



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106572901 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201580043219.2

(22)申请日 2015.06.17

(30)优先权数据

2014-164367 2014.08.12 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/067407 2015.06.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/024441 JA 2016.02.18

(71)申请人 东丽株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 土仓弘至 山田谕 金子隆行

桑原厚司 阪口有佳 门胁功治

高冈元纪

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 郭煜 鲁炜

(51)Int.Cl.

A61F 2/06(2013.01)

A61L 27/00(2006.01)

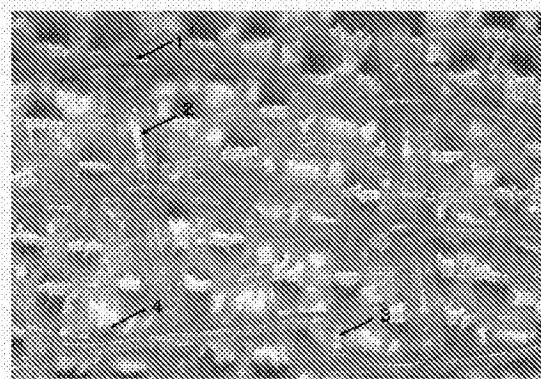
权利要求书1页 说明书9页 附图1页

(54)发明名称

人工血管

(57)摘要

提供具备对人工血管要求的各特性、且通过人体复苏能力而具备与生物体血管相同的修复功能的布制人工血管。将外层的经纱和纬纱的密度分别记作D1(根数/25.4mm)、D2(根数/25.4mm),并将外层的经纱和纬纱的表观纱宽分别记作W1(mm)、W2(mm)时,内层覆盖率C(%)用 $C = \frac{[(W1 \times D1 + W2 \times D2) \times 25.4 - W1 \times W2 \times D1 \times D2]}{(25.4 \times 25.4)} \times 100$ 定义。内层覆盖率C(%)为 $15\% \leq C \leq 75\%$ ,其中,由经纱3和纬纱4构成的内层被由经纱1和纬纱2构成的外层覆盖。



1. 双层织物人工血管,其是包括与血流相接触的内层和与该内层相接触的外层的筒状织物结构的人工血管,其特征在于,将下式所定义的外层的内层覆盖率记作C(%)时, $15\% \leq C \leq 75\%$ ,

将外层的经纱和纬纱的密度分别记作D1(根数/25.4mm)、D2(根数/25.4mm),并将外层的经纱和纬纱的表观纱宽分别记作W1(mm)、W2(mm)时,内层覆盖率C(%)为

$$C = [ \{ (W1 \times D1 + W2 \times D2) \times 25.4 - W1 \times W2 \times D1 \times D2 \} / (25.4 \times 25.4) ] \times 100$$

应予说明,表观纱宽是随机测定5处露出至织物表面的各个纱的宽度而得到的平均值。

2. 根据权利要求1所述的人工血管,其特征在于,构成内层的各个经纱和纬纱是单纱直径为 $1\mu\text{m}$ 以上且 $8\mu\text{m}$ 以下的微纤维复丝。

3. 根据权利要求1或2所述的人工血管,其特征在于,构成外层的各个经纱和纬纱的单纱纤度为20dtex以上。

4. 根据权利要求3所述的人工血管,其特征在于,外层的经纱和纬纱中使用单丝。

5. 根据权利要求4所述的人工血管,其特征在于,外层的单丝中使用聚酯纤维。

## 人工血管

### 技术领域

[0001] 本发明涉及人工血管。更详细而言,涉及通过人体复苏能力而具备与生物体血管相同的修复功能的布制人工血管。

### 背景技术

[0002] 人工血管对于成人而言主要用于替换病变的生物体血管、或者形成旁路或分路,对于幼儿而言主要用于分路。因此,对于人工血管要求生物体相容性良好、无毒性、在生物体内不易劣化且结实、具有柔软性、血液泄露极少、血管内皮细胞固定性良好等。

[0003] 因此,提出了与生物体血管类似的具备弹性的人工血管。例如,专利文献1中记载了人工血管,其中,人工血管主体和该人工血管主体的螺旋状增强部均具有弹性。专利文献2中记载了人工假体(人工血管),其中,以具有弹性的聚酯系树脂制多孔体作为支承体,且至少在该支承体的一部分上具有赋予了弹性树脂多孔质层的复合结构部分。但是,专利文献1和2中记载的人工血管是树脂材料制的薄膜结构,因此存在缺乏柔软性的缺陷。此外,像这样为了提高保形性、防止漏血而在血管截面方向上制成多层结构时,应该形成内皮的血管最内层与周边组织之间产生距离,原本应该从周围组织导入的物质的导入受到阻碍,血管与人体的亲和性变差。进一步,专利文献1中记载了使用聚氨酯作为人工血管主体和增强用弹性材料,但在预计进行长期植入的情况下,存在氨酯因水解而劣化、伸缩性降低的缺点,因此,存在的不便之处在于必须定时更换新人工血管。

[0004] 此外,上述对人工血管要求的要件中,血管内皮细胞具备的特性在于,其常时产生一氧化氮、前列腺素从而抑制血小板凝集,通过控制血小板功能和凝固·纤维蛋白原溶解体系而使血管内不形成血栓,血管内皮细胞固定性良好是作为人工血管所应该具备的极其重要的特性。

[0005] 作为以往的布制人工血管,通常使用由聚酯等化学纤维形成的纺织物、编织物,由于需要防止从人工血管壁漏血、保持形态,大多由密度非常高、即网眼密集的纺织编织物构成。但是,以往的布制人工血管中,存在血管内皮细胞的形成慢且不均匀的问题。即,由于为纤维粗且网眼密集的纺织编织物,因此形成血管内皮细胞的立足点少,此外,即使细胞暂时附着,也容易被血流冲走,因此,产生流动的血栓堵塞末梢侧的已变细的血管等问题。

[0006] 因此,为了提高人工血管中的血管内皮细胞的固定性,提出了各种方案。例如,专利文献3中记载了人工血管,其中,在内壁上形成有0.5旦尼尔以下的极细纤维的绒头。此外,专利文献4中记载了人工血管,其中,内壁和/或外壁上形成有0.5旦尼尔以下的极细纤维的绒头,且构成底纹组织的底纱由1.0旦尼尔以上的纤维形成。

[0007] 但是,如专利文献3、4记载的那样,在内壁上仅形成有极细纤维的绒头的情况下,细胞固定性不一定充分,有时由于形成绒头反而会阻碍固定细胞在该部分处的生长。

[0008] 现有技术文献

专利文献

专利文献1:日本特开平5-337143号公报

专利文献2:日本特开平7-299084号公报  
专利文献3:日本特公昭61-4546号公报  
专利文献4:日本特公昭61-58190号公报。

## 发明内容

### [0009] 发明要解决的问题

本发明是鉴于这样的以往的人工血管所具有的课题而成,其目的在于,提供具备对人工血管要求的各特性、且通过人体复苏能力而具备与生物体血管相同的修复功能的布制人工血管。

### [0010] 用于解决问题的方法

本发明人为了解决上述课题,着眼于织物结构和纤维的构成,从而完成了本发明。本发明包括下述技术方案。

[0011] (1) 双层织物人工血管,其是包括与血流相接触的内层和与该内层相接触的外层的筒状织物结构的人工血管,其特征在于,将外层的内层覆盖率记作C(%)时, $15\% \leq C \leq 75\%$ ;

本发明中,将外层的经纱和纬纱的密度分别记作D1(根数/25.4mm)、D2(根数/25.4mm),并将外层的经纱和纬纱的表观纱宽分别记作W1(mm)、W2(mm)时,内层覆盖率C(%)用下式来定义,

$$C = [ \{ (W1 \times D1 + W2 \times D2) \times 25.4 - W1 \times W2 \times D1 \times D2 \} / (25.4 \times 25.4) ] \times 100$$

应予说明,表观纱宽是随机测定5处露出至织物表面的各个纱的宽度而得到的平均值。

[0012] (2) 根据(1)所述的人工血管,其特征在于,构成内层的各个经纱和纬纱是单纱直径为 $1\mu\text{m}$ 以上且 $8\mu\text{m}$ 以下的微纤维复丝。

[0013] (3) 根据(1)或(2)所述的人工血管,其特征在于,构成外层的各个经纱和纬纱的单纱纤度为20dtex以上。

[0014] (4) 根据(3)所述的人工血管,其特征在于,外层的经纱和纬纱中使用单丝。

[0015] (5) 根据(4)所述的人工血管,其特征在于,外层的单丝中使用聚酯纤维。

### [0016] 发明的效果

为了提高人工血管与血管内皮细胞的亲和性,已知在与血流相接触的内层中使用微纤维复丝的人工血管,并且,为了具备结构上的强度,还已知在外层配置有弯曲刚性优异的纤维的多重织物人工血管。但是,如果血管壁是包括密实的内层和外层的多层结构,则包围人工血管的周围组织仅附着于外层,血管内皮细胞与周围组织呈现分隔状态,无法顺利地实现应当使毛细血管等与人工血管相连接而得到的各种功能。

[0017] 此外,存在的问题在于,在附着有周围组织的外层与形成有内皮细胞的内层之间断续地形成空间,在物理弯曲时向会在内层引入褶皱而阻碍血流,或者通过注射等而开孔时,血液流入至该空间内。

[0018] 因此,本发明中,外层具备结构上所需的强度,并且具有能够使周围组织与内层直接接触的空间,因此,植入后能够在短时间内与人体融合。其结果是,即使因植入后的注射等而损伤人工血管的壁面,但由于薄的1片织物结构的两面上密合有人体组织,因此也能够通过人体复苏能力而发挥与生物体血管相同的修复功能。

## 附图说明

[0019] 图1是将本发明的人工血管放大至150倍的照片。

## 具体实施方式

[0020] 用于实施本发明的方式如下所示。

[0021] 《将外层的内层覆盖率记作C(%)时,  $15\% \leq C \leq 75\%$ 》

本发明的人工血管的重要特征在于,其具有薄的织物结构。图1是将本发明的人工血管放大至150倍的照片,是从外层侧观察得到的照片。1是构成外层的经纱,2是构成外层的纬纱,3是构成内层的经纱,4是构成内层的纬纱。如图1所示,外层为网状。

[0022] 处于与血流相接触的内侧的内层成为血管内皮细胞附着的立足点。构成内层的经纱与纬纱的纤维间的间隙越狭窄且为越密实的结构,则血管内皮细胞附着的立足点的数量变得越多。此外,如果经纱与纬纱的纤维间的间隙宽,则无法使植入后从血管中的漏血停止,大量的出血成为问题。但是,外层只要是维持适当保形性和强度耐久性的程度的结构即可,如果形成密实至必要程度以上的结构,则包围人工血管的周围组织仅附着于外层而不会到达内层,从而使血管内皮细胞与周围组织呈现分隔状态,无法顺利地实现应当使毛细血管等与人工血管相连接而得到的各种功能。

[0023] 因此,本发明中,并非将成为骨架的外层制成密实的结构,而是以在植入后能够在短时间内与人体融合的方式来抑制外层相对于内层的覆盖率。即,本发明中,内层覆盖率是指外层相对于内层的覆盖率,如用于解决问题的方法的段落所记载的那样,对于由外层的经纱和纬纱的密度以及表观纱宽所定义的内层覆盖率而言,其内层覆盖率优选为75%以下、且更优选为15%以上。如果内层覆盖率为75%以下,则外层中存在大量间隙。因此,周围组织容易与内层直接接触,植入后能够在短时间内与人体融合。内层表面尽管为能够抑制漏血的程度的致密结构,但在布帛的性质方面而言,也能够使毛细血管等从周围组织侵入,从而兼具堪比生物体血管的物质交换性能,因此,通过使周围组织密合于内层织物,从而促进血管的生物体同化。此外,即使有时因植入后的注射等而损伤人工血管的壁面,由于织物结构的内层的内外两面上密合有人体组织,通过人体复苏能力而与生物体血管同样地得以修复,并且,周围组织与血管内层之间不存在间隙,因此能够在修复周围组织的同时阻止从血管中漏血·出血。此外,由于周围组织与内皮细胞之间仅存在内层织物,因此,即使周围组织随着肌肉的活动等而活动,人工血管内层也会追随,由此,仅在比外层柔软的内层中引入褶皱的危险性也大幅降低。据此,内层优选为具有防止漏血的程度的致密性且薄的织物结构。

[0024] 但是,如果外层相对于内层的覆盖率变得过低,则存在能够支承外层结构的纤维量不足、从而引起垮塌、强度变差的不良情况。因此,内层覆盖率优选为15%以上。

[0025] 虽然受到人工血管的预定使用期间以及要植入的人体的健康状态的影响,但考虑到周围组织的密合性和强度保持·保形性,该内层覆盖率进一步优选为20%以上且60%以下。

[0026] 《构成内层的各个经纱和纬纱是单纱直径为 $1\mu\text{m}$ 以上且 $8\mu\text{m}$ 以下的微纤维复丝》

如果构成内层的经纱和纬纱是单纱直径为 $8\mu\text{m}$ 以下的微纤维复丝,则纤维的弯曲刚性降低,能够提高织造密度,且单纱彼此容易呈现最致密的结构,因此内层的纤维间空隙减少,能够进一步抑制漏血性,故而优选。此外,在该基础上,适合于血管内皮细胞附着的立足

点数量变多,因此血管内皮细胞与人工血管内层构成纤维的相容性良好,血管内皮细胞对人工血管内层的贴附性变得良好。但是,如果单纱直径低于 $1\mu\text{m}$ ,则反而存在损害内皮细胞的附着性的倾向。因此,构成内层的经纱和纬纱优选是单纱直径为 $1\mu\text{m}$ 以上的微纤维复丝。

[0027] 《构成外层的各个经纱和纬纱的单纱纤度为20dtex以上且为单丝》

根据所用纤维的原料聚合物的不同,存在因水解而导致强度变差的担忧,因此良好的构成外层的各个经纱和纬纱的单纱纤度为20dtex以上。此外,如果在外层中使用过粗的纤维,则密度根数下降、局部地发生刚性不均,因此通常优选为300dtex以下。特别地,为了进一步提高耐扭折性和保形性,更优选经纱为100dtex以下、纬纱为100dtex以上。进一步,构成外层的经纱和纬纱可以是复丝,但通过使其为单丝,织造结构稳定且表观纱宽达到最小,由此周围组织容易到达内层,故而进一步优选。此外,人工血管的形态保持性、强度保持性提高,能够抑制折弯(耐扭折性提高)。但是,如果该单丝露出至内层,则阻碍内皮细胞的生长,且成为漏血、血栓发生的起点,故不优选。重要的是,制成在单丝与血流之间连续不断地介入有内层织物组织的双层织物组织结构。

[0028] 本发明中,构成内层的微纤维复丝不限定为1种,可以将单纱纤度、总纤度不同的多种微纤维复丝进行组合。

[0029] 微纤维复丝可以直接使用所谓的直纺型的复丝,也可以使用裂膜纤维型的复丝。对于裂膜纤维型,还可以使用能够通过化学手段或物理手段进行极细化的纤维,在形成筒状织物后进行极细化。作为通过化学手段或物理手段进行极细化的方法,例如存在如美国专利第3531368号说明书和美国专利第3350488号说明书所述那样,通过除去多成分体系纤维中的一种成分的方法,或者通过剥离等手段来进行原纤化或极细化的方法。由此,即使在形成筒状多重织物时为通常的纤维粗度,也能够形成筒状多重织物后实现极细化,因此能够将加工方面的故障、例如实施织造、织造前的各种纱加工手段时的断线、起毛的产生抑制为最小限度。

[0030] 本发明的人工血管是包括与血流相接触的内层和与该内层相接触的外层的筒状织物结构的人工血管,该筒状织物结构优选为通过内壁层经纱缔结、内壁层纬纱缔结、复纬纱缔结等通常的手段而一体织造的双层织物结构的人工血管。

[0031] 作为本发明的人工血管的上述内层、外层中使用的纤维,可以使用各种有机纤维,在要求伸缩性的情况下,还可以使用由聚氨酯等形成的纤维,从吸水性、耐劣化性的观点出发,优选为聚酯纤维。作为聚酯纤维,可以举出例如由聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸丁二醇酯等形成的纤维。还可以是由使聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸丁二醇酯与作为酸成分的间苯二甲酸、间苯二甲酸5-磺酸钠、己二酸等脂肪族二羧酸共聚而成的共聚聚酯形成的纤维。

[0032] 作为织机,可以使用例如喷水织机、喷气织机、剑杆织机和梭织机等。其中,优选使用筒状下的织造性优异、能够得到均匀筒状结构的梭织机。作为双层织物人工血管的织造组织,可以使用平纹织、斜纹织、缎纹织物、和它们的变化织、多重织等的织物。作为基本的织造法,可以采用公知的手段。

[0033] 本发明的人工血管能够应用于给药有抗血栓剂的人工血管。关于抗血栓剂的给药,例如可以担载肝素、低分子量肝素、尿激酶、水蛭素等源自生物的抗凝固药,也可以担载阿加曲班、华法林、乙酰水杨酸、噻氯匹定等合成抗凝固药、合成抗血小板药。此外,还可以

担载聚乙二醇、聚乙烯醇或聚乙烯基吡咯烷酮等亲水性聚合物。担载方法没有特别限定,存在下述方法:使用含有上述药剂、聚合物的溶液来覆盖复丝纱表面的方法;向药剂、聚合物中化学性地导入反应性官能团,并通过缩合反应等化学反应使其固定于复丝纱的表面的方法;使用高能量射线将药剂、聚合物通过自由基反应进行固定的方法;使药剂、聚合物浸渗于胶原、明胶、水凝胶等中,并填充于复丝纱的间隙的方法等。对于肝素等离子化合物,还存在下述方法:与反荷离子形成盐从而进行表面覆盖的方法;预先使反荷离子键合于复丝纱表面,然后利用离子相互作用进行离子键合的方法。从能够赋予活性高的抗血栓性、能够稳定且长期维持抗血栓性的观点出发,可以优选地使用下述方法:向药剂、聚合物中化学性地导入反应性官能团,并通过化学反应使其固定于表面的方法;以及,预先使反荷离子键合于表面,然后进行离子键合的方法。通过上述方法赋予抗血栓性时,可以使药剂、聚合物预先担载于所用的复丝纱上,但从降低制造成本的观点出发,优选在形成复合筒状织物后再进行赋予。

[0034] 由于生物体内存在高达一定程度的血压,因此难以避免从纤维间隙发生血液泄露。因此,在血管外科手术中使用布制的人工血管时,大多进行在即将植入之前使人工血管与血液相接触,在纤维间隙人为地制作血栓,通过该血栓暂时堵塞纤维间隙的操作,即进行所谓的预凝。自不用说,本发明的人工血管能够用于进行预凝的用途。

## 实施例

[0035] 接着,基于实施例来具体说明本发明。但是,本发明不仅限于这些实施例。在不超出本发明技术范围的范围内,可以实施各种变形、修改。应予说明,本实施例中使用的各种特性的测定方法如下所示。

[0036] (1) 微纤维复丝的单纱直径

按照JIS L 1013 (2010) 8.3.1 A 法,在0.045 [cN/dtex] 的规定载重下测定公量纤度来作为总纤度,将通过其除以单纤维数而算出的单纱纤度记作d [dtex]、并将构成该纤维的聚合物的比重记作 $\rho$ 时,微纤维复丝的单纱直径(mm)通过下式(1)来算出。

[0037] [数学式1]

$$\sqrt{\frac{4 \times d}{10^4 \times \rho \times \pi}} \quad (1)$$

[0038] (2) 单纱纤度

按照JIS L 1013 (2010) 8.3.1 A 法,在0.045 [cN/dtex] 的规定载重下测定公量纤度来作为总纤度,其除以单纤维数,从而算出单纱纤度。

[0039] (3) 表观线宽

将织物的外层表面用显微镜放大至150倍,测定织眼的起点和终点的中央附近的纱宽度。针对经向和纬向的纱,随机在5处测定各个纱的宽度,将其平均值记作表观纱宽。

[0040] [实施例1]

作为构成筒状织物的内层的聚酯纤维,准备单纱直径为4.6 $\mu$ m、总纤度为33dtex的微纤维复丝纱,织造时将其用作经纱和纬纱。

[0041] 作为构成筒状织物的外层的聚酯纤维,准备单纱纤度为44dtex的单丝纱作为经

纱,且准备单纱纤度为180dtex的单丝纱作为纬纱。

[0042] 使用上述纤维,通过梭织机按照经纬完全二重变形斜纹组织来织造筒状织物,形成内径为5mm的管,在98℃下进行精练。接着,在120℃的干热下进行干燥,将棒状夹具插入至管内,在170℃下定型成筒状后,进行灭菌。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管,1星期后摘取该移植部位并观察时,没有附着血栓,且通过病理分析确认到培育有内皮细胞,可以认为周围组织也稳固地结合于该人工血管。

[0043] [实施例2]

作为构成筒状织物的内层的聚酯纤维,准备单纱直径为9.2 $\mu$ m、总纤度为33dtex的复丝纱,织造时将其用作经纱和纬纱,作为构成筒状织物的外层经纱的聚酯纤维,准备单纱纤度为2.75dtex、总纤度为33dtex的复丝纱,除此之外,制作与实施例1所述的织物相同的筒状织物。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。

[0044] 向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管,1星期后摘取该移植部位并观察时,附着有一些血栓,但通过病理分析确认到也部分培育有内皮细胞,可以认为周围组织也结合至该人工血管。实施例2的人工血管的性能与实施例1相比略差,但仍然是可充分耐受实用的良好产品。

[0045] [实施例3]

作为构成筒状织物的内层的聚酯纤维,准备单纱直径为5.4 $\mu$ m、总纤度为44dtex的复丝纱,织造时将其用作经纱和纬纱,除此之外,制作与实施例1所述的织物相同的筒状织物。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。

[0046] 向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管,1星期后摘取该移植部位并观察时,没有附着血栓,且通过病理分析确认到培育有内皮细胞,可以认为周围组织也稳固地结合于该人工血管。实施例3的人工血管的性能与实施例1相等,是良好的产品。

[0047] [实施例4]

作为构成筒状织物的内层的聚酯纤维,准备单纱直径为2.7 $\mu$ m、总纤度为52.8dtex的复丝纱,织造时将其用作经纱和纬纱,除此之外,制作与实施例1所述的织物相同的筒状织物。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。

[0048] 向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管,1星期后摘取该移植部位并观察时,没有附着血栓,且通过病理分析确认到培育有内皮细胞,可以认为周围组织也稳固地结合于该人工血管。实施例4的人工血管的性能与实施例1、实施例3相等,是良好的产品。

[0049] [比较例1]

作为构成筒状织物的外层经纱的聚酯纤维,准备单纱纤度为1.6dtex、总纤度为56dtex的复丝纱,除此之外,制作与实施例1所述的织物相同的筒状织物。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。



[0050] 该比较例1的人工血管的内层覆盖率如表1所示那样,高达93.5%,超出了本发明的范围,因此,向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管时,可发现1星期后该植入部位发生阻塞。对在植入后经过1天的时刻的超声波回声检查图像进行确认时,确认到由于血管内层的褶皱而导致血液存在紊流。这对于人工血管而言是致命的问题。摘取该移植部位并观察时,周围组织结合于外层但未到达内层,在内层与外层之间在大范围内确认到不存在生物体组织的空隙。

[0051] [比较例2]

作为构成筒状织物的外层聚酯纤维,准备单纱纤度为10dtex的单丝纱作为经纱,准备单纱纤度为44dtex的单丝纱作为纬纱,将经纱的织造密度降低至2/3左右,除此之外,制作与实施例2所述的织物相同的筒状织物。

[0052] 该比较例2的人工血管的内层覆盖率如表1所示那样,小至14.1%,超出了本发明的范围,因此,向狗移植由所得筒状织物形成的人工血管时,可发现1星期后该植入部位发生阻塞。确认到管结构因周围组织的压迫而垮塌,血流停止。将该人工血管的外层构成纱种类、外层织造密度、外层表观纱宽、内层覆盖率、内层构成纱种类和内层微纤维复丝的单纱直径示于表1。

[0053] [表1]

	外层构成纱种类		外层组织 密度 (根/英寸)		外层表观纱直径 (mm)		内层 覆盖率 (%)	内层构成纱种类 (经纱、纬纱)	内层 微纤维复丝 单纱直径 ( $\mu\text{m}$ )
	经纱	纬纱	经	纬	经纱	纬纱			
实施例1	44dtex-1fil-聚酯	180dtex-1fil-聚酯	131	17	0.064	0.129	38.8	33dtex-144fil-聚酯	4.6
实施例2	33dtex-12fil-聚酯	180dtex-1fil-聚酯	131	17	0.12	0.129	65.2	33dtex-36fil-聚酯	9.2
实施例3	44dtex-1fil-聚酯	180dtex-1fil-聚酯	131	20.5	0.064	0.129	40.0	44dtex-144fil-聚酯	5.4
实施例4	44dtex-1fil-聚酯	180dtex-1fil-聚酯	131	17	0.064	0.129	38.8	52.5dtex-700fil-聚酯	2.7
比较例1	56dtex-36fil-聚酯	180dtex-1fil-聚酯	131	17	0.18	0.129	93.5	33dtex-144fil-聚酯	4.6
比较例2	19dtex-1fil-聚酯	44dtex-1fil-聚酯	87	17	0.03	0.064	14.1	33dtex-36fil-聚酯	9.2

[0054] 工业实用性

本发明适合作为各种外科手术用的人工血管。

[0055] 附图标记说明

- 1 构成外层的经纱
- 2 构成外层的纬纱
- 3 构成内层的经纱

4 构成内层的纬纱。

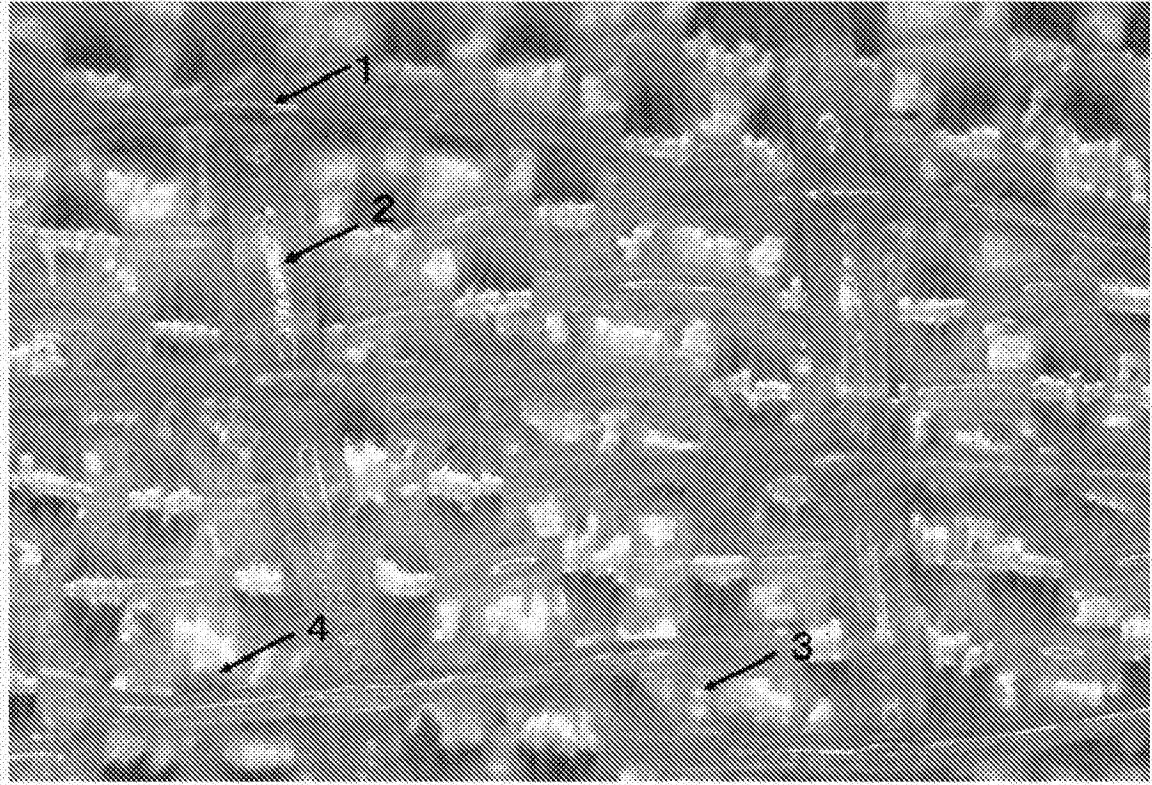


图 1