

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/012 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710107450.0

[43] 公开日 2007 年 11 月 14 日

[11] 公开号 CN 101069632A

[22] 申请日 2007.5.11

[21] 申请号 200710107450.0

[30] 优先权

[32] 2006.5.11 [33] US [31] 11/432,674

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 G·L·朗

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
代理人 苏 娟

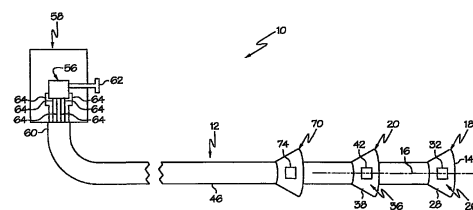
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称

具有导管的医疗器械和使用导管的方法

[57] 摘要

一种医疗器械，包括导管，所述导管具有可插入患者身体内腔中的远端并具有纵向间隔开且在周向上突起的第一和第二壳。第一壳具有带有第一表面部分的第一外部表面。第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供能的第一电极对。第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳具有带有第二表面部分的第二外部表面。第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供能的第二电极对。第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。还描述了使用医疗导管的方法，其中每个壳包括可膨胀的气囊。



1. 一种包括医疗导管的医疗器械，其中，所述医疗导管包括：
 - a) 可插入患者身体内腔中的远端，所述身体内腔周围具有肌肉内腔组织；
 - b) 中心线，其在医疗导管处于未弯曲状态下时限定了纵向轴线；
 - c) 在周向上突起的第一壳，其具有带有第一表面部分的第一外部表面，所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对，并且所述第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进；以及
 - d) 在周向上突起的第二壳，其具有带有第二表面部分的第二外部表面，所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对，并且所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织的收缩时在身体内腔中前进，其中，第二壳在第一壳的近侧上与第一壳纵向间隔开。
2. 根据权利要求1所述的医疗器械，其中，所述医疗导管是挠性内窥镜插入管。
3. 根据权利要求2所述的医疗器械，其中，所述内窥镜插入管包括布置在所述远端处的显示装置。
4. 根据权利要求1所述的医疗器械，其中，所述医疗导管是护套，并适于安装在挠性内窥镜插入管上。
5. 根据权利要求4所述的医疗器械，其中，所述内窥镜插入管包括布置在所述远端处的显示装置。
6. 根据权利要求1所述的医疗器械，其中，所述第一和第二外部表面在布置在所述身体内腔中时具有基本上固定的形状。
7. 根据权利要求1所述的医疗器械，其中，所述第一壳包括可膨胀的第一气囊，所述第一外部表面是所述第一气囊的膨胀的外部表面，所述第二壳包括可膨胀的第二气囊，所述第二外部表面是所

述第二气囊的膨胀的外部表面。

8. 根据权利要求 1 所述的医疗器械，还包括控制器，所述控制器适于为第一电极对供给能量，用于使与第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩，并且所述控制器适于为第二电极对供给能量，用于使与第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩。

9. 根据权利要求 8 所述的医疗器械，其中，只要所述控制器由使用者致动，所述控制器适于基本上同时为第一和第二电极对供能，从同时供能开始所述医疗导管在身体内腔中的行进速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织不再与已供能的电极接触以松弛的时间是预定的时间，第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离，其中，该距离适于使与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第一电极对移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对到达该纵向位置之前松弛。

10. 根据权利要求 8 所述的医疗器械，其中，只要所述控制器由使用者致动，所述控制器适于顺序地为第一和第二电极对供能，从顺序供能开始所述医疗导管在身体内腔中行进的速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织不再与已供能的电极接触以松弛的时间是预定的时间，第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离，其中，该距离适于使与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第二电极对移过该纵向位置之后并在前进的第一电极对到达该纵向位置之前松弛。

具有导管的医疗器械和使用导管的方法

技术领域

本发明整体上涉及医疗器械，更具体而言，涉及具有医疗导管的医疗器械和使用医疗导管的方法。

背景技术

已知导管的示例包括但不限于内窥镜的挠性插入管（包括结肠镜和肠窥镜的挠性插入管）。插入管具有可进行关节运动的远端部分，该远端部分由从远端部分延伸到位于内窥镜手柄上的控制把手的导线控制。插入管的远端中的广角摄像机允许医学观察。诸如医疗针刀或医疗圈套器之类的医疗装置是内窥镜系统的一部分，可插入到内窥镜插入管的工作通道中，并可平移，以从远端部分伸出用于医学治疗。在使用中，插入管的远端插入到患者的身体内腔中。使用者手动在近侧管道部分上推动，以使插入管的远端在身体内腔中前进，用于医学观察和/或医学治疗。在迂回的身体内腔（例如结肠）中，插入管的可进行关节运动的远端能够偏离身体内腔并由内腔组织阻挡其进一步前进。然后，如果使用者进一步在近侧管道部分上推动，则插入管形成不需要的环，在再次对准插入管的远端并使插入管在身体内腔中进一步前进之前，使用者必须纠正这种不需要的环。美国专利 6,866,626 公开了使用与脐的远端相连的自动推进囊来进行结肠镜检查，其中，囊上的电极刺激肌肉结肠组织收缩，由此使囊在结肠中前进。

尽管如此，科学家和工程师们仍然继续探求具有导管的改进的医疗器械和使用导管的方法。

发明内容

本发明实施例的第一种表达是一种包含医疗导管的医疗器械。医疗导管具有远端、中心线、在周向上突起的第一壳（pod）和在周向上突起的第二壳。远端可插入患者身体内腔中，身体内腔周围具有肌肉内腔组织。中心线在医疗导管处于未弯曲状态下时限定了纵向轴线。第一壳具有带有第一表面部分的第一外部表面。所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对。第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳具有带有第二表面部分的第二外部表面。所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对。所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳在第一壳的近侧上与其纵向间隔开。

本发明替代实施例的第一种表达是一种包括医疗导管和控制器的医疗器械。所述医疗导管是护套并适于安装在挠性内窥镜插入管上。所述安装的医疗导管包括远端、中心线、在周向上突起的第一壳和在周向上突起的第二壳。远端可插入患者身体内腔中，身体内腔周围具有肌肉内腔组织。中心线在医疗导管处于未弯曲状态下时限定了纵向轴线。第一壳具有带有第一表面部分的第一外部表面。所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对。第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳具有带有第二表面部分的第二外部表面。所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对。所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳在第一壳的近侧上与其纵向间隔开。所述控制器适于为第一电极对供给能量，用于使与第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩，并适于为第二电极对供给能量，用于使与第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩。

本发明的方法用于使用医疗导管。医疗导管具有远端、中心线、在周向上突起的第一壳和在周向上突起的第二壳。远端可插入患者身体内腔中，身体内腔周围具有肌肉内腔组织。中心线在医疗导管处于未弯曲状态时限定了纵向轴线。第一壳具有带有第一表面部分的第一外部表面。所述第一表面部分包括在周向上间隔开的电极构成的第一电极对。第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳具有带有第二表面部分的第二外部表面。所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对。所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳在第一壳的近侧上与其纵向间隔开。第二壳包括可膨胀的第二气囊，所述第二外部表面是所述第二气囊的膨胀的外部表面。所述方法包括将所述远端插入身体内腔中。所述方法还包括手动使医疗导管在身体内腔中前进第一距离，其中第一和第二气囊收缩并且第一和第二对没有被供能。所述方法还包括使第一和第二气囊膨胀。所述方法还包括在第一气囊已经膨胀之后为第一电极对供给能量。所述方法还包括在第二气囊已经膨胀之后为第二电极对供给能量。

通过本发明的一些实施方式和方法的一种或者多种表达获得了许多好处和优点。在一个例子中，壳靠近远端布置，使得自动前进的医疗导管不会形成不需要的环，如本领域技术人员应当理解的。在相同或不同的示例中，每个壳包括支撑电极的可膨胀气囊，该气囊在需要医疗导管在身体内腔中手动前进时收缩（导致导管在身体内腔中具有较小的横向横截面），并在需要医疗导管在身体内腔中的自动前进时膨胀。在相同或不同的示例中，控制器同时或顺序为第一和第二电极对供给能量，用于比单个电极的情况更快地在身体内腔中前进，其中，电极对纵向间隔开一定距离，以确保由一个电极对收缩的肌肉内腔组织在自动前进的下一个电极对到达相同的肌肉内腔组织之前具有足够的时间来松弛。在相同或不同的示例中，

医疗导管是安装在现有内窥镜插入管上的护套以改进现有内窥镜的性能。

本发明具体涉及：

(1) 一种包括医疗导管的医疗器械，其中，所述医疗导管包括：

a) 可插入患者身体内腔中的远端，所述身体内腔周围具有肌肉内腔组织；

b) 中心线，其在医疗导管处于未弯曲状态时限定了纵向轴线；

c) 在周向上突起的第一壳，其具有带有第一表面部分的第一外部表面，所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对，并且所述第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进；以及

d) 在周向上突起的第二壳，其具有带有第二表面部分的第二外部表面，所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对，并且所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织的收缩时在身体内腔中前进，其中，第二壳在第一壳的近侧上与第一壳纵向间隔开。

(2) 根据第(1)项所述的医疗器械，其中，所述医疗导管是挠性内窥镜插入管。

(3) 根据第(2)项所述的医疗器械，其中，所述内窥镜插入管包括布置在所述远端处的显示装置。

(4) 根据第(1)项所述的医疗器械，其中，所述医疗导管是护套，并适于安装在挠性内窥镜插入管上。

(5) 根据第(4)项所述的医疗器械，其中，所述内窥镜插入管包括布置在所述远端处的显示装置。

(6) 根据第(1)项所述的医疗器械，其中，所述第一和第二外部表面在布置在所述身体内腔中时具有基本上固定的形状。

(7) 根据第(1)项所述的医疗器械，其中，所述第一壳包括可膨胀的第一气囊，所述第一外部表面是所述第一气囊的膨胀的外部

表面，所述第二壳包括可膨胀的第二气囊，所述第二外部表面是所述第二气囊的膨胀的外部表面。

(8) 根据第(1)项所述的医疗器械，还包括控制器，所述控制器适于为第一电极对供给能量，用于使与第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩，并且所述控制器适于为第二电极对供给能量，用于使与第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩。

(9) 根据第(8)项所述的医疗器械，其中，只要所述控制器由使用者致动，所述控制器适于基本上同时为第一和第二电极对供能，从同时供能开始所述医疗导管在身体内腔中的行进速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织不再与已供能的电极接触以松弛的时间是预定的时间，第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离，其中，该距离适于使与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第一电极对移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对到达该纵向位置之前松弛。

(10) 根据第(8)项所述的医疗器械，其中，只要所述控制器由使用者致动，所述控制器适于顺序地为第一和第二电极对供能，从顺序供能开始所述医疗导管在身体内腔中行进的速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织不再与已供能的电极接触以松弛的时间是预定的时间，第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离，其中，该距离适于使与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第一电极对移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对到达该纵向位置之前松弛。

(11) 一种医疗器械，包括：

a) 医疗导管，所述医疗导管是护套并适于安装在挠性内窥镜插入管上，安装的医疗导管包括：

可插入患者身体内腔中的远端，所述身体内腔周围具有肌肉内腔组织；

中心线，其在医疗导管处于未弯曲状态下时限定了纵向轴线；

在周向上突起的第一壳，其具有带有第一表面部分的第一外部表面，所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对，并且所述第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进；以及

在周向上突起的第二壳，其具有带有第二表面部分的第二外部表面，所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对，并且所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进，其中，第二壳在第一壳的近侧上与第一壳纵向间隔开；以及

b) 控制器，所述控制器适于为第一电极对供给能量，用于使与第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩，并且所述控制器适于为第二电极对供给能量，用于使与第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩。

(12) 根据第(11)项所述的医疗器械，其中，所述第一和第二外部表面在布置在所述身体内腔中时具有基本上固定的形状。

(13) 根据第(11)项所述的医疗器械，其中，所述第一壳包括可膨胀的第一气囊，所述第一外部表面是所述第一气囊的膨胀的外部表面，所述第二壳包括可膨胀的第二气囊，所述第二外部表面是所述第二气囊的膨胀的外部表面。

(14) 根据第(11)项所述的医疗器械，其中，只要所述控制器由使用者致动，所述控制器适于基本上同时为第一和第二电极对供能，从同时供能开始所述医疗导管在身体内腔中行进的速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织不再与已供能的电极接触以松弛的时间是预定的时间，第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离，其中，该距离被选择为使得与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第一电极对移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对到达该纵向位置之前松弛。

(15) 根据第(11)项所述的医疗器械, 其中, 只要所述控制器由使用者致动, 所述控制器适于顺序地为第一和第二电极对供能, 从顺序供能开始所述医疗导管在身体内腔中行进的速度是预定的速度, 收缩的肌肉内腔组织不再与已供电的电极接触以松弛的时间是预定的时间, 第一和第二电极对是纵向相邻的电极对并在纵向上间隔开一定距离, 其中, 该距离被选择为使得与第一电极对在身体内腔的某个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织至少在第一电极对移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对到达该纵向位置之前松弛。

(16) 一种使用医疗导管的方法, 其中, 所述医疗导管包括: 可插入患者身体内腔中的远端, 所述身体内腔周围具有肌肉内腔组织; 中心线, 其在医疗导管处于未弯曲状态下时限定了纵向轴线; 在周向上突起的第一壳, 其具有带有第一表面部分的第一外部表面, 所述第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第一电极对, 并且所述第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供电的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进, 第一壳包括可膨胀的第一气囊, 所述第一外部表面是所述第一气囊的膨胀的外部表面; 以及在周向上突起的第二壳, 其具有带有第二表面部分的第二外部表面, 所述第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供给能量的第二电极对, 并且所述第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供电的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进, 其中, 第二壳在第一壳的近侧上与第一壳纵向间隔开, 所述第二壳包括可膨胀的第二气囊, 所述第二外部表面是所述第二气囊的膨胀的外部表面, 所述方法包括:

- a) 将所述远端插入身体内腔中;
- b) 手动使医疗导管在身体内腔中前进第一距离, 其中第一和第二气囊是收缩的并且第一和第二电极对没有被供能;
- c) 使第一和第二气囊膨胀;
- d) 在第一气囊已经膨胀之后为第一电极对供给能量; 以及

e) 在第二气囊已经膨胀之后为第二电极对供给能量。

(17) 根据第(16)项所述的方法, 其中, 基本上同时为第一和第二电极对供能, 用于使医疗导管在身体内腔中自动前进第二距离。

(18) 根据第(16)项所述的方法, 其中, 顺序地为第一和第二电极供能, 用于使医疗导管在身体内腔中自动前进第二距离。

(19) 根据第(16)项所述的方法, 其中, 在为第一和第二电极对供能之前, 手动使医疗导管前进。

(20) 根据第(16)项所述的方法, 其中, 在手动使医疗导管前进之前, 为第一和第二电极对供能。

附图说明

图 1 是包含医疗导管和控制器的医疗器械的一个实施例的示意图, 其中, 控制器位于以剖视示出的手持件(handpiece)中;

图 2 是图 1 的医疗导管插入在患者身体内腔中的远侧部分的剖视图, 其中, 图 2 的医疗导管已经从图 1 所示的方位旋转了 90 度;

图 3 是图 2 的医疗导管沿着图 2 的线 3-3 所截取的视图;

图 4 是图 2 的医疗导管沿着图 2 的线 4-4 所截取的剖视图;

图 5 的示意性视图示出图 1 的控制器与图 2 的医疗导管的壳的电极之间的电连接;

图 6 的视图与图 1 相同类似, 但是示出了医疗导管的第一替代实施例, 其中, 医疗导管是护套并适于安装在挠性内窥镜插入管上;

图 7 是图 6 的医疗导管的远侧部分的剖视图, 其中, 图 7 的医疗导管已经从图 6 所示的方位旋转了 90 度;

图 8 是图 7 的医疗导管沿着图 7 的线 8-8 所截取的视图; 以及

图 9 是医疗导管的第二替代实施例的放大的剖视图, 示出了医疗导管的两个壳, 其中, 每个壳包含可膨胀的气囊。

具体实施方式

在详细解释本发明之前, 需要说明的是本发明并不限制于应用

或者使用为在附图和说明书中示出的部件的构造和布置的细节。本发明的典型实施方式可在其它实施方式、变化和修改中实现或者被结合在其中，并可以各种方式实践或实现。此外，除非特别指明，在本文中采用的术语和表达的选择是为了方便读者而描述本发明的典型实施方式的目的，而不是出于限制本发明的目的。

应当理解的是，任何一种或多种下述实施方式、例子等的表达可与任何一种或多种下述其它实施方式、例子等的表达组合。

现在参见附图，其中在所有附图中相同的附图标记表示相同的元件，图 1-5 示出了本发明的实施方式。图 1-5 的实施例的第一种表达是包括医疗导管 12 的医疗器械 10。医疗导管 12 具有远端 14、中心线 16、在周向上突起的第一壳（pod）18 和在周向上突起的第二壳 20。远端 20 可插入患者的身体内腔 22 中，患者具有围绕身体内腔 22 的肌肉内腔组织 24。当医疗导管 12 处于未弯曲状态时，中心线 16 限定纵向轴线。第一壳 18 具有带有第一表面部分 28 的第一外部表面 26。第一表面部分 28 包括在周向上间隔开的电极 32 和 34 构成的可被供给能量的第一电极对 30。第一表面部分 28 的形状适于使第一壳 18（并且因此医疗导管 12）在与已供能第一电极对 30 接触的肌肉内腔组织 24 收缩时在身体内腔 22 中前进。第二壳 20 具有带有第二表面部分 38 的第二外部表面 36。第二表面部分 38 包括在周向上间隔开的电极 42 和 44 构成的可被供给能量的第二电极对 40。第二表面部分 38 的形状适于使第二壳 20（并且因此医疗导管 12）在与已供能第二电极对 40 接触的肌肉内腔组织 24 收缩时在身体内腔 22 中前进。第二壳 20 在第一壳 18 的近侧上与其纵向间隔开。

在图 1-5 的实施例的第一种表达的一种布置中，第一壳 18 布置在远端 14 的近侧。在一种变型中，第一壳 18 布置在远端 14 处。在一种变型中，第一和第二壳 18 和 20 在整个周向上突起。在一种变化中，第一和第二表面部分 28 和 38 中的每个是成角度的表面（例如具有大致圆锥形状的表面，如图 2 所示），其中，压缩肌肉内腔组织 24，从而向成角度的表面施加力，成角度的表面使医疗导管 12

在身体内腔 22 中前进，如本领域技术人员应当理解的。本领域技术人员也可以想到其他的表面形状。在一个示例中，第一和第二表面部分 28 和 38 每个具有至少一个附加的电极对（未示出）。

在图 1-5 的实施例的第一种表达的第一种实现方式中，医疗导管 12 是具有工作通道 47 的挠性内窥镜插入管 46。在一种变型中，内窥镜插入管 46 包括布置在远端 14 处的显示装置 48。在一种变化中，内窥镜插入管 46 包括布置在远端 114 处的照明装置 49。

在第二种实现方式中，如图 6-8 的第一替代实施例所示，医疗导管 112 是护套 150 并适于安装在具有工作通道 147 的挠性内窥镜插入管 146 上。在一种变型中，内窥镜插入管 146 包括布置在远端 114 处的显示装置 148。在一种变化中，内窥镜插入管 146 包括布置在远端 14 处的照明装置 149。

在图 1-5 的实施例的第一种表达的第一种设定中，当布置于身体内腔 22 中时，第一和第二外部表面 26 和 36 具有大致固定的形状。由此，在该设定中，当出现在身体内腔 22 中以及移动穿过其时，第一和第二外部表面 26 和 36 基本上不可变形。

在第二种设定中，如图 9 的第二替代实施例所示，第一壳 218 包括可膨胀的第一气囊 252，其中，第一外部表面 226 是第一气囊 252 的膨胀的外表面，第二壳 220 包括可膨胀的第二气囊 254，其中，第二外部表面 236 是第二气囊 254 的膨胀的外表面。在一种构造中，医疗导管 212 包括与第一气囊 252 流体连通的第一膨胀内腔 253 和与第二气囊 254 流体连通的第二膨胀内腔 255。

在图 1-5 的实施例的第一种表达的一种扩展中，医疗器械 10 还包括控制器 56，控制器 56 适于为第一电极对 30 供给能量，用于使与第一电极对 30 接触的肌肉内腔组织 24 收缩，并适于为第二电极对 40 供给能量，用于使与第二电极对 40 接触的肌肉内腔组织 24 收缩。在一个示例中，医疗器械 10 包括安装到医疗导管 12 的近端 60 上的手持件 58，其中，手持件 58 包含控制器 56，控制器 56 具有用于让使用者致动控制器 56 的按钮 62。在一种变型中，如图 5 所示，

导线 64 将控制器 56 连接到电极 32、34、42 和 44。在一个示例中，控制器 56 使用导线 64 以预定的频率（例如 50Hz）向电极 32 和 42 施加正的 DC 电压并向电极 34 和 44 施加负的 DC 电压。

在第一种应用中，只要控制器 56 由使用者来致动，控制器 56 适于基本上同时为第一和第二电极对 30 和 40 供给能量。在此应用中，医疗导管 12 在身体内腔 22 中从同时供给能量开始行进的速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织 24 不再与被供能的电极 32、34、42 和 44 接触以松弛的时间是预定的时间（例如由实验确定的速度和时间）。在此应用中，第一和第二电极对 30 和 40 是在纵向上靠近的电极对（意思是说没有纵向干涉的电极对）。在此应用中，第一和第二电极对 30 和 40 在纵向上间隔开一定距离。该距离被选择为使与第一电极对 30 在身体内腔 22 的一个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织 24 至少在第一电极对 30 移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对 40 到达该纵向位置之前松弛。在一个示例中，如果该距离至少为 5 厘米，则收缩的肌肉内腔组织 24 将至少达到松弛的状态。在一个示例中，控制器 56 以预定的频率（例如 50Hz）在连续的时间段上（例如直到医疗导管 12 的远端 14 在身体内腔 22 中的最终位置处）基本上同时为第一和第二电极对 30 和 40 供给能量。

在第二种应用中，只要控制器 56 由使用者致动，控制器 56 适于顺序地为第一和第二电极对 30 和 40 供给能量。在此应用中，医疗导管 12 在身体内腔 22 中从顺序供能开始行进的速度是预定的速度，收缩的肌肉内腔组织 24 不再与已供能的电极 32、34、42 和 44 接触以松弛的时间是预定的时间（例如由实验确定的速度和时间）。在此应用中，第一和第二电极对 30 和 40 是在纵向上靠近的电极对（意思是说没有纵向干涉的电极对）。在此应用中，第一和第二电极对 30 和 40 在纵向上间隔开一定距离。该距离被选择为使与第一电极对 30 在身体内腔 22 的一个纵向位置处接触的收缩的肌肉内腔组织 24 至少在第一电极对 30 移过该纵向位置之后并在前进的第二电极对 40 到达该纵向位置之前松弛。在一个示例中，如果该距离至

少为 5 厘米，则收缩的肌肉内腔组织 24 将至少达到松弛的状态。在一个示例中，控制器 56 为第一电极对 30 供给能量一定时间段（例如 5 秒），然后关闭第一电极对 30 一定时间段（例如 5 秒），然后为第二电极对 40 供给能量一定时间段（例如 5 秒），然后关闭第二电极对 40 一定时间段（例如 5 秒），然后为第一电极对 30 供给能量一定时间段（例如 5 秒），然后关闭第一电极对 30 一定时间段（例如 5 秒），然后为第二电极对 40 供给能量一定时间段（例如 5 秒），然后关闭第二电极对 40 一定时间段（例如 5 秒）等等，其中，在使收缩的肌肉内腔组织 24 不再与已供能的电极 32、34、42、44 接触以松弛的时间中，第一电极对 30 离开内腔组织位置，并且第二电极对 40 接触相同的内腔组织位置。

应当注意，是申请人首先认识到第一和第二壳 18 和 20 的合适纵向间隔将使得多壳医疗导管 12 可以工作，因为这样的合适间隔将防止第二壳 20 遇到由于之前接触第一壳 18 而仍然处于收缩状态的肌肉内腔组织 24。

图 6-8 的替代实施例的第一种表达是包括医疗导管 112 和控制器 156 的医疗器械 110。医疗导管 112 是护套 150 并适于安装在挠性内窥镜插入管 146 上。安装的医疗导管 112 具有远端 114、中心线 116、周向上突起的包括电极 132 和 134 的第一壳 118、以及在周向上突起的包括电极 142 和 144 的第二壳 120，如同上面对医疗导管 12 的描述。控制器 156 适于为第一电极对 130 供给能量，用于使与第一电极对 130 接触的肌肉内腔组织（图 2 中示作 24）收缩，并适于为第二电极对 140 供给能量，用于使与第二电极对 140 接触的肌肉内腔组织（图 2 中示作 24）收缩。

应当注意，图 1-5 的实施例的第一种表达的第二设定、扩展、应用等可以等同地应用到图 6-8 的替代实施例的第一种表达中。

本发明的方法是使用医疗导管 212，其中，医疗导管 212 如同前面对医疗导管 12 的描述和前面对第二设定的描述。该方法包括将远端 214 插入在身体内腔（图 2 中示作 22）中。该方法包括手动使医

疗导管 212 在身体内腔中前进第一距离,第一和第二气囊 252 和 254 收缩并且第一和第二电极对 230 和 240 (周向上间隔开的电极 232&234 与 242&244) 没有被供能。该方法包括使第一与第二气囊 252 和 254 膨胀。该方法包括在第二气囊 254 已经膨胀之后为第二电极对 240 供给能量。该方法包括在第一气囊 252 已经膨胀之后为第一电极对 230 供给能量。该方法包括在第二气囊 254 已经膨胀之后为第二电极对 240 供给能量。

在该方法的第一种设定中,第一和第二电极对 230 和 240 基本上被同时供能,用于医疗导管 212 在身体内腔中自动前进第二距离。在第二种设定中,第一和第二电极对 230 和 240 被顺序供能,用于使医疗导管 212 在身体内腔中自动前进第二距离。在第三种设定中,第一和第二电极对 230 和 240 在一定的时间段上被基本上同时供能而在不同的时间段上被顺序供能。

在该方法的第一种布置中,医疗导管 212 在第一和第二电极对 230 和 240 被供能之前手动前进。在第二种布置中,第一和第二电极对 230 和 240 在医疗导管 212 手动前进之前被供能。

在该方法的一种利用中,身体内腔是人或其他哺乳动物的结肠。在另一种应用中,身体内腔是上胃肠道。在另一种应用中,身体内腔是动脉内腔。本领域技术人员也可以想到其他的身体内腔。

在实施例和方法的任意修饰中,并且参考图 1-2 和 6-7,医疗器械 10 和 110 包括周向上突起的第三壳 70 和 170,其在近侧上与第二壳 20 和 120 纵向间隔开并具有由周向间隔开电极 74 和 174 与 76 和 176 构成的第三电极对 72 和 172。在一种变型中,如图 5 所示,导线 64 将控制器 56 电连接到第一电极对 30 的电极 32 和 34、第二电极对 40 的电极 42 和 44、以及第三电极对 72 的电极 74 和 76。

通过本发明的一些实施方式和方法的一种或者多种表达获得了许多好处和优点。在一个例子中,壳靠近远端布置,使得自动前进的医疗导管不会形成不需要的环,如本领域技术人员应当理解的。在相同或不同的示例中,每个壳包括支撑电极的可膨胀气囊,该气囊在需要医疗导管在身体内腔中手动前进时收缩(导致导管在身体

内腔中具有较小的横向横截面)，并在需要医疗导管在身体内腔中的自动前进时膨胀。在相同或不同的示例中，控制器同时或顺序为第一和第二电极对供给能量，用于比单个电极的情况更快地在身体内腔中前进，其中，电极对纵向间隔开一定距离，以确保由一个电极对收缩的肌肉内腔组织在自动前进的下一个电极对到达相同的肌肉内腔组织之前具有足够的时间来松弛。在相同或不同的示例中，医疗导管是安装在现有内窥镜插入管上的护套以改进现有内窥镜的性能。

虽然已经通过实施方式和方法的一些表达的描述对本发明进行了解释，但申请人并不是想将所附权利要求书的精神和范围限制或限定得如此详细。在不脱离本发明的范围的情况下，许多其它变化、改进及替代对本领域技术人员来说都是显而易见的。例如，考虑到所述系统、元件和方法明显可以修改成与这样的机械系统兼容，本发明的医疗器械在机械辅助的外科中具有应用。应当理解的是前面的描述仅仅作为例子提供，在不脱离本发明的范围和精神的情况下，其它修改对本领域技术人员来说是显而易见的。

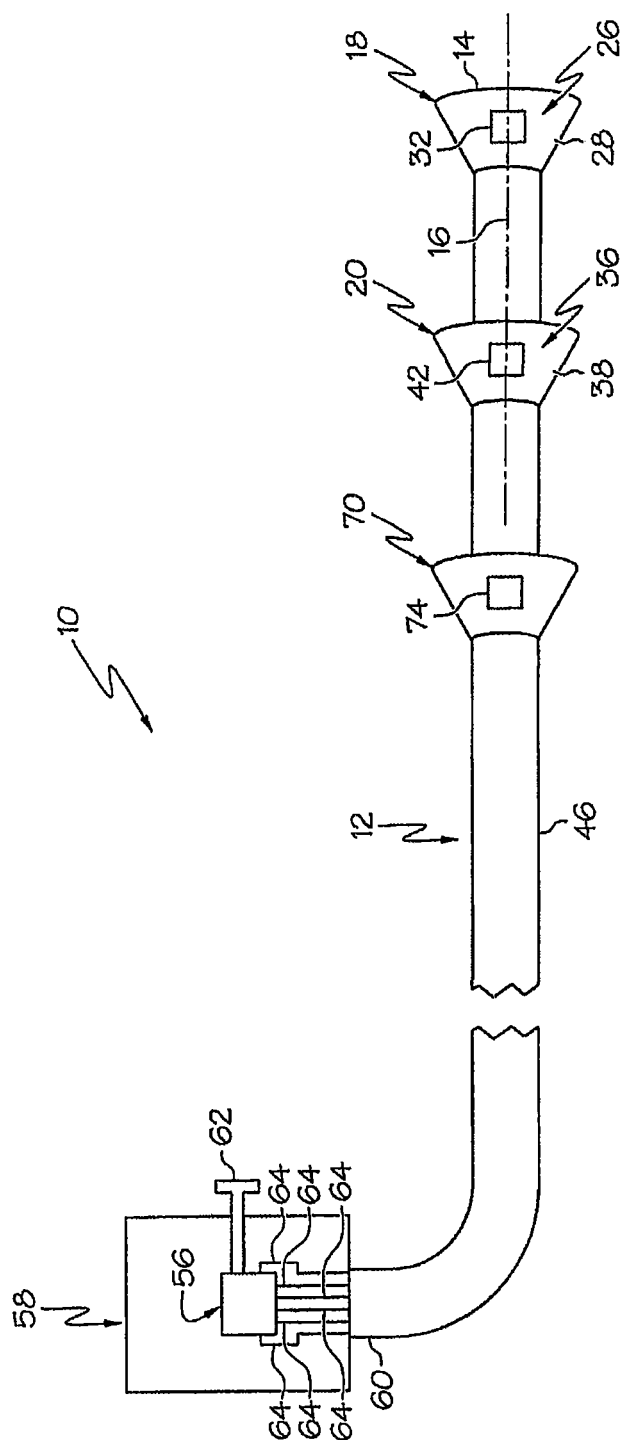


图 1

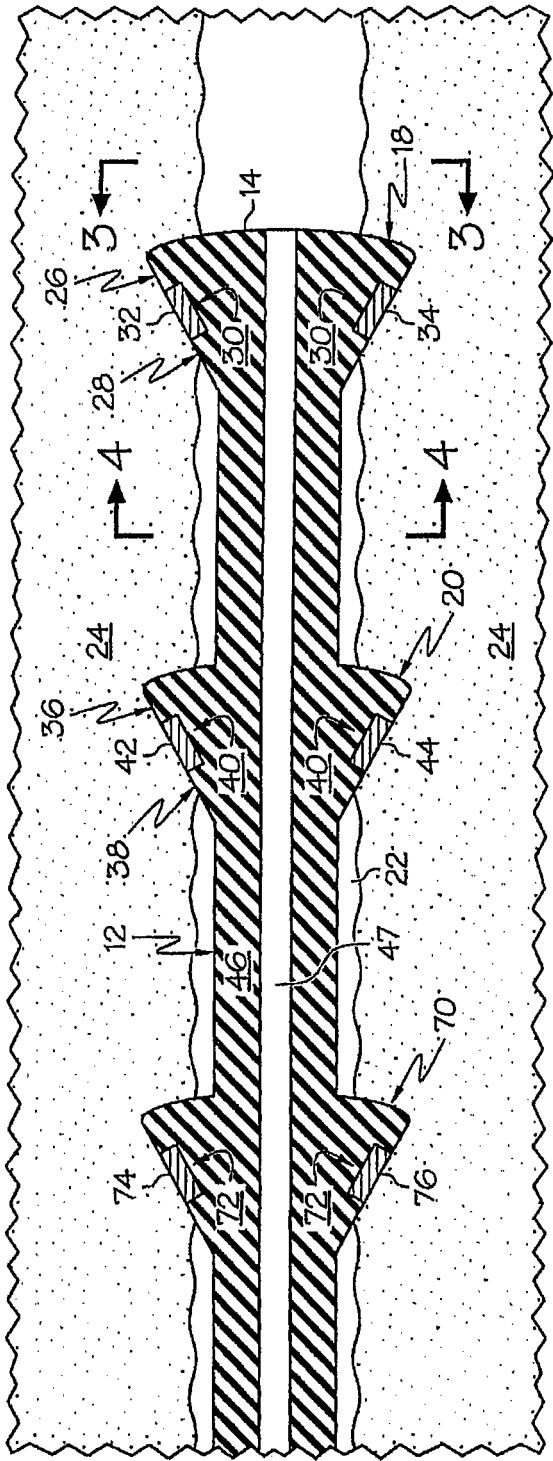


图 2

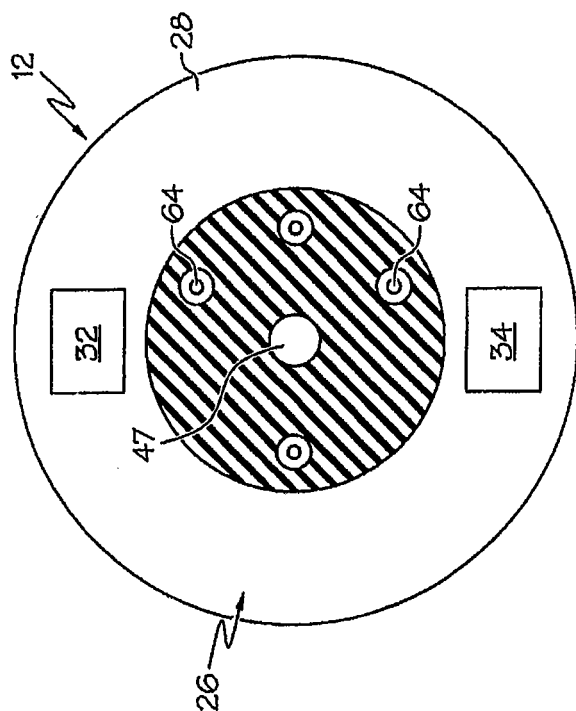


图 4

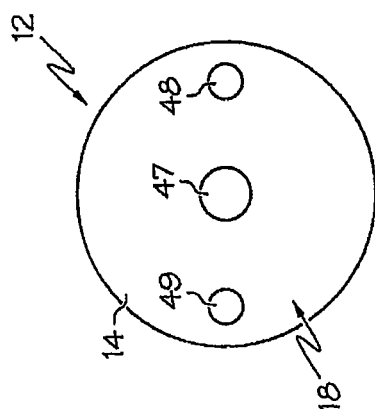


图 3

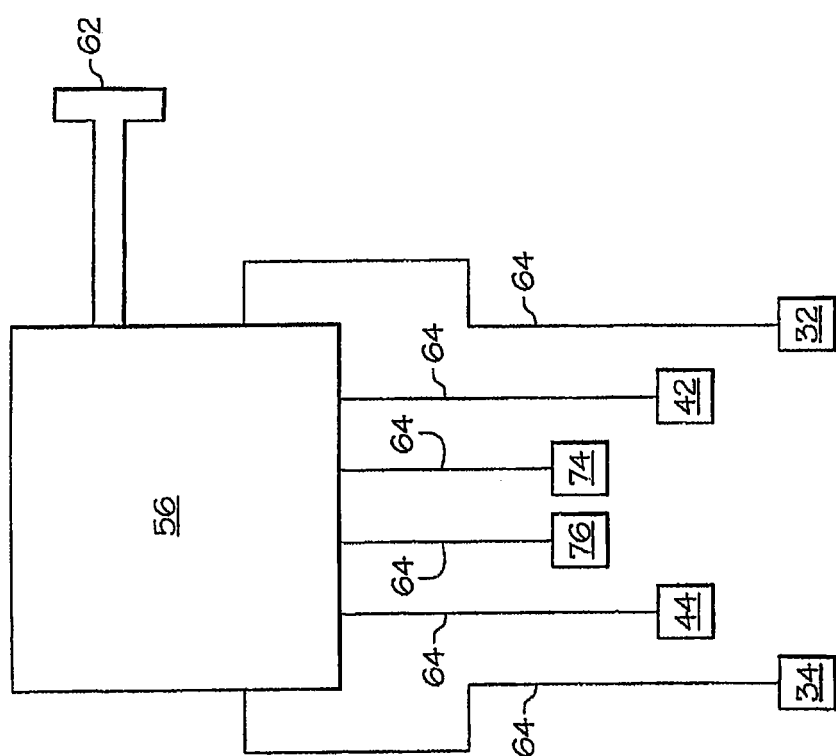


图 5

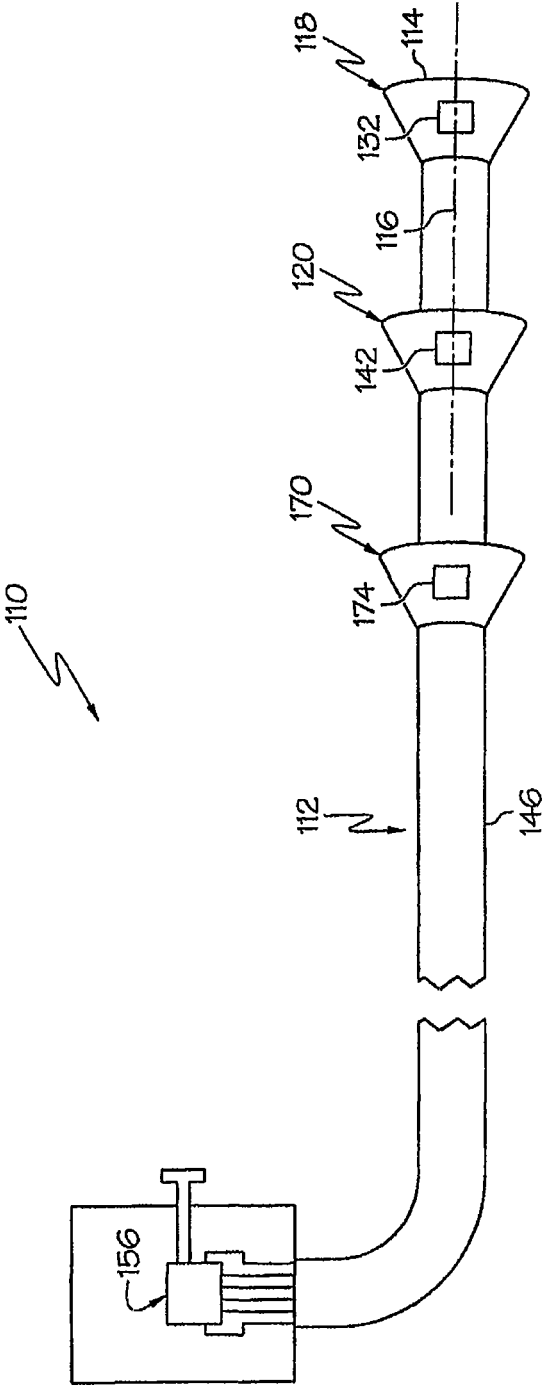


图 6

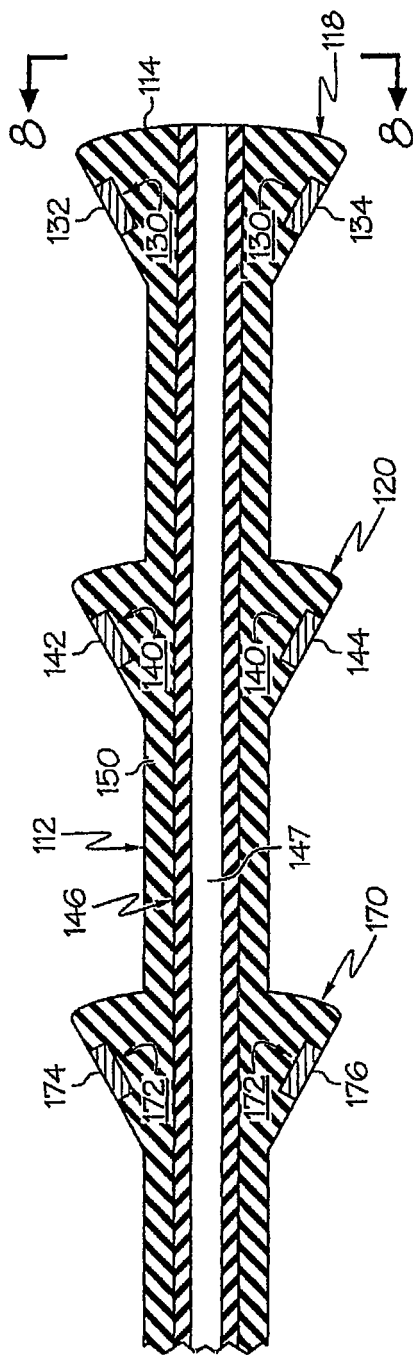


图 7

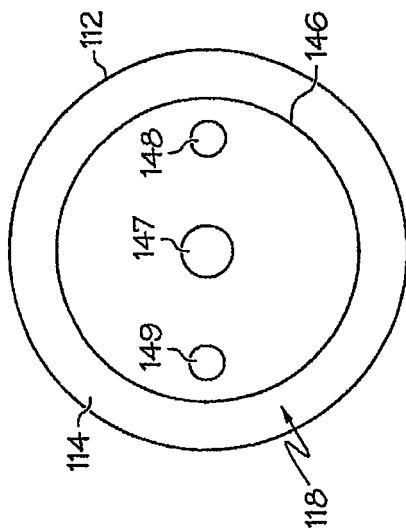


图 8

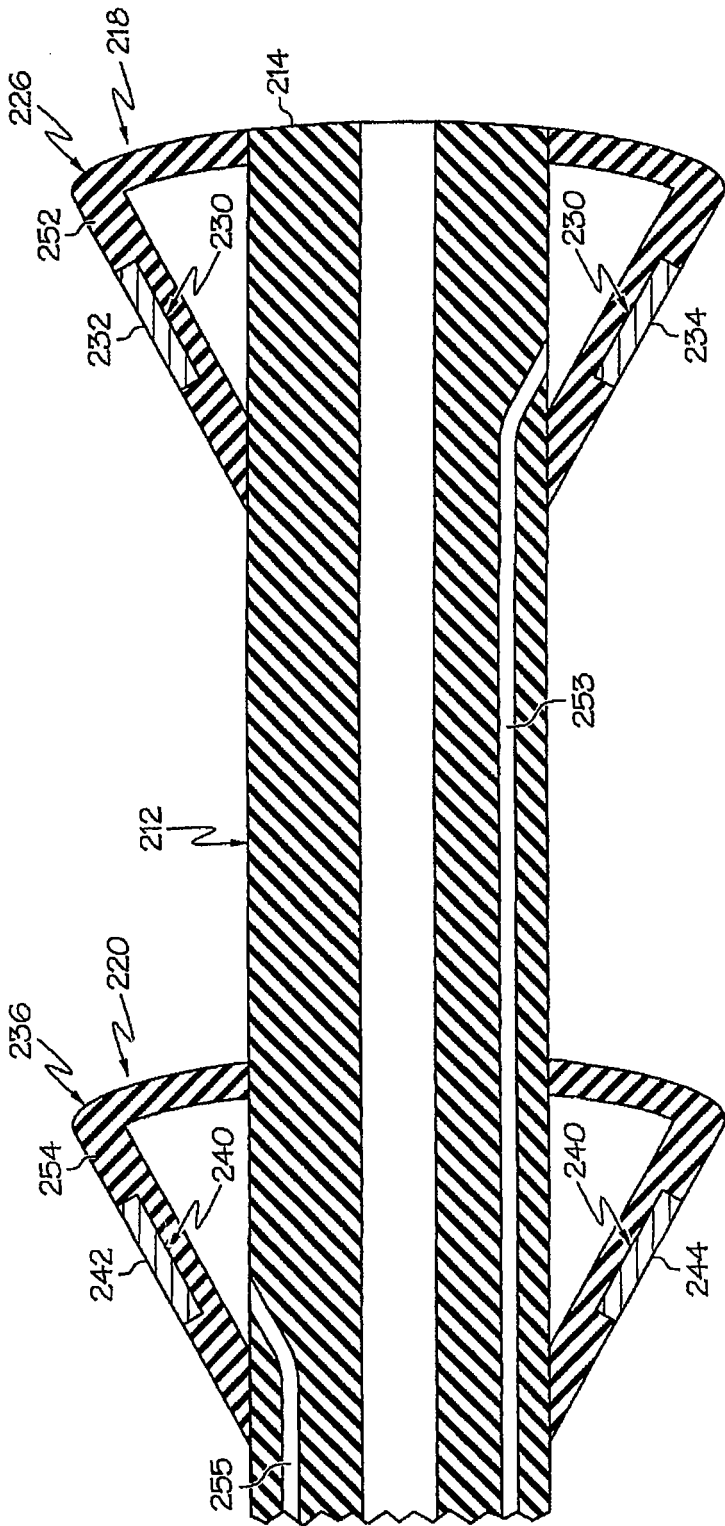


图 9

专利名称(译)	具有导管的医疗器械和使用导管的方法		
公开(公告)号	CN101069632A	公开(公告)日	2007-11-14
申请号	CN200710107450.0	申请日	2007-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	GL朗		
发明人	G·L·朗		
IPC分类号	A61B1/012 A61B1/04 A61F2/958		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00156 A61B1/041 A61B1/05 A61M25/0116		
代理人(译)	苏娟		
优先权	11/432674 2006-05-11 US		
其他公开文献	CN101069632B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医疗器械，包括导管，所述导管具有可插入患者身体内腔中的远端并具有纵向间隔开且在周向上突起的第一和第二壳。第一壳具有带有第一表面部分的第一外部表面。第一表面部分包括在周向上间隔开的可被供能的第一电极对。第一表面部分的形状适于使第一壳在与已供能的第一电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。第二壳具有带有第二表面部分的第二外部表面。第二表面部分包括在周向上间隔开的可被供能的第二电极对。第二表面部分的形状适于使第二壳在与已供能的第二电极对接触的肌肉内腔组织收缩时在身体内腔中前进。还描述了使用医疗导管的方法，其中每个壳包括可膨胀的气囊。

