



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103957953 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201380004150. 3

A61B 1/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 04. 05

(30) 优先权数据

2012-096582 2012. 04. 20 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/060463 2013. 04. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/157409 JA 2013. 10. 24

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 上冈弘和 中野晃喜

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 丁香兰 庞东成

(51) Int. Cl.

A61L 29/00 (2006. 01)

A61L 31/00 (2006. 01)

权利要求书1页 说明书7页

(54) 发明名称

医疗器具用弹性体成型体

(57) 摘要

本发明的医疗器具用弹性体成型体具有弹性体材料,该弹性体材料含有至少1种非烯烃系弹性体,该弹性体成型体的熔点高于其玻璃化转变温度,而且所述玻璃化转变温度在40℃~80℃的范围内。

1. 一种医疗器具用弹性体成型体,其具有弹性体材料,该弹性体材料含有至少 1 种非烯烃系弹性体,该弹性体成型体的熔点高于其玻璃化转变温度,而且所述玻璃化转变温度在 40℃~80℃的范围内。
2. 如权利要求 1 所述的医疗器具用弹性体成型体,其中,所述非烯烃系弹性体为热塑性。
3. 如权利要求 1 或 2 所述的医疗器具用弹性体成型体,其中,所述非烯烃系弹性体包括聚氨酯系弹性体。
4. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的医疗器具用弹性体成型体,其中,该弹性体成型体含无机填充剂。
5. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的医疗器具用弹性体成型体,其中,该弹性体成型体被成型为筒状。
6. 如权利要求 1 至 5 的任一项所述的医疗器具用弹性体成型体,其中,该弹性体成型体用于内窥镜的弯曲部的外表面。
7. 如权利要求 1 至 6 的任一项所述的医疗器具用弹性体成型体,所述弹性体成型体的根据 JIS K6253 测定的硬度计硬度为 95A 以下、根据 JIS K6251 测定的拉伸强度为 12Pa 以上、根据 JIS K6252 测定的撕裂强度为 40kN/m 以上。

医疗器具用弹性体成型体

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器具用弹性体成型体。

[0002] 本申请主张基于 2012 年 04 月 20 日在日本申请的日本特愿 2012-096582 号的优先权,在本说明书中援用其内容。

背景技术

[0003] 构成内窥镜、导管等医疗器具的部件大多使用了具有可挠性的弹性体成型体。作为弹性体成型体,常将软质弹性体进行成型来进行使用。作为软质弹性体,从例如撕裂强度、拉伸强度和热熔接性等医疗器具用途所要求的材料特性的方面出发,使用了热塑性的聚氨酯系弹性体、聚酰胺系弹性体等非烯烃系弹性体。然而,这种弹性体成型体存在表面发粘而脱模性差,在脱模时容易发生变形的的问题。

[0004] 作为改善成型体的脱模性的方法,有混配脱模剂的方法、在表面设置脱模性良好的树脂层的方法等。例如专利文献 1 中公开了一种复合成型体,其中,将混配链烷烃系油等从而提高了脱模性的苯乙烯系热塑性弹性体层用作表层材料。然而所述方法存在着会损害非烯烃系弹性体的材料特性的缺点,并不优选适用于医疗器具用途。例如使用烯烃系的苯乙烯系热塑性弹性体层作为表层材料时,拉伸强度、撕裂强度等受损,而且无法得到热熔接性。另外,非烯烃系弹性体与苯乙烯系弹性体的密合性弱,在制成复合成型体时还存在层间密合性差而容易产生剥离的问题。因此,要求在不损害非烯烃系弹性体材料自身的特性的前提下改善脱模性。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 日本国专利第 2886114 号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,本发明的目的在于提供一种作为医疗器具用而有用的弹性体成型体,该弹性体成型体在不损害非烯烃系弹性体的材料特性的前提下提高了脱模性。

[0010] 用于解决问题的手段

[0011] 本发明人反复进行了深入研究,结果发现,以往的医疗器具用弹性体成型体中使用的软质非烯烃系弹性体的玻璃化转变温度相当低,为 $-10^{\circ}\text{C} \sim -50^{\circ}\text{C}$ 左右,因此,脱模时的成型体的表面温度(与成型模的温度同等,通常为室温左右)为远高于玻璃化转变温度的温度,使脱模性下降。基于这些见解而进一步进行反复研究,结果发现,通过使构成弹性体成型体的非烯烃系弹性体自身的玻璃化转变温度在特定范围内,可以维持材料特性,同时改善脱模性。

[0012] 本发明基于上述见解,具有如下实施方式。

[0013] 根据本发明的第 1 实施方式,本发明涉及一种医疗器具用弹性体成型体,其具有弹性体材料,该弹性体材料含有至少 1 种非烯烃系弹性体,该弹性体成型体的熔点高于其玻璃化转变温度,而且所述玻璃化转变温度在 $40^{\circ}\text{C}\sim 80^{\circ}\text{C}$ 的范围内。

[0014] 根据本发明的第 2 实施方式,在上述第 1 实施方式中,所述非烯烃系弹性体可以为热塑性。

[0015] 根据本发明的第 3 实施方式,在上述第 1 实施方式或上述第 2 实施方式中,所述非烯烃系弹性体可以包括聚氨酯系弹性体。

[0016] 根据本发明的第 4 实施方式,在上述第 1 实施方式至上述第 3 实施方式的任一种实施方式中,该弹性体成型体可以含有无机填充剂。

[0017] 根据本发明的第 5 实施方式,在上述第 1 实施方式至上述第 4 实施方式的任一种实施方式中,该弹性体成型体可以被成型为筒状。

[0018] 根据本发明的第 6 实施方式,在上述第 1 实施方式至上述第 5 实施方式的任一种实施方式中,该弹性体成型体可以用于内窥镜。

[0019] 根据本发明的第 7 实施方式,在上述第 1 实施方式至上述第 6 实施方式的任一种实施方式中,该弹性体成型体的根据 JIS K6253 测定的硬度计硬度可以为 95A 以下、根据 JIS K6251 测定的拉伸强度可以为 12Pa 以上、根据 JIS K6252 测定的撕裂强度可以为 40kN/m 以上。

[0020] 发明效果

[0021] 根据上述各实施方式,可以提供一种作为医疗器具用而有用的弹性体成型体,该弹性体成型体在不损害非烯烃系弹性体的材料特性的前提下提高了脱模性。

具体实施方式

[0022] 以下详细说明本发明。

[0023] 本发明的一种实施方式涉及的医疗器具用弹性体成型体(下面有时仅称作成型体)包含弹性体材料,该弹性体材料含有至少 1 种非烯烃系弹性体,该弹性体成型体的熔点高于玻璃化转变温度,而且具有在 $40^{\circ}\text{C}\sim 80^{\circ}\text{C}$ 的范围内、优选为 $45^{\circ}\text{C}\sim 75^{\circ}\text{C}$ 的范围内的玻璃化转变温度(以下记作 T_g)。

[0024] 若成型体的 T_g 为 40°C 以上,则脱模时的成型模的温度(通常为室温左右)充分低于 T_g 。因此成型体表面的发粘少、脱模性良好,且成型体的外观良好。另外,若 T_g 为 80°C 以下,则例如可挠性、撕裂强度、拉伸强度、热熔接性等医疗器具用途所需要的物性充分良好。

[0025] 进一步,在本发明的一种实施方式中,通过使构成弹性体成型体的非烯烃系弹性体自身具有在 $40^{\circ}\text{C}\sim 80^{\circ}\text{C}$ 的范围内的 T_g ,即使在仅由非烯烃系弹性体构成的情况下也可以得到充分的脱模性。因此,不需要为了提高脱模性而混配非烯烃系弹性体以外的成分,从而可以防止因混配上述成分而导致的材料特性下降。

[0026] 成型体具有 2 个以上 T_g 时,至少 1 个 T_g 在 $40^{\circ}\text{C}\sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内即可,也可以具有 $40^{\circ}\text{C}\sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围外的 T_g 。

[0027] 成型体和非烯烃系弹性体的 T_g 可以利用差示扫描量热计(DSC)进行测定。

[0028] 成型体由 2 种以上成分构成的情况下,在所持有的非烯烃系弹性体的熔点以上的温度(含有 2 种以上非烯烃系弹性体时为最高的熔点以上的温度)混炼各成分,得到混炼

物,对该混炼物的 T_g 进行测定。

[0029] 作为构成弹性体材料的非烯烃系弹性体,可以举出橡胶(热固性弹性体)、热塑性弹性体。

[0030] 作为非烯烃系的橡胶、热塑性弹性体,分别可以举出聚氨酯系、聚酯系、聚酰胺系、丙烯酸系、有机硅系等。

[0031] 这些非烯烃系弹性体既可以单独使用任一种,也可以合用 2 种以上。

[0032] 这些非烯烃系弹性体既可以使用通过公知的合成方法合成的物质,也可以使用市售品。

[0033] 作为非烯烃系弹性体,从提高成型为成型体时的成型加工性的方面出发,在上述之中,优选热塑性弹性体,更优选选自聚氨酯系、聚酯系、聚酰胺系、丙烯酸系、有机硅系中的至少 1 种。

[0034] 尤其是从撕裂强度、耐摩损性等优异、市售品多、 T_g 的种类丰富等方面出发,作为非烯烃系弹性体,优选至少含有聚氨酯系的弹性体。

[0035] 弹性体材料所含有的非烯烃系弹性体为 1 种时,使用具有在 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的非烯烃系弹性体。

[0036] 弹性体材料所含有的非烯烃系弹性体为 2 种以上时,只要它们熔融混炼而成的混炼物具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 即可,作为单独一种非烯烃系弹性体,可以使用不具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的非烯烃系弹性体。

[0037] 在合用具有不同 T_g 的 2 种以上非烯烃系弹性体时、即弹性体材料所含有的非烯烃系弹性体为具有不同 T_g 的 2 种以上非烯烃系弹性体的混炼物时,作为 2 种以上非烯烃系弹性体的组合可以举出如下 (1) ~ (3)。

[0038] (1) 具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的 2 种以上非烯烃系弹性体的组合。

[0039] (2) 具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的至少 1 种非烯烃系弹性体和不具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的至少 1 种非烯烃系弹性体的组合。

[0040] (3) 不具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的 2 种以上非烯烃系弹性体的组合。

[0041] 在上述之中,作为 (3) 的优选例,可以举出 T_g 低于 40°C 的非烯烃系弹性体和 T_g 超过 80°C 的非烯烃系弹性体的组合。通过将非烯烃系弹性体进行熔融混炼,可以得到具有 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 的混炼物。另外,通过调节各非烯烃系弹性体的混配比率,能够对 T_g 进行微调。

[0042] 如上所述,迄今在医疗器具用途中所使用的软质弹性体的 T_g 大多为 $-10^{\circ}\text{C} \sim -50^{\circ}\text{C}$ 左右。因此,这种低 T_g 的非烯烃系弹性体具有容易获得的优点,但单独一种的情况下脱模性差。通过在其中混合 T_g 超过 80°C 的高 T_g 非烯烃系弹性体,将 T_g 调整为 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$,由此可以确保材料特性,同时提高脱模性。

[0043] 从容易得到具有目标 T_g 的弹性体材料的方面考虑,优选如上述 (2) 或 (3) 那样合用具有不同 T_g 的 2 种以上非烯烃系弹性体。

[0044] 合用 2 种以上非烯烃系弹性体来调整 T_g 时,使用具有相容性的非烯烃系弹性体。从相容化的观点考虑,优选使用树脂种类相同的非烯烃系弹性体(例如聚氨酯系和聚氨酯系)。只要具有相容性,也可以组合树脂种类不同的非烯烃系弹性体(例如聚氨酯系和酯系)。

[0045] 弹性体材料中的非烯烃系弹性体的含量优选为 5 质量%以上,更优选为 10 质量%以上。只要为 5 质量%以上,则成型体具有充分的柔软性,伸长率等也良好。对上限没有特别限定,也可以为 100 质量%。在任意混配其它成分时,可以考虑到与其它成分的平衡而进行适当设定。

[0046] 在不损害本发明效果的范围内,弹性体材料也可以根据需要含有非烯烃系弹性体以外的成分。

[0047] 例如,弹性体材料也可以含有填充剂作为增强材。

[0048] 作为填充剂,可以举出例如无机填充剂、有机填充剂等。

[0049] 作为无机填充剂,没有特别限定,可以举出石棉、玻璃纤维、氧化铝纤维、岩棉等无机纤维;炭黑;二氧化硅;硫酸钡;氧化钛;氧化铝;碳酸钙;硅酸钙;硅酸镁;硅酸铝;等等。

[0050] 作为有机填充剂,没有特别限定,可以举出棉、羊毛、丝绸、麻、尼龙纤维、芳酰胺纤维、维尼纶纤维、聚酯纤维、人造丝纤维、乙酸酯纤维、酚醛纤维、聚苯硫醚纤维、丙烯酸系纤维、聚氯乙烯纤维、聚偏二氯乙烯纤维、聚氨酯纤维、四氟乙烯纤维等有机纤维;聚四氟乙烯树脂;聚乙烯树脂;聚丙烯树脂;酚醛树脂;聚酰亚胺树脂;三聚氰胺树脂;有机硅树脂;等等。

[0051] 对于这些填充剂来说,可以单独使用任一种,也可以合用 2 种以上填充剂。

[0052] 在上述之中,出于耐化学药品性、耐热性等理由,优选无机填充剂。其中,优选为选自二氧化硅、硫酸钡、氧化钛、氧化铝、碳酸钙、硅酸钙、硅酸镁、硅酸铝等中的至少 1 种。

[0053] 含有填充剂时,相对于弹性体材料中的非烯烃系弹性体 100 质量份,其含量优选为 0.05 质量份~50 质量份、更优选为 0.5 质量份~15 质量份。若为 0.05 质量份以上则可以得到充分的增强效果。若为 50 质量份以下,则可以抑制成型体变得过硬。

[0054] 弹性体材料也可以含有碳作为着色剂。含有碳时,例如除了着色效果以外,还可以得到如下效果:可以通过混配量使成型体达到所期望的硬度、或者提高成型体的耐热性。

[0055] 混配有碳时,相对于弹性体材料中的非烯烃系弹性体 100 质量份,其混配量优选为 0.05 质量份~50 质量份、更优选为 0.5 质量份~15 质量份。若为 0.05 质量份以上则可以得到充分的碳的混配效果。若为 50 质量份以下,则可以抑制成型体变得过硬。

[0056] (制造方法)

[0057] 本发明的成型体可以通过对上述弹性体材料进行成型来制造。对于制造而言,除了使用具有特定的 T_g 的弹性体材料以外,可以通过公知的方法实施。

[0058] 以合用 2 种以上弹性体的情况为例,对制造方法的一个示例进行说明。

[0059] 首先,利用双辊混炼机、捏合机、班伯里混炼机等混炼机,在所持有的非烯烃系弹性体的熔点以上的温度(含有 2 种以上非烯烃系弹性体时为最高的熔点以上的温度)将两种以上非烯烃系弹性体熔融混炼。此时,也可以根据需要添加填充剂、增强性碳等任意成分。2 种以上非烯烃系弹性体的混配比率根据各自的 T_g 进行设定从而使所得到的混炼物具有在 $40^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 范围内的 T_g 。

[0060] 接着,通过将所得到的混炼物成型为所期望的形状,可以得到本发明的成型体。作为成型方法,可以使用注射成型、挤出成型等公知的橡胶成型方法。

[0061] 例如在注射成型的情况下,将混炼物填充进所期望的形状的成型模中,在高于混

炼物的 T_g 的温度进行热压,然后将成型模冷却至混炼物的 T_g 以下的温度,进行脱模,由此可以得到目标成型体。通过使冷却温度、即脱模时的成型体的表面温度为混炼物的 T_g 以下,表面的发粘被抑制,脱模性提高,可以得到外观良好的成型体。

[0062] 冷却温度为混炼物的 T_g 以下的温度即可,但从脱模性的方面考虑,优选为 $(T_g - 5)^\circ\text{C}$ 以下、更优选为 $(T_g - 10)^\circ\text{C}$ 以下。对于下限没有特别限定,但考虑到成本等,优选为 0°C 以上。

[0063] 如上所述,本发明的一种实施方式涉及的成型体具有优异的脱模性,而且医疗器具用途中所要求的材料物性也良好。

[0064] 从医疗器具用途中的有用性的方面出发,本发明的一种实施方式涉及的成型体优选满足以下 (1) ~ (3) 的所有物性。

[0065] (1) 根据 JIS K6253 测定的硬度计硬度为 95A 以下。

[0066] (2) 根据 JIS K6251 测定的拉伸强度为 12Pa 以上。

[0067] (3) 根据 JIS K6252 测定的撕裂强度为 40kN/m 以上。

[0068] 对于本发明的一种实施方式涉及的成型体的形状没有特别限制,可以根据用途适当选择例如筒状、片状、棒状、环状、各种块状等。

[0069] 本发明的一种实施方式涉及的成型体可用作构成医疗器具的部件。作为医疗器具,可以举出内窥镜、导管、包装等。作为使用成型体的部件,具体来说,可以举出内窥镜的弯曲部外皮(外表面)、内窥镜的防折部件、内窥镜的开关按钮或覆盖开关按钮的外皮、内窥镜内部使用的 O 型环、治疗器具用导管等。

[0070] 实施例

[0071] 下面,通过实施例具体说明本发明,但本发明不限于此。在以下各例中,“份”表示质量份。

[0072] 实施例和比较例中使用的原料、测定 / 评价方法如下所示。

[0073] [原料]

[0074] 在所使用的原料之中,弹性体的树脂种类、品种、制造商名、 T_g 、硬度列于表 1。“TPU”表示热塑性聚氨酯系弹性体。未对作为烯烃系弹性体的苯乙烯系弹性体进行 T_g 的测定。

[0075] 作为二氧化硅,使用了 U. S. Silica 公司制造的“Minusil#5”。

[0076] 表 1

[0077]	树脂种类	品种	制造商	T_g	硬度
	TPU	Diary MM9020	SMP Technologies	90°C	70D
		Elastollan C60A	BASF	-50°C	60A
	酯系弹性体	Hytrel SB654	Toray Dupont	-10°C	65A
	乙烯系弹性体	Rabalon PJ7300C	三菱化学	-	67A

[0078] [测定 / 评价方法]

[0079] <玻璃化转变温度 T_g 的测定>

[0080] 利用差示扫描量热计 (DSC) 进行了测定。

[0081] <硬度的测定>

[0082] 利用依据 JIS K6253 的方法,测定了硬度计硬度。

[0083] <拉伸强度的测定>

[0084] 依据 JIS K6251 进行拉伸试验,从而测定拉伸强度。

[0085] <撕裂强度的测定>

[0086] 依据 JIS K6252 进行撕裂试验,从而测定撕裂强度。

[0087] <脱模性的评价>

[0088] 目视观察所得到的成型品的外观,按照如下标准评价了脱模性。

[0089] <脱模性的评价标准>

[0090] ○:没有变形、缺损(キレ)等,外观良好。

[0091] ×:有变形、缺损等,外观不良。

[0092] [实施例 1]

[0093] 使用双螺杆挤出成型机将 T_g 为 90°C 的 TPU(70 份)和 T_g 为 -50°C 的 TPU(30 份)以 220°C 进行熔融混炼,得到了颗粒状混炼物。对于该混炼物测定了 T_g 。

[0094] 利用注射成型将所得到的混炼物(颗粒状)成型为厚度为 2mm 的片状。对于所得到的成型品,测定了硬度、拉伸强度、撕裂强度。结果列于表 2。

[0095] 另外,利用注射成型(成型温度为 220°C 、冷却温度为 40°C),将所得到的混炼物(颗粒状)成型成内径为 8mm、厚度为 0.8mm、长度为 150mm 的筒状,得到了成型品(内窥镜用弯曲部外皮)。目视观察所得到的成型品的外观,评价了脱模性。

[0096] 结果列于表 2。

[0097] [实施例 2 ~ 4、比较例 2 ~ 3]

[0098] 将混炼物的混配组成按照表 2 所示的那样进行变更,除此以外,与实施例 1 同样地进行了混炼物的制备、 T_g 的测定、成型品的制造、物性(硬度、拉伸强度、撕裂强度)的测定、脱模性的评价。结果列于表 2。

[0099] [比较例 1 ~ 2]

[0100] 将混炼物的混配组成按照表 2 所示的那样进行变更,除此以外,与实施例 1 同样地进行了混炼物的制备、 T_g 的测定、成型品的制造、物性(硬度、拉伸强度、撕裂强度)的测定。

[0101] 结果列于表 2。

[0102] [比较例 3]

[0103] 使用 2 台单螺杆挤出成型机,将 T_g 为 -50°C 的 TPU(100 份)和苯乙烯系弹性体(100 份)在 220°C 按照形成双层的方式进行共挤出,由此得到了厚度为 2mm 的片状复合成型品。对于所得到的复合成型品,测定了苯乙烯系弹性体层侧的硬度。另外,测定了复合成型品的拉伸强度、撕裂强度。结果列于表 2。

[0104] 另外,使用 2 台单螺杆挤出成型机,将 T_g 为 -50°C 的 TPU(100 份)和苯乙烯系弹性体(100 份)在 220°C 按照内层为 TPU、外层为苯乙烯系弹性体的方式进行挤出成型,得到了内径为 8mm、厚度为 0.8mm、长度为 150mm 的筒状复合成型品。目视观察所得到的复合成型品的外观,评价了脱模性。结果列于表 2。

[0105] 表 2

	实施例				比较例		
	1	2	3	4	1	2	3
TPU (T_g 90°C)	70 份	90 份	50 份	70 份	—	50 份	—
TPU (T_g -50°C)	30 份	10 份	—	30 份	100 份	50 份	内层 100 份
酯系弹性体 (T_g -10°C)	—	—	50 份	—	—	—	—
[0106] 乙烯系弹性体	—	—	—	—	—	—	外层 100 份
二氧化硅	—	—		10 份	—	—	—
硬度	88A	95A	76A	92A	65A	78A	70A ^{*1}
拉伸强度(MPa)	15	18	15	17	15	14	12 ^{*2}
撕裂强度(kN/m)	45	50	42	47	42	42	28 ^{*2}
T_g (°C)	49	75	62	50	-50	21	—
脱模性 (冷却温度 40°C)	○	○	○	○	×	×	○

[0107] *1 :测定了复合成型品的苯乙烯系弹性体层侧的硬度。

[0108] *2 :以复合成型品实施了评价。

[0109] 比较例 1 的成型品使用了以往在医疗器具用弹性体成型体中常用的软质弹性体,如上述结果所示,物性(硬度、拉伸强度、撕裂强度)良好,但脱模性差。

[0110] T_g 为 21°C 的比较例 2 的成型品的脱模性差,进一步与比较例 1 相比,拉伸强度下降。

[0111] 在 TPU 的内层上层积有苯乙烯系弹性体外层的比较例 3 的成型品的脱模性得到提高,但拉伸强度和撕裂强度、尤其是撕裂强度与比较例 1 相比大幅下降。进一步,对于比较例 3 的片状成型品,利用依据 T 型剥离试验(JIS K6854-3)的方法评价了层间接合性,其结果为,2 层容易地产生了剥离。

[0112] 与此相对,对于实施例 1 ~ 4 的成型品来说,拉伸强度、撕裂强度显示了与比较例 1 同等或以上的良好数值,而且脱模性优异。

[0113] 工业实用性

[0114] 根据上述实施方式,可以提供一种作为医疗器具用而有用的弹性体成型体,该弹性体成型体在不损害非烯烃系弹性体的材料特性的前提下提高了脱模性。

专利名称(译)	医疗器具用弹性体成型体		
公开(公告)号	CN103957953A	公开(公告)日	2014-07-30
申请号	CN201380004150.3	申请日	2013-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	上冈弘和 中野晃喜		
发明人	上冈弘和 中野晃喜		
IPC分类号	A61L29/00 A61L31/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00071 A61B1/0011 A61L29/04 A61L29/14 B29C48/18 B29C48/40 B29C48/92 B29C2948/92704 Y10T428/1397 A61L31/041		
优先权	2012096582 2012-04-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的医疗器具用弹性体成型体具有弹性体材料，该弹性体材料含有至少1种非烯烃系弹性体，该弹性体成型体的熔点高于其玻璃化转变温度，而且所述玻璃化转变温度在40℃～80℃的范围内。

树脂种类	品种	制造商	T _g	硬度
TPU	Diary MM9020	SMP Technologies	90℃	70D
	Elastollan C60A	BASF	-50℃	60A
酯系弹性体	Hytrel SB654	Toray Dupont	-10℃	65A
乙烯系弹性体	Rabalon PJ7300C	三菱化学	-	67A