所选部分 2 的短距离的肠壁,从而关闭在所选部分 2 的中间的肠道。参照图 9B,在预定时间周期逝去之后,大约数秒,电极对 16A 的左边的下一电极对 16C 和电极对 16B 的右边的下一电极对 16D 被活化,而电极 16A 和 16B 被非活化。因此,肠壁在两个与所选部分 2 的中间间隔开的不同位置处变厚。参照图 9C,在另一预定时间周期逝去之后,电极对 16C 的左边的下一电极对 16E 和电极对 16D 的右边的下一电极对 16F 被活化,而电极 16C 和 16D 被非活化。因此,肠壁在两个与所选部分 2 的中间间隔更远的位置处变厚。参照图 9D,在再一预定时间周期逝去之后,电极对 16E 的左边的下一电极对 16G 和电极对 16F 的右边的下一电极对 16H 被活化,而电极 16E 和 16F 被非活化。然后,根据图 9A-9D 的上述刺激操作循环重复,直到泵 11 要被操作。

[0221] 图 10A、10B 和 10C 示出了本发明的实施方式,除了可移动的细长收缩元件 15A 和 15B 由两个细长固定元件 17A 和 17B 代替之外,其类似于根据图 6A、6B 和 6C 的实施方式。这种实施方式的刺激装置包括多排电极 16,所述电极位于固定元件 17A、17B 上并适用于电刺激所选部分 2 的肠壁以减小在所选部分 2 的上游和下游端之间的肠道容积。因而,图 10C 说明了所述短收缩元件 14A、14B 如何已初始地径向向外移动至他们的缩回位置,并且接着

所述电极 16 已被活化以使得肠壁紧缩,因此降低在所选部分 2 的上游和下游端之间的肠道容积,借此肠内容物在肠道中向下游移动,如箭头所指示。为了清晰起见,遭受电极 16 电刺激的肠壁的厚度在图 10C 中进行了夸大。

[0222] 图 11A 和 11B 是本发明的另一实施方式的视图,其示出了不同的操作阶段,其中一旋转蠕动泵施加在结肠造口术病人的接近吻合口的小肠 19 上。蠕动泵 18 包括一转子 20,其传送收缩装置 21,该收缩装置 21 为与转子 20 的轴 23 呈等距设置的三个圆柱形收缩元件 22A、22B 和 22C 的形式。收缩元件 22A-22C 可设计为辊子。固定的细长支撑元件 24 位于与转子 20 相间隔但接近于转子 20 的位置,并且具有转子 20 的轴 23 同心的一部分圆柱面 25。泵 18 施加在小肠 19 上,使得肠 19 在支撑元件 24 与转子 20 之间延伸。

[0223] 控制装置 9 控制转子 20 旋转,使得收缩元件 22A-22C 抵着细长支撑元件 24 连续收缩肠 19 的一系列所选部分的部分。图 11A 说明了收缩元件 22A 如何在第一部分 25 处收缩肠 19 并关闭肠道 4,而收缩元件 22B 要在第一部分 25 的下游的第二部分 26 处释放肠 19。图 11B 说明了收缩元件 22A 如何沿所述细长支撑元件 24 前进大约一半以及转移肠道中的肠内容物,以便一些肠内容物通过吻合口排出。收缩元件 22B 已释放肠 19,而收缩元件 22C 要结合肠 19。因此,控制装置 9 控制转子 20 相继沿细长支撑元件 24 循环移动收缩元件 22A-22C,同时收缩肠 19 的所选部分,以便肠道 4 中的肠内容物以蠕动方式转移。相同的收缩原理同样可由其它不包括转子的机械收缩装置来实施。

[0224] 图 12A 和 12B 示出了本发明的实施方式,除了图 12A-12B 的实施方式的设备还包括电刺激装置之外,其类似于根据图 11A 和 11B 的实施方式,该电刺激装置具有与根据图 4A-4C 的实施方式有关的上述电刺激装置相同的用途。根据图 12A-12B 的刺激装置包括电极 16,该电极 16 设置在收缩元件 22A-22C 上。在这个实施方式中,与根据图 11A 和 11B 的实施方式相比,转子 20 与固定细长支撑元件 23 间隔地稍微远一些,以便当收缩元件 22A-22C 在转子 20 旋转期间收缩肠 19 时,他们不会通过机械作用完全关闭肠道。完全关闭肠道 4 通过活化电极 16 来完成。相同的组合收缩及刺激原理同样可由不包括转子的其它机械收缩装置实施。

[0225] 因而,当收缩元件 22A-22C 中的任一收缩元件收缩肠 19 的一部分时,它的关联电极 16 用电脉冲刺激所述收缩部分,以便所述收缩部分的肠壁变厚并关闭肠道 4。图 22A 说明了收缩元件 22A 已如何开始收缩肠 19 的一部分和如何借助收缩元件 22A 上的活化电极 16 关闭肠道 4。

[0226] 图 13A 到 13D 是本发明另一实施方式的示出了不同的操作阶段的纵向横截面,其中另一种类型的蠕动泵 27 施加在病人的肠的所选部分上。泵 27 包括收缩装置 28,所述收拾装置包括两个细长收缩元件 29A 和 29B,所述两个细长收缩元件具有凸形表面 30A 和 30B,所述凸形表面在其相互侧面上邻接一段选定部分。控制装置 9 控制所述细长收缩元件 29A、29B 相对于所述所选部分移动,以便收缩元件 29A、29B 逐渐收缩所选部分,如图 13A 至 13D 所示。

[0227] 因而,在图 13A 中示出的收缩元件 29A、29B 的初始位置中,所选部分没有被收缩元件 29A、29B 收缩。从这个初始位置开始,控制装置 9 控制收缩元件 29A、29B 将收缩元件 29A、29B 的左端朝所选部分摆动(由箭头指出),以收缩肠 19 的所选部分,参见图 13A。图 13B 示出了肠道 4 如何由被收缩的所选部分完全关闭。接着,如图 13B 所示,控制装置 9 控制收

缩元件 29A、29B 移动,使得他们的右端朝彼此移动(由箭头指出),而收缩元件 29A、29B 的凸形表面 30A、30B 和他们之间的所选部分一起在彼此之上滚动,参见图 13C。因此,肠 19 中的肠内容物被强制向右移动(由白色箭头指出)。当收缩元件 29A、29B 已在彼此之上滚向图 13D 中示出的位置时,控制装置 9 控制收缩元件 29A、29B 将他们的右端彼此远离地(由图 13D 中的箭头指示)移至图 13A 中示出的初始位置。图 13A 至 13D 中示出的操作阶段可循环重复多次,直到预期数量的肠内容物已以蠕动方式在肠道中转移。这种实施方式特别适合用于吻合口病人。因此,蠕动泵 27 施加在接近于病人吻合口的病人的肠上。

[0228] 替代地,仅收缩元件 29A、29B 之一可设置有凸形表面,而另一个收缩元件具有一邻接所选部分的平面。亦可使用具有凸形表面的单个收缩元件,其抵着病人骨头按压肠 19 的所选部分。

[0229] 图 14A 到 14D 示出了本发明的实施方式,除了图 14A-14D 的实施方式的设备还包括电刺激装置之外,其类似于根据图 13A-13D 的实施方式,该电刺激装置具有与根据图 4A-4C 的实施方式有关的上述电刺激装置相同的用途。刺激装置包括位于所述凸形表面 30A、30B 上的电极 16。在图 14A-14D 的实施方式中,与根据图 13A-13D 的实施方式相比,收缩元件 29A 和 29B 彼此间隔地稍微远一些,以便当收缩元件 29A、29B 在操作期间收缩肠 19 时,他们不会通过机械作用完全关闭肠道 4。完全关闭肠道 4 通过活化电极 16 来完成。

[0230] 因而,利用图 14A 中示出的初始位置中的收缩元件 29A、29B,控制装置 9 控制收缩元件 29A、29B 使其左端朝肠 19 的所选部分(由箭头指出)摆动以收缩所选部分,而控制电极 16 电刺激肠 19 以使得肠壁紧缩并变厚。图 14B 示出了肠道 4 如何通过由收缩元件 29A、29B 的机械收缩肠 19 与由电极 16 的电刺激肠 19 的组合作用下完全关闭。图 14C 和 14D 示出了对应于上述图 13C 和 13D 的操作阶段的操作阶段。

[0231] 在根据图 14A 到 14D 的实施方式中,随着收缩元件 29A、29B 的凸形表面 30A、30B 在彼此之上滚动,协同细长收缩元件 29A、29B 的移动,控制装置 9 可控制电极 16 逐渐刺激被收缩的所选部分以使其逐渐紧缩。

[0232] 图 15A 和 15B 示出了本发明另一种实施方式的不同操作阶段,其中所述设备包括作用在病人的肠 19 的所选部分上的分离的泵 31 和分离的可释放闭锁 32。泵 31 是上述类型的,其包括收缩装置,所述收缩装置交替收缩及释放肠 19 的所选部分以便使得肠内容物通过肠道 4 转移。该闭锁 32 包括两个细长收缩元件 33A 和 33B,其位于所选部分的相对侧上。收缩元件 33A、33B 可在缩回位置(图 15A)与收缩位置(图 5C)之间朝向和远离彼此地径向移动,在缩回位置,当泵 31 处于操作中时释放肠 19 的所选部分,在收缩位置,当该泵未处于操作中时收缩元件 33A、33B 收缩所选部分以关闭肠道。

[0233] 有一刺激装置,其包括位于收缩元件 33A、33B 上的多排电极 16,用来利用电脉冲刺激肠 19 的所选部分的肌肉或神经组织以使得肠壁紧缩。图 15A 通过指示非活化电极的未填充环指出电极 16,以及图 15B 通过指示活化电极的黑色圆点指出电极 16。当闭锁 32 关闭肠道 4 时,收缩元件 33A、33B 和电极 16 相协作来避免妨碍肠组织中的血液循环。因而,当泵 31 未处于操作中时(图 15B),收缩元件 33A、33B 至少部分地收缩所选部分以至少实质上减小肠道 4 的横截面积,并且电极电刺激肠的肌肉或神经组织以使得肠紧缩,以便肠壁变厚,从而完全关闭肠道 4。电极可根据与图 9A-9D 的实施方式有关的上述预设方案,或者根据任意其它确定的使肠刺激变化的模式或方案来活化。

[0234] 图 16A 示出本发明的另一种实施方式,其包括植入在一设置有吻合口 35 的结肠造口术病人体内的人造肠片 34。小肠 19 经外科手术切开以形成其上游开口端 36 和小肠 19 的形成吻合口 35 的短分离片 39 的下游开口端 37。肠 19 的短片 39 延伸穿过病人腹壁 39A 中的经外科手术创建的开口。人造肠片 34 经外科手术接合至上游端 36 和下游端 37 之间的病人小肠并与其集成在一起。病人肠系膜的一部分的血管 38 向形成吻合口 35 的肠的分离片 39 供血。人造肠片 34 设置有泵 40,其包括仅对人造肠片 34 操作的收缩装置。附接至泵 40 的固定器 40A 紧固至其开口处的腹壁 39A。泵 40 的收缩装置交替地收缩和释放人造肠片 34,其可包括一弹性管,以便肠内容物通过病人的吻合口 35 排出。泵 40 的收缩装置可选自本申请的实施方式中描述的各种收缩装置中任一种收缩装置。在图 16A 的实施方式中,当泵 40 未处于操作中时,收缩装置可收缩人造肠片 34 以正常地保持其肠道关闭。同样,能收缩小肠的任一种泵可用于图 16A 的实施方式中。

[0235] 上述人造肠片 34 或 43 可以可替代地直接或间接接合至病人的肛门,如图 16B 所图示的。

[0236] 图 17 是人造肠片 34 和泵 40 的放大视图,其示出了具有泵 40 的肠片 34 如何在其上游和下游端 36、37 处密封至肠 19。因此,织物管状网 41 其上游端 36 处的肠 19 上并附接至泵 40。另一种个织物管状网 42 肠 19 的分离片 39 上并附接至泵 40。管状网 42 尚未完全分离片 39 上,以说明示出网 42 如何在片 39 上滚动。初始地,织物网 41 和 42 通常使用可吸收缝合线缝合至肠。管状网 41、42 促进将肠 19 密封肠 19 至人造肠片 34 的纤维化组织向内生长。诸如聚四氟乙烯、硅树脂或聚氨基甲酸酯之类的另一种材料可外部地管状网 41、42 上。

[0237] 图 18 示出了图 17 的实施方式的变型,其包括人造肠片 43,该人造肠片具有管状部分 44,该管状部分在其下游侧自泵 40 延伸并形成吻合口 45。人造肠片 43 的另一管状部分 44A 在其上游端自泵 40 延伸。利用这种变型,仅需要经外科手术将人造肠片 43 的管状部分 44A 接合并密封至病人小肠 19。

[0238] 图 19A、19B、19C 和 19D 示意性地说明了本发明另一种实施方式的不同操作阶段,其中泵 46 包括轴向收缩病人的肠 19 的收缩装置 47。参照图 19A,收缩装置 47 包括彼此铰接的第一收缩元件对 48A 和 48B,以及彼此铰接的第二收缩元件对 49A 和 49B。两个收缩元件对 48A、48B 和 49A、49B 借助于允许纤维化组织向内生长的材料 50 在所选部分的相反侧接合至肠 19 的所选部分。图 19B 示出了第一收缩元件对 48A、48B 和第二收缩元件对 49A、49B 如何彼此远离地移动以径向扩张肠 19 的所选部分,从而形成肠道 4 的扩张室 51。图 19C 示出了收缩元件 48A 和 49B 如何转向彼此以径向及轴向收缩肠 19 的所选部分,借此室 51 的容积减小,导致肠内容物通过肠道转移出肠 19。图 19D 示出了第二对的收缩元件 48B 和 49B 同样如何转向彼此,以轴向收缩所述被扩张的所选部分,从而进一步减小室 51 的容积,借此更多的肠内容物通过肠道 4 转移出肠 19。

[0239] 图 20 说明了图 19D 的实施方式,其包括一电刺激装置,该电刺激装置具有与根据图 4A-4C 的实施方式有关的上述电刺激装置相同的用途。图 20 的刺激装置包括位于收缩元件 48A、48B、49A 和 49B 上的电极 16。在收缩元件 48A、48B、49A 和 49B 轴向收缩肠 19 的同时,电极 16 电刺激肠 19 以使得肠壁紧缩和变厚。

[0240] 图 21-26 示出了本发明的另一种实施方式,其中手工可操作的泵 52 包括施加在病

人的肠 19 的所选部分上的液压操作的收缩装置 53。收缩装置 53 包括第一子装置 54,用于收缩和释放在其上游端处的所选部分;第二子装置 55,用于收缩及释放在其下游端处的所选部分;以及第三子装置 56,用于收缩及释放在其上游和下游端之间的所选部分。第一子装置 54 包括框架 57、相对于框架 57 可移动的收缩元件 58 和连接在框架 57 和收缩元件 58 之间的液压波纹管 (hydraulic bellows) 59。框架 57 的支撑表面 60 支撑肠 19,以便收缩元件 58 可抵着支撑表面 60 收缩肠 19,参见图 22。第二子装置 55 包括位于肠 19 的相对侧的两个收缩元件 61A 和 61B 以及两个液压波纹管 62A 和 62B,此两个液压波纹管同样位于肠 19 的相对侧并与收缩元件 61A、61B 互连,参见图 23。第三子装置 56 设计成类似于第一子装置 54,并包括框架 63、相对于框架 63 可移动的细长收缩元件 64 和连接在框架 63 和所述细长收缩元件 64 之间的两个液压波纹管 65A 和 65B。框架 63 的支撑表面 66 支撑肠 19。确定液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B 的尺寸,从而使得当他们完全伸展时,液压波纹管 59 的容积等于两个液压波纹管 62A 和 62B 的容积,而两个液压波纹管 65A 和 65B 的容积大于液压波纹管 59 的容积并大于液压波纹管 62A 和 62B 的容积。

[0241] 包含大量液压液的手工可压缩弹性容器 67 形式的致动器 (actuator) 被皮下植入在病人体内,并经由尺寸相同的液压导管 68A、68B、68C、68D 和 68E 液压连接至各个液压波纹管 59、65A、65B、62A 和 62B。导管 68C 将通过单根导管 68E 供应的液压液分流到两个液压波纹管 65A 和 65B。图 21-23 示出了处于非活化状态的泵 52,其中容器 67 未被压缩,借此所有液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B 被缩回。因此,子装置 55 在所选部分的下游端处收缩肠 19(参见图 23),而子装置 54 和 56 释放肠 19。

[0242] 图 24-26 示出了处于活化状态的泵 52,其中病人手工压缩容器 67 来将液压液从容器 67 分发至液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B。因此,液压波纹管 59 扩展,以便短收缩元件 58 收缩肠 19 并在肠 19 的所选部分的上游端处关闭肠道 4(参见图 25),两个液压波纹管 62A、62B 扩展,以便短收缩元件 61A、61B 释放肠 19 并在所选部分的下游端处打开肠道 4(参见图 26),以及两个液压波纹管 65A、65B 扩展,以便细长收缩元件 64 收缩在其上游和下游端之间的所选部分,借此肠内容物在肠道 4 中转移。由于液压波纹管 59 具有当扩展时比两个液压波纹管 65A、65B 的组合容积小的容积,并且液压液经由单个导管 68E 提供给液压波纹管 65A、65B,因此当压缩容器 67 时,液压波纹管 59 比液压波纹管 65A、65B 扩展得更迅速。(这种扩展速率上的差异可替代地通过设计具有比液压波纹管 65A 和 65B 中的每个液压波纹管的容积小的容积的液压波纹管 59,以及将液压波纹管 65A 连接至导管 68B 和将液压波纹管 65B 连接至导管 68D 来实现的。)因此,正好在细长收缩元件 64 完全收缩肠之前,收缩元件 58 在肠 19 的所选部分的上游端处关闭肠道 4,借此随着收缩元件 64 收缩肠 19,肠 19 的所选部分中的大量肠内容物被强制向肠道下游移动。当病人停止压缩容器 67 时,容器恢复它未压缩的形状,其从液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B 吸入液压液,借此液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B 缩回并且泵 52 回到图 21 所示的非活化状态。

[0243] 上述根据图 21-23 的收缩装置的液压操作方式亦可在根据图 1-10C 的实施方式的收缩装置中和根据图 15A、15B 的实施方式的闭锁中实施。

[0244] 图 27A 和 27B 示出了一种适用于图 21-26 的实施方式中的液压回动伺服机构 69。回动伺服机构 69 包括矩形框架 70,其具有两个平行的长侧壁 71A 和 71B 以及两个平行短侧壁 72A 和 72B。平行于长侧壁 71A、71B 的可移动壁 73 于长侧壁 71A、71B 之间在短侧壁

72A、72B 上滑动。限定出室 75 的相对大的、近圆柱形的液压波纹管容器 74 在可移动中间隔壁 (intermediate wall) 73 和长侧壁 71B 之间延伸并接合至二者, 和限定出室 77 的相对小的、近圆柱形液压波纹管容器 76 在可移动壁 73 和长侧壁 71A 之间延伸并接合至二者, 该容器 76 实质上小于大容器 74 的室 75。所述小液压波纹管容器 76 具有液体供给管 78, 用于通过导管 68A 连接至可压缩的容器 67, 并且大液压波纹管容器 74 具有液体供给管 79, 用于通过导管 68B-68D 连接至液压波纹管 59、65A、65B、62A、62B。

[0245] 参照图 27A, 当病人压缩容器 67 时, 少量液压液通过供给管 78 从容器 67 传导至小液压波纹管容器 76 的室 77 中, 因此小液压波纹管容器 76 扩展并将可移动中隔壁 73 朝长侧壁 71B 推。因此, 大液压波纹管容器 74 抵着长侧壁 71B 由中间隔壁 73 紧缩, 借此大量液压液通过供给管 79 从大液压波纹管容器 74 的室 75 中压出, 并进一步通过导管 68B-68D 进入泵 52 的液压波纹管 59、69A、65B、62A、62B, 参见图 27B。

[0246] 图 28A 和 28B 示出了机械操作收缩装置 80, 其可在根据图 1-10C 和 15A、15B 的实施方式中实施。收缩装置 80 包括一具有开口端 (open ended) 的管状框架 81 和收缩元件 82, 所述管状框架 81 施加在病人的肠 19 的所选部分上, 其是在管状框架 81 中在参见图 28A 的释放位置与参见图 28B 的收缩位置之间朝向和远离肠 19 地径向可移动的, 在收缩位置中收缩元件 82 收缩肠 19 的所选部分。用来机械操作收缩元件 82 的机械操作方式包括附接于框架 81 的电动机 83 和伸缩装置 84, 该收缩装置由电机 83 驱动并可操作地连接至收缩元件 82。当提供动力给电机 83 时, 它扩展伸缩装置 30, 以便收缩元件 82 收缩肠 19 并关闭肠道 4, 参见图 28B。当收缩元件 82 要释放肠 19 时, 反向电动机 83, 以便伸缩装置 84 将收缩元件 82 缩回至图 28A 所示的位置, 借此肠 19 被释放并且肠道 4 打开。

[0247] 替代地, 机械操作方式可包括可操作地连接至夹持元件 82 的皮下植入式致动器, 其中该致动器由病人手工操作, 如图 28C 所示。因此, 电动机 83 由弹簧 84a 替代, 该弹簧用来保持伸缩装置 84 扩展以抵着肠 19 对夹持元件 82 施加压力。致动器包括杠杆机构 83a, 其可操作地连接至伸缩装置 84。病人可通过皮肤推挤杠杆机构 83a, 以相对弹簧 84a 的作用牵引伸缩装置 84 至伸缩装置 84 的缩回位置, 如虚线所指示。当病人释放杠杆机构 83a 时, 弹簧 84a 扩展伸缩装置 84, 借此夹持元件 82 被压回抵向肠 19。

[0248] 与图 28A、28B 和 28C 有关的上述机械操作方式亦可在根据图 1-10C 和 15A-18 的实施方式中实施。

[0249] 图 29 说明了图 6A 和 6B 的实施方式的泵 11, 其施加在吻合口病人的肠上, 其中收缩装置 12 的收缩元件 15A、15B 收缩肠 19, 并激励电极 16 以关闭肠道 4。控制装置包括无线遥控 85A 形式的外部控制单元、和植入式内部控制单元 86, 该内部控制单元可包括微处理器, 用于控制泵 11。遥控 85A 可由病人操作来控制内部控制单元 86, 从而开启和停止泵 11。可替代地与遥控 85A 集成在一起的分离无线能量发射机 85B, 适用于从病人体外发射无线能量至植入式能量转换装置 87, 该能量转换装置将所发射的无线能量转换成电能。用于给泵 11 提供动力和用于激励电极 16 的植入式可再充电的电池 88 储存由能量转换装置 87 产生的电能。控制部件 86、能量变换装置 87 和电池 88 作为组件植入在皮肤和腹壁之间的病人脂肪层中。随着能量转换装置 87 将由无线能量发射机 85B 发射的无线能量转换成电能, 泵 11 亦可直接用电能提供动力。无线能量可包括由能量发射机 85B 的线圈发出的电磁波, 其中能量转换装置 87 的对应线圈将电磁波转换成电流。

[0250] 植入式传感器 89 感测病人的生理参数,诸如在肠的所选部分中的肠内容物的体积、或者肠 19 中的膨胀 (distension) 或压力。遥控 85A 适用于当泵 11 未处于操作中时,响应传感器感测出生理参数值超过阈值,而产生诸如声音信号或显示信息之类的指示。该指示应注意病人何时该排便。

[0251] 图 30 说明了图 6A 和 6B 的实施方式的泵 11,其施加在结肠造口术病人经外科手术连接至病人肛门的小肠 19 上。

[0252] 当本发明已结合目前被认为是最实用和优选的实施方式进行描述时,要理解本发明不限于所公开的实施方式,恰恰相反,而是要覆盖包括在所附权利要求的精神和范围之内的各种修改和同等的布置。

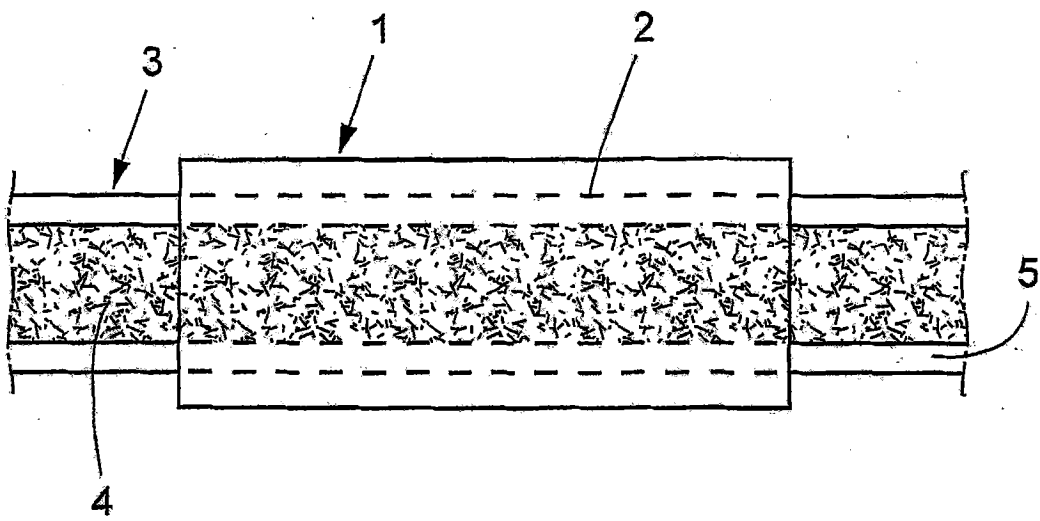


图 1A

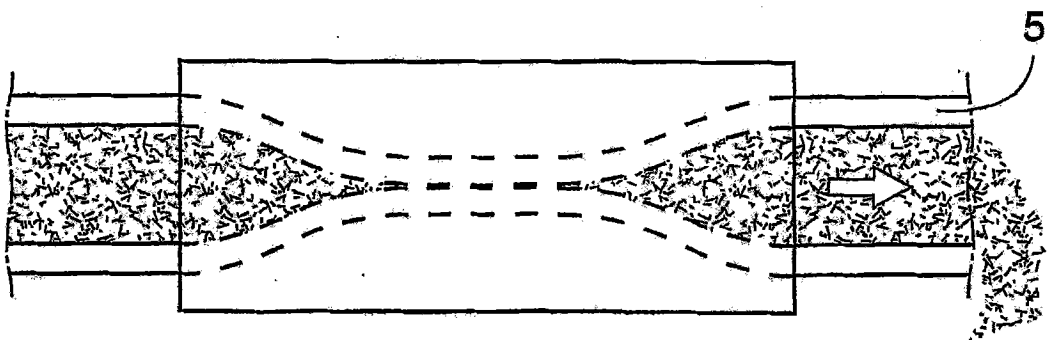


图 1B

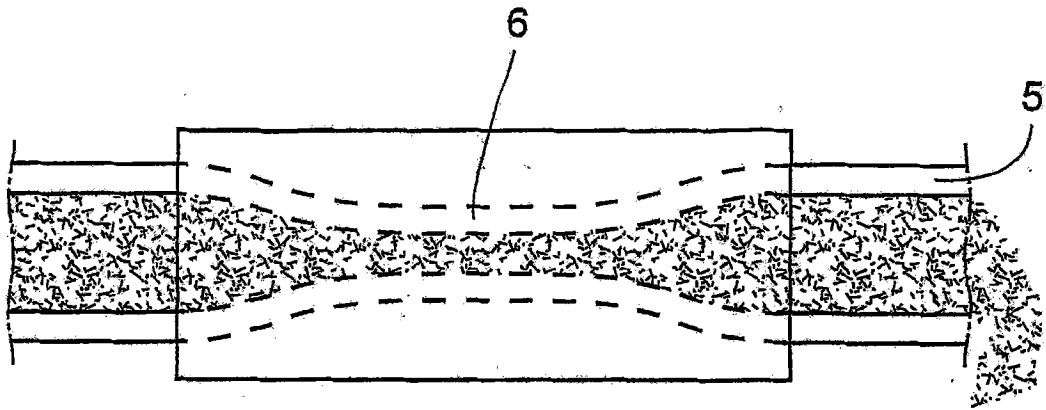


图 2A

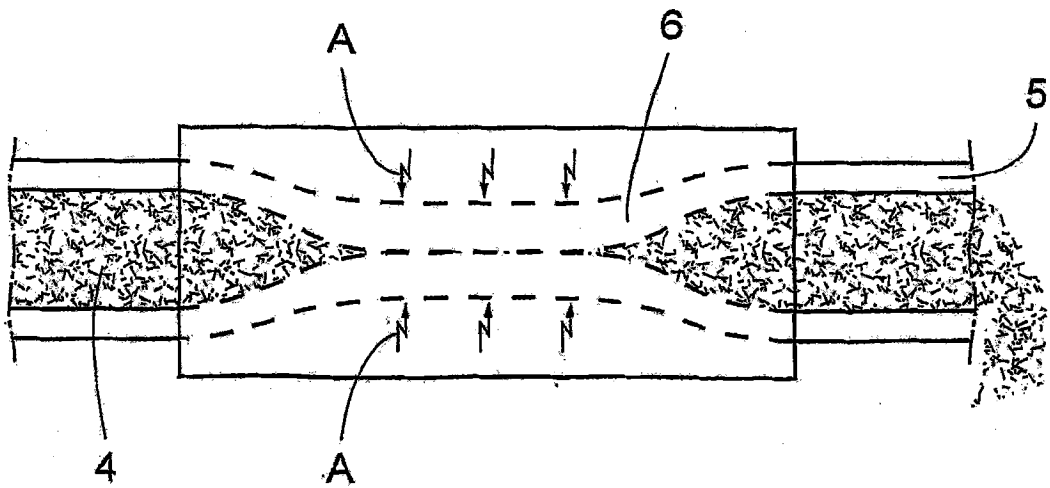


图 2B

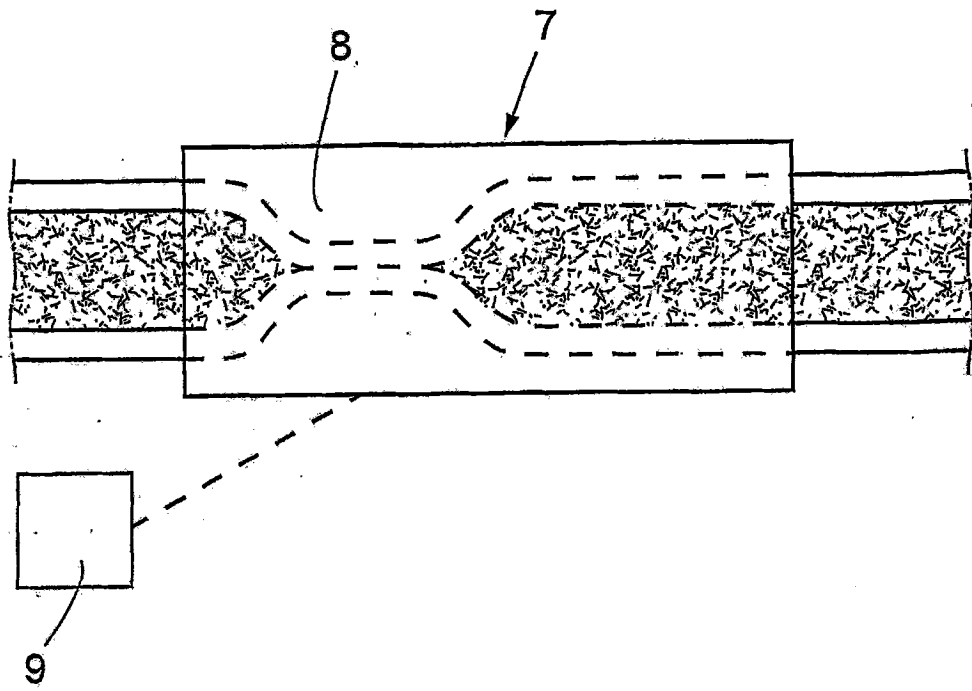


图 3A

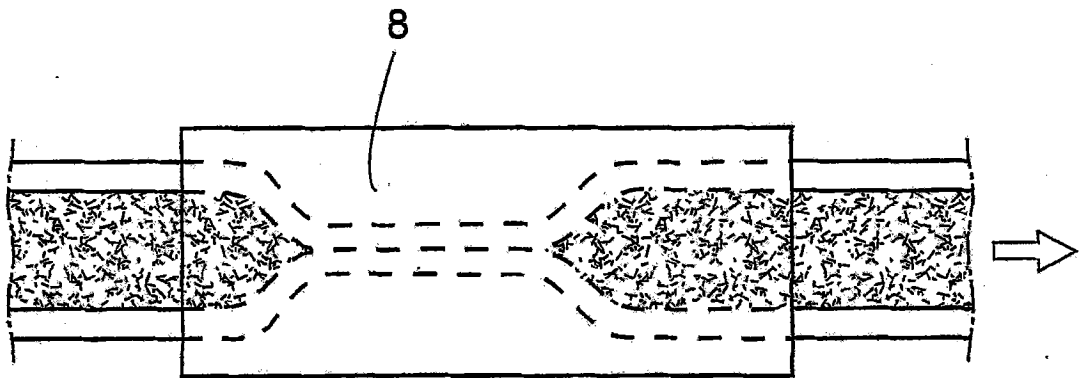


图 3B

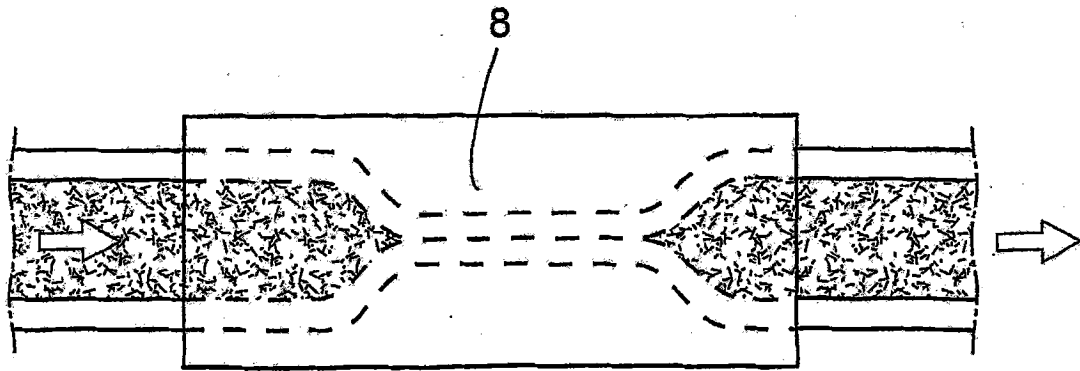


图 3C

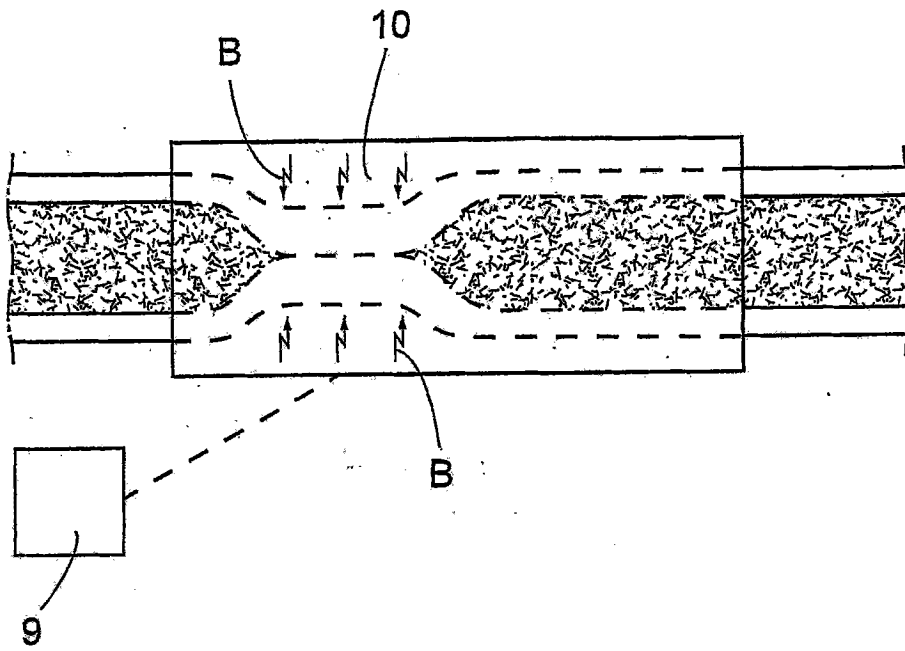


图 4A

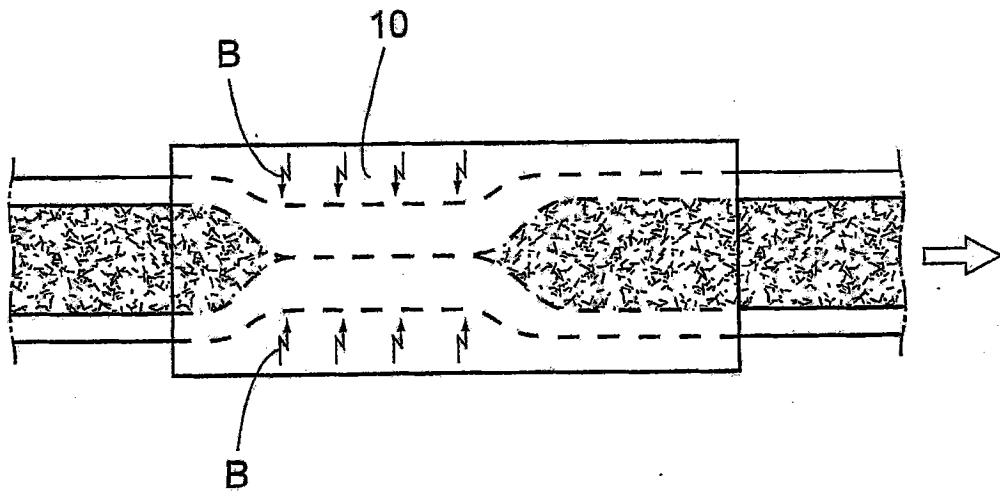


图 4B

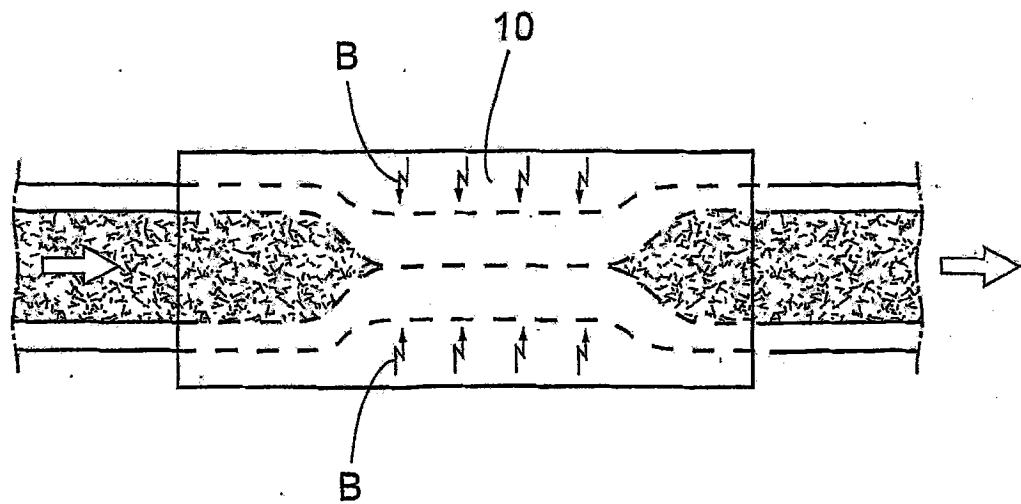


图 4C

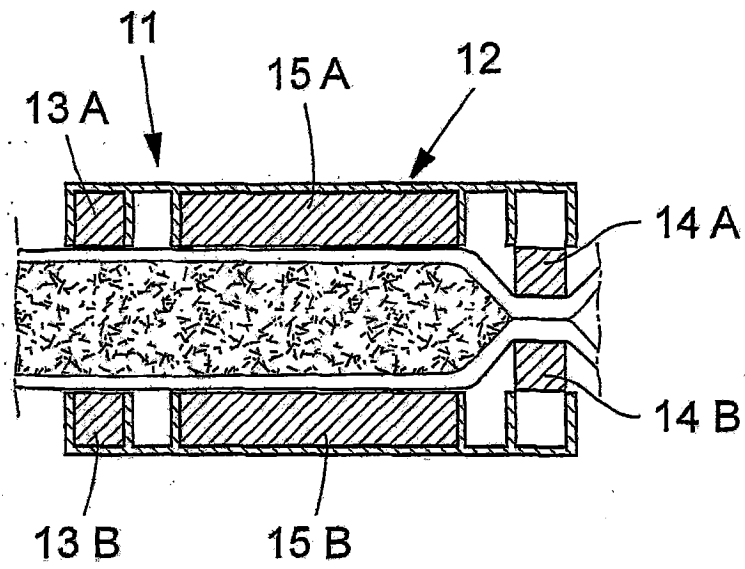


图 5A

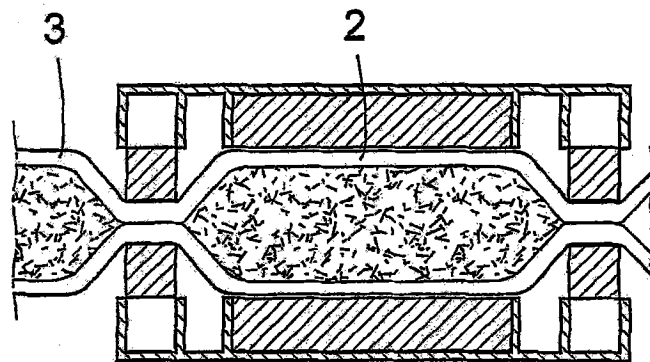


图 5B

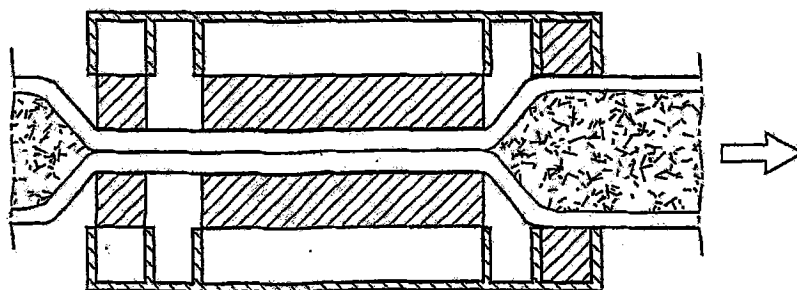


图 5C

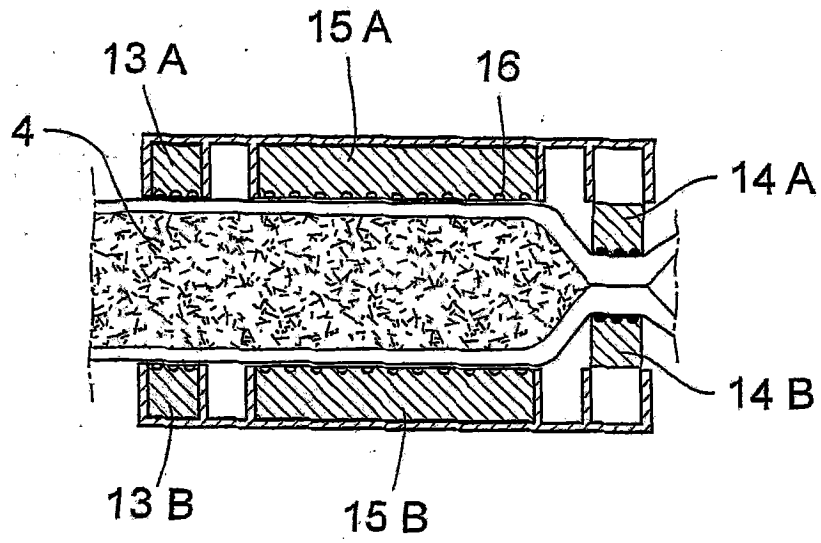


图 6A

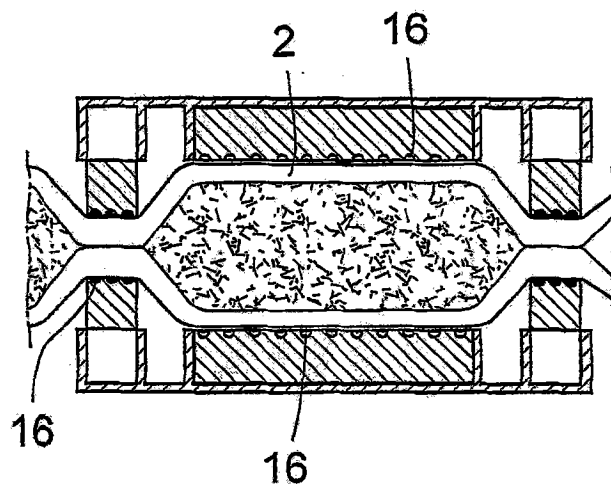


图 6B

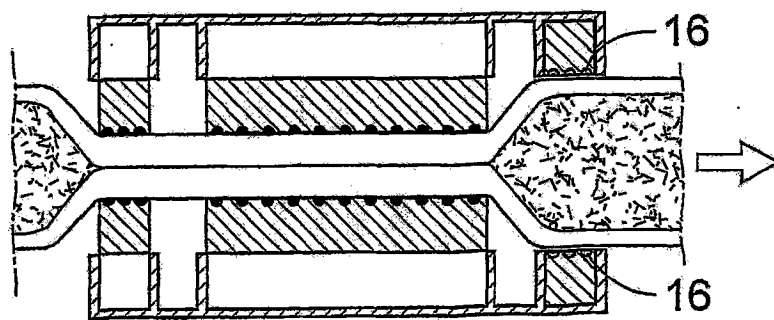


图 6C

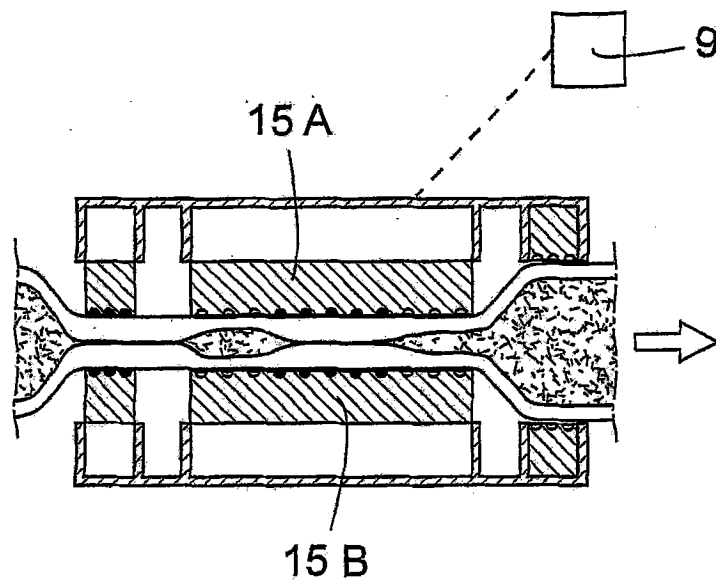


图 7

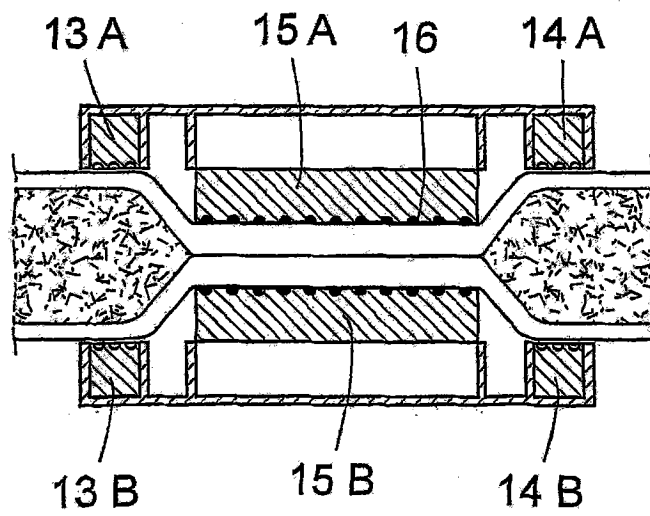


图 8

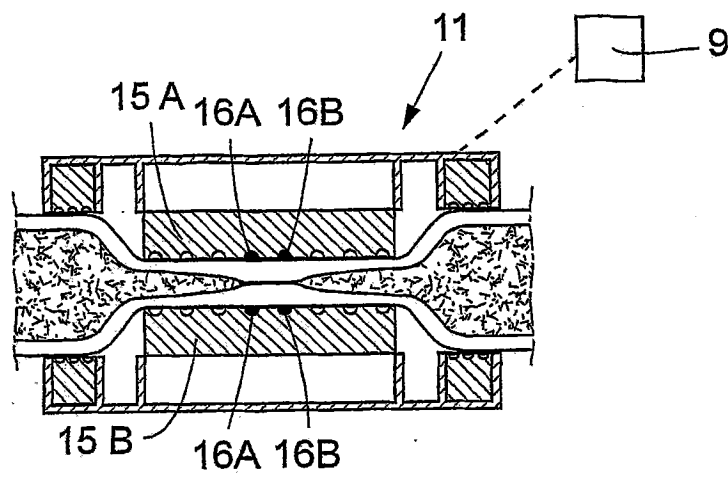


图 9A

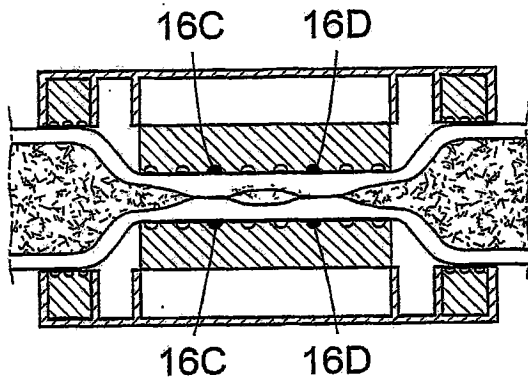


图 9B

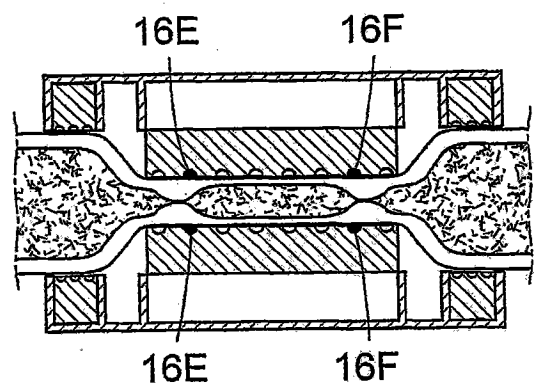


图 9C

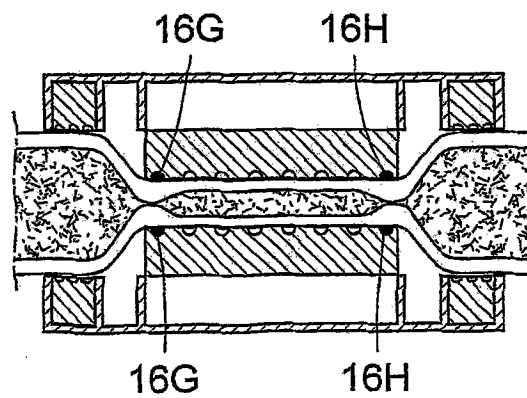


图 9D

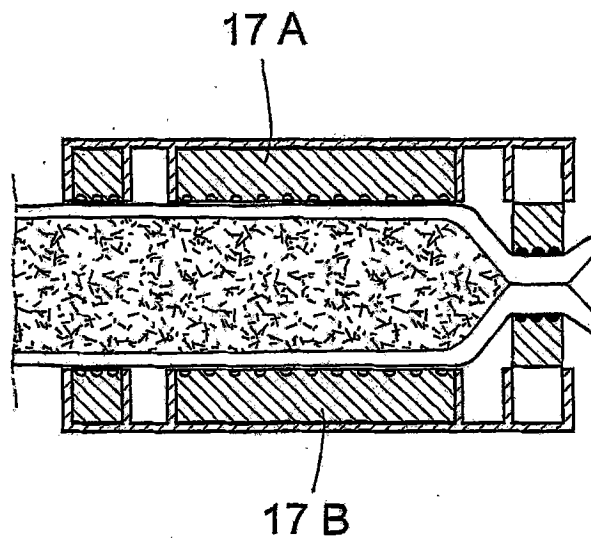


图 10A

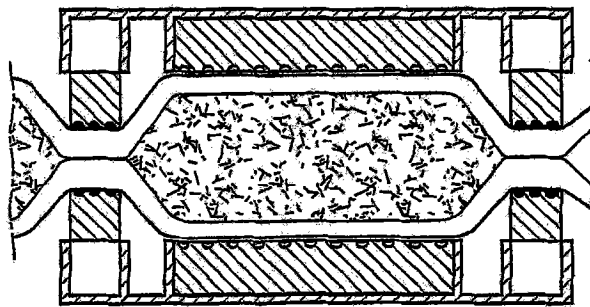


图 10B

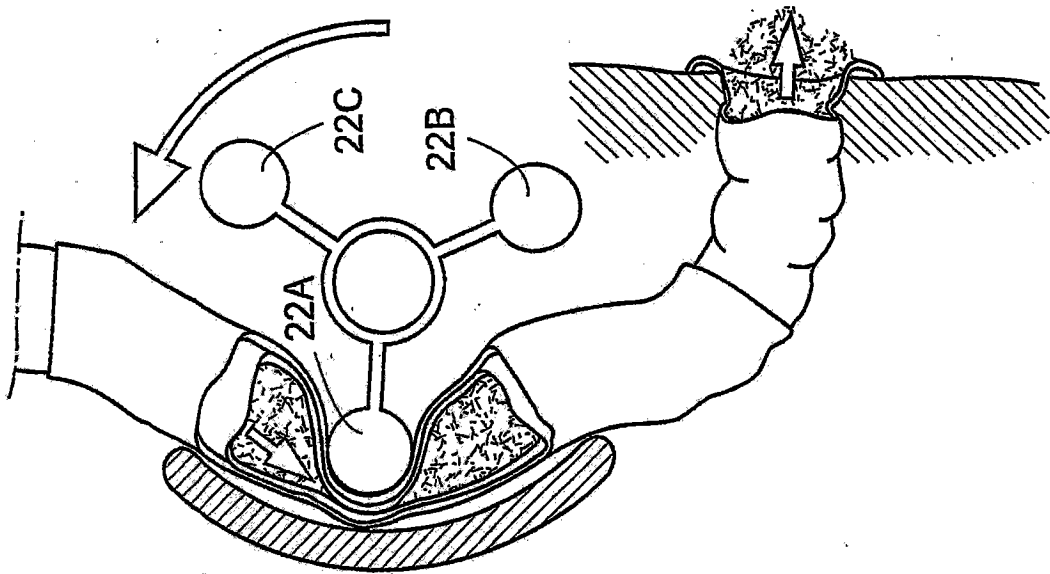


图 11B

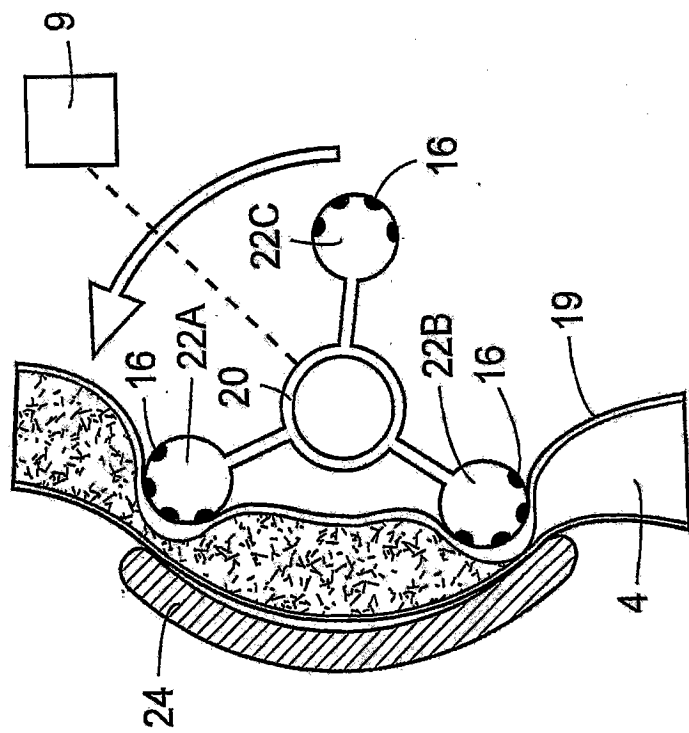


图 12A

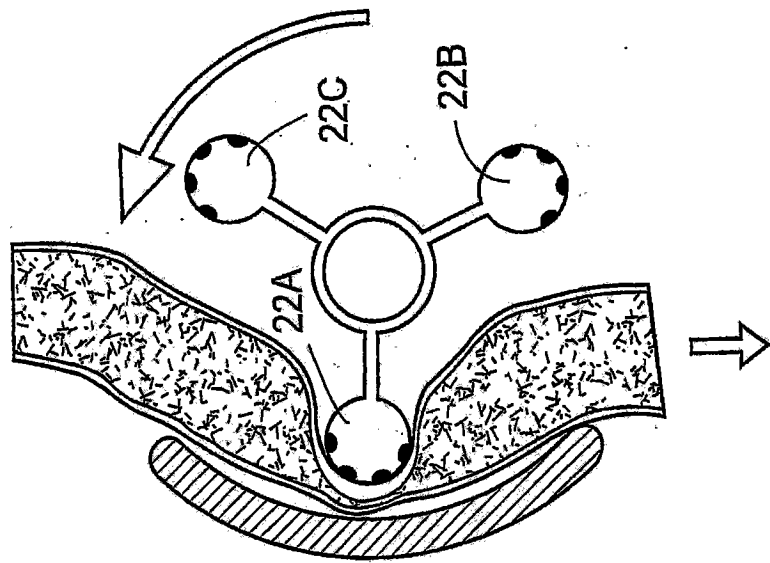


图 12B

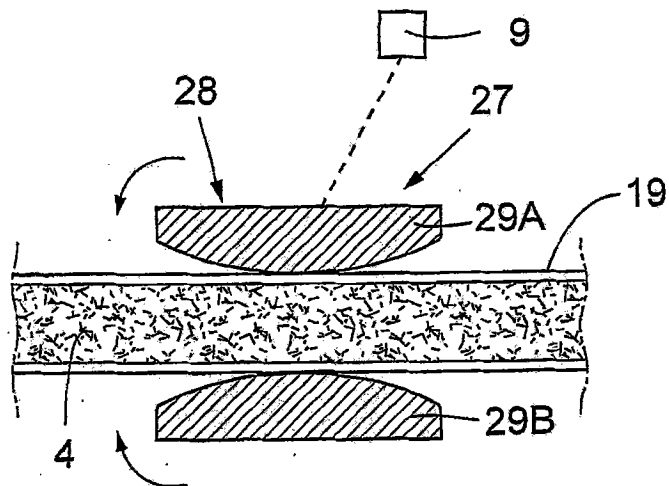


图 13A

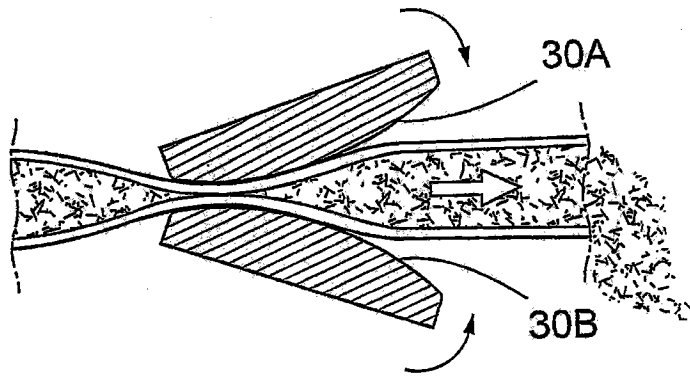


图 13B

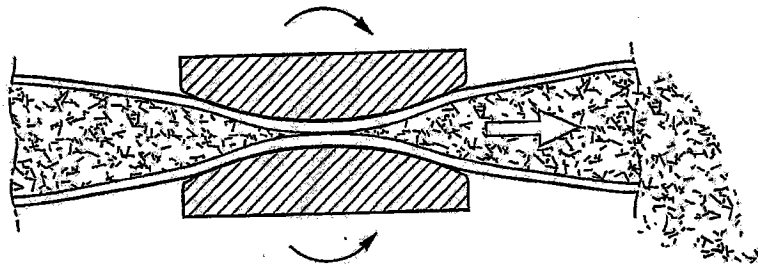


图 13C

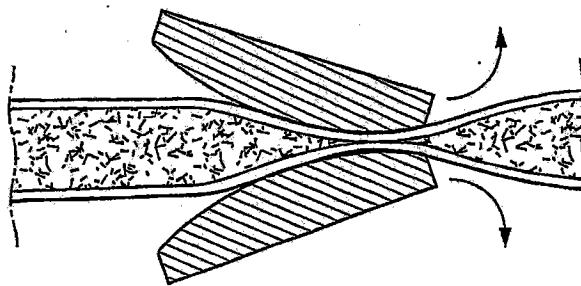


图 13D

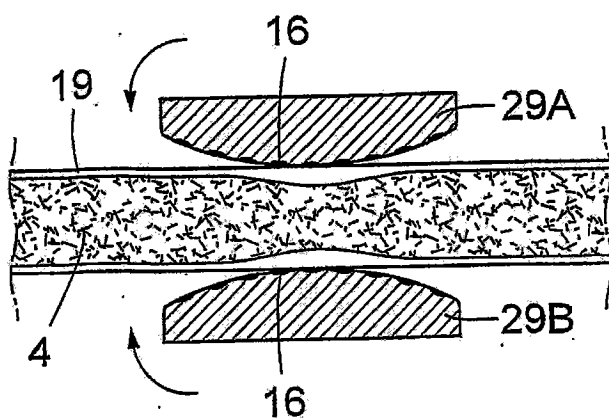


图 14A

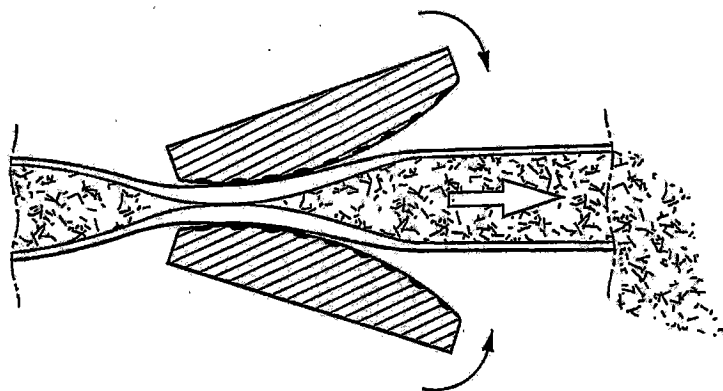


图 14B

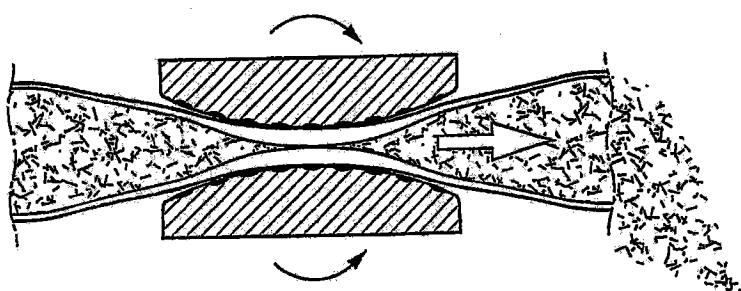


图 14C

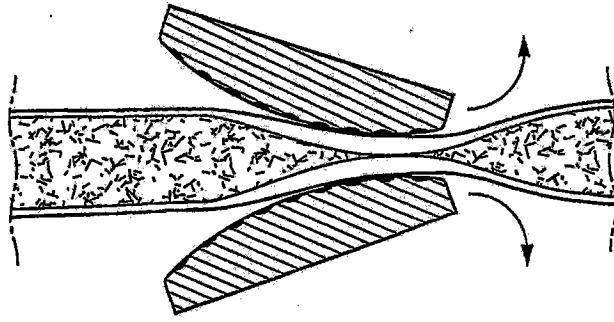


图 14D

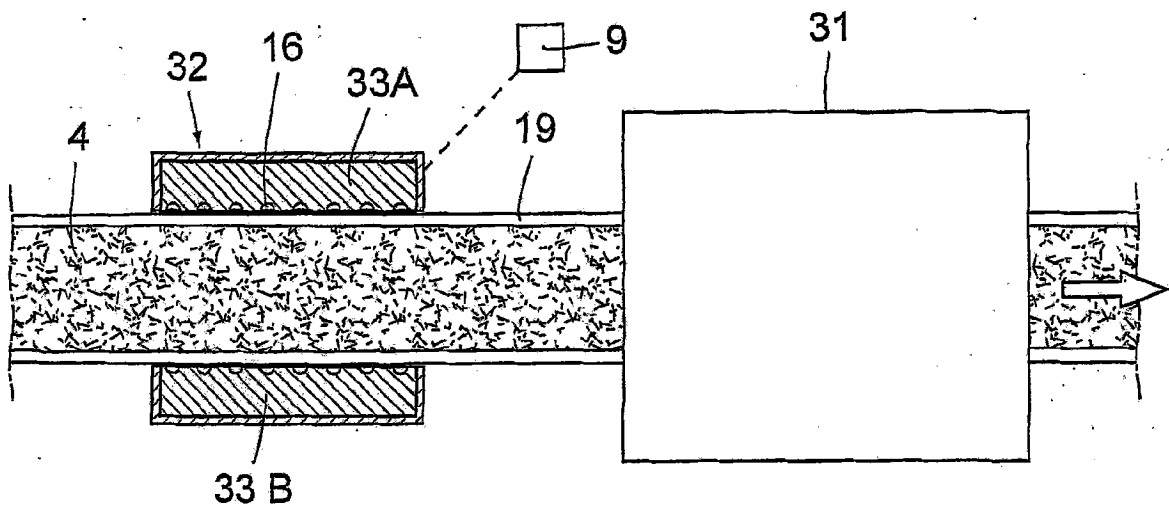


图 15A

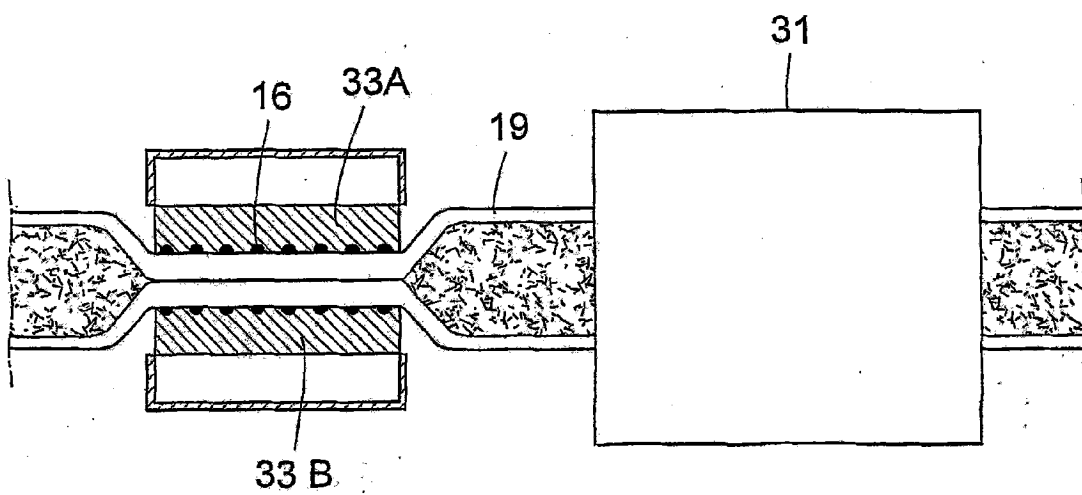


图 15B

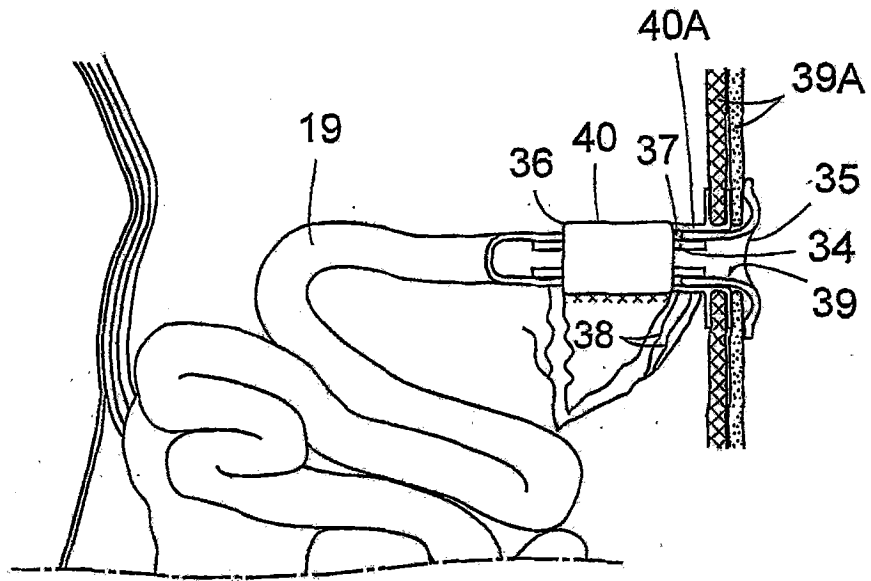


图 16A

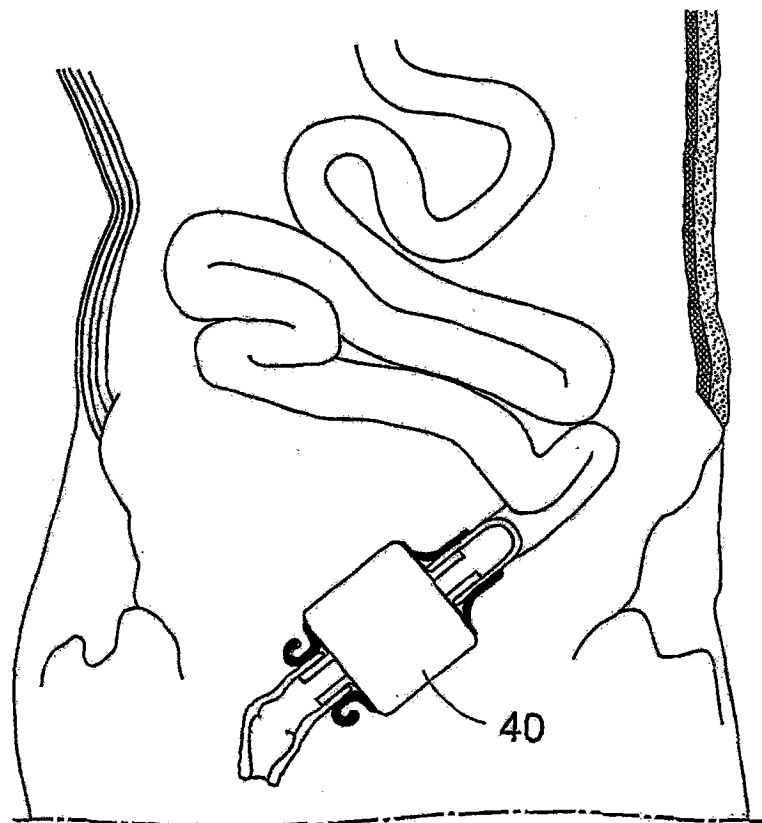


图 16B

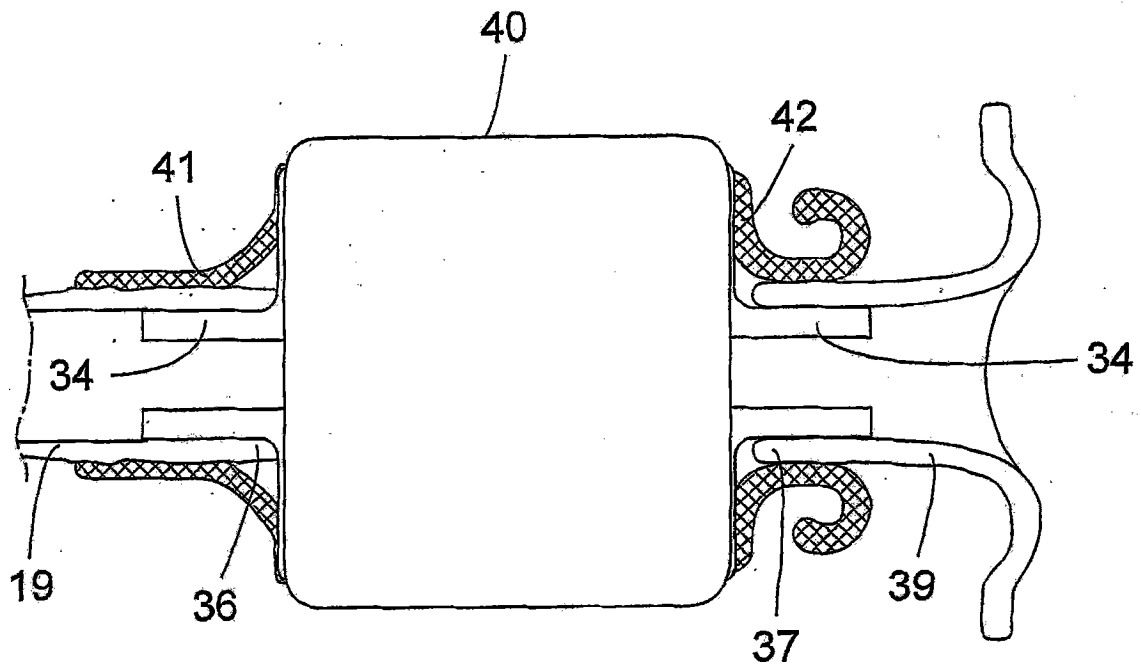


图 17

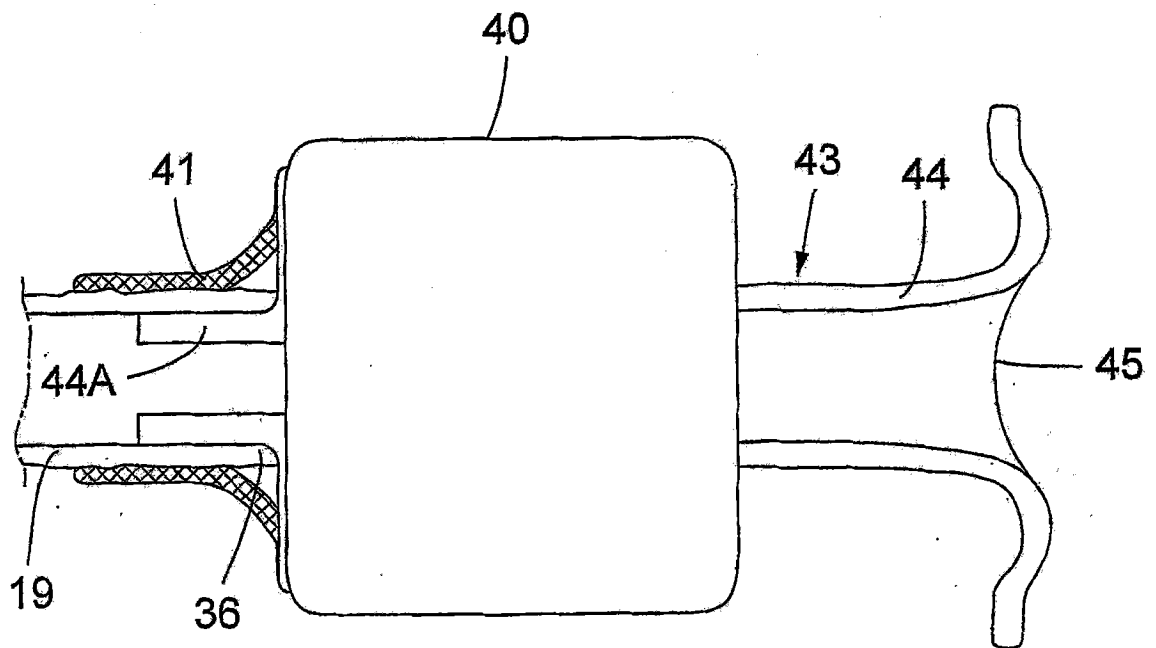


图 18

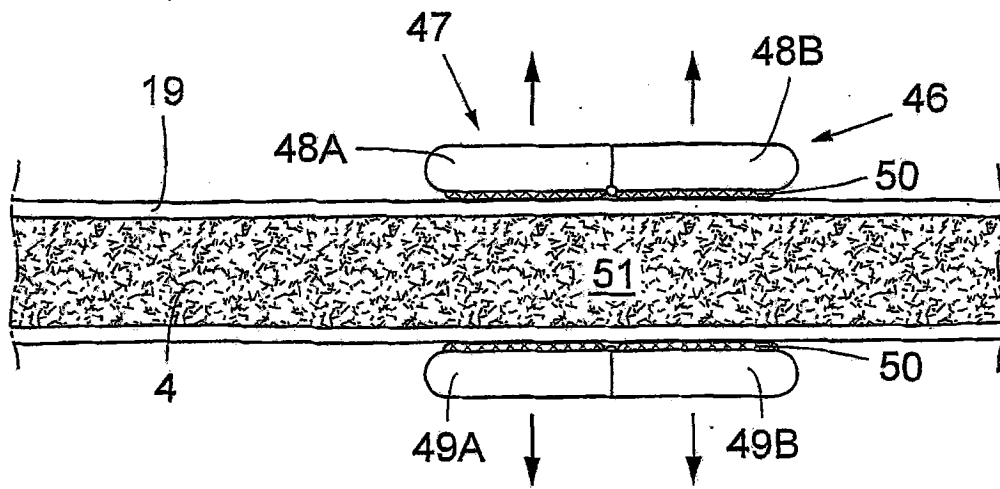


图 19A

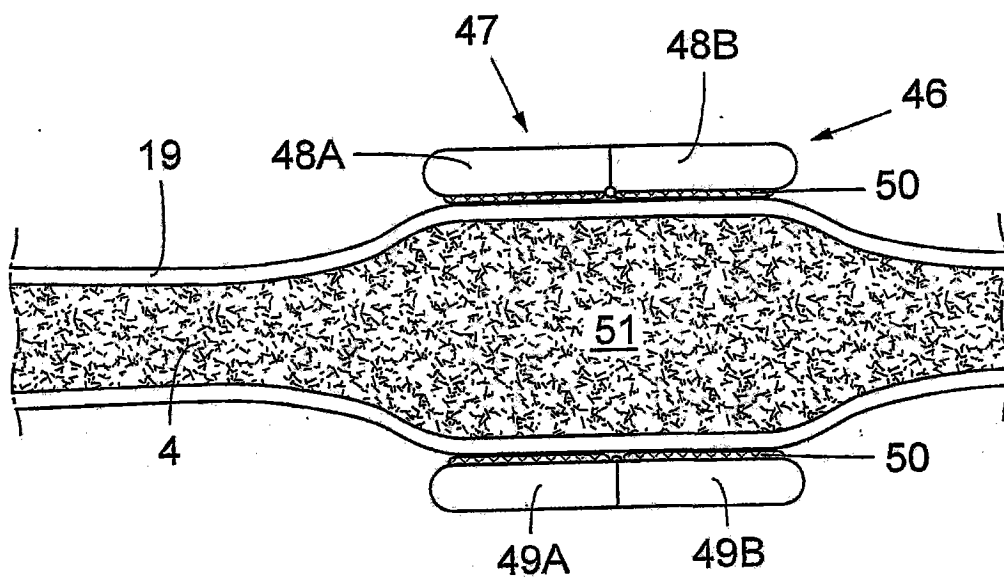


图 19B

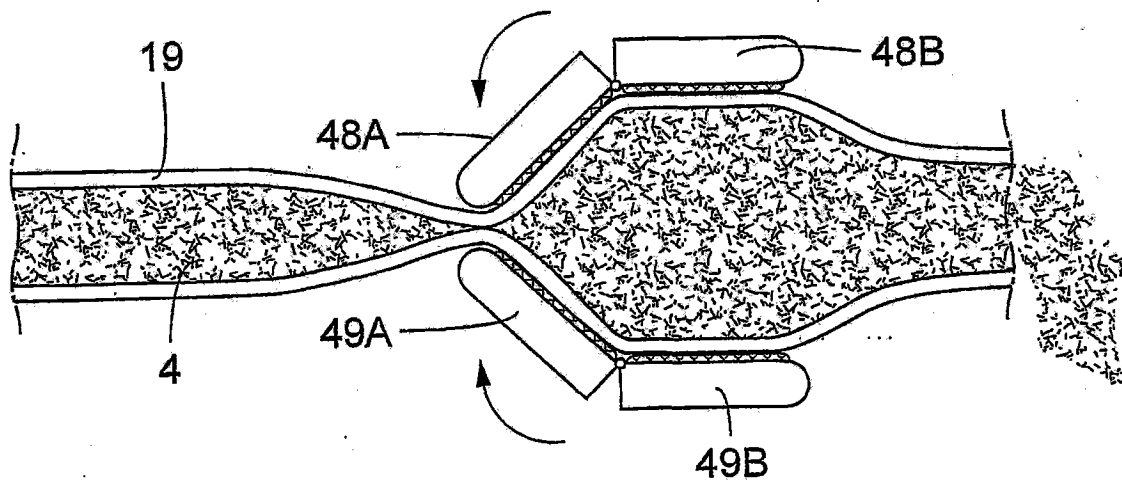


图 19C

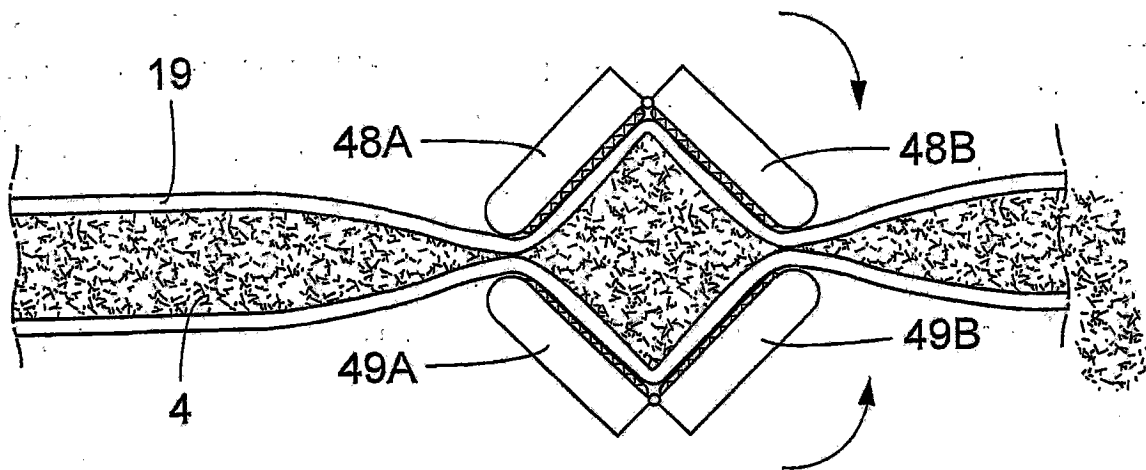


图 19D

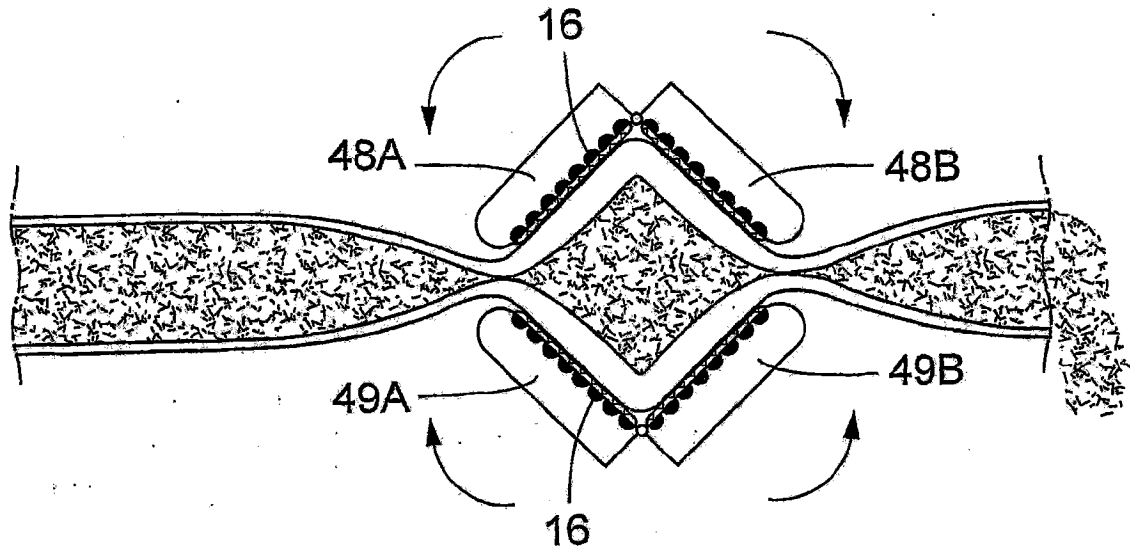


图 20

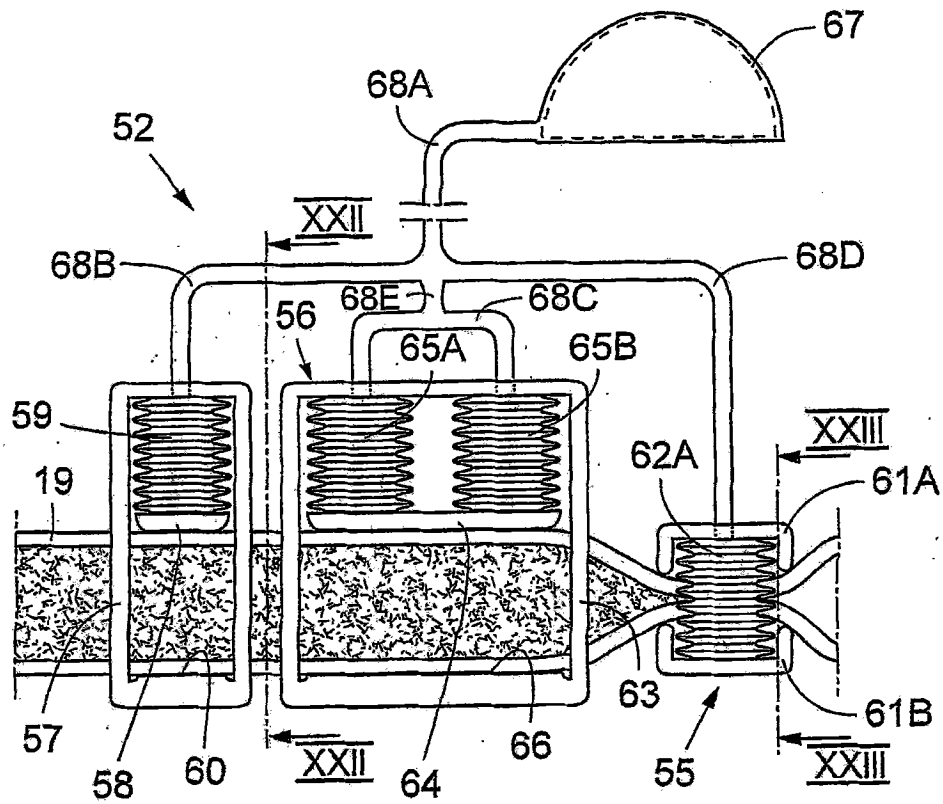


图 21

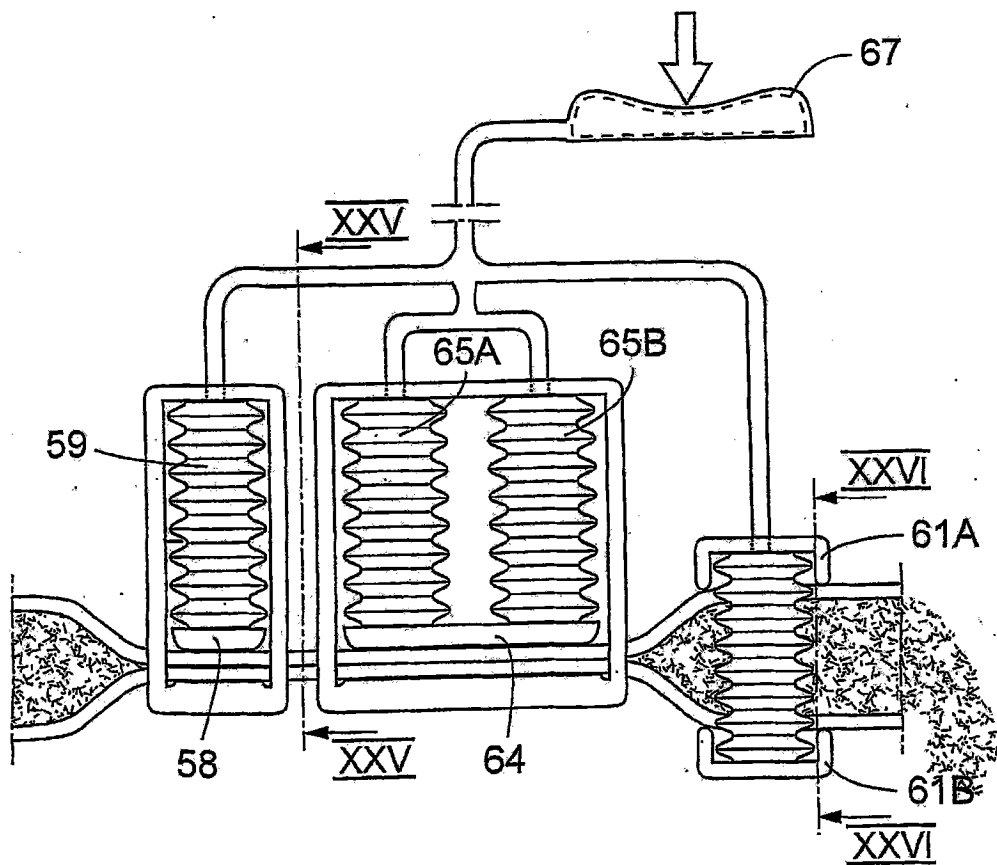


图 24

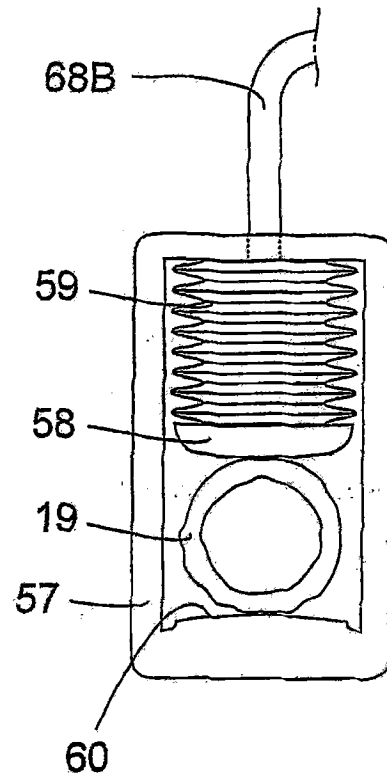


图 22

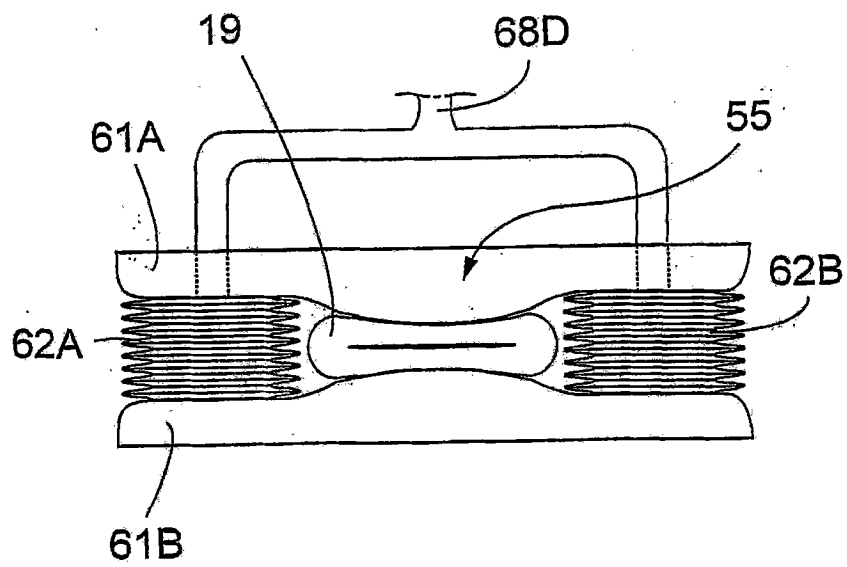


图 23

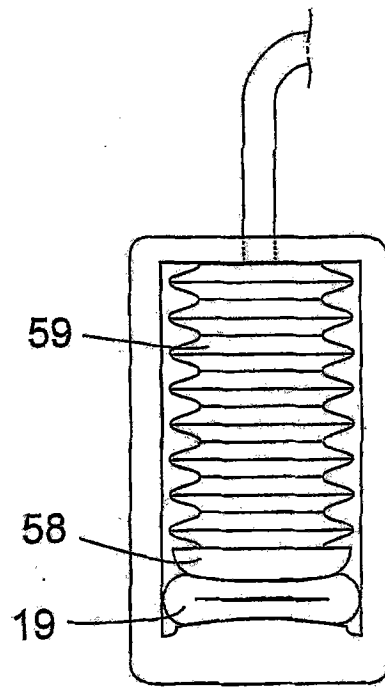


图 25

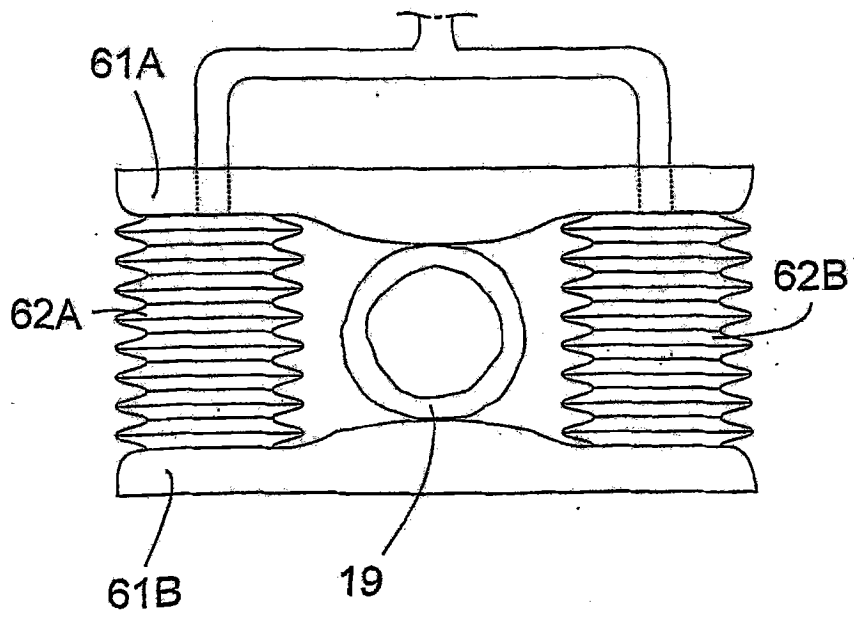


图 26

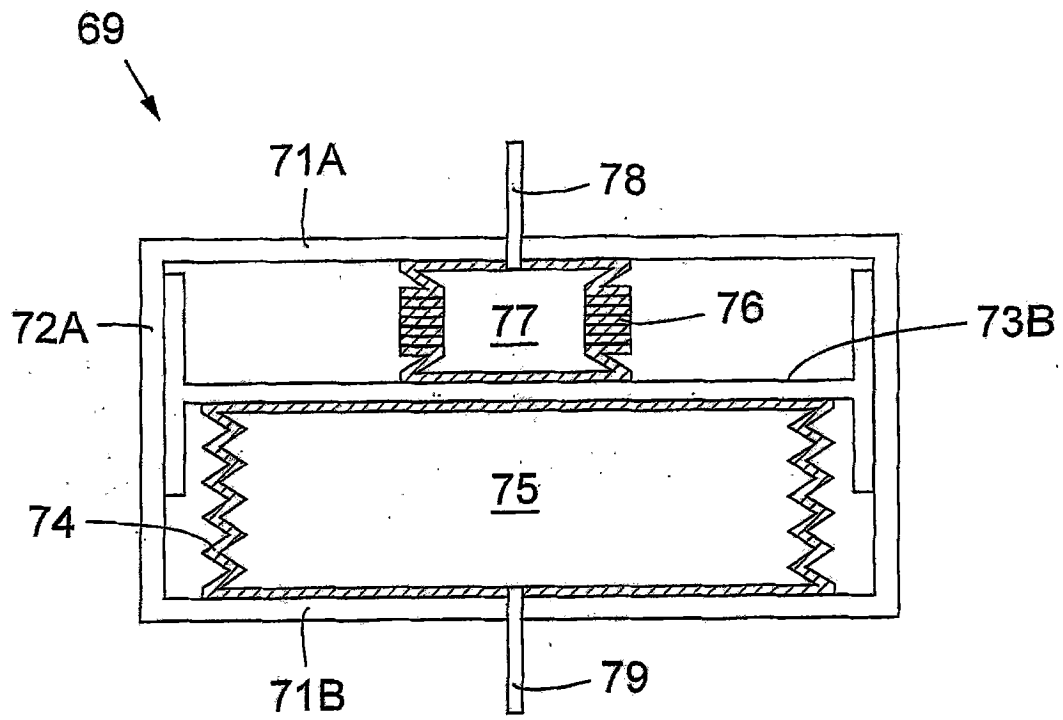


图 27A

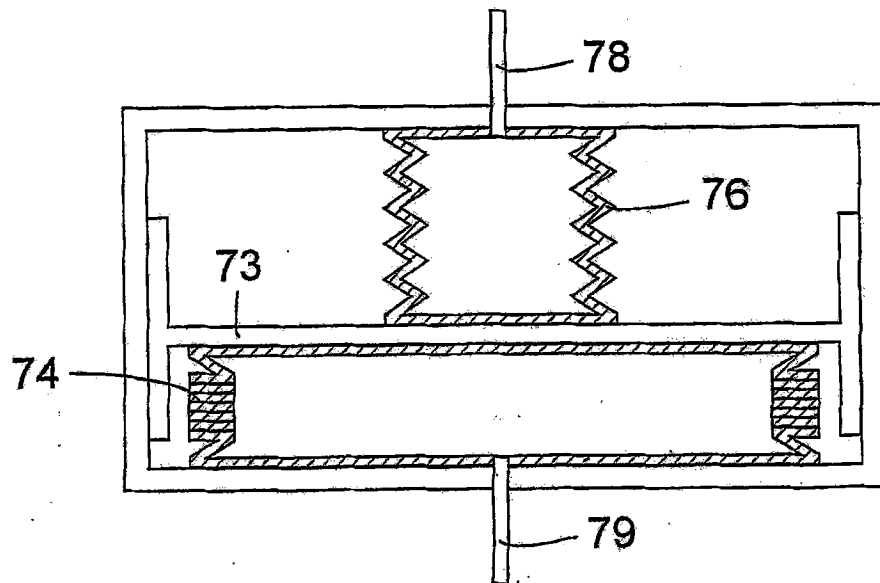


图 27B

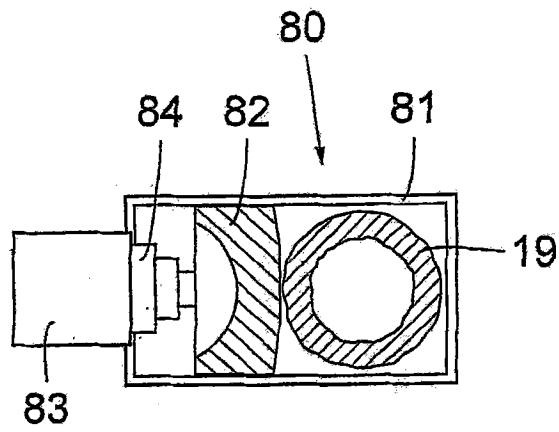


图 28A

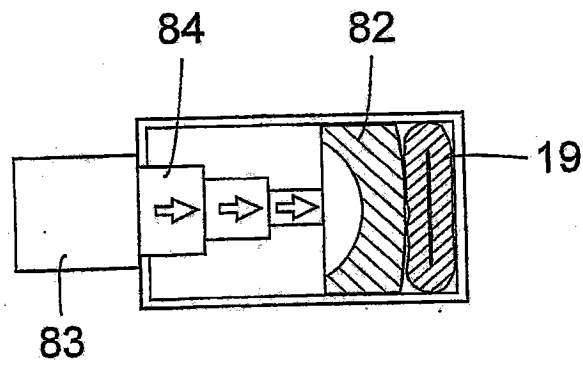


图 28B

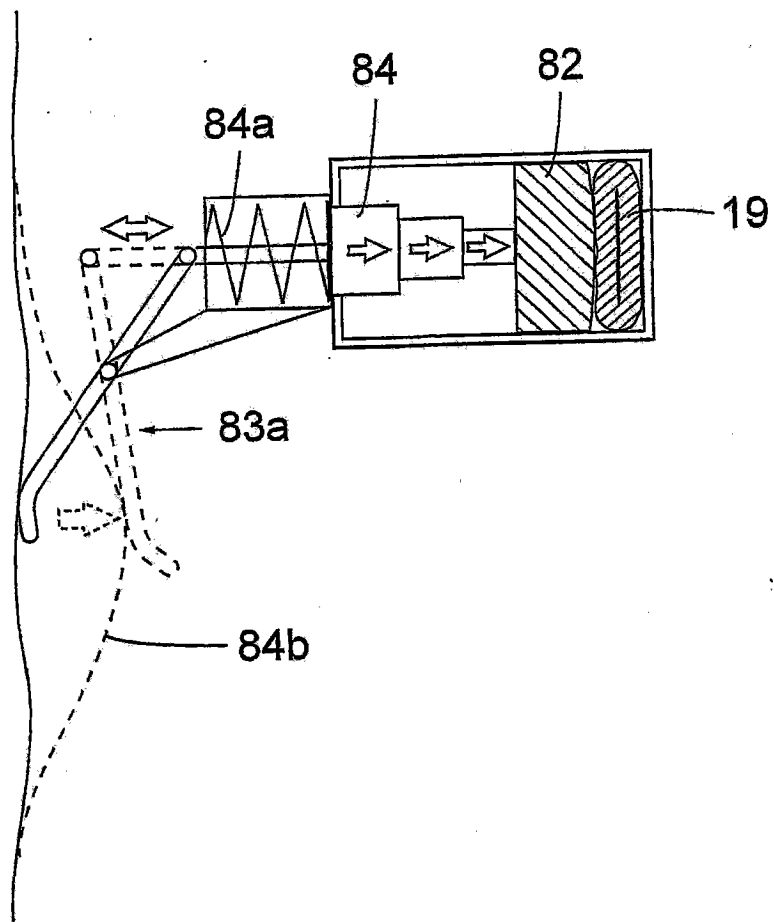


图 28C

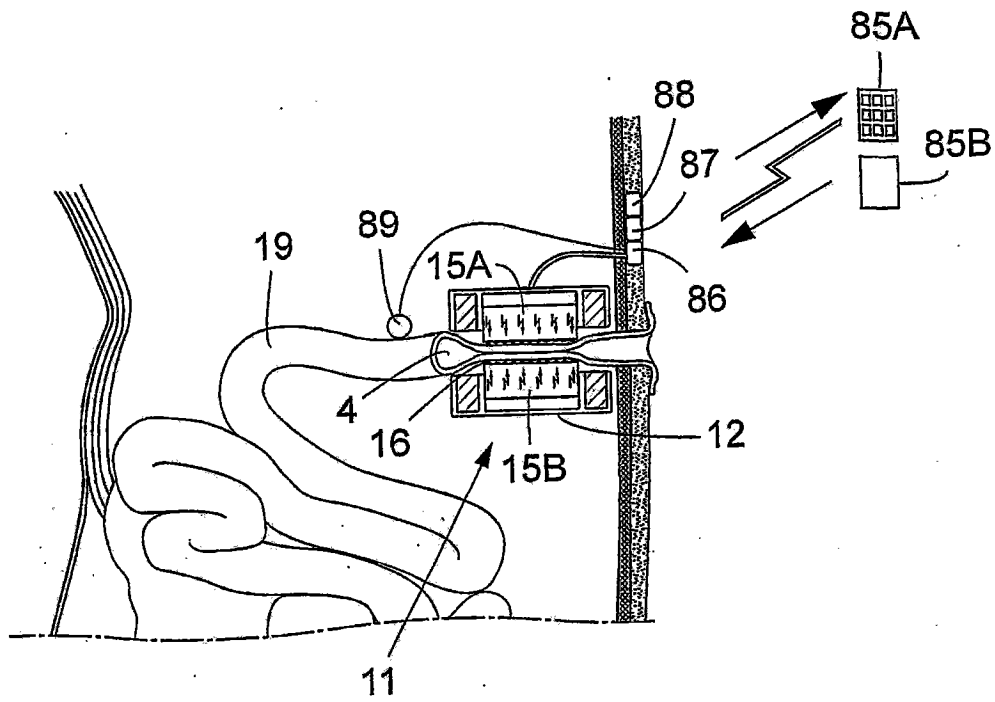


图 29

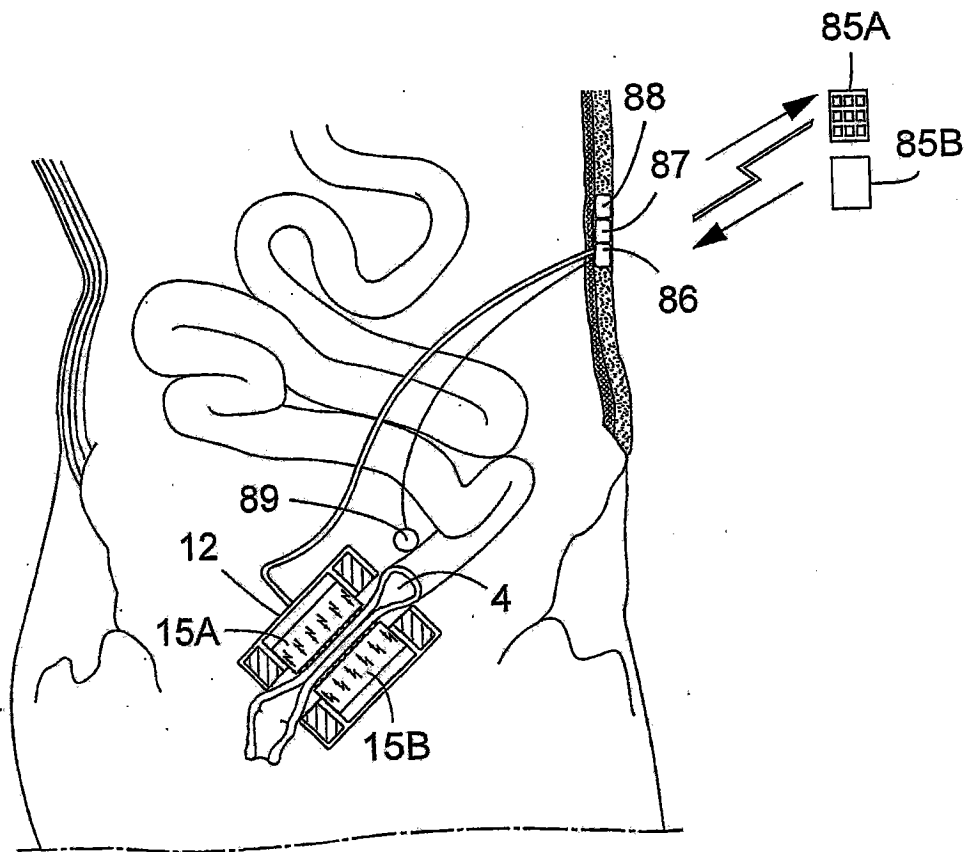


图 30