



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103830827 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201410059581. 6

A61M 25/10 (2013. 01)

(22) 申请日 2008. 02. 08

(30) 优先权数据

60/889, 145 2007. 02. 09 US

(62) 分案原申请数据

200880008059. 8 2008. 02. 08

(71) 申请人 史蒂文·J·费里

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 史蒂文·J·费里

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 彭鲲鹏 顾晋伟

(51) Int. Cl.

A61M 25/01 (2006. 01)

A61M 25/00 (2006. 01)

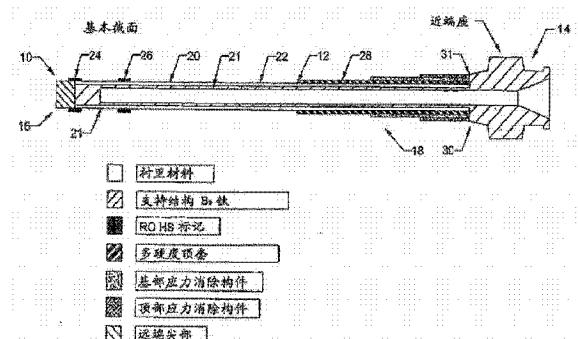
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

用于在活体脉管系统中进行腔内通过的系统

(57) 摘要

本发明所述的用于在活体脉管系统中进行腔内通过的系统涉及一种用于通过生物脉管系统的弯曲路径的柔性导管系统,还涉及制备所述柔性导管系统的方法实施方案以及使用所述柔性导管系统的实施方案。本发明的实施方案包含导管,其含有:具有远端和近端的腔;环绕所述腔圆周设置的一个或多个标记带;从所述腔的近端延伸至最远标记带的支持结构;相对于所述腔环形设置的顶套,其包含5种硬度的材料,其中所述支持结构和顶套沿所述导管长度交替排列。取决于所选直径,本文公开的导管实施方案非常适合远程通过并提供了在心脏、脑、肝、腰部、胰腺及其它具有细脉管之器官的工作通道。



A

CN 103830827

1. 一种导管 (10, 30, 40, 50), 其包含 :

具有远端 (56) 和近端 (31) 的腔 (18, 54); 其特征在于, 所述导管包含 :

环绕腔 (18) 圆周设置的一个或多个标记带 (24, 26);

从所述腔 (18) 的近端 (31) 延伸至所述最远标记带 (24) 的支持结构 (21); 以及

相对于腔 (18) 环形设置的顶套 (28), 其包含 5 种硬度的材料, 其中较软的材料被置于远端, 其中所述支持结构 (21) 和顶套 (28) 沿所述导管长度交替安置, 所述导管还包含可膨胀的远端球囊 (42, 64), 其中所述 5 种硬度的顶套以不同的间隔沿所述导管的长度安置。

2. 权利要求 1 的导管 (10), 其中所述支持结构 (21) 包含支持螺旋线或编结线 (22)。

3. 权利要求 1 的导管 (10), 其中所述支持结构 (21) 包含  $\beta$  (3) 钛、PEEK、尼龙、聚丙烯和涤纶中的一种或多种。

4. 权利要求 1 的导管 (10), 其还包含无支持结构的远端尖部 (16)。

5. 权利要求 1 的导管 (10), 其中所述顶套 (28) 包含 Grilamid 家族、PEBaX、聚氨酯和聚硅氧烷中的一种或多种。

6. 权利要求 1 的导管 (10), 其还包含位于所述导管腔 (18) 近端 (31) 的座和应力消除构件 (30)。

7. 权利要求 1 的导管 (30), 其还包含远端的回声性涂层 (32)。

8. 权利要求 1 的导管 (50), 其还包含位于所述导管远端 (56) 上的一体式带凹槽的支持结构 (66)。

9. 权利要求 1 的导管, 其中最远端的硬质体不含有不透辐射填充剂。

## 用于在活体脉管系统中进行腔内通过的系统

[0001] 本申请是申请号为 200880008059.8、发明名称为“用于在活体脉管系统中进行腔内通过的系统”的申请的分案申请，该母案申请是 2008 年 2 月 8 日提交的 PCT 申请 PCT/US2008/053433 进入中国国家阶段的申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求 2007 年 2 月 9 日提交的美国临时申请系列号 No. 60/889,145 的优先权，其在此通过引用以整体并入本文中。

### 技术领域

[0004] 本文所述的发明主题涉及一种用于通过生物脉管系统的弯曲路径的柔性导管系统，还涉及制备所述柔性导管系统的方法实施方案以及使用所述柔性导管系统的实施方案。

[0005] 有限的版权放弃声明

[0006] 本发明文件的一部分公开内容包含要求版权保护的材料。由于本发明文件或本发明公开内容已出现在美国专利商标局的文件或记录中，版权所有人对于任何人复制上述文件或公开内容不予异议，但保留所有其它的权利。版权 2007, Steven Ferry。

### 背景技术

[0007] 自 20 世纪 80 年代以来，微导管技术已发展成为在治疗中枢神经系统和其它具有细、弯曲脉管之系统的脉管损伤中常规的技术。微导管已用于治疗脑动脉瘤、瘘和动静脉畸形，例如通过阻塞起源脉管 (parent vessel) 来实现。微导管也已用于递送药剂以打通阻塞的脉管，包括用于溶解凝块的药剂。已使用球囊微导管来打通由于动脉粥样硬化引起的脉管狭窄。

[0008] 微导管还已用于通过脉管内方式来治疗病理性脉管异常，其通过使用选择性地沉积螺旋线 (coil)、颗粒或液体胶粘剂来实现。此外，微导管还用于向脊柱恶性肿瘤、头颈恶性肿瘤或颅内恶性肿瘤递送化疗剂。

[0009] 对于一些实施方案来说，常规地，微导管从股穿刺处前行穿过导引导管的腔，其终止于颈动脉或椎动脉。使用两种已知技术之一使微导管超出导引导管前进。在一个现有技术中，指引引线穿过微导管的腔，所述微导管具有不同程度的尖形、扭转性 (torqueability)、刚度和外部涂层。另一现有技术的方法包括了流动导引技术，其中微导管非常柔韧并且由血流携带至损伤处，辅以注射盐水或造影剂穿过流动导引的微导管。

[0010] 用于递送微导管的每种常规方法均具有缺点。用导引线导引的微导管具有穿刺脉管或动脉瘤的风险，这可能引起毁灭性的颅内出血后果。对于流动导引的微导管，当遇到复杂的脉管解剖结构时，常常难以精确转弯以及选择个别的脉管。

[0011] 导引线尚不能用于流动导引的微导管中，这是由于所述微导管的柔软度以及硬导引线极有可能穿透微导管壁所致。上述风险也阻碍了通过流动导引的微导管来递送用于帮助阻塞的螺旋线。因此，只有液体胶粘剂或极小颗粒已通过流动导引的多种微导管进行注

射用于脉管阻塞中，所述极小颗粒的尺寸通常不足以实现所期望的脉管阻塞。相比较而言，所述导引线导引的微导管常常不能借助导引线穿过分支的颅内脉管中的多处转弯以从腹股沟到达期望的脉管。

[0012] 在一个试图改进上述技术的现有技术中，已开发了一种方法在微导管的尖部添加了球囊以允许血流将膨胀的球囊携带至远端的期望靶脉管。所述“球囊技术”的缺点在于：需要两个腔，其中一个是递送栓塞剂的腔，另一个则使球囊膨胀和收缩。或者，在微导管的尖部添加经标定的可脱性球囊。然而，这仍然不能满足导引性，并且不能与导引线一起使用。

## 发明内容

[0013] 本文所述的发明主题涉及一种用于通过生物脉管系统的弯曲路径的柔性导管系统，还涉及制备所述柔性导管系统的方法实施方案以及使用所述柔性导管系统的实施方案。

[0014] 本发明的一些实施方案涉及导管，其中一个实施方案涉及微导管，其用于在人或其它动物体冠状动脉脉管、胸部脉管和外周脉管内的脉管器官通过。取决于所选直径，本文公开的导管实施方案非常适合远程通过并提供了在心脏、脑、肝、腰部、胰腺及其它具有细脉管之器官的细脉管内的工作通道。

## 附图说明

[0015] 图 1 图示本发明导管系统的一个实施方案的截面视图。

[0016] 图 2 图示包含回声性涂覆远端的导管系统的一个实施方案的截面视图。

[0017] 图 3 图示包含整合至远端尖部之顺应性球囊的导管系统的一个实施方案的截面视图。

[0018] 图 4 图示在远端包含一体式带凹槽支持结构的导管系统的一个实施方案的截面视图。

[0019] 图 5 图示包含有效用于选择性膨胀的球囊的导管系统的一个实施方案的截面视图。

## 具体实施方式

[0020] 尽管本文公开了本发明的详细实施方案，然而应理解的是，所公开的实施方案仅仅作为本发明的示例，其可采用各种以及替代形式来体现。本文公开的具体结构和功能的细节不解释为限制性的，而仅作为教导本领域技术人员以各种方式实施所述导管实施方案的基础。在全部附图中，对类似的元件给出类似的附图标记。

[0021] 本文所用的是材料的商品名，所述材料包括但不限于聚合物和任选组分。本文的发明人不希望受到某商品名所述和所指的材料的限制。本文所述及所要求保护的方法中可替换及使用等同材料（例如，从不同来源获得的、名称或目录（参考）编码与商品名所指材料不同的材料）。除非另有指明，所有百分比和比率均根据重量来计算。除非另有指明，所有百分比均基于总组成来计算。所有组分或组成浓度均针对所述组分或组成的活性水平而言，并排除了商品来源中可能存在的杂质（例如残余溶剂或副产物）。

[0022] 本发明的一些实施方案涉及导管，其中一个实施方案涉及微导管，其用于在人或其它动物体冠状动脉脉管、胸部脉管和外周脉管内的脉管器官通过。取决于所选直径，本文公开的导管实施方案非常适合远程通过并提供了在心脏、脑、肝、腰部、胰腺及其它具有细脉管之器官的细脉管内的工作通道。

[0023] 本发明的一些实施方案包含限定腔的导管主体，还包含所述导管主体的腔内的衬里。所述导管主体还包含标记带（医师使用所述标记带来测量导管远端的距离）、用于支持和扭转响应的螺旋线或编结线、用于导管前行和追踪的多硬度轴、导通辅助器或治疗剂进入导管腔的座（hub）、与远端座结合的应力消除构件（strain relief）以及沿导管65cm-100cm距离的润滑涂层。所述润滑涂层包含浓度约为1～45%的不透明材料，其帮助追踪所述导管穿过脉管。此外，在一些实施方案中，使用顺应性远端球囊从而在设备或药剂递送期间提供支持以及部分或完全地短时阻塞脉管。

[0024] 本发明导管系统的一些实施方案包含限定腔的导管主体以及所述导管主体的腔内的衬里。在一些实施方案中，所述衬里的壁厚为0.001英寸至0.0004英寸之间。所述衬里通过在外径为0.0165～0.0225英寸的心轴上挤出或浸涂来形成。

[0025] 所述导管系统的一些实施方案还包含支持螺旋线或编结线，所述支持螺旋线或编结线包含含有 $\beta_3$ 钛金属或聚合物单丝材料的圆线或扁线，所述材料来自包括但不限于PEEK、尼龙、聚丙烯、涤纶（Dacron）等的组。所述导管系统还包含含有涂覆有不透辐射材料的热缩性材料的标记带，其被应用至导管主体用于在导管轴远端上提供参照标记。

[0026] 所述导管系统还包含含有来自Grilamid家族、PEBaX、聚氨酯（Urethanes）、聚硅氧烷（Silicones）等材料的多硬度轴，所述材料可用作导管轴外部套的夹套材料。所述夹套材料中填充了1%～50重量%的不透明试剂从而实现不透辐射，其使用针对荧光成像来说合适的不透明剂材料。所述不透明试剂包括但不限于硫酸钡、碳酸氢铋、钨和钼等。所述夹套材料以不同间隔沿导管长度安置，其中较硬的材料用于导管近端上，随着向导管远端移动所用材料逐渐变软。最远端的硬质体不含有不透辐射填充剂，从而使正在穿过导管腔进入脉管的设备更易观察到。在导管近端设置座和应力消除构件，以提供设备可置于其中并进入导管腔的通道。

[0027] 所述导管系统的一个实施方案（一般性图示为图1中的10）包含导管主体12，其具有近端座14、远端尖部16和轴18。在一些实施方案中，所述远端尖部16的长度约为1毫米。所述远端尖部16没有支持结构从而确保所述尖部不会导致创伤。

[0028] 在一些实施方案中，所述轴的近端部分的硬度比远端部分的大。标记（在一个实施方案中显示为24和26）被置于轴18的远端部分内，其中所述标记24和26包含整合到热缩性材料上的不透辐射剂（radiopaci`ing agent）。当被适当放置时，所述标记24和26被拉至导管轴18上。在一些实施方案中，所述轴18的远端部分（接近于所述远端尖部16）包含支持结构21。所述标记24和26被置于所述支持结构21上，并提供不透辐射效果，并且还使支持结构21保持合适的位置。

[0029] 在一些实施方案中，衬里20的壁厚为0.001～0.0004英寸，在轴18的全长延伸。在一些实施方案中，所述导管10的外径为3.8Fr(0.051"~1.23mm)至1.8Fr(0.025"~0.6mm)，内径为(0.036"~0.9mm)至(0.010"~0.4mm)。

[0030] 所述衬里20通过在外径为0.0165～0.0225英寸的心轴上挤出（在一些实施方

案中)或浸涂(在另一些实施方案中)来形成。

[0031] 在一些实施方案中,所述导管系统实施方案 10 还包含支持螺旋线和编结线 22,其包含圆线或扁线。在一些实施方案中,所述圆线或扁线包含  $\beta_3$  钛金属。在另一些实施方案中,所述支持螺旋线或编结线 22 包含聚合物单丝材料,其选自 PEEK、尼龙、聚丙烯、涤纶和具有类似物理和化学性质的其它材料。所述支持螺旋线或编结线 22 从导管轴的近端 31 延伸至最远标记带的下方,如图 1 中的 24 所示。

[0032] 所述  $\beta_3$  钛编结线显示与不锈钢线类似的物理性质,并且所述  $\beta_3$  钛的机械性质与镍钛合金线的类似。这些性质提供对图 1 中所述编结或螺旋的导管轴实施方案 22 的强度、弹性和扭转响应。此外,使用聚合物丝(例如 PEEK、聚酰胺、尼龙、聚酯以及与编结线或螺旋线组分具有类似化学和机械性质的其它材料)提供了一种用于加强导管轴主体的极其有效的方法。

[0033] 另外,使用由  $\beta_3$  钛、镍钛合金或不锈钢或具有类似化学和机械性质的其它材料所制备的管(其中磨出、切割出或蚀刻出长凹槽)提供了能够支持导管轴 18 的柔性框架。对于一些实施方案来说,其中一个显示为图 4 中的 50,凹槽 66 以与螺旋线或编结线类似的方式被整合进轴 18 中。所述凹槽、螺旋线或编结线提供了强度、弹性和扭转响应。类似地,上文所述的挤出聚合物材料(在一些实施方案中,其上有凹槽)(例如 PEEK、聚酰胺、尼龙、聚酯和其它类似材料)用于增强导管轴的强度、弹性和扭转响应。

[0034] 所述导管系统实施方案 10 还包含一个或多个标记带 24 和 26。所述标记带 24 和 26 包含涂覆有不透辐射材料的热缩性材料。所述标记带 24 和 26 应用于所述导管的主体 12,用以提供导管主体 12 之远端 16 的参照标记。尽管两个标记带 24 和 26 显示于图 1,然而应当理解的是,导管实施方案可包含一个或多个标记带。在一个实施方案中,所述不透辐射、RO、热缩性标记带分别被置于距导管的实施方案远端尖部 16 为 1 毫米和 3 厘米处,其分别从标记 24 和 26 的远端测量。

[0035] 在一些实施方案中,所述不透辐射标记 24 或 26 包含涂覆有不透辐射涂层的热缩性材料,并在用多硬度顶套加套之前应用至导管轴 18。在将标记 24 或 26 的加热和随后的收缩应用至导管轴 18 之后机械地保留聚合物标记 24 或 26。这种制造导管的方法比传统制备工艺具有优势,这是因为传统贵金属标记需要粘合并且价格昂贵。

[0036] 所述导管的非不透辐射远端节段使得置入导管腔中的设备更易观察到,并改进了在放置 GDC 螺旋线、栓塞剂、导引线等期间的控制。

[0037] 此外,所述导管系统实施方案 10 包含多硬度顶套 28,其包含一种或多种来自 Grilamid 家族、PEBaX、聚氨酯、聚硅氧烷的材料以及具有类似物理和化学性质的其它材料。所述多硬度顶套包含套 28,而在图 1 所示的实施方案中包含以不同间隔沿导管长度安置的 5 种硬质体,其中较硬的材料用于导管主体近端上,随着向导管主体远端移动所用材料逐渐变软。在一些实施方案中,最远端的硬质体不含有不透辐射的填充剂,从而使穿过导管腔进入脉管的设备更易观察到。

[0038] 设计用于在小脉管中精细通过的许多常规的脉管内导管不仅在追踪方面存在问题,而且在导管停留于治疗部位处亦存在问题。本文所述的导管实施方案中应用渐次更软的硬质体聚合物节段并结合交替的螺旋线编结线或其组合之支持结构的组合以实现提高的追踪能力和导管滞留。

[0039] 所述导管系统实施方案 10 还包含座和应力消除构件 30, 其被加至导管实施方案 10 的近端, 以提供设备可置于其中并进入导管腔的通道。基部和顶部应力消除构件还保护免受扭结和其它递送问题。在一些实施方案中, 所述基部应力消除构件是所述顶部应力消除构件长度的两倍。

[0040] 本发明的一些实施方案通过应用表现出不锈钢线之物理性质和类似于超弹性镍钛合金之机械性质的螺旋和编结材料解决了本文所述的现有技术设备中存在的问题。或者, 使用取自聚合物丝家族的其它增强材料来形成轴支持物。——形状记忆——这些材料的使用使得追踪改善并且导管在治疗部位更好的滞留。所述材料、缠绕结构和轴外套(Over-jacket)刚度的组合导致表现出期望的性能特征。此外, 在轴尖部使用顺应性远端球囊使得导管在处理中正确定位。

[0041] 在一些实施方案中, 其中一个示于图 2 中 30 处, 将回声性涂层 32 应用于导管轴 34, 从而使导管在超声成像系统中可见。

[0042] 在一些实施方案中, 其中一个示于图 3 中 40 处, 所述导管包含整合至导管轴 44 的顺应性可扩张远端球囊 42。所述远端球囊 42 能使使用者将球囊 42 膨胀, 从而使导管尖部 46 锚定于脉管内的期望部位。所述远端球囊 42 还可配置用于在脉管中阻塞流动。在一些实施方案中, 所述远端球囊 42 通过使用来自聚硅氧烷弹性体、聚氨酯共聚物、热塑性弹性体家族的材料以及具有类似物理和化学性质的材料通过浸涂来形成。

[0043] 在一些实施方案中, 所述顺应性球囊 42 被整合至导管轴的远端。所述球囊 42 可通过位于导管近端的歧管座进行膨胀和收缩。所述球囊本身不透辐射, 并且不需要造影剂来膨胀以在荧光成像下可见。可使所述球囊膨胀以提供导管远端尖部支持并将治疗通过导管进行递送以及在脉管中完全或部分阻塞流动时。

[0044] 所述远端球囊 42 通过例如小管状口 48 的机制来进行膨胀, 后者与导管轴 44 同长并终止于导管 40 的远端 46。所述管状口 48 包含层压至导管主轴并覆盖有 PEBaX 或合适的加套材料且回流的小直径管。所述管状口 48 的近端终止于近端座 50 处, 其用于使远端导管球囊膨胀。所述口 48 的远端 46 位于其中远端球囊 42 适合导管轴 44 的区域内, 从而提供使球囊 42 膨胀的方法。所述远端导管球囊 42 包含不透辐射涂层, 当用于荧光成像场中时其提供了对比。所述涂层减弱了对使用造影剂溶液以填充并使远端导管球囊可见的需要。

[0045] 本发明的另一个实施方案(图示于图 4 中 50 处)包含限定腔 54 的导管主体 52, 还包含所述导管主体的腔 54 内部的衬里 56。在一些实施方案中, 所述导管主体 52 可包含一个或多个标记带, 医师使用所述标记带来测量导管主体 52 远端 56 的距离。所述导管系统还包含用于支持和扭转响应的螺旋线或编结线 58、用于所述导管系统 50 前行和追踪的多硬度轴 60、通行辅助器或治疗剂进入所述导管腔的座 62、与远端座结合的应力消除构件以及沿所述腔 65cm-100cm 距离的润滑涂层。所述润滑涂层有助于追踪导管系统穿过脉管。此外, 在一些实施方案中, 使用顺应性远端球囊 64 以在递送设备或药剂期间提供支持以及用于部分或完全地短时阻塞脉管。

[0046] 在一些实施方案中, 改变或者可改变轴中部或导管远端的螺旋线螺距, 从而根据螺距数而产生各种硬度。改变螺距还有利于导管尖部的形成以及使用中维持形状。在一些使用编结线的系统实施方案中, 改变或者可改变轴中部或导管远端的每英寸的 PICS, 从而

根据 PICS 的数目而产生各种硬度。

[0047] 所述导管系统的一个实施方案还包含导管远端 56 上或邻近的一体式带凹槽的支持结构 66。

[0048] 根据本发明的一些实施方案，所述导管系统 10 旨在用于在心脏、脑、脊柱、肝、肝脏、腰部、胰腺以及具有细脉管的其它器官的细脉管内进行引入和通过。

[0049] 本发明的一些实施方案包括制备导管系统，其通过制备或获得发光的中空管来实现，其中中空衬里覆盖有采用编结线或螺旋线形式的支持结构，所述编结线或螺旋线使用来自钛家族或聚合物丝（例如 PEEK、聚酰胺、尼龙、聚酯的材料或者具有类似物理和化学性质的其它材料）制得，其中具有不同硬度的聚合物材料从近端向远端安置。所述轴近端部分的硬度比远端节段的大。

[0050] 标记被安置在所述轴的远端。所述标记包含整合于热缩性材料上的不透辐射剂。当被适当放置时，所述标记被拉至导管轴的支持结构上，从而提供不透辐射性并使支持结构保持在合适位置。

[0051] 在一些实施方案中，将具有不同材料硬度的外部套应用在衬里 / 支持结构上，使加套节段在所述轴上回流使得在导管轴末端材料从较硬（近端）到更具顺应性（远端）均匀过渡。

[0052] 在一些实施方案中，将润滑层与导管轴的外表面结合 65cm ~ 100cm 的距离，目的是使得在导引导管或脉管中追踪导管更顺畅和更少引起创伤。

[0053] 所述轴的近端具有置于轴上的座和应力消除构件，其通过包括但不限于接合和插入成型等机制来实现。所述应力消除构件对所述座和轴过渡提供另外的支持。

[0054] 本发明的另一实施方案包括向导管轴上引入回声性涂层，其使得设备在超声成像系统下可见。

[0055] 另一示于图 5 中 90 处的实施方案图示了本文之前所述的系统实施方案，其包含仅在一个方向上可膨胀的球囊 92。所述球囊 92 被安置在导管轴 94 上。膨胀方向取决于所述球囊如何形成以及如何被安置在导管轴 94 上。

[0056] 本发明还涉及以下各项实施方案：

[0057] 1. 一种导管，其包含：

[0058] 具有远端和近端的腔；

[0059] 环绕腔圆周设置的一个或多个标记带；

[0060] 从所述腔的近端延伸至所述最远标记带的支持结构；以及

[0061] 相对于腔环形设置的顶套，其包含 5 种硬度的材料，其中所述支持结构和顶套沿所述导管长度交替安置。

[0062] 2. 实施方案 1 的导管，其中所述支持结构包含支持螺旋线或编结线。

[0063] 3. 实施方案 1 的导管，其中所述支持结构包含  $\beta$  (3) 钛、PEEK、尼龙、聚丙烯和涤纶中的一种或多种。

[0064] 4. 实施方案 1 的导管，其还包含无支持结构的远端尖部。

[0065] 5. 实施方案 1 的导管，其中所述顶套包含 Grilamid 家族、PEBaX、聚氨酯和聚硅氧烷中的一种或多种。

[0066] 6. 实施方案 1 的导管，其中所述 5 种硬度的顶套以不同的间隔沿所述导管的长度

安置。

- [0067] 7. 实施方案 6 的导管, 其中较软的材料被置于远端。
- [0068] 8. 实施方案 1 的导管, 其还包含位于所述导管腔近端的座和应力消除构件。
- [0069] 9. 实施方案 1 的导管, 其还包含可膨胀的远端球囊。
- [0070] 10. 实施方案 8 的导管, 其还包含可膨胀的远端球囊。
- [0071] 11. 实施方案 1 的导管, 其还包含远端的回声性涂层。
- [0072] 12. 实施方案 10 的导管, 其还包含远端的回声性涂层。
- [0073] 13. 实施方案 1 的导管, 其还包含位于所述导管远端上的一体式带凹槽的支持结构。
- [0074] 14. 一种用于改善具有远端之导管在细脉管中通过的方法, 其包括 :
  - [0075] 将套应用于所述导管, 所述套包含从所述导管近端向导管远端硬度逐渐变小的节段 ; 以及
  - [0076] 将螺旋线或编结线与所述套交替安置。
  - [0077] 15. 实施方案 14 的方法, 其还包括将带凹槽的支持结构安置于邻近所述导管远端处。
    - [0078] 16. 实施方案 14 的方法, 其还包括应用远端回声性涂层。
    - [0079] 17. 实施方案 14 的方法, 其还包括添加整合至所述导管远端的顺应性球囊。
    - [0080] 18. 实施方案 14 的方法, 其还包括向所述导管添加一个或多个标记带。
    - [0081] 19. 实施方案 20 的导管, 其还包含一个或多个标记带。
    - [0082] 20. 一种导管, 其包含 :
      - [0083] 具有远端和近端的腔 ;
      - [0084] 从所述腔的近端延伸的支持结构 ; 以及
      - [0085] 相对于腔环形设置的顶套, 其包含 2 种或多种硬度的材料, 其中所述支持结构和顶套沿所述导管长度交替安置。
    - [0086] 21. 一种用于制备导管的方法, 其包括 :
      - [0087] 获得或提供涂覆有不透辐射涂层的热缩性材料 ;
      - [0088] 将所述经涂覆的热缩性材料应用至导管轴 ; 以及
      - [0089] 用多种硬度顶套为所述导管加套。
    - [0090] 22. 实施方案 21 的方法, 其还包括对所述涂覆有不透辐射涂层的热缩性材料加热使其收缩于所述导管轴。
  - [0091] 由于本文公开的发明可以由其它具体形式来体现而不背离其精神或一般特征 (某些形式已被指明), 因此本文所述的实施方案在各方面均视为示例性的, 而不是限制性的。本发明的范围由所附的权利要求来限定, 而非通过前述说明书来限定, 并且本文旨在覆盖与所述权利要求等同的含义和范围内的所有改变。

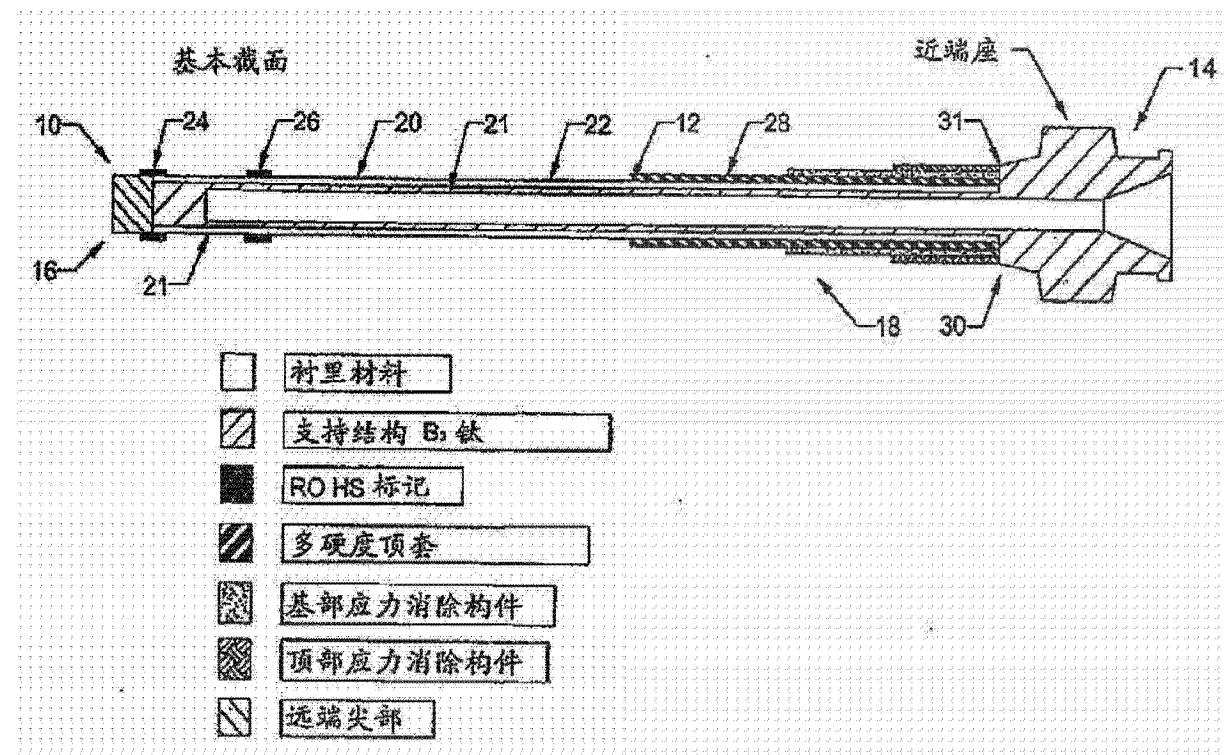


图 1

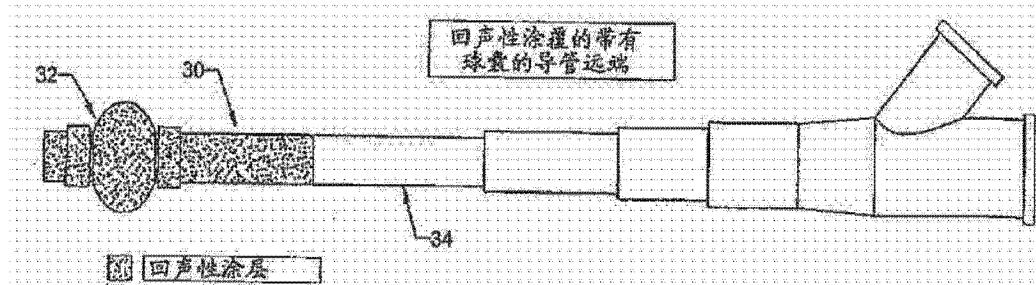


图 2

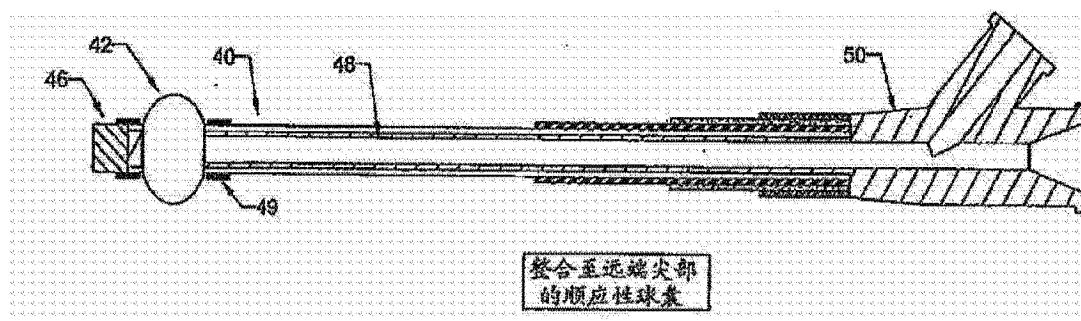


图 3

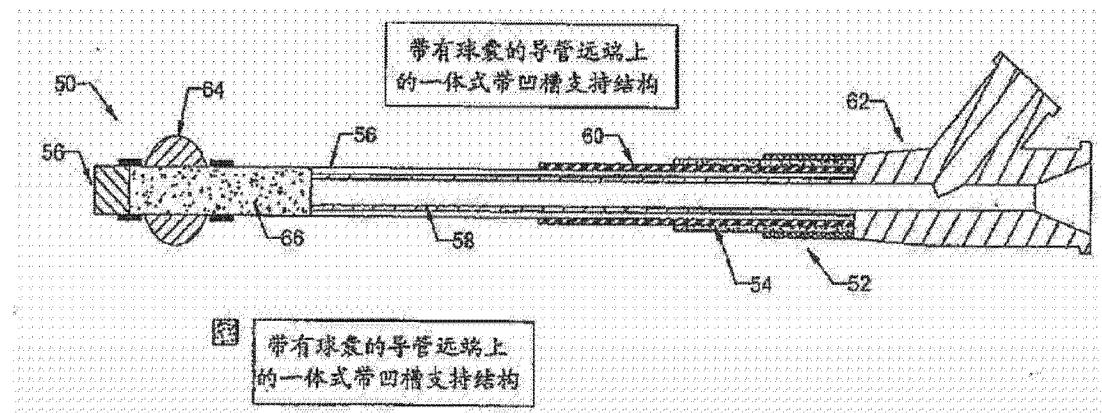


图 4

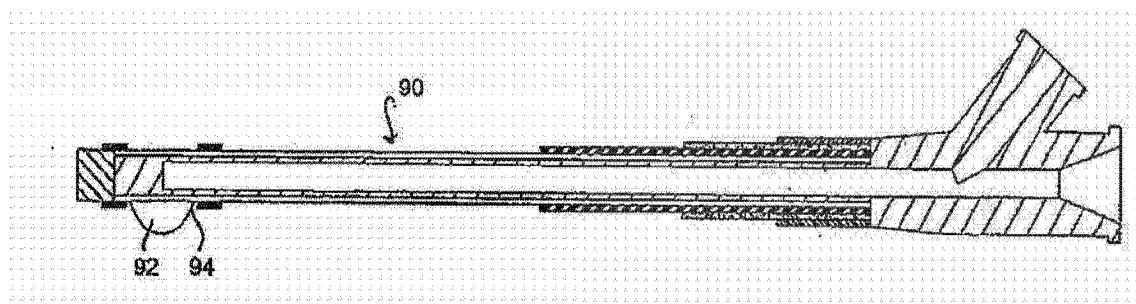


图 5