



(12) 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 89106014.6

[51] Int.Cl³

A61M 25/00

[43] 公开日 1990年5月30日

[22] 申请日 89.11.10

[30] 优先权

[32] 88.11.10 [33] US [31] 269,795

[71] 申请人 C.R.巴德有限公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 理查德·J·莫里尔 C·沃恩·塞弗特
罗里·K·西加

[74] 专利代理机构 中国专利代理有限公司

代理人 林长安

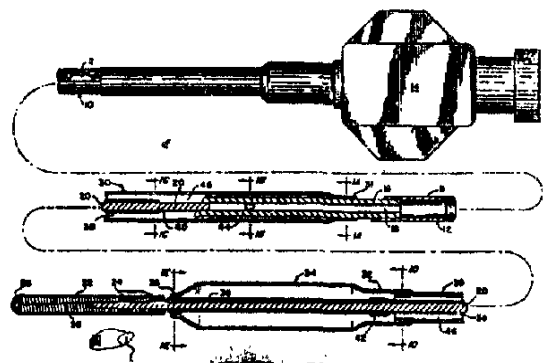
A61M 25/04

说明书页数: 8 附图页数: 3

[54] 发明名称 带整体钢丝导子的气囊扩张导管

[57] 摘要

一种适用于经皮肤的透照冠状血管成型术的气囊扩张导管具一整体钢丝导子。该气囊及其支撑部件之远侧端部没有附装在该钢丝导子上。该支撑部件以其近侧端部附装在该钢丝导子上。该钢丝导子具有提高的旋转动作的自由性,该气囊及其支撑部件不会有害地扭绕在钢丝导子周围。



权 利 要 求 书

1. 一种气囊扩张导管，其特征在于包含：

一条细长的具有近侧和远侧端部的体干；

一条细长的管状装置限定着两条腔，该管状装置位于体干的远侧端部并只在该管状装置的近侧端部附装在体干上，该体干伸展通过在该管状装置中的一条腔，从而可发生管状装置和体干之间受限制的旋转运动；

由管状装置携带的一个气囊，该气囊和管状装置的远侧端部没有附装在体干上；

其它的腔与气囊的内部连通；

该体干具有充胀装置与该管状装置的充胀腔连通用以使该气囊充胀或缩塌。

2. 如权利要求1所述气囊扩张导管，其特征在于其中之体干由金属制成，

3. 如权利要求1或2的气囊扩张导管，其特征在于其中该体干包含

一近侧分段由一条细长柔软的管形成，一条较短的中间管安装在该近侧分段的远侧端部，该中间管的外部直径小于该近侧分段的外部直径，一条芯线附装在该中间分段的远侧端部并从该端部向远侧伸展，该芯线在朝远侧方向上逐渐缩小。

4. 如权利要求3所述的气囊扩张导管，其特征在于其中所述管状装置包含：

一条安装在体干的远侧部分的柔软塑料制成的外部套筒，该套筒的一个近侧端部附装在体干的中间分段上。

一条设置在外部套筒之内的内部套筒，该内部套筒围绕该芯线的一部分，该内部套筒的近侧端部附装在该芯线的近侧端部，所述内部和外部套筒除在其近侧端部外并不附装在该体干上；

该气囊则安装在内部和外部套筒的远侧端部上。

5.如权利要求3所述的气囊扩张导管，其特征在于其中的管状装置包含：

一条细长的柔软塑料管状部件，具有两条腔伸展通过该管状部件，其中一条腔接纳该芯线，该管状部件以其近侧端部附装在该芯线的近侧端部上；

该管状塑料部件的另一条腔比较短并从该管状塑料部件的近侧端部伸展至第一条腔的远侧端部的附近的一个位置处；

该气囊以其近侧端部安装在该塑料部件的该充胀腔的出口附近的一个位置处，该气囊的远侧端部则安装在该塑料部件的远侧端部处围绕该第一条腔上；及

将体干的中间分段的腔和充胀腔的近侧端部连通的装置。

6.如权利要求5所述的气囊扩张导管，其特征在于其中该管状部件使用粘合剂附装在该芯线的近侧端部。

7.如权利要求5所述的气囊扩张导管，其特征在于其中连通体干腔与塑料部件中的充胀腔的装置包含一个穿过体干的中间分段的壁而形成的开口，及包含一条围绕着该中间分段的远侧端部和该双腔塑料部件的近侧端部的套筒，用以限定流动在该开口和该塑料部件的充胀腔之间的流体。

8.如权利要求3所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含一条细长而柔软的螺旋形线圈，该线圈安装在该体干的远侧端部上并伸展远离着该气囊。

9.如权利要求1所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含一条细长而柔软的螺旋形线圈，该线圈安装在该体干的远侧端部上并伸展远离着该气囊。

10.如权利要求4所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含

一条细长而柔软的螺旋形线圈，该线圈安装在该体干的远侧端部上并伸展远离着该气囊。

11. 如权利要求5所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含一条细长而柔软的螺旋形线圈，该线圈安装在该体干的远侧端部上并伸展远离着该气囊。

12. 如权利要求1所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含用以抵制气囊和在一近侧方向上的细长管状装置的纵向缩瘪的推进装置。

13. 如权利要求3所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含用以抵制气囊和在一近侧方向上的细长管状装置的纵向缩瘪的推进装置。

14. 如权利要求4所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含用以抵制气囊和在一近侧方向上的细长管状装置的纵向缩瘪的推进装置。

15. 如权利要求12所述的气囊扩张导管，其特征在于其中该推进装置包含一个安装在该细长管状部件的远侧端部的第一远侧推进圈，该圈具有让该体干通过的一个中心孔；及一个安装在该体干上该远侧推进圈的近侧的近侧推进圈供该远侧推进圈抵接之用。

16. 如权利要求5所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管还包含用以抵制气囊和在一近侧方向上的细长管状装置的纵向缩瘪的推进装置。

17. 如权利要求13所述的气囊扩张导管，其特征在于其中该推进装置包含一个安装在该细长管状部件的远侧端部的第一远侧推进圈，该圈具有让该体干通过的一个中心孔；及一个安装在该体干上该远侧推进圈的近侧的近侧推进圈供该远侧推进圈抵接之用。

18. 如权利要求14所述的气囊扩张导管，其特征在于其中该推进装置包含一个安装在该细长管状部件的远侧端部的第一远侧推进圈，该圈具有让该体干通过的一个中心孔；及一个安装在该体干上该远侧推进圈的近侧的近侧推进圈供该远侧推进圈抵接之用。

19. 如权利要求15所述的气囊扩张导管，其特征在于该推进装置包

含一个安装在该细长管状部件的远侧端部的第一远侧推进圈，该圈具有让体干通过的一个中心孔，及一个近侧推进圈安装在该体干上该远侧推进圈的近侧供该远侧推进圈抵接之用。

20. 如权利要求1所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

21. 如权利要求3所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

22. 如权利要求4所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

23. 如权利要求5所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

24. 如权利要求6所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

25. 如权利要求7所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

26. 如权利要求8所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

27. 如权利要求12所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

28. 如权利要求13所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

29. 如权利要求14所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

30. 如权利要求15所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

31. 如权利要求16所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸

设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

32. 如权利要求17所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

33. 如权利要求18所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

34. 如权利要求19所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的尺寸设计成能将之经皮肤插入患者的动脉并推进到患者的冠状动脉之中。

35. 如权利要求1 所述的气囊扩张导管，其特征在于所述限制的旋转动作包括体干相对于该气囊的至少五个旋转动作。

36. 如权利要求4 所述的气囊扩张导管，其特征在于所述限制的旋转动作包括体干相对于该气囊的至少五个旋转动作。

37. 如权利要求5 所述的气囊扩张导管，其特征在于所述限制的旋转动作包括体干相对于该气囊的至少五个旋转动作。

38. 如权利要求4 所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的内部套筒具有一层薄壁和具有内部直径少许大于芯线的外部直径，从而使该具薄壁的套筒可被支撑以抵抗纵向弯曲。

39. 如权利要求4 所述的气囊扩张导管，其特征在于该导管的内部和外部套筒及该芯线由彼此间摩擦系数较低的材料制成的。

40. 如权利要求39所述的气囊扩张导管，其特征在于该外部套筒是由聚乙烯制成的而该内部套筒由聚酰亚胺制成的。

带整体钢丝导子的气囊扩张导管

本发明涉及气囊扩张导管，具体地说涉及用于血管成形术中的气囊扩张导管。

在本发明涉及的气囊扩张导管及具体地涉及的用于经皮肤的透照冠状血管成形术(以下简称PTCA)的多种类型的气囊扩张导管可将一个冠状动脉的狭窄区域扩张以增加通过那条动脉的血液流量。该PTCA程序一般地包括使经皮肤穿刺的导子导管在股动脉或肱动脉内推进以将该导子导管的远侧端部放置到冠状动脉的进口处。把导子导管定位后，将一个气囊扩张导管穿过该导子导管进入冠状动脉内。该气囊扩张导管一般与一个小直径可操纵的钢丝导子一起使用，该钢丝导子可被操作而进入待治疗的所选择的动脉支脉。在钢丝导子被操作而进入其位后，以气囊处于收缩状态下，将气囊导管在钢丝导子上推进而进入该狭窄区。然后将气囊充胀以便使动脉扩张。

早期的PTCA导管使用分离的钢丝导子。但是，由外科医生改进技术的发展导致尝试进入和扩张非常狭窄的狭窄区。从而导致低外廓可操纵的(low profile steerable, LPS)导管的发展，其形式为直接地安装在该可操纵的钢丝导子并由之携带的一个气囊。这种类型导管的实例有如USCI导子导管可由美国、麻萨诸塞、比尔里卡、C.R 巴德有限公司的USCI部分购得及哈茨勒LPS导管可由加利福尼亚、芒廷维尤、先进心血管系统有限公司购得。

虽然，这种类型具有直接由钢丝导子携带的血管成形术导管已能满足要求，但使用起来尚有很多困难。在这类导管所存在的各类问题之中，有一个问题其表现为由于气囊趋向于阻止钢丝的转动而使该可操纵钢丝

导子的转动多少受到阻碍。因此，该钢丝导子并不始终如所希望那样可以有效地加以操纵，虽然它确是可操纵的。由这类导管表现出的其它困难在于该气囊或气囊的近侧处导管的管状部分，附装着气囊的该管状分段上可能多少变为有些弯曲，特别是当它经过曲折的冠状动脉时，这种弯曲更为明显。其结果，当钢丝导子被旋转时，该近侧管和气囊可能会发生扭曲，从而限制或阻止流体充胀介质流进或流出该气囊。

本发明的一般目的在于提供一个改进的结合着一个整体的可操纵钢丝导子并携带一个气囊的导管，该导管提供一种高度的活动自由度以方便对钢丝导子进行操纵。

本发明还有一个目的在于提供一个具有一个整体的可操纵钢丝导子的导管，在该导管中安装在其上的该气囊和安装该气囊的管状分段没有由于回应钢丝导子的旋转而有不利的扭曲阻塞的倾向。

在本发明的一个实施例中，该导管包括一条细长的挠性的金属体干形式的整体钢丝导子，该导子具有管状分段，该管状分段限定一个腔纵向地沿着该体干伸展。一条芯线安装在该管状分段的远侧端部并从该端部伸展。一条细长辐射不透明线圈被安装在该芯线的远侧端部。在该导管推进通过患者的动脉时，该弹簧顶部可弯曲成一个曲线形状，使得当该体干旋转时，该弹簧顶部可选择性地操纵该弯曲的远侧端部到所要求的患者动脉的支脉。该线圈的辐射不透明性质使之能在X射线萤光屏上变为可见。

在该体干的远侧端部携带一个气囊；但其方式是使该气囊的远侧端部不附装在该体干，从而使该钢丝导子能基本上独立于该气囊而转动，因而不损害该导子的转动。该气囊的近侧端部附装在一细长的外部套筒的远侧端部，该外部套筒的近侧端部附装在该体干的管状分段的远侧端部。气囊的远侧端部附装在内部套筒的远侧端部，该内部套筒的近侧端部则附装在该芯线并围绕该芯线。可通过在体干内的腔使气囊充胀和

缩坍，该腔与限定在外部和内部套筒之间的环形腔是连通的。

在本发明的第二个实施例中，该气囊是被安装在具有两个并排腔的一条塑料管的远侧端部。该两条腔管在该体干的管状分段和芯线的接合区安装在该气囊的近侧端部处。该两条腔管包括一个充胀腔连通于气囊的内部及一条让该芯线伸展通过的芯线腔。该两条腔管除在其近侧端部外并不附装在该体干上或芯线上。该气囊的远侧端部则附装在该芯线腔的远侧端，其近侧端部则在一个供充胀腔出口的近侧位置处附装在该双腔管上。

本发明的一般目的在于提供一种具有一个气囊和一条整体的钢丝导子的供PTCA用的改进的扩张导管，在该扩张导管中钢丝导子的旋转摩擦被减低。

本发明的再一个目的在于提供一种具有一条整体的钢丝导子PTCA气囊导管，在该气囊导管中钢丝导子的远侧顶部对该附近侧体干的旋转具有增强的响应性。

本发明的另一个目的在于提供一种具有一个整体钢丝导子的PTCA气囊导管，该气囊导管给外科医生提供对该整体钢丝导子的操作的更好的控制。

本发明的其他目的在于提供一种具有整体钢丝导子的PTCA导管，该导管容许该钢丝导子的旋转相对地不受限制并容许该钢丝导子不使导管的充胀腔或气囊有扭曲阻塞或不利地限制通过该充胀腔的流动区域的趋向。

本发明的前述和其他目的和优点从以下参照附图的进一步说明便会更加完全清楚。

图1为本发明的气囊扩张导管的一个实施例的部分剖面例示图，

图1A为从沿图1中1A-1A线观察的本发明的导管截面例示图，

图1B为从沿图1中1B-1B线观察的本发明的导管截面例示图，

图1C为从沿图1 中1C-1C 线观察的本发明的导管截面例示图；
图1D为从沿图1 中1D-1D 线观察的本发明的导管截面例示图；
图1E为从沿图1 中1E-1E 线观察的本发明的导管截面例示图；
图2 为本发明的气囊扩张导管的另一个实施例的部分剖面例示图；
图2A为从沿图1 中2A-2A 线观察的本发明的导管截面例示图；
图2B为从沿图2 中2B-2B 线观察的本发明的导管截面例示图；
图2C为从沿图2 中2C-2C 线观察的本发明的导管截面例示图；
图2D为从沿图2 中2D-2D 线观察的本发明的导管截面例示图；

图3 为本发明的导管的远侧端部的区域，结合着另一个本发明的改进，由此改进该气囊和套筒或两条腔管均被加强以抗纵向瘪缩。

图1 示出本发明的一个实施例，在此实施例中该导管包括一条细长金属体干以参照标号10表示，该导管可由皮下组织用的不锈钢管材制成。该导管的总长度可约为150 厘米的量级。该体干10包括一个细长的管状近侧分段11，约100 厘米长；一条中间管状分段16，约5 厘米长；及一条芯线20，约35厘米长。作为实例，体干的近侧分段其直径之量级为0.022 " 而壁厚为0.004 " ，可用高品质润滑性材料如特氟隆底漆等的薄膜覆盖。该体干的近侧分段和中间分段限定腔12和18，如将叙述于下，该两腔与气囊34内部连通以便使体干的远侧端部上的气囊34充胀或缩塌。如本领域的普通技术人员所清楚理解的，在体干10的近侧端部安装以一个装配件14用以与充胀器件如注射器或其它适宜的器件相连接。体干10具有足够的扭转刚性，使得它能有效地向导管的远侧端部传输旋转动作以控制该远侧端部的操作和操纵该远侧端部。

该短的管状中间分段16被固定到体干10的近侧分段11且具有一个腔18，该腔与近侧分段11的腔12相连通。中间分段16形成管状分段11和芯线20间的伸展到导管的远侧管头的一个过渡。该芯线20由不锈钢钢丝制成而其近侧端部则附装在中间分段16的腔18的远侧端部。该芯线20沿远

离方向逐渐收缩，使得该器件朝远侧端部的挠性不断增大。作为实例，该芯线20之长度可为35厘米，且直径从近侧端部的0.008"逐渐缩小至远侧端部的0.002"。

一条螺旋形线圈22通过焊接接点24固定到芯线20的远侧顶部，螺旋形线圈的一部分向远侧伸展超出芯线20的远侧末端。该线圈的远侧伸长部分具高度柔软性并对患者的血管内部显现成一种非创伤性末端。一种不锈钢或钨或其他材料形成的带26可从远侧的焊接接点起伸展到一末端焊接接点28，该末端焊接接点28制成圆形以呈显一种平滑表面。该线圈之长度可为2厘米并具有一个0.014"的外径。它可由0.003"直径金属丝诸如92%铂和8%钨的合金丝卷绕而成的。

在图1所示的实施例中，该导管包括一条细长的外部套筒30，此套筒由一种适宜且薄而柔软的塑料材料如中或高密度聚乙烯制成。该外部套筒以其近侧端部用腈基丙烯酸酯粘合剂粘贴地附装在该中间体干16上。该外部套筒30之长度为35厘米而其外部直径为约0.026"，而其壁厚约0.003"。该外部套筒30之远侧端部粘贴地附装在该扩张气囊34的近侧颈部32。

该气囊34可由聚对苯二甲酸乙酯按颁发给利维的美国专利第4,490,421号所述的方式制造。作为实例，该气囊之长度可为1.5至2.5厘米并具有约为0.001"或更薄的壁厚，充胀后的气囊34的直径为约1.5至约4.0毫米。

该气囊34的远侧端部在其远侧颈部36处附装在一个内部套筒38上，该内部套筒邻近地展环绕逐渐缩小的芯线20伸展，而在其近侧端部用粘合剂粘贴地附装在该芯线20上，如示于40处。该内部套筒为薄壁的并可由恒温聚酰亚胺或其他材料如薄壁聚对苯二甲酸二乙酯制成，虽然优先选择使用聚酰亚胺。该内部套筒的壁厚最好为0.001"或更薄。该内部套筒须具有一个恰好少许大于芯线的外部直径的内部直径，该内部直

径的大小为0.009”。该内部套筒的外部直径可例如为0.0105”。内部套筒38长约30厘米。我们发现由利桑那，凤凰的聚合物微形技术公司以微形孔聚酰亚胺#PPC229267的名称下在市场上销售的具有前述尺寸的聚酰亚胺套筒足够令人满意。前述形状导致内部套筒38在承受那种将导管推进患者血管的轴向压缩负荷时，呈现在一种相当程度的柱强度以抵抗内部套筒的轴向弯曲。内部套筒38的薄壁因为有芯线的支持容许内部套筒承受相当次数的旋转而不致在轴向负荷下使内部套筒弯曲。然而，应当了解到，即使内部套筒38的内径接近芯线的外径，但该两部件的摩擦特性则不会使他们因摩擦而有害地削弱钢丝导子的旋转，特别是当该器件通过患者动脉组织的弯曲和曲折的解剖部位时，不会有害地削弱钢丝导子的旋转。聚酰亚胺材料有足够的滑溜性以避免在那种环境下发生扭结。同样地，聚酰亚胺内部套筒和聚乙烯外部套筒间的摩擦特性也使他们不会限制该器件的正常功能，即使当该器件通过动脉曲折弯曲的解剖部位亦然。

在内部套筒38的气囊区域内可附装以一条辐射不透明标志带42以便利利用X射线萤光屏确定气囊在患者动脉中的位置。

中间分段16提供一个或多个窗口44以连通腔18和由外部和内部套筒30和38之间限定的环状腔46。因此，可以清楚地看到，气囊34可通过腔12、18窗口44及腔46用充胀媒介使之充胀或缩坍，该充胀媒介为一种辐射不透明反差液体。

由上所述，可以清楚地看到，气囊34和外部和内部套筒30和38除在近侧连接31和40上外并没有附装在芯线上。因此，当将导管插入患者动脉并将该体干10从它的近侧端部旋转，如在操作和操纵该器件远侧端部所需做的那样，钢丝的转动将不明显地由气囊或外部和内部套筒30和38所限制。气囊或外部套筒均没有有害地绕该芯线20的扭曲。相反由芯线或体干10的近侧部分11传输的旋转应变将会分布在沿细长的内部和外部

套筒的长度上，而不足以导致气囊或外部套筒的明显有害扭曲。其结果充胀腔仍然畅通甚至当该器件正在通过高度曲折的解剖部位时，该钢丝导子仍具有高度的旋转自由性。作为实例，本发明可使该钢丝导子比气囊至少多旋转5圈或者多到8圈或更多，而不致阻塞通到气囊的充胀腔。本发明的导管甚至当导管进入到曲折的冠状动脉的解剖部位时仍保持一个畅通的充胀腔。

如图3所示，虽然以上所叙述的薄壁内部套筒38和芯线的配合提供适宜的柱强度，以上所叙述的导管的可以加以改进以包括毗邻气囊的远侧端部的内部和外部推进圈48、50。该内部推进圈48环绕安装于芯线20处并固定在该芯线上。外部推进圈50为环状并粘贴地附装在内部套筒38的远侧端部上，而该芯线20则突出该外部圈的中心孔。内部圈48之外部直径大于外部圈的中心孔的直径，使得内部和外部圈48和50可相抵相靠以防止气囊和相关的套筒纵向缩瘪。圈48和50没有干扰芯线20对于气囊的远侧端部的自由旋转。

图2示出本发明的另一个实施例。在此实施例中，提供一条双腔管52以代替同心套筒。管52是柔软的并可由一种适宜的塑料如低至中密度聚乙烯制成。该管可具约为0.024"的外部直径。该管52之长度为30-35厘米。该管可用挤压成型法制造并限定一条接纳芯线的芯线腔54和一条充胀腔56。该充胀腔56终止于一个开口58位于管52离开远侧端部一个短距离处，该开口通向气囊60的内部。气囊60的近侧端部是粘贴性地附装在管52上部位62的双腔部分处所示。气囊的远侧端部附装在限定芯线腔54的管52上部位64处所示的远侧端部。管52用粘合剂附装在芯线的近侧端部，如在部位66处所示，该部位构成管52对芯线的惟一连接点。一条塑料管状连接器套筒68罩盖管52和芯线20的接点及体干的中间分段16。套筒68以其近侧端部粘贴地附装在体干的中间分段16邻近出口44处，该套筒以其远侧端部附装在双腔管的近侧端部处。该套筒起着限定体干的

中间分段16的腔18和管52的充胀腔的作用也起着通过开口44连通体干的中间分段16的腔18和管52的充胀腔56的作用。

在图3所示的实施例中，所有其他方面都与有关的图1的实施例相同。应当注意到在图3的实施例中可提供以如在有关的图1的实施例中所述的推进圈48和50。

由上所述，可以理解到，本发明提供一种具有一条整体钢丝导子的气囊扩张导管，该导管中，该气囊不会减弱钢丝导子的操作性能。此外，本发明还提供一种所述类型的导管，该导管倾向于降低该气囊有害地扭转在钢丝导子上的趋势。钢丝导子的旋转不会导致充胀腔严重地受限制或被阻塞。

虽然本发明已特别叙述过关于一种可用于经皮肤透照冠状动脉成形术(PTCA)的气囊扩张导管，本发明也同样可用于其它血管诸如周围血管中作气囊扩张导管之用。

应当理解到以上对本发明的叙述仅意图作本发明的说明，在不偏离本发明的精神下，对本发明作出的其它的改型及实施例可为本领域的普通技术人员所理解。

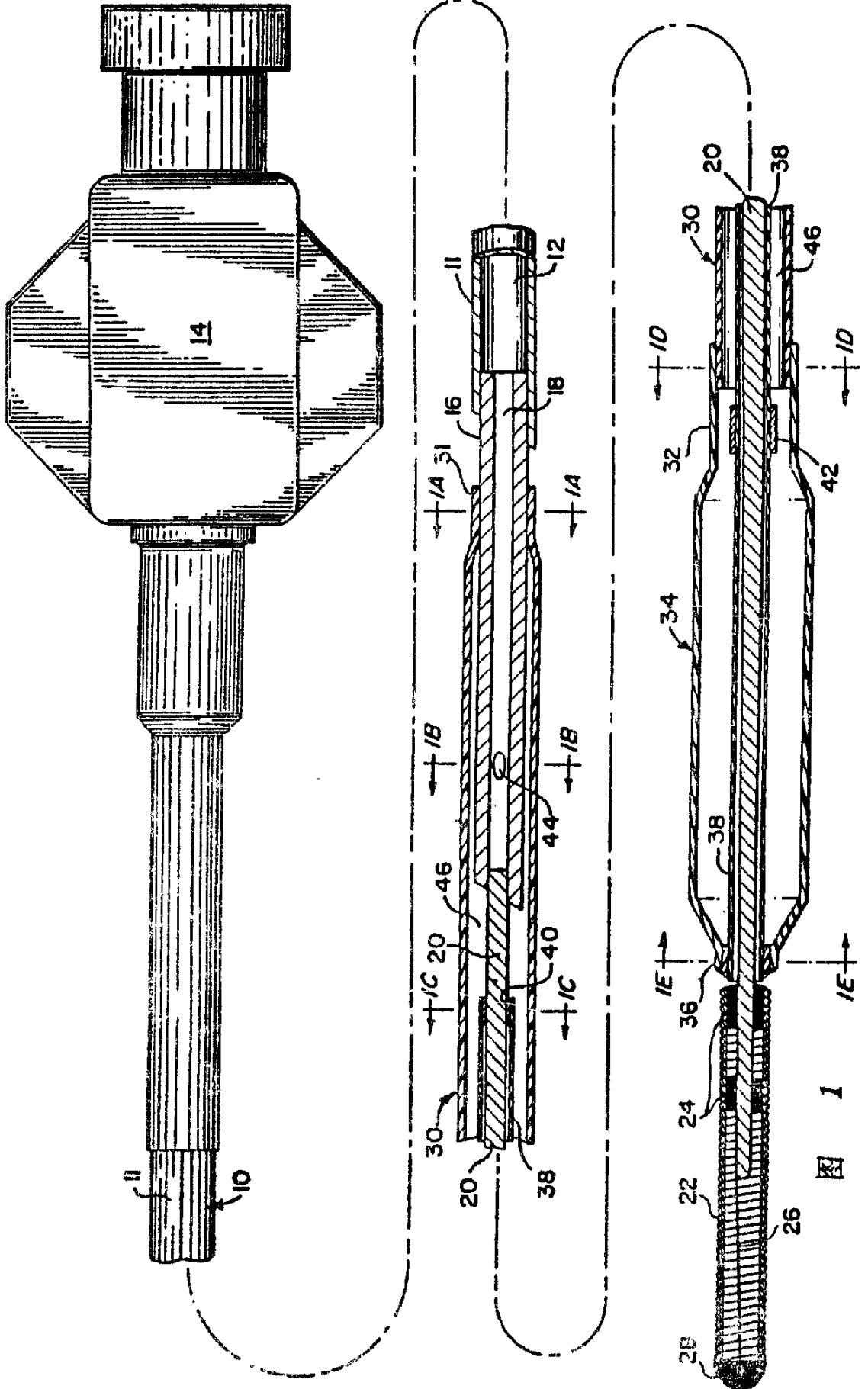


图 1

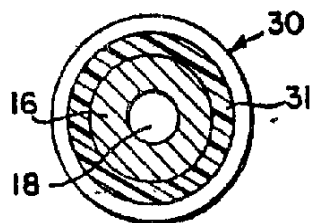


图 1 A

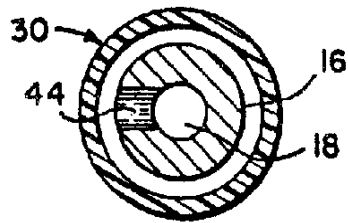


图 1 B

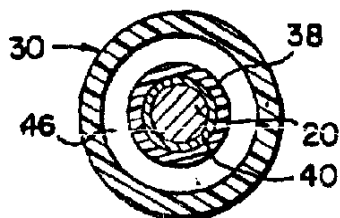


图 1 C

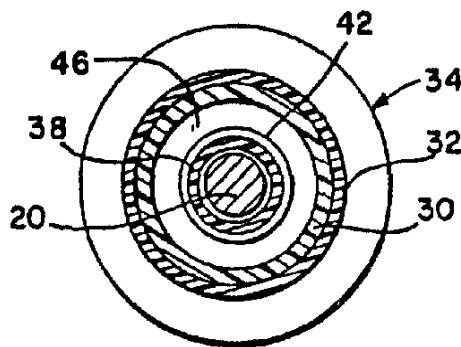


图 1 D

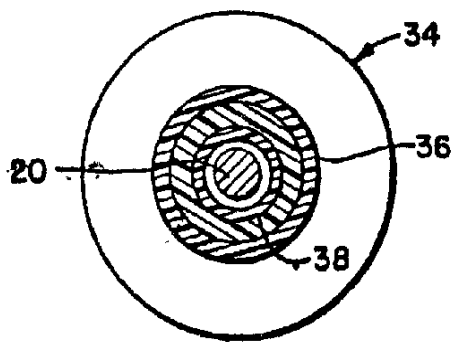


图 1 E

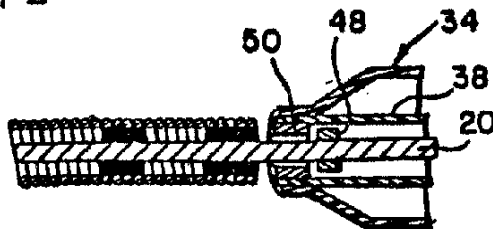


图 3

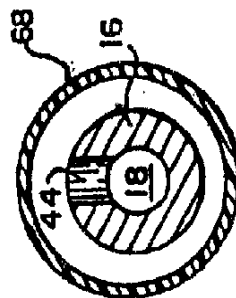
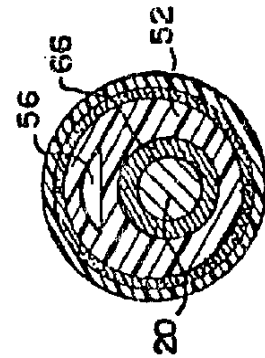
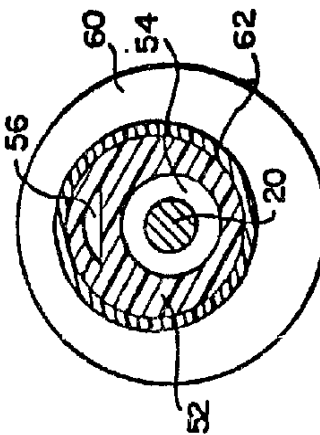
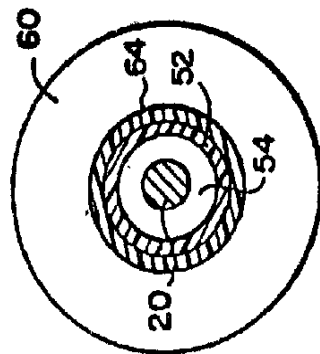
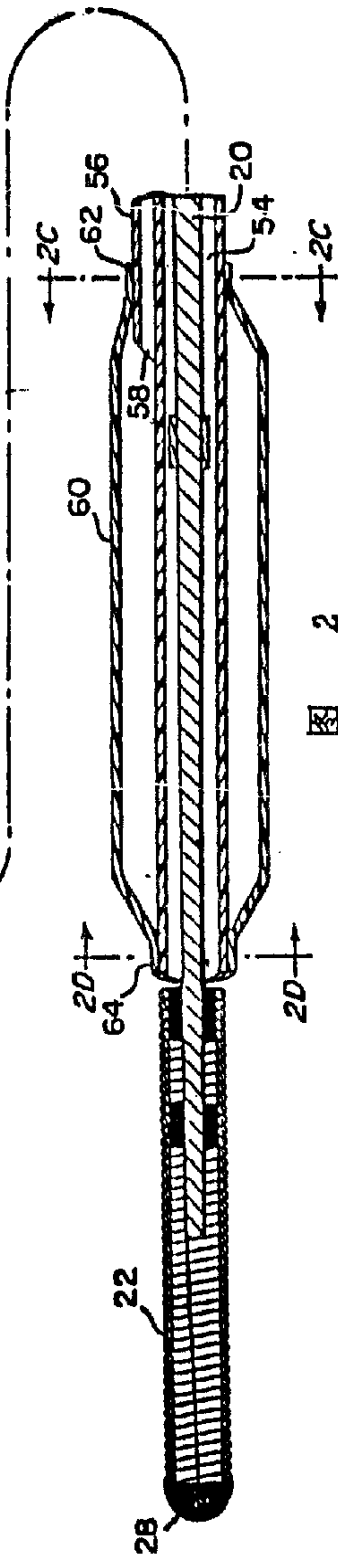
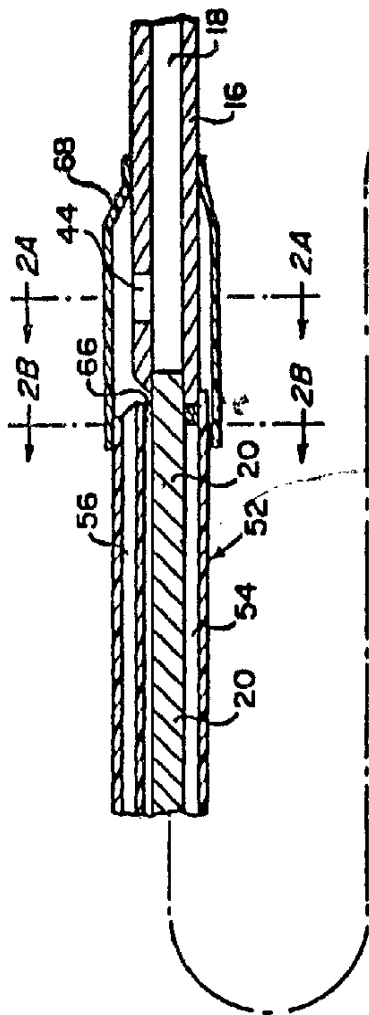


图 2 A

图 2 B

图 2

图 2 C

图 2 D