



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101917896 A

(43) 申请公布日 2010.12.15

(21) 申请号 200880125516.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.12.17

A61B 1/005(2006.01)

(30) 优先权数据

07150257.9 2007.12.20 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.07.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/NL2008/050811 2008.12.17

(87) PCT申请的公布数据

W02009/082210 EN 2009.07.02

(71) 申请人 应用科学研究 TNO 荷兰组织

地址 荷兰代尔夫特

(72) 发明人 J·A·C·赫捷曼斯

C·A·M·凡尔伯安

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 刘佳 李丹丹

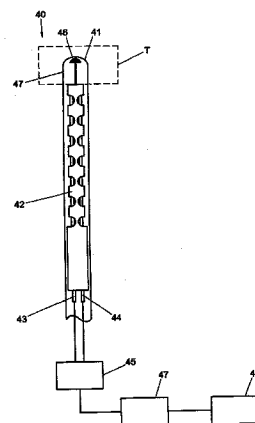
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

可弯曲结构和使结构弯曲的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种可弯曲结构 (40), 该可弯曲结构 (40) 包括设计成要弯曲的本体 (41); 用于在本体内产生弯曲力的致动器 (42、43、44), 其中致动器包括至少部分由单向形状记忆合金 (SMA) 材料制成的金属丝, 所述金属丝是预成形的并布置成与本体的一部分接触以形成桥接结构, 该桥接结构设计成跨越桥接件传递机械能。该可弯曲结构 (40) 可涉及可弯曲导管或内窥镜。



1. 一种可弯曲结构,包括:

- 本体,所述本体设计成要弯曲;
- 致动器,所述致动器在所述本体内引起弯曲力,其中

所述致动器包括至少部分由单向形状记忆合金(SMA)材料制成的金属丝,所述金属丝是预变形的并布置成与所述本体的一部分接触以形成桥接结构。

2. 如权利要求1所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体包括弹性铰接件,所述桥接结构由连接到所述金属丝的所述弹性铰接件形成。

3. 如权利要求2所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体包括沿所述本体的纵向延伸的多个互连的铰接件。

4. 如权利要求2或3所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体包括SMA材料。

5. 如权利要求1所述的可弯曲结构,其特征在于,所述桥接结构包括通过刚性铰接件连接到所述预变形单向SMA金属丝的另一可变形单向SMA金属丝。

6. 如权利要求5所述的可弯曲结构,其特征在于,所述单向SMA材料选自NiTi、CuZnAl或CuAlNi组成的一组材料。

7. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体具有低弯曲刚度。

8. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,还包括控制装置,所述控制装置用于引起所述形状记忆合金从马氏体相转换成奥氏体相或从奥氏体相转换成R相。

9. 如权利要求8所述的可弯曲结构,其特征在于,所述控制装置布置成通过短持续时间施加电流脉冲来控制所述单向形状记忆合金。

10. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述桥接结构形成为所述本体的载体。

11. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体是管状的,直径在0.5-10mm范围内,较佳地在0.5-2mm范围内。

12. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体形成光学装置的部件。

13. 如权利要求12所述的可弯曲结构,其特征在于,所述光学装置是内窥镜。

14. 如任一前述权利要求1-11所述的可弯曲结构,其特征在于,所述本体形成导管的部件。

15. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述金属丝和所述另一金属丝具有扁平截面。

16. 如任一前述权利要求所述的可弯曲结构,其特征在于,所述可变形金属丝通过拉长其初始长度的4-8%而预变形。

17. 如任一前述权利要求6-16所述的可弯曲结构,其特征在于,所述金属丝和所述另一金属丝是预变形的。

18. 一种使结构弯曲的方法,包括以下步骤:

- 为所述结构选择布置有致动器的本体,所述致动器与所述本体接触以转换成对所述本体的弯曲力,所述致动器包括至少部分由单向形状记忆合金(SMA)材料制成的金属丝,所述金属丝是预变形的并布置成与所述本体的一部分接触以形成桥接结构;
- 向所述金属丝提供致动信号,由此使所述结构弯曲。

19. 如权利要求 18 所述的方法,其特征在于,所述桥接结构包括设计成与所述预变形金属丝相互作用的另一可变形单向 SMA 金属丝,所述方法包括交替致动所述金属丝与所述另一金属丝的步骤。

可弯曲结构和使结构弯曲的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可弯曲结构。具体来说,本发明涉及一种诸如导管或内窥镜的可弯曲医疗仪器。本发明还涉及使结构弯曲的方法。

[0002] 发明背景

[0003] 从 Ki-Tae Park 等人的“具有用于通信和控制的整合电路的主动导管 (An active catheter with integrated circuit for communication and control)”中已知可弯曲结构的一实施例。在该已知可弯曲结构中,通过为导管的管状本体设置由形状记忆合金 (SMA) 制成的线圈而使其具有弯曲功能。SMA 材料在本领域是已知的并涉及例如根据通过施加电流脉冲的加热的控制方式变形的一类材料。在 M. Langelaar 和 F. van Keulen 的“形状记忆合金主动导管模型 (Modeling of a shape memory alloy active catheter)”中找到 SMA 材料的细节。

[0004] 已知的可弯曲结构包括由 SMA 线圈制成的多个节段,所述节段通过连杆相继互联。SMA 线圈是预变形的,具有 3% 变形应力。当通过电流将 SMA 致动器加热到其相变温度以上并开始恢复其初始形状时,主动导管就沿被加热的 SMA 致动器的方向弯曲。为了实施已知可弯曲结构的弯曲,在设计成要弯曲的本体内设置总共三个 SMA 致动器金属丝,这三个致动器金属丝布置在配装到本体的横截面内的假想三角形的顶点。

[0005] 可实现较差精度弯曲是已知可弯曲本体的缺点。其次,已知可弯曲结构具有有限的弯曲角度。最后,由于需要使用至少三个 SMA 致动器金属丝,所以不能充分小型化已知的可弯曲结构。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种可弯曲结构,其中可达到更大的弯曲精度。此外,本发明的另一目的是提供一种可弯曲结构,其中能够进行更大的弯曲角度。本发明的又一目的是提供一种可弯曲结构,该弯曲结构在大致减少致动时进入周围的能量耗散。

[0007] 为此,根据本发明的可弯曲结构包括:

[0008] - 本体,该本体设计成要弯曲;

[0009] - 致动器,该致动器用于在本体内引起弯曲力,其中该致动器包括至少部分由单向形状记忆合金 (SMA) 材料制成的金属丝,该金属丝预变形并布置成与本体的一部分接触以形成桥接结构。

[0010] 本发明基于当单向 SMA 金属丝预变形时,单向 SMA 金属丝在激活期间(即在加热期间)松弛的知识 (insight)。在松弛过程中,通过松弛 SMA 金属丝引起的弯曲力可跨越桥接结构传递到本体的另一侧。单向记忆材料涉及可恢复到其先验地定义的初始形状的材料。应当理解,术语“单向”可用术语“一个方向”代替,两个术语在本领域都是用于表示由于加热能够从马氏体相转换成奥氏体相的特性。加热时,存储在预变形单向 SMA 金属丝内的能量被释放且不可再生,除非能量存储在第二元件,例如第二单向 SMA 金属丝内,较佳地相对于桥接结构与第一 SMA 金属丝相对定位。

[0011] 根据本发明的可弯曲结构与利用双向 SMA 材料的公知实施例不同。在可弯曲结构中可布置两条双向 SMA 材料（即“两个方向”SMA），其中每条在不同温度下对应于马氏体或奥氏体相具有不同长度。每次 SMA 条的温度变化，就重现这两个不同长度。但是，由 SMA 条在从一种状态转变到另一状态过程中产生的能量未存储在可弯曲结构的任何构件内。

[0012] 对根据本发明一方面的桥接结构构想了至少两个主要实施例。首先，本体可包括弹性铰接件，而桥接结构由连接到单向 SMA 金属丝的弹性铰接件形成。在特定实施例中，当弹性柔性铰接件由 SMA 材料制成时，从单向 SMA 金属丝传递的弯曲力可存储在弹性铰接件的相对臂内。该结构是基于铰接件可实施为弹簧状构件的知识，尤其是当为柔性铰接件的材料选择具有伪弹性特性的材料时。有利的是，当这种材料在室温下呈现奥氏体特性时，其可通过感应变形形成马氏体相。当释放引起变形的力时，材料会恢复其初始形状。一般而言，这种材料在从奥氏体转换成马氏体相时与橡胶类似。应当理解，在从马氏体转换成奥氏体相期间，释放相当大的力。使用伪弹性材料之所以有利是由于较低的弯曲刚度和较大的容许变形（弯曲角度）。其次，选择单向 SMA 用于铰接件材料之所以有利是由于较低的弯曲刚度，较大的容许变形和可存储的能量。

[0013] 参照图 1 来解释桥接结构的工作细节。当致动 SMA 铰接件的相对侧时，力传递回到单向 SMA 金属丝。这样，将在可弯曲结构内引起的弯曲力从桥接件的一侧精确地传递到桥接件的另一侧。此外，该实施例仅使用一个致动单向 SMA 金属丝，且因此较佳的是在当可弯曲结构必须符合小型化要求的情况下，例如用于诸如微型内窥镜的最小侵入外科手术。或者，微型化装置可用于工业应用，例如用于发动机或齿轮检查的目的。

[0014] 其次，桥接结构可能包括通过刚性铰接件连结到预变形金属丝的另一可变形单向 SMA 金属丝。

[0015] 在该情况下，桥接结构可代表连接到用作其臂的两根可变形 SMA 金属丝的大致刚性的铰接件。应当理解，术语“刚性”表示铰接件的材料是大致不可变形的。较佳地，铰接件材料在 $T = 20^{\circ}\text{C}$ 下具有大于 1GPa 的杨氏模量。将预变形金属丝与另一金属丝互连的铰接件形成用于将弯曲动量从铰接件的一侧传递到另一侧的机械桥接件，由此使可弯曲结构的本体弯曲。应当理解，桥接件由于第一单向 SMA 金属丝预变形而具有预存储机械能。这样，当对预变形第一金属丝施加适当持续时间的电流脉冲且将金属丝材料加热到相变温度以上时，SMA 金属丝在另一可变形 SMA 金属丝上形成力。相应地，第二可变形单向 SMA 金属丝将被拉长，直到跨越桥接件的力达到平衡为止。这样，机械能传递到第二金属丝并存储在第二金属丝。当借助于电流或其它方式将第二单向 SMA 金属丝加热到其相变温度以上时，第二金属丝会相应缩短并将由此在第一（非松弛）单向 SMA 金属丝上形成力。于是，第一单向 SMA 金属丝将被拉长，直到跨越桥接件的力达到平衡为止。现在，机械能再次跨越桥接件传递并存储在第二金属丝内。通过重复交替地加热第一金属丝和第二金属丝，实现可弯曲结构的受控弯曲。参照图 1 更详细地解释该现象。

[0016] 根据本发明的可弯曲结构具有以下优点。首先，由于提供桥接结构，由于单向 SMA 材料的相变的良好控制性，可实现精确的弯曲致动。此外，由于使用单向 SMA 材料，需要少量的激活能量来弯曲可弯曲结构。其次，激活能量仅施加较短时期，可使用例如 0.1-10s、较佳的是 5s 时间的电流脉冲来实现必要的弯曲角度。这相对于现有技术是有利的，在现有技术中必须持续施加激活脉冲，致使在周围有较大的能量耗散。这对于医疗应用来说是不可

接受的,在医疗应用中不允许加热周围组织。

[0017] 较佳的是, SMA 金属丝预变形拉长其初始长度的 4-8%。这意味着对于 1mm 直径, 为了达到所设想的约 10mm 的弯曲半径, SMA 金属丝拉长至少 4-8%是有利的。应当理解,也可能两根 SMA 金属丝都预变形 4-8%范围的一部分。

[0018] 在根据本发明的可弯曲结构的实施例中,单向形状记忆合金选自包括 NiTi、CuZnAl 或 CuAlNi 的一组材料。

[0019] 如上文所述的那样,单向形状记忆特性是材料在被加热后从变形状态变换到其初始形状的功能。该现象是基于刚性高温状态(奥氏体)冷却到较低刚性较低温度状态(马氏体)期间的晶体结构相变和在加热期间相反的相变。该相变是可逆的,且因此可方便地用于致动目的。应当理解,对形状记忆合金还可能有另一种转换,即奥氏体状态和所谓的 R 相之间的转换。R 相对应于菱形晶体定向。发现在要求较小弯曲半径的情况下,较佳的是使用奥氏体相与马氏体相之间的转换。对于较大的弯曲半径,有利的是使用奥氏体到 R 相之间的转换,因为这种转换作为温度的函数是线性的,并且几乎没有滞后现象,这对于简化弯曲控制是有利的。

[0020] 在根据本发明的可弯曲结构的另一实施例中,本体具有较低的弯曲刚度,该实施例可能在将铰接件的材料选择成 SMA 材料、尤其是具有伪弹性特性的材料时实施。

[0021] 这时有利的,因为在该情况下,本体基本上证实了没有弯曲阻力且基本上没有反向重绕。这还改进了弯曲精度。

[0022] 在根据本发明的可弯曲结构的又一实施例中,其还包括用于引起形状记忆合金从马氏体相转换成奥氏体相或从奥氏体相转换成 R 相的控制装置。

[0023] 较佳的是,控制装置布置成施加适当期间和/或幅值的电流脉冲以使形状记忆合金能够从马氏体相转换成奥氏体相或从奥氏体相转换成 R 相。

[0024] 该控制装置可有利地布置成使用可弯曲结构的所要求弯曲半径和设计成要施加到 SMA 金属丝以能够进行这种弯曲的电流脉冲的期间或幅值之间的预测定相关性。该结构进一步改进了弯曲精度。短期激活(0.1s-10s,较佳地约 5s)具有减少可弯曲结构上能量耗散的优点,由于严格限制了组织的局部加热,这对医疗应用是较佳的。

[0025] 在根据本发明的可弯曲结构的另一实施例中,弹性铰接件包括沿本体的纵向延伸的多个互连的铰接构件。

[0026] 该技术特征是基于通过提供具有多个互连桥接结构的连续结构改进弯曲精度的知识。具体来说,当弹性铰接件包括多个互连的具有大致管状截面并设有凹陷的铰接构件时,可实现保持横截面形状的受控弯曲。这对于医疗应用是尤其有利的。将参照图 2 介绍该实施例的更多细节。

[0027] 根据本发明使结构弯曲的方法包括以下步骤:

[0028] - 为该结构选择布置有致动器的本体,该致动器与本体接触以转换成对该本体的弯曲力,该致动器包括至少部分由单向形状记忆合金(SMA)材料制成的金属丝,该金属丝是预变形的并布置成与该本体的一部分接触以形成桥接结构;

[0029] - 向该金属丝提供致动信号,由此使该结构弯曲。

[0030] 在根据本发明的方法的一特定实施例中,其中桥接结构包括设计成与该预变形金属丝相互作用的另一可变形单向 SMA 金属丝,该方法包括交替致动该金属丝与另一金属丝

的步骤。

[0031] 将参照附图进一步讨论本发明的这些方面和其它方面,其中相同的附图标记表示相同的构件。应当理解,附图仅用于说明目的,且不能认为是对所附权利要求书的范围的限制。

附图说明

[0032] 图 1 表示用在根据本发明的可弯曲结构中的桥接件原理的示意图。

[0033] 图 2 表示包括多个铰接构件的铰接件的示意图。

[0034] 图 3 表示包括根据本发明的可弯曲结构的医疗装置的示意图。

具体实施方式

[0035] 图 1 表示用在根据本发明的可弯曲结构中的桥接件原理的示意图。可弯曲结构 10 包括本体 1,较佳的是由弹性材料制成的管状本体。该本体设有致动件,该致动件包括第一单向 SMA 金属丝 4、第二单向 SMA 金属丝 2 和布置成将第一金属丝 2 与第二金属丝 4 机械互连以形成桥接件的大致刚性铰接件 3。构件 20 表示等效的机械方案,示出第一金属丝 24、第二金属丝 22 和桥接构件 23。在不动时,即在可弯曲结构可工作之前,第一金属丝 4 较佳地预变形其长度的至少 4-8%。也可能该金属丝在不动时拉长其长度的至少 4-8%。由于第一金属丝至少部分由适当的单向 SMA 材料制成,在运行时,在例如通过施加适当期间和幅值的脉冲电流加热到其相变温度以上时,其会恢复到其正常形状,即缩短,由此将铰接件的部分 3a 向左拉。由于铰接件 3 由大致刚性材料制成,由第一金属丝 4 施加到部分 3a 的力大致没有损失地传递到铰接件 3 的部分 3b。于是,金属丝 2 将被拉长,直到达到力平衡为止。于是,第二 SMA 金属丝 2 将存储第一单向 SMA 金属丝在松弛期间释放的机械能。当将第二金属丝加热到其相变温度以上时,第二金属丝将通过将部分 3b 向右拉而回复其初始长度。于是,第一 SMA 金属丝 4 将被拉长回到其初始变形状态。因此,通过交替施加适当幅值和期间的电流脉冲,可实现本体的受控弯曲。应当理解,为了使本体沿一个方向弯曲,需要至少两根 SMA 金属丝 2、4。铰接件连接到本体 1,本体 1 示意性地由臂 A、B 表示。应当理解,在实践中也可使用像粘合剂等其它技术方法来代替臂。或者,包括铰接件和金属丝的致动器可紧配在本体 1 的内部内,从而致动器的弯曲基本上转换成本体 1 的弯曲。应当理解,为了使结构 10 能够沿其它方向受控地弯曲,可能需要附加的金属丝。

[0036] 铰接构件 3 可较佳地借助于激光消融由管状结构制成,以形成具有半径 R 的孔洞。铰接件 3 的绝对尺寸和半径 R 取决于应用。例如,对于可弯曲内窥镜中的应用,可能本体的外径为 0.7mm,本体的内径为 0.5mm,L1 约为 0.5mm,L2 约为 0.1mm,且半径 R 约为 0.5mm。为了确定该结构的可行弯曲角度,考虑以下方程:

[0037] $M = F * L$

[0038] ,其中

[0039] M 表示施加到点的力矩;

[0040] F 表示作用在点上的力;

[0041] L 表示臂长。

[0042] $F = A * E * \epsilon$

[0043] (胡克定律)

[0044] 在致动如图 2 所示穿孔的铰接件期间,铰接件将沿正在致动的金属丝的方向转动。尽管参照在施加致动脉冲时拉长和缩短的金属丝给出了解释,但也可能金属丝在施加致动脉冲期间先验地缩短和拉长。

[0045] 铰接件持续转动直到跨越桥接件的力达到平衡(参见图 1 的构件 20)为止。在该状态下,可弯曲结构上的力矩之和为零,由下式给出:

$$[0046] \quad \Sigma M = 0$$

[0047] 通过代入关于铰接件几何形状的数据,可以得到:

$$[0048] \quad F1 \cdot l1 - F2 \cdot l2 - T \psi = 0$$

[0049] 当相对于角度 ψ 解上述方程时,可得到角度 ψ 为 7.2 度时可保持力平衡。通过提供适当的多个铰接件 31、32……N,如图 2 所示,可得到适当的弯曲角度。例如,对于 30 个构件形成的铰接件 30,可实现 216 度的弯曲角度。应当注意,当本体包括弹性铰接件且桥接结构由连接到金属丝的弹性铰接件形成时,具体来说,当弹性铰接件由单向 SMA 材料制成时,每个所要求的弯曲方向使用一个单独的致动单向 SMA 就够了,弹性铰接件用作第二单向 SMA 金属丝。

[0050] 图 3 表示包括根据本发明的可弯曲结构的医疗装置的示意图。可弯曲结构 40 可能涉及可弯曲导管或内窥镜。导管可适于在人体的脉管内操作,例如在血管或在泌尿管内。下文,将给出微型内窥镜内实施的可弯曲结构的实例。应当理解,本领域的技术人员可在需要远程控制弯曲的导管或任何其它适当设备的应用中采用相同的技术方案。

[0051] 内窥镜 40 可包括外部管体 41,外部管体 41 附连有柔性铰接件 42,该柔性铰接件布置有单向 SMA 金属丝 43、44。内窥镜 40 还可能包括仅占据内部容积的一部分的适当内腔,铰接件 42 和金属丝 43、44 一起布置在内腔内。较佳地,管状体 41 的直径在 0.5-10mm 范围内,较佳地在 0.5-2mm 范围内。

[0052] 单向 SMA 金属丝可通过施加电流脉冲以将单向 SMA 金属丝加热到其相变温度以上的方式来致动。应当注意,设想适当 SMA 材料从马氏体相转换成奥氏体相或从奥氏体相转换成 R 相。为了致动金属丝 43、44,内窥镜 45 包括控制单元,该控制单元布置成将具有所要求特性的电流脉冲传递到第一金属丝 43 或第二金属丝 45。

[0053] 在医疗领域,有利的是实时监测内窥镜 40 在人体或动物身体内的前突。较佳的是,这种监测布置成检验内窥镜的位置的三维跟踪。有利的是,控制单元 45 布置成接受内窥镜上的位置信息和内窥镜、尤其是其末端部分 T 所在区域的图像数据。也可使用应力传感器或光纤来监测弯曲角度。

[0054] 根据图像数据,布置成与适当的图像单元 48 通信的控制单元 45 或适当的数据分析单元 47 计算内窥镜的末端部分 T 在进一步插入之前要弯曲的角度。应当理解,当进行内窥镜检查时,例如当内窥镜防止在器官内或体腔内并来回移动以使光学装置 46 能够有较宽视野时,可接着进行相同的程序。光学装置 46 布置成与外部装置(未示出)连接以进一步处理数据。这种连接较佳地用光纤来实现。

[0055] 较佳的是,单向 SMA 金属丝 43、44 布置有扁平截面。这具有金属丝 43、44 占据较小空间的优点。该结构对于设计成用于心脏动脉的导管是尤其有利的,因为心脏装置的微型化对于引起的局部缺血是至关重要的。

[0056] 应当理解, 尽管以上已经描述了本发明的各具体实施例, 但本发明也可以除了上述以外的其它方式实施。此外, 可将参照不同附图讨论的独立结构组合起来。尽管参照内窥镜解释了可弯曲结构, 但也可考虑包括其它光学装置的其它应用, 例如用于工业应用、导管等。

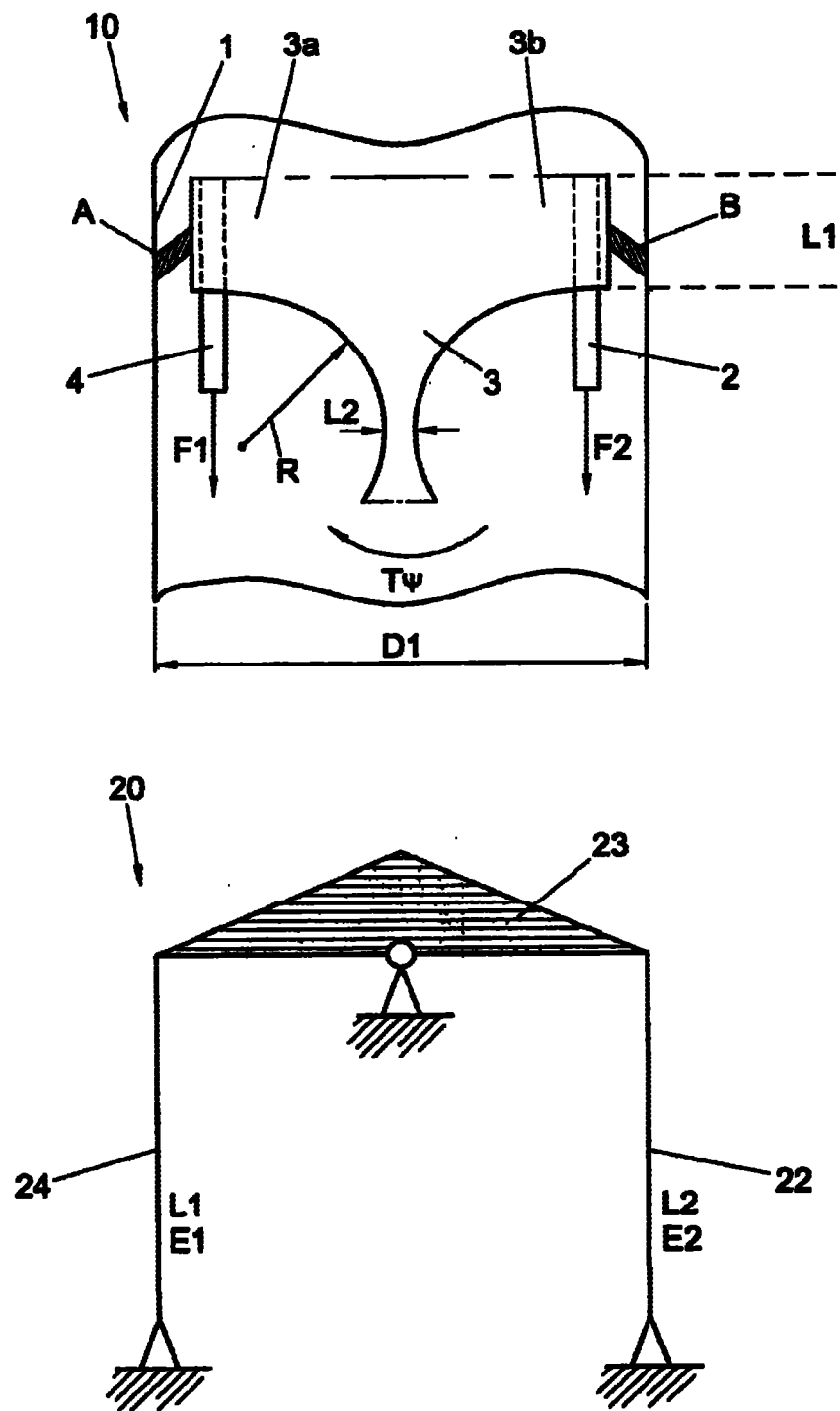


图 1

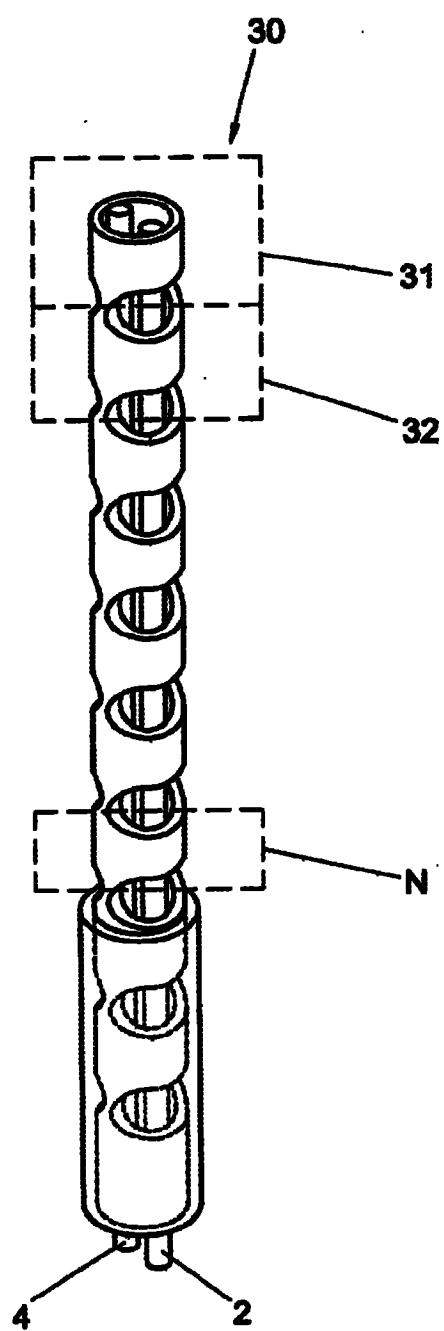


图 2

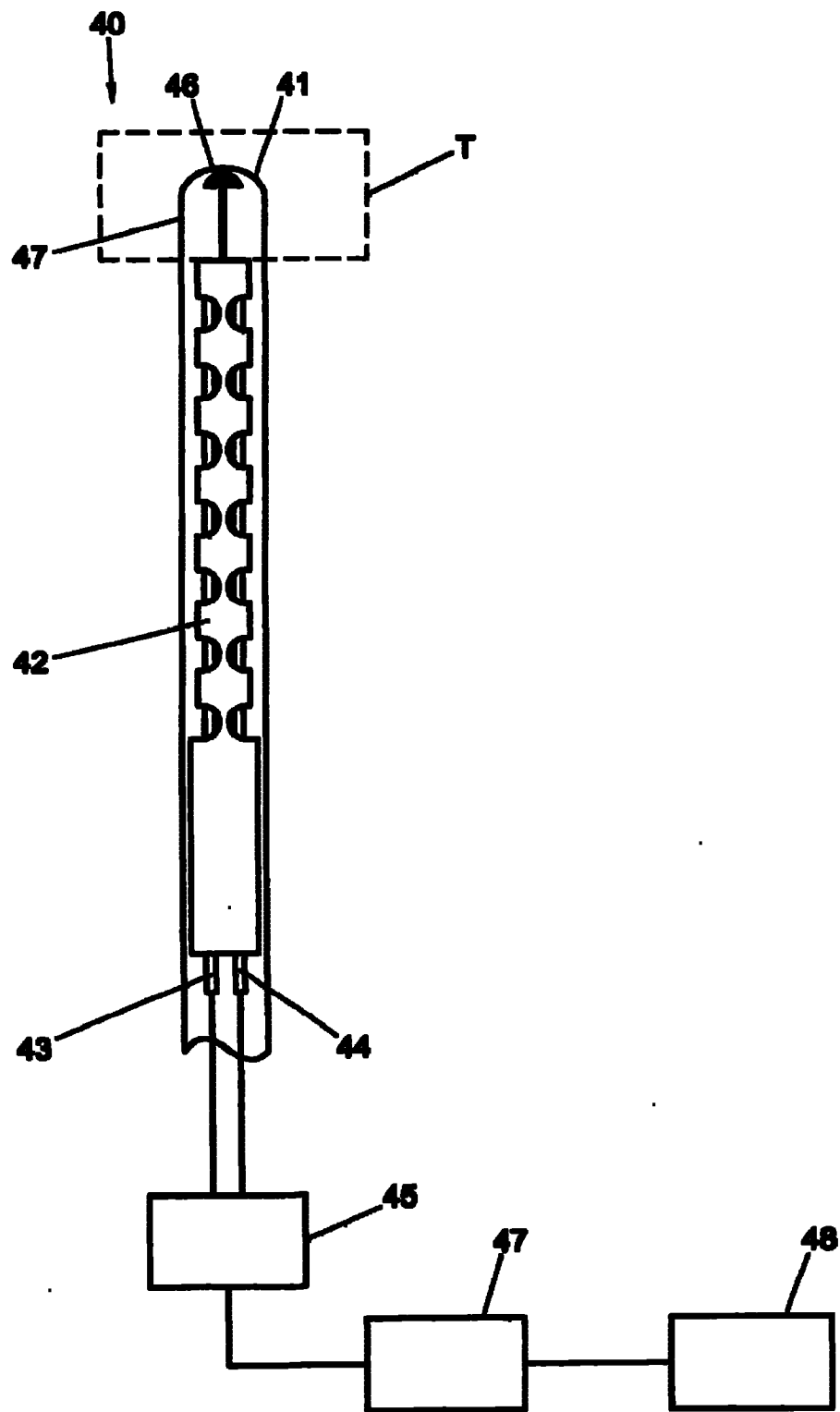


图 3

专利名称(译)	可弯曲结构和使结构弯曲的方法		
公开(公告)号	CN101917896A	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN200880125516.1	申请日	2008-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	应用科学研究TNO荷兰组织		
申请(专利权)人(译)	应用科学研究TNO荷兰组织		
当前申请(专利权)人(译)	应用科学研究TNO荷兰组织		
[标]发明人	JAC赫捷曼斯 CAM凡尔伯安		
发明人	J·A·C·赫捷曼斯 C·A·M·凡尔伯安		
IPC分类号	A61B1/005		
CPC分类号	A61B1/0058 A61B1/0055		
代理人(译)	刘佳 李丹丹		
优先权	2007150257 2007-12-20 EP		
其他公开文献	CN101917896B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种可弯曲结构(40)，该可弯曲结构(40)包括设计成要弯曲的
本体(41)；用于在本体内产生弯曲力的致动器(42、43、44)，其中致动器
包括至少部分由单向形状记忆合金(SMA)材料制成的金属丝，所述金属
丝是预成形的并布置成与本体的一部分接触以形成桥接结构，该桥接结
构设计成跨越桥接件传递机械能。该可弯曲结构(40)可涉及可弯曲导管或
内窥镜。

