



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101987225 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201010238954. 8

0043-0044, 0053-0063 段 .

(22) 申请日 2010. 07. 27

US 2003/0236573 A1, 2003. 12. 25, 全文 .

(30) 优先权数据

US 2006/0200170 A1, 2006. 09. 07, 全文 .

61/229, 333 2009. 07. 29 US  
12/791, 534 2010. 06. 01 US

审查员 李玉菲

(73) 专利权人 柯惠 LP 公司

地址 美国康涅狄格

(72) 发明人 凯文·拉维涅 史蒂文·贝内特  
纳撒尼尔·玛斯特

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限  
公司 11225

代理人 黄威 张小花

(51) Int. Cl.

A61M 31/00 (2006. 01)

A61L 31/06 (2006. 01)

A61L 31/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0200169 A1, 2006. 09. 07, 附图  
1A-1C, 3、说明书第 0028-0029, 0032-0033 段 .

US 2002/0106409 A1, 2002. 08. 08, 说明书第

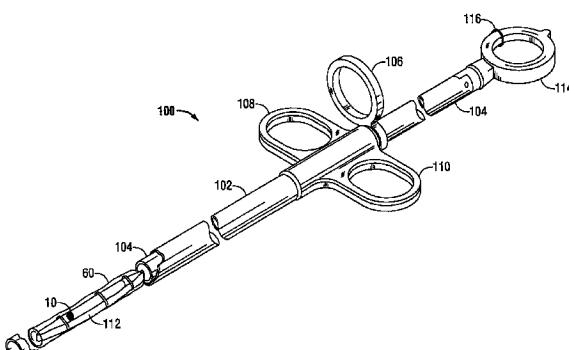
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

腹腔镜式施用止血补片的系统和方法

(57) 摘要

本公开包括用于在微创手术期间在原位施用手术补片的系统和方法。所述方法包括下列步骤：将手术补片插入包中；将包含有止血补片的聚合物包转移到体腔中；当所述聚合物包位于体腔中时，将所述手术补片从该聚合物包中移出；以及将所述手术补片施用到体腔中的组织上。



1. 一种用于将手术补片插入到体腔中的系统,所述系统包括:

聚合物包,其被配置为以腹腔镜的方式插入到体腔中;以及

手术补片,其在卷拢状态和未卷拢状态之间变动,所述手术补片在卷拢状态时被所述聚合物包包含,当从所述聚合物包中放置所述手术补片以施用到体腔的组织上时所述手术补片变动到未卷拢状态,所述手术补片包括基质,所述基质限定有孔并且具有第一部分和第二部分,所述第一部分包括第一水凝胶前体,所述第二部分包括第二水凝胶前体,其中至少所述第一和第二水凝胶前体之一置于遍布所述第一和第二部分中的相应一个的整个厚度的所述孔中;

所述系统进一步包括放置设备,其被定尺寸为收纳所述聚合物包,而所述手术补片包含在所述聚合物包中,其中所述放置设备被配置为在所述手术补片包含在所述聚合物包中时将所述手术补片和所述聚合物包放置到体腔中,

其中所述放置设备包括细长管和驱动杆,所述驱动杆在所述细长管内可滑动地移动以从所述细长管放置所述聚合物包和所述手术补片,

其中所述放置设备包括选择性地与所述驱动杆接合的锁止拉环,所述锁止拉环被定尺寸为当与所述驱动杆接合时防止所述驱动杆的移动,并且被定尺寸为当与所述驱动杆分离时能够使所述驱动杆相对于所述细长管可滑动地移动。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述聚合物包包含选自聚氨基甲酸酯和胶乳组成的组中的材料。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述聚合物包由抗湿气材料形成。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述第一水凝胶前体和所述第二水凝胶前体中的至少一种是交联剂。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述第一水凝胶前体置于遍布所述第一部分的整个厚度的孔中,而第二水凝胶前体形成涂层。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中在将所述聚合物包和所述手术补片放置到体腔中时,所述聚合物包被配置为释放所述手术补片以能够使所述手术补片从所述卷拢状态变动到所述未卷拢状态。

7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述放置设备包括弹簧,所述聚合物包适于包含所述手术补片和所述弹簧。

## 腹腔镜式施用止血补片的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求享有在 2009 年 7 月 29 日提交的第 61/229,333 号美国临时专利申请的利益和优先权，该申请的全部公开内容通过该引用合并于此。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及用于施用手术补片的装置和方法。更具体而言，本公开涉及用于在微创手术期间在原位施用手术补片的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 手术补片，例如止血补片，被用于修复有缺陷的组织或器官以实现止血。止血补片可用作缝合线、吻合钉或其他医用附件或紧固设备的补充或者与这些设备结合使用。止血补片可用于对需要处理的组织或器官提供止血。

[0005] 自固定手术补片可用于开放式手术中，在所述开放式手术中，手术补片以被包裹的形式（形态）被施用。但是，一些类型的可吸收医用设备可能是湿敏的，就是说，如果被曝露在环境或体内的湿气中，它们将过早地起反应。因此，需要一种用于输送这些补片而不会将它们曝露于环境湿气或间质湿气中的装置和方法。

### 发明内容

[0006] 本公开针对在微创手术中手术补片的施用。所述方法包括以腹腔镜的方式将包含手术补片的聚合物包转移到体腔中，接着在体腔中将所述手术补片从聚合物包中移出，并将所述手术补片施用到体腔中需要止血的部位。所述方法还可包括提供止血补片的步骤。所述止血补片可包括基质，所述基质具有施用到该基质的第一部分的第一水凝胶前体以及施用到该基质的第二部分的第二水凝胶前体。所述方法还可以包括提供聚合物包的步骤，所述聚合物包包含选自聚氨基甲酸酯和胶乳的材料。

[0007] 在另一实施例中，手术补片被转移到聚合物包中。接着，包含手术补片的聚合物包以腹腔镜的方式被转移到体腔中。该实施例可进一步包括提供止血补片。止血补片可以包括基质，所述基质具有施用到该基质的第一部分的第一水凝胶前体以及施用到该基质的第二部分的第二水凝胶前体。所述聚合物包可以包含选自聚氨基甲酸酯和胶乳的材料。

[0008] 本公开还包括一种用于在腹腔镜手术期间将物品转移到体腔中的装置。所述装置可包括在聚合物包中的手术补片，所述聚合物包被制成能够被放置设备（deployment device）收纳的大小和尺寸。

[0009] 本公开还针对一种用于实施手术操作的装置。所述装置包括：细长管；驱动杆；弹簧；以及用聚合物包收纳的手术补片。所述驱动杆、弹簧和手术补片可滑动地容纳在所述细长管中。所述驱动杆的远侧端可被连接到所述弹簧上。所述驱动杆的近侧端可包括手柄。

### 附图说明

[0010] 通过阅读下面结合附图的说明,前面提到的本公开的目的和优点将更加清晰,在附图中:

[0011] 图 1 是根据本公开的腹腔镜式放置设备的立体图,图示的放置设备处于未放置的状态;

[0012] 图 2 是根据本公开的手术补片的示图;

[0013] 图 3 是根据本公开的保持在聚合物包中的手术补片的示图;

[0014] 图 4A 至图 4B 是在根据本公开的原位止血补片上流体的作用的示意图;以及

[0015] 图 5A 至图 5D 是根据本公开使用图 1 的腹腔镜式放置设备来放置图 2 的保持在包中的止血补片的示意图。

## 具体实施方式

[0016] 本公开涉及用于微创手术的、例如通过内窥镜、腹腔镜、关节镜、腔内和 / 或经腔的方式将手术补片放置到手术部位的设备、系统和方法。此处所用的术语“手术补片”用于指称在手术操作中所用的任何类型的补片,例如,在原位上起反应的补片以及那些在暴露于湿气中时起反应的补片。此处所用的术语“腹腔镜式放置设备”用于指称可以在上述微创手术期间使用的放置设备。

[0017] 在下面的附图及说明中,按照惯例,术语“近侧”是指设备靠近操作者的一端,而术语“远侧”则是指设备远离操作者的那一端。

[0018] 腹腔镜式手术操作是通过使用进入孔 (access port) 结合细长的手术设备而在体内实施的微创操作。躯体组织中的初始开口使得内窥镜或腹腔镜式设备能够进入到躯体的内部。开口包括躯体的自然出入口或者由组织穿刺设备例如套管针创建的开口。在腹腔镜操作中,创建窄小的穿孔或切口,从而使对体腔的创伤最小化并缩短患者的复原时间。

[0019] 现在详细参考附图,在附图中,相似的附图标记指代类似或者相同的部件,图 1 描绘的是腹腔镜式放置 / 取出设备,其通常用 100 标示。放置设备 100 包括细长管 102,该细长管具有这样的尺寸和或直径,即其能够通过诸如穿刺套管的进入设备被插入以进行内窥镜或腹腔镜操作。管 102 的直径通常在约 0.25 英寸至 0.50 英寸之间,长度为约 10 英寸到约 15 英寸,但是如果合适的话,也以可使用其他的尺寸。管 102 可滑动地容纳驱动杆 104,并在未放置时可滑动地容纳包含手术补片 10 的聚合物包 60。

[0020] 腹腔镜式放置设备 100 包括驱动杆或驱动条 104,该驱动杆或驱动条是一个可滑动地布置在管 102 的内镗中的大体呈圆筒状的细长部件。驱动杆 104 的远侧端与包 60 相连以便将包 60 从包含在外部管 102 之内的未放置位置移动到位于外部管 102 的远侧的放置位置。

[0021] 可包括锁止拉环 106,以便防止设备过早启动。锁止拉环 106 包括卡扣接合结构以与驱动杆 104 的槽相接合。在这样接合时,驱动杆 104 沿远侧不能被推过锁止拉环 106 与手柄部 108、110 的近侧端相接合的点。

[0022] 另外,腹腔镜式放置设备 100 可包括用于与操作者的手指接合的指环 114。拉绳 116 的一端系在指环 114 上,而拉绳 116 的另一端则系在包 60 上。在初始的未使用状态下,包 60 将被卷起(或者被折叠起来),并且在管 102 中以相对直的状态包含弹簧 112 和手术补片 10。当推进驱动杆 104 时,连接在驱动杆上的弹簧 112 将退出管 102 的远侧端

并弹性地打开,从而放置并打开包 60 以便允许使用手术补片 10。在一些实施例中,包 60 将在放置之后保持闭合。管 102 优选由金属、例如不锈钢形成,并优选涂以热缩包装塑料(shrink-wrap plastic),例如可收缩聚乙烯玻璃纤维,或适用于手术操作使用的级别的聚氯乙烯。

[0023] 这样的设备在现有技术中是公知的,并包括例如在 2005 年 3 月 29 日提交的第 2006/0229640 号的美国专利申请公开;在 2005 年 3 月 7 日提交的第 2006/0200170 号的美国专利申请公开;以及在 2005 年 3 月 7 日提交的第 2006/0200169 号的美国专利申请公开中公开的设备,所述公开的全部内容通过引用合并于此。

[0024] 根据本公开,图 2 绘出了手术补片的一个实施例。止血补片 11 与腹腔镜式放置设备 100 一同使用。止血补片 11 包括多孔基质 20,所述基质具有施用到该多孔基质的第一部分 22 的第一水凝胶前体 30 以及施用到该多孔基质的第二部分 24 的第二水凝胶前体 40。这样的止血补片 11 公开在于 2008 年 10 月 17 日提交的第 61/196,543 号的美国临时专利申请中,该临时专利申请的全部内容通过引用合并于此。

[0025] 在使用中,止血补片 11 以下面的方式定向,即施用有第二水凝胶前体 40 的第二部分 24 靠近组织,而施用有第一水凝胶前体 30 的第一部分 22 远离组织。在实施例中,第一和第二部分 22、24 彼此可通过增加对比染剂、表面织构化、着色或者其他视觉信号加以区别。在接触到组织例如受伤的组织时,止血补片 11 将吸收生理流体,而第二水凝胶前体 40 可被该流体溶解。随着流体进入并且迁移通过止血补片 11,它会携带经溶解的第二水凝胶前体 40 通过止血补片 11。最后,流体将充分地迁移通过止血补片 11 而到达施用有第一水凝胶前体 30 的部分 22,由此接触第一水凝胶前体 30。接着,第一和第二水凝胶前体 30、40 将起反应以形成生物相容性交联材料,由此在受伤部位处实现止血。在一些实施例中,通过第一和第二水凝胶前体 30、40 的反应而产生的生物相容性交联材料不仅提供止血性能,而且使止血补片 11 的一部分具备抗粘连性能。

[0026] 止血补片 11 的多孔基质 20 在其表面的至少一部分上具有开口或孔。可在植入之前或之后在基质中形成孔。如下文中更详细的描述那样,用于形成多孔基质 20 的合适的材料包括但不限于纤维结构(例如,编织结构、织造结构、非织造结构等)和/或泡沫(例如开孔或闭孔泡沫)。在一些实施例中,孔的数量和大小是足够的从而可在跨过多孔基质 20 的整个厚度上互相连接。织造纤维、编织纤维以及开孔泡沫是其中孔的数量和大小能够足以使其在跨过多孔基质 20 的整个厚度上互相连接的结构的示例性例子。在一些实施例中,孔并不在跨过多孔基质 20 的整个厚度上互相连接。闭孔泡沫或者熔凝的非织造材料是其中孔可以不在跨过多孔基质 20 的整个厚度上互相连接的示例性例子。泡沫多孔基质 20 的孔可横跨过多孔基质 20 的整个厚度。在另外的实施例中,孔并不延伸过多孔基质 20 的整个厚度,而只存在于该多孔基质的厚度的一部分上。在一些实施例中,开口或孔位于多孔基质 20 的表面的一部分上,而该多孔基质 20 的其他部分则具有无孔构造。在另外的实施例中,孔可在植入之后在原位形成。可采用任何合适的方法来进行原位孔形成。一些非限制的例子包括采用接触光蚀刻、活性自由基光敏聚合物(LRPP)体系和盐溶沥出。阅读本公开的本领域技术人员将能够想到用于多孔基质 20 的其他孔分布模式和构造。

[0027] 如果多孔基质 20 是纤维性的,纤维可以是适合用于编织或织造的丝或线,或者可以是如那些经常用于制备非织造材料的人造短纤维。纤维可以由任何生物相容性材料制

成。因此,纤维可由天然材料或合成材料制成。用来形成纤维的材料可是生物可吸收的或生物不可吸收的。应当理解,天然的、合成的、生物可吸收与生物不可吸收材料的任何组合均可用于形成纤维。可以用于形成纤维的材料的一些非限制性例子包括但不限于聚酯,例如聚(乳酸)和聚(羟基乙酸)、聚(碳酸亚丙基酯)、聚(二氧环己酮)、聚(羟基丁酸酯)、聚(磷嗪)、聚对苯二甲酸乙二酯、超高分子量聚乙烯、聚乙二醇、聚氧化乙烯、聚丙烯酰胺、聚羟基乙基甲基丙烯酸酯(pHEMA)、聚乙烯吡咯烷酮、聚乙烯醇、聚丙烯酸、聚乙酸酯、聚己酸内酯、聚丙烯、脂肪族聚酯、甘油、聚(氨基酸)、(醚-酯)共聚物、聚烷撑草酸酯(polyalkylene oxalate)、多糖、聚酰胺、聚(亚氨基碳酸酯)、聚烷撑草酸酯、聚氧杂酯(polyoxaester)、聚原酸酯、聚磷腈、生物聚合物、聚合物药物以及这些材料的共聚物、嵌段共聚物、均聚物、混合物和组合物。

[0028] 如果多孔基质20是纤维性的,多孔基质20可采用任何适合用于形成纤维性结构的方法来形成,所述方法包括但不限于编织技术、织造技术、非织造技术、湿法纺丝、静电纺丝、挤出、共挤出等等。用于制造纤维性结构的合适技术在本领域技术人员的认识范围内。在实施例中,织物具有三维结构,例如在第7,021,086号和第6,443,964号的美国专利中所描述的织物,所述美国专利的全部内容通过引用合并于此。

[0029] 在一些实施例中,多孔基质20是由氧化纤维素的纤维制成的。这样的材料是公知的,其包括商标名为SURGICEL®的市售氧化纤维素止血剂材料。用于制备氧化纤维素止血剂材料的方法对于本领域技术人员是公知的,而且在例如第3,364,200号、第4,626,253号、第5,484,913号和第6,500,777号的美国专利中已被述及,所述专利的全部内容通过引用合并于此。

[0030] 如果多孔基质20是泡沫,该多孔基质20可采用任何适合用于形成泡沫或海绵的方法来形成,所述方法包括但不限于组合物的冷冻脱水法或冻干法。泡沫可以是交联的或非交联状的,而且可以包含共价键或离子键。用于制造泡沫的合适技术在本领域技术人员的认识范围内。

[0031] 如前所述,多孔基质20具有施用于其上的第一和第二水凝胶前体30、40。术语“第一水凝胶前体”和“第二水凝胶前体”都是指能够参与形成交联分子网络(如水凝胶)的反应的聚合物、官能化聚合物、大分子、小分子或者交联剂。

[0032] 在实施例中,第一和第二水凝胶前体30、40中的每一个只包含一种官能团,要么只包含亲核基团,要么只包含亲电子官能团,只要亲核和亲电子前体均被用于交联反应。因此,例如,假如第一水凝胶前体30具有亲核官能团,例如胺,则第二水凝胶前体40可具有亲电子基团,例如N-羟基琥珀酰亚胺。相反,假如第一水凝胶前体30具有亲电子官能团,例如硫代琥珀酰亚胺,那么第二水凝胶前体40可具有亲核官能团,例如胺或硫醇。因此,可以采用例如蛋白质、聚(烯丙基胺)、苯乙烯磺酸或者胺封端的双官能或多官能聚(乙二醇)(“PEG”)的官能化聚合物。

[0033] 第一和第二水凝胶前体30、40可无生物学活性并具有水溶性核。如果核是水溶性的聚合物区域,那么可采用的优选聚合物包括:聚醚,例如,聚环氧烷如聚乙二醇(“PEG”)、聚氧化乙烯(“PEO”)、聚氧化乙烯-聚氧化丙烯共聚物(“PPO”)、氧化乙烯嵌段或无规共聚物以及聚乙烯醇(“PVA”);聚(乙烯基吡咯烷酮)(“PVP”);聚(氨基酸);多糖,例如葡聚糖、壳聚糖、藻酸盐、羧甲基纤维素、氧化纤维素、羟乙基纤维素、羟甲基纤维素、透明质

酸,以及蛋白质,例如白蛋白、胶原蛋白、酪蛋白和明胶。聚醚且更具体而言聚(氧化烯烃)或者聚(乙二醇)或者聚乙二醇尤其有利。如果核是天然小分子,可使用任一种亲水性官能团来使第一和第二水凝胶前体 30、40 具备水溶性。例如,可使用如羟基、胺、磺酸根和羧酸根的水溶性官能团来使前体具备水溶性。另外,辛二酸的 N- 羟基琥珀酰亚胺(“NHS”)酯不溶于水,但是通过向琥珀酰亚胺环加入磺酸根基团,辛二酸的 NHS 酯可具备水溶性而不影响其对胺基的反应性。

[0034] 第一和第二水凝胶前体 30、40 可采用本领域技术人员公知的任何合适的方法施用到多孔基质 20 上。例如,可在形成多孔基质 20 之前将第一和第二水凝胶前体 30、40 加入到多孔基质 20 中。在另外的非限制性例子中,第一或第二水凝胶前体 30、40 可在基质形成后被置于多孔基质 20 的孔中或者在多孔基质 20 的表面上。在另外的实施例中,可在施用第一水凝胶前体 30 之前压延多孔基质 20 以使第一和第二水凝胶前体 30、40 能够渗透入基质上的由压延步骤产生的开口中。

[0035] 在另外的实施例中,第一和第二水凝胶前体 30、40 可以是涂层的形式,所述涂层以能够形成止血补片 11 的任意浓度、尺寸和构造涂覆到基质上。涂层可形成无孔层或多孔层。在实施例中,第一和第二水凝胶前体 30、40 中的至少一种是交联剂。在实施例中,第一和第二水凝胶前体 30、40 中的至少一种是大分子,而且被称作“官能化聚合物”。

[0036] 第一和第二水凝胶前体 30、40 中的每一种均是多官能化的,这意味着其包含两个以上的亲电子或亲核的官能团,这样,例如在第一水凝胶前体 30 上的亲核官能团就可以与第二水凝胶前体 40 上的亲电子官能团发生反应而形成共价键。第一和第二水凝胶前体 30、40 中的至少一种包含两个以上的官能团,这样,作为亲电子 - 亲核反应的结果,前体互相结合而形成交联的聚合物产物。

[0037] 在实施例中,多官能化的亲核聚合物、例如三赖氨酸可用作第一水凝胶前体 30,而多官能化的亲电子聚合物、例如可将用多个 NHS 基团官能化的多分枝 PEG 用作第二水凝胶前体 40。用多个 NHS 基团功能化的多分枝 PEG 可具有例如 4 个、6 个或 8 个分枝,并且具有从大约 5,000 到约 25,000 的分子量。在第 6,152,943 号、第 6,165,201 号、第 6,179,862 号、第 6,514,534 号、第 6,566,406 号、第 6,605,294 号、第 6,673,093 号、第 6,703,047 号、第 6,818,018 号、第 7,009,034 号和 7,347,850 号的美国专利中描述了许多第一和第二水凝胶前体 30、40 的其他合适的例子,这些美国专利的全部内容通过引用合并于此。

[0038] 尽管本公开可以涉及止血补片,但是任何手术补片均可用于本申请公开的方法中。止血补片可以是任何能够在本公开的腹腔镜式放置设备中输送的大小和尺寸。在一个实施例中,止血补片大约为 2 平方英寸,尽管如此,可以想象的是,补片的形状和大小是可以变化的。另外,尽管用于形成补片的基质被描述为“多孔的”,但是在不同实施例中,基质可以是多孔或者无孔的。

[0039] 在施用到出血组织的部位时,止血补片可对所述组织的止血产生作用。此处所用的术语“止血”是指阻止出血。我们认为,但不受其限制,止血补片的止血作用是由内源因素和外源因素两方面决定的。在一些实施例中,基质可由止血剂构成以提供内源性止血作用。在一些实施例中,水凝胶前体间的交联创造了对血流的物理屏障以提供外源性止血作用。在施用止血补片的部位上,两分钟之内就可实现止血。如前所述,在与组织、例如受伤或出血的组织接触时,止血补片 11 吸收间质流体和生理流体(例如血液、淋巴液等),并且,

第一和第二水凝胶前体 30、40 由流体混合。为防止止血补片 11 在需要止血的位置被使用之前就吸收流体，直到其施用前止血补片 11 都被保持或密封在包装中。

[0040] 如图 3 所示，为了在腹腔镜手术期间对止血补片 11 提供抗湿气的输送，止血补片 11 被封装入抗湿气的聚合物包 60 中。此处所用的术语“湿气”是指生理流体和潮湿。此处所用的术语“无菌”是指所述包没有活的有机体，例如微生物以及内毒素、病毒等。包 60 可由抗湿气 / 潮湿的材料形成。根据本公开可使用的示例性材料包括，例如基本透明的聚合物材料，诸如聚氨基甲酸酯薄片或胶乳。在实施例中，包 60 可包括设置在塑料膜背衬上的金属化层，以便减小其孔隙率的范围和程度。在一个实施例中，包 60 由芳族聚酯型热塑性聚氨基甲酸酯（例如由位于马萨诸塞州的 Whately 的 Deerfield Urethane 公司的产品 Dureflex®）制成。在一些实施例中，包 60 是透明的，从而允许看到止血补片 10。包 60 的厚度可以从大约 0.001 到大约 0.005 英寸，但是其他厚度也是可以想到的。包 60 还应当是如癌细胞的致病细胞不能穿透的。包 60 可以具有任何适用于封装止血补片 11 并防止所述止血补片接触湿气的尺寸。包 60 可以折叠或卷拢到足以能够被插入到腹腔镜式放置设备 100 中的大小。在一些实施例中，包 60 可具有从大约 1.5 英寸到大约 6.0 英寸的直径，从大约 2 英寸到大约 10 英寸的深度，以及最高为 2 公升水的立体容积。在一些实施例中，包 60 是由马萨诸塞州的 Mansfield 的 Covidien AG 制造的 Endobag™。如图 3 所示，止血补片 11 可被卷拢或折叠以便放置到包 60 中。在一些实施例中，在折叠或卷拢之后，在包 60 中的止血补片 11 的直径优选小于大约 0.50 英寸。在另一实施例中，在包 60 中卷拢或折叠的止血补片 11 的直径小于大约 0.25 英寸。

[0041] 聚合物包 60 可按这样的方式密封，即防止止血补片 11 在由腹腔镜式设备 100 放置其的过程中和之后曝露在湿气中。在实施例中，包 60 可在由设备放置之后被打开。

[0042] 在腹腔镜手术期间，利用腹腔镜式放置设备 100，可将在无菌聚合物包 60 中的止血补片 11 转移到体腔中。如图 4A 至图 4B 所示，在使用中，止血补片 11 以这样的方式定向，即施用有第二水凝胶前体 40 的第二部分 24 靠近组织 50，而施用有第一水凝胶前体 30 的部分 22 布置得远离组织 50。在与组织 50、例如受伤或出血的组织接触时，止血补片 11 吸收生理流体或血液 26，并且具有第二水凝胶前体 40 的第二部分 24 被流体或血液 26 溶解。随着流体或血液 26 进入并且迁移通过止血补片 11，所述流体或血液携带经溶解的第二水凝胶前体 40 充分地通过止血补片 11，从而到达施用有第一水凝胶前体 30 的第一部分 22，由此引发第一和第二水凝胶前体 30、40 之间的交联反应。在这时，如图 4B 所示，第一和第二水凝胶前体 30、40 接着反应以形成生物相容性交联材料 28，从而协助组织 50 的止血。

[0043] 在一个实施例中，腹腔镜式放置设备 100 可包含止血补片 11，该止血补片 11 封装在聚合物包 60 中用于在腹腔镜式放置设备的单次使用期间的输送。在另一实施例中，封装在聚合物包 60 中的止血补片 11 可设置为插入到腹腔镜式放置设备 100 中。

[0044] 根据另一使用方法，如图 5A 至图 5C 所示，显示了腹腔镜式放置设备 100 通过套管针 402 插入到体腔 400 中，并且另一套管针 406 被插入体腔 400 的侧面以便随后使用。如图 5A 至图 5B 所示，锁止拉环 106 被移开，驱动杆 104 被推到手柄部 108、110 的近侧端。如图 5B 所示，封装在聚合物包 60 中的止血补片 11 通过腹腔镜式放置设备 100 被放置到体腔 400 中。在这时，如图 5C 所示，接着可利用钳子 408 通过套管针 406 把封装的止血补片 11 从腹腔镜式放置设备 100 中移出，并如图 5D 所示直至需要前都保持在体腔 400 的侧面。在

操作 / 手术时,当需要止血补片 11 的时候,可以利用本领域技术人员公知的不同腹腔镜工具将止血补片 11 从聚合物包 60 中移出并将止血补片 11 放置到需要或期望的位置中,例如受伤或出血的组织。

[0045] 虽然以上描述包含了许多细节,但是这些细节不应解释为对本公开的范围的限制,而仅仅是其优选实施例的范例。本领域的技术人员在本公开的范围或实质内可以设想出许多其他的可能变化。

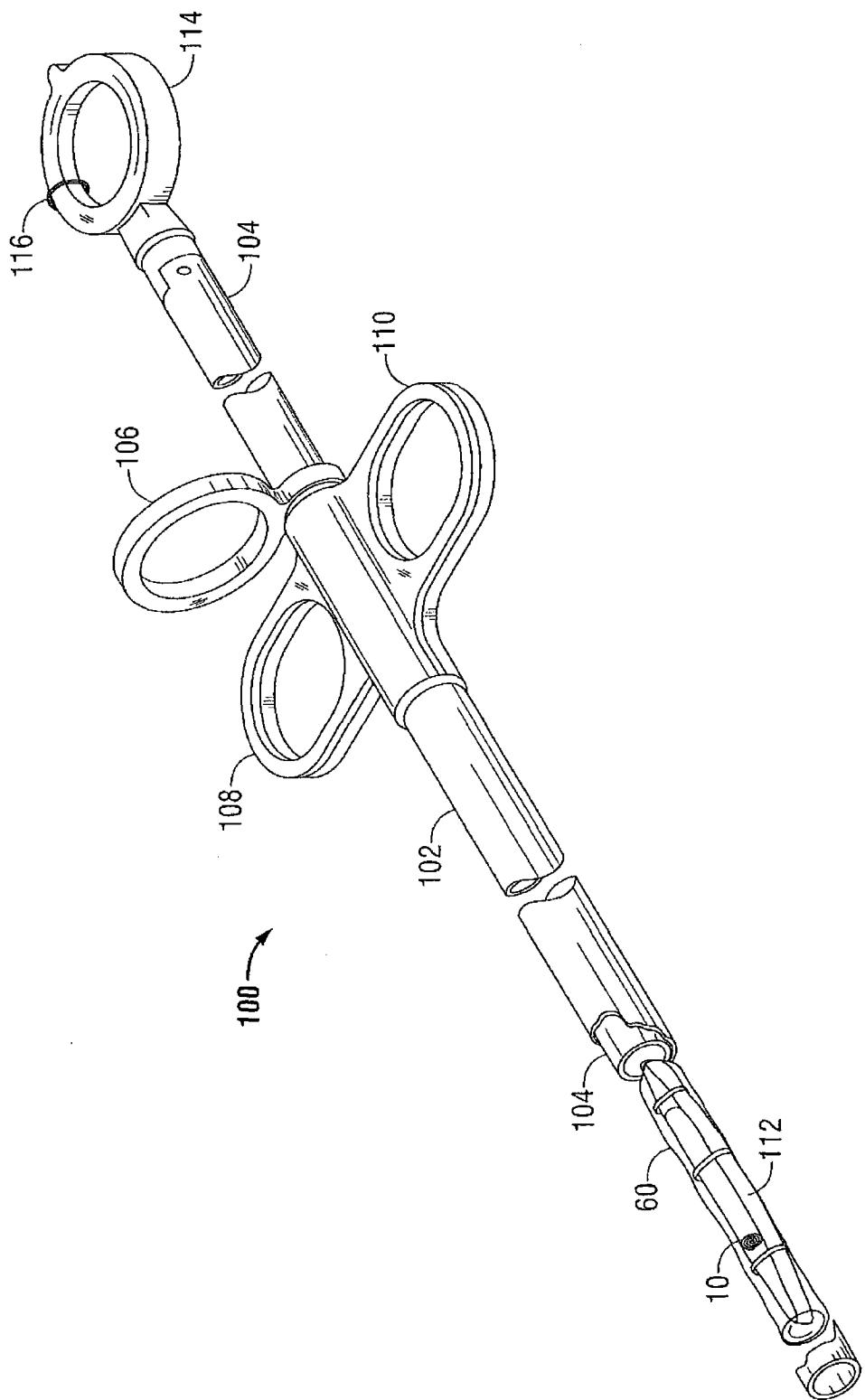


图 1

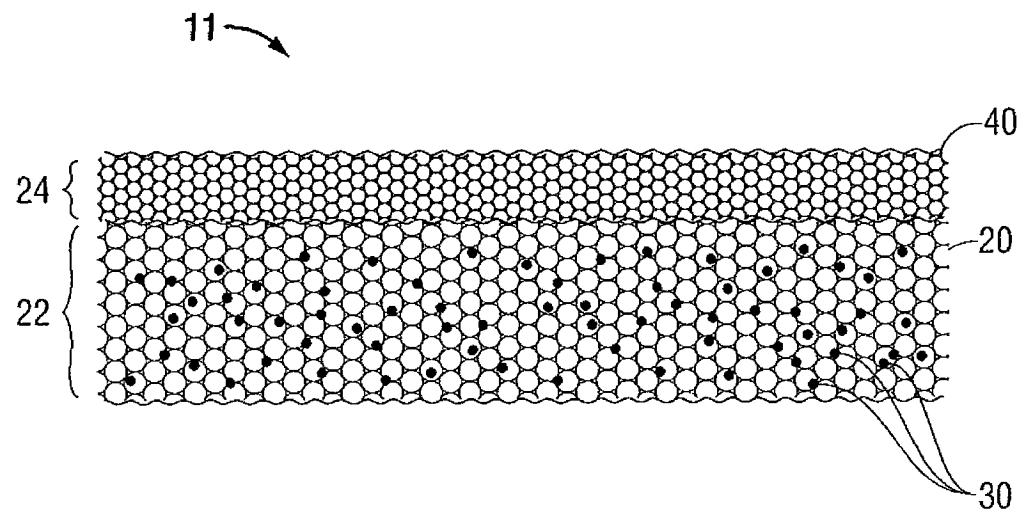


图 2

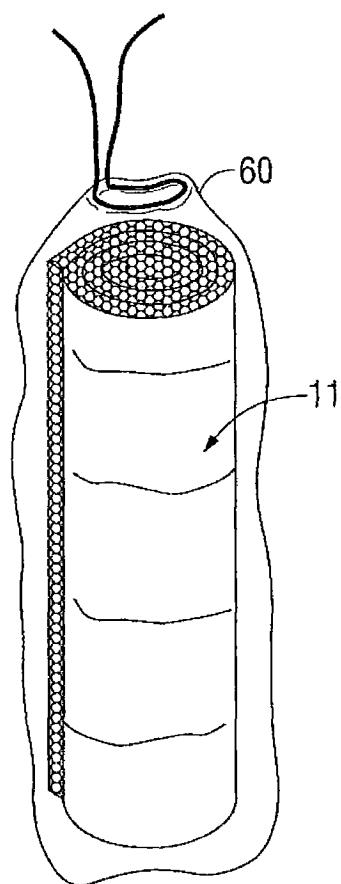


图 3

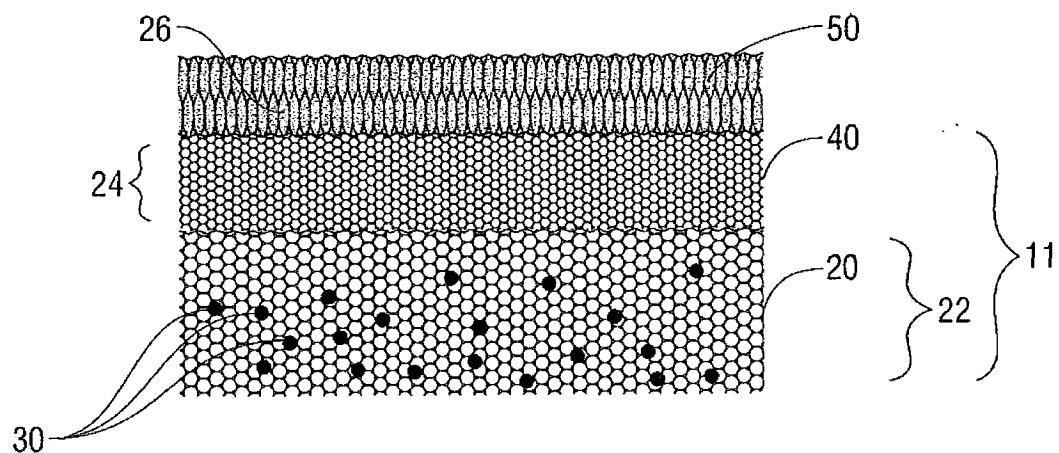


图 4A

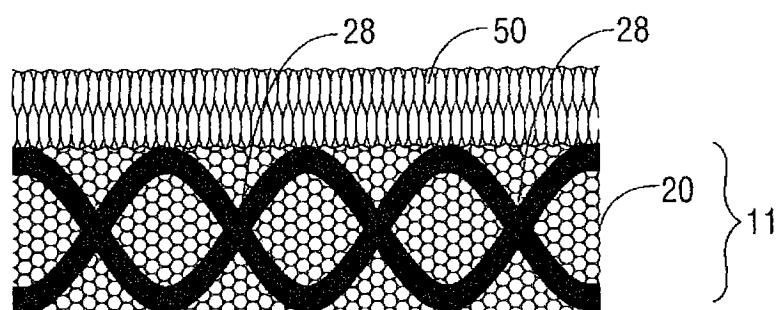


图 4B

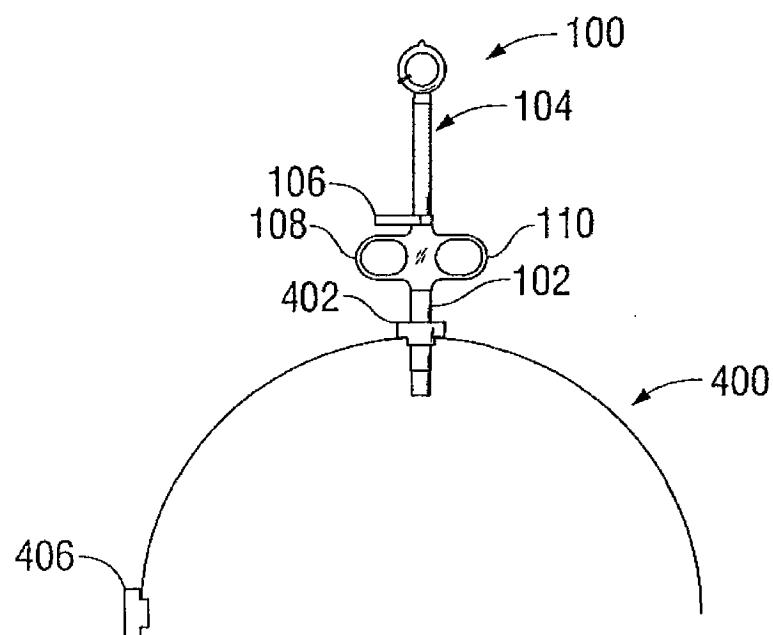


图 5A

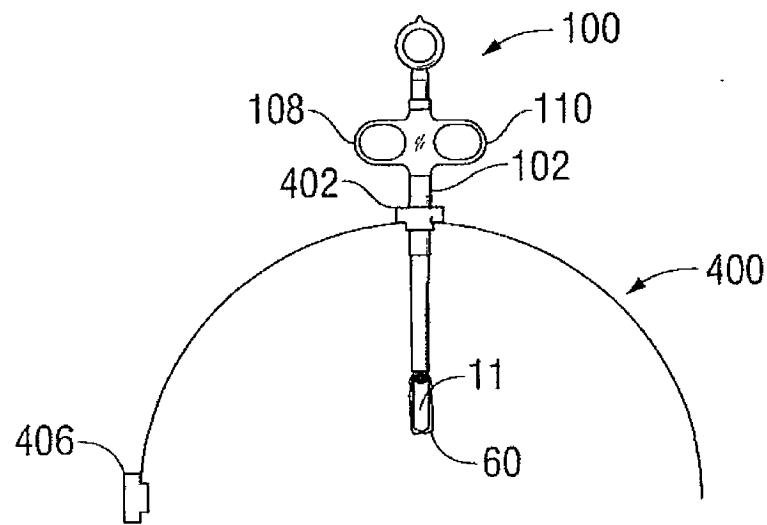


图 5B

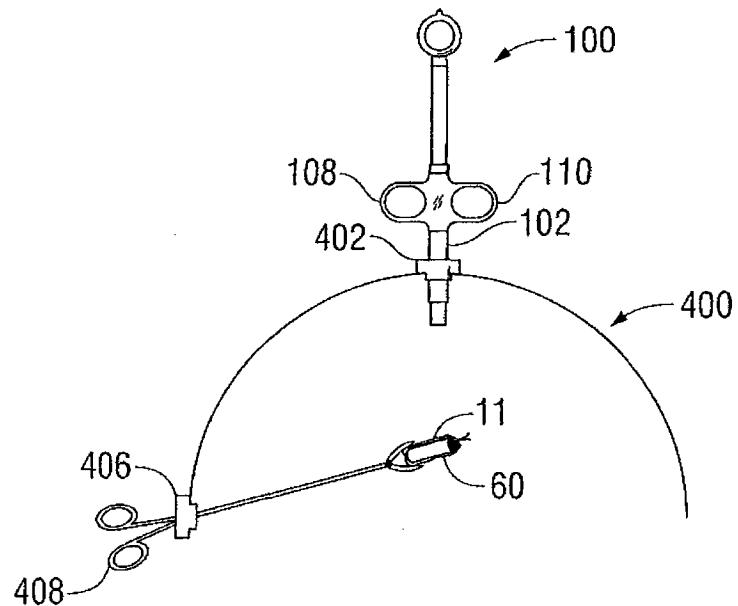


图 5C

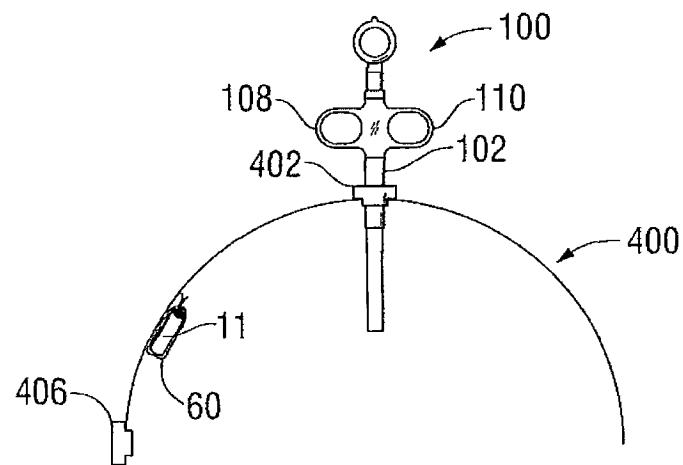


图 5D