



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102711600 B

(45) 授权公告日 2015.04.22

(21) 申请号 201180005872.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011.01.10

A61B 5/026(2006.01)

(30) 优先权数据

10150715.0 2010.01.14 EP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012.07.12

US 2003/0195607 A1, 2003.10.16, 权利要求
60、说明书摘要、第【0077】、【0078】段。

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/050080 2011.01.10

US 6296622 B1, 2001.10.02, 全文。

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/086481 EN 2011.07.21

US 2002/0099308 A1, 2002.07.25, 全文。

CN 101308036 A, 2008.11.19, 全文。

US 2008/0176271 A1, 2008.07.24, 说明书摘要、第【0310】-【0417】段及图 14A.

审查员 谢楠

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·克莱 C·M·范黑施

D·J·布勒尔 J·R·哈尔曾

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

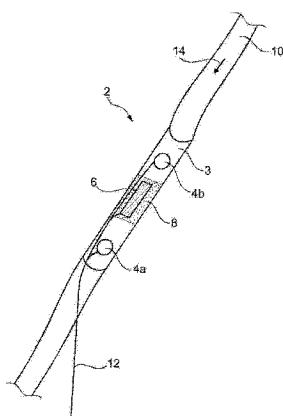
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

确定物理或生理参数的传感器

(57) 摘要

本发明涉及由传感器(2)确定或测量对象(10)的生物、物理或生理参数。由传感器(2)不断地监测或确定对象(10)的生物、物理或生理参数可能是有益的，随后实现当不再需要监测时，优选地从对象(10)去除传感器(2)。因此，提供传感器(2)，例如流动传感器，采用能够降解的粘合剂(8)以便将传感器(2)附着于对象(10)。能够降解的粘合剂(8)可以例如按时间通过暴露于例如诱导热的特定手段或用于将传感器(2)从对象(10)脱离的物质而降解，以便进行随后的传感器(2)的去除。



1. 一种用于确定生物、物理或生理参数的传感器 (2), 包括 :

传感器元件 (4) ;

加热元件 (6) ; 以及

能够降解的粘合剂 (8) ;

其中, 所述能够降解的粘合剂 (8) 布置在所述传感器元件 (4) 处;

其中, 所述能够降解的粘合剂 (8) 适于至少暂时地将所述传感器元件 (4) 粘贴于对象 (10) ;

其中, 所述传感器元件 (4) 适于确定所述对象 (10) 的至少一个生物、物理或生理参数, 并且其中, 所述加热元件 (6) 适于提供用于加热所述对象 (10) 并用于降解所述能够降解的粘合剂 (8) 的热源。

2. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述传感器元件 (4) 包括流动传感器元件、压力传感器元件、温度传感器元件、化合物传感器元件、热电偶元件、超声元件、电阻器元件以及晶体管元件中的至少一个。

3. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述传感器 (2) 适于所述至少一个生物、物理或生理参数的传输; 并且其中, 所述传输是有线传输和无线传输中的至少一个。

4. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述能够降解的粘合剂 (8) 包括

粘合剂元件, 和

能够去除的元件和 / 或能够降解的元件。

5. 根据权利要求 4 所述的传感器,

其中所述能够去除的元件和 / 或能够降解的元件是热熔元件。

6. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述加热元件 (6) 是激光元件。

7. 根据权利要求 6 所述的传感器,

其中, 所述能够降解的粘合剂 (8) 适于所述激光元件的发射波长。

8. 根据权利要求 7 所述的传感器,

其中所述能够降解的粘合剂 (8) 包括适于所述激光元件的所述发射波长的染料材料。

9. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述传感器元件 (4) 布置在所述加热元件 (6) 处, 用于确定所述加热元件 (6) 和 / 或所述对象 (10) 的温度、所述加热元件 (6) 和 / 或所述对象 (10) 的温度差以及所述加热元件 (6) 和 / 或所述对象 (10) 的冷却之一。

10. 根据权利要求 1 所述的传感器,

其中, 所述传感器元件 (4) 布置在离所述加热元件 (6) 的某个距离处;

其中, 所述加热元件 (6) 适于将热脉冲提供至所述对象 (10); 并且

其中, 所述传感器元件 (4) 适于确定所述对象 (10) 的局部温度。

11. 根据权利要求 1 所述的传感器, 包括 :

至少两个传感器元件 (4) ;

其中, 所述加热元件 (6) 布置在所述至少两个传感器元件 (4) 之间并与所述至少两个

传感器元件 (4) 间隔开；并且

其中，所述至少两个传感器元件 (4) 中的每个适于确定所述对象 (10) 的局部温度。

12. 根据权利要求 1 所述的传感器，

其中，所述能够降解的粘合剂 (8) 是能够生物降解的粘合剂、能够温度降解的粘合剂、能够化学降解的粘合剂以及能够酶降解的粘合剂中的至少一个。

13. 根据权利要求 1 所述的传感器，还包括：

生物相容性元件、抗生物淤积材料、以及银中的至少一个。

14. 根据权利要求 13 所述的传感器，

其中所述生物相容性元件是生物相容性层，并且所述银包括银颗粒。

15. 根据权利要求 14 所述的传感器，

其中所述生物相容性层是生物相容性涂层。

16. 一种将传感器 (2) 从对象去除的方法 (30)，包括步骤：

采用 (32) 加热元件 (6) 用于提供热源；

其中，所述热源适于降解能够降解的粘合剂 (8)；

通过所述能够降解的粘合剂 (8) 的降解而将根据权利要求 1 至 15 中的一项所述的传感器 (2) 从对象 (10) 脱离 (34)；以及

去除所述传感器 (2)。

17. 一种根据权利要求 1 所述的传感器 (2) 的使用，用于确定对象 (10) 的生物、物理或生理参数。

18. 根据权利要求 17 所述的使用，用于确定所述对象 (10) 的血液流动参数。

确定物理或生理参数的传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定传感器所附着于的对象的物理、生物或生理参数的传感器，该传感器包括能够降解的粘合剂。

[0002] 本发明还涉及从对象去除传感器。

背景技术

[0003] 在安装包括像血管一样或像管一样的结构的对象之后，对于随后的通过管结构或血管结构的流体经过，能够确定是否如预期地在管结构或血管结构内存在着流体流动可能是有益的。例如，当安装管并随后连接管以便获得流体流动时，在管结构内是否存在期望的流动的信息对确定是否安装成功是有益的。

[0004] 在医学应用的背景下，例如，在移植程序之后，可能要求医务人员监测患者，特别是关于患者的身体是否接受移植的器官和 / 或关于移植本身而言医学程序是否成功，例如，可能要求监测体液是否充分地循环于移植的器官。这可以通过从身体外侧确定流体是否循环于对象而进行，例如，通过确定颜色或通过人工确定流体脉动或流体流动。

[0005] 然而，相应的不时的人工检查是非持续的监测程序，而且仅包括间接的人工确定，因而仍然存在着相当的风险，相应的确定可能不成功或可能无流动状况对于校正而言被检测到得太迟。

[0006] 例如，太迟认识到流体未充分地循环于植入的器官可能导致严重的并发症，例如甚至宿主的身体对器官的放弃。

[0007] 因而，可能存在着对用于确定物理、生物或生理参数，特别是用于连续确定该参数的传感器的需要，此外，例如可以不利用附加程序就可以容易地去除该传感器。

[0008] 文献 US 7,244,251 描述了包括用于监测解剖侧的流体的状况的传感器的手术引流管，所述流体从放置手术引流管的一侧流出。手术引流管由锚定元件机械地固定于解剖侧。

[0009] US 2008/176271A1 描述将体液提取至反应室以监测患者液体的物质或性质的系统。

[0010] US 2004/153008A1 描述将探针附着于与产道相邻的组织的探针锚。

[0011] US 2002/128568A1 描述诸如导管、导引器或以上任何组合的接入设备。接入设备内的是至少一个管腔、通道或仪器，携带或其本身是诸如输液、控制导线等的热活性物质。诸如热敏电阻的温度传感器紧固于接入设备，以便测量患者体内的温度介质，典型是血液的温度。

发明内容

[0012] 因此，根据独立权利要求提供一种用于确定物理、生物或生理参数的传感器。

[0013] 可以从从属权利要求推导本发明的优选的实施例。

[0014] 本发明涉及监测或确定物理、生物或生理参数，例如温度，如局部温度，或者进一

步的参数,如对象的血管内的流体的流动参数。传感器可以由能够降解的粘合剂附着于对象,并且,可以通过能够降解的粘合剂或其一部分的诱导的降解或定时的降解而从对象去除。

[0015] 参考在下文中描述的实施例,本发明的这些及其他方面将变得显而易见并得以阐明。

[0016] 下面,参考下面的附图而描述本发明的示范性实施例。

[0017] 附图中的图解说明是示意性的。在不同的附图中,相似的或相同的附图标记表示相似的或相同的元件。

[0018] 附图未按比例绘制,然而,可以定性地描绘比例。

附图说明

[0019] 图 1a-c 示出了根据本发明的用于确定生物或生理参数的传感器的示范性实施例;

[0020] 图 2a-d 示出了根据本发明的用于确定生物或生理参数的传感器的又一示范性实施例;

[0021] 图 3a-c 示出了根据本发明的采用热脉冲来确定流体流动的示范性实施例;

[0022] 图 4a-d 示出了根据本发明的能够降解的粘合剂的成分的示范性实施例;

[0023] 图 5 示出了根据本发明的从对象去除传感器的方法的示范性实施例。

附图标记列表

[0025] 2 传感器

[0026] 3 载体元件

[0027] 4a、b 传感器元件

[0028] 6 加热元件 / 激光源

[0029] 8a、b 能够降解的粘合剂

[0030] 10 对象 / 血管

[0031] 12 导线

[0032] 14 流体的流动

[0033] 15a-c 超声换能器

[0034] 16 声波

[0035] 30 将传感器从对象去除的方法

[0036] 32 步骤:采用加热元件

[0037] 34 步骤:将传感器从对象脱离

[0038] 36 步骤:去除传感器

具体实施方式

[0039] 可以采用根据本发明的传感器来确定或测量生物、物理或生理参数,特别针对传感器布置在对象处的附着区域的附近的对象。

[0040] 例如,对于流动传感器的情形,可以考虑传感器构成热流动传感器。例如,诸如热电偶的温度确定元件的阵列,特别是例如两个、四个、六个、八个或更多个温度确定元件可

以位于限定的位置处,加热元件位于温度确定元件之间的中心或中间,特别是具有位于加热元件的各侧例如线性地布置的温度确定元件的数量的一半。

[0041] 传感器可以附着于对象或血管,并且在对象或血管内可以布置流体。可以采用传感器来确定例如管内的水或血管内的血液的流体的流动。加热元件可以构成用于局部地加热对象的热源。取决于血管中的流体的流速,可能对对象并因而对流体诱发温度,温度确定元件适于确定对象的局部温度,该温度确定元件位于加热元件的上游和下游。温度确定元件可以确定局部温度,可以比较该局部温度,以便确定温度差。相应的温度差可以指示血管内的流体流动。

[0042] 假如在位于加热元件的上游和下游的温度确定元件之间不存在实质的温度差,则可以假设在血管内无流体流动的状况。另一方面,假如存在着温度差,则可以假设流体流动。

[0043] 同样地通过采用加热元件的上游和下游两者的温度确定元件,可以确定流向。例如,假如存在可利用位于加热元件的上游和下游的温度确定元件来确定的温度差,则由于由加热元件给血管内的流体提供热源,因而与加热元件另一侧上的可以确定较低的温度的又一温度确定元件相对,确定升高的温度的温度确定元件可以被认为是相对于血管内的流向而在加热元件的下游。

[0044] 同样地,通过使用诸如热电偶、电阻器或晶体管的温度确定元件来测量加热元件的流动相关冷却,从而可以确定血管内的流体流动。在该情况下,例如单温度确定元件或热电偶的单传感器元件可以布置在加热元件的附近。

[0045] 可以将一定量的能量应用于加热元件,可能定义加热元件的设想所得温度。假如布置在加热元件的附近的热电偶确定不同于加热元件由于所供给的能量而应该包括的温度,则可以指示流体流动。流体流动的量可以与加热元件由于所提供的能量而应该具有的温度和由传感器元件实际测量的加热元件的温度之间的温度差的量直接相关。

[0046] 相应的方法关于包含流体的血管的壁厚变化时可能更加鲁棒。优选地,可以以恒温模式操作传感器,特别是加热元件,以便避免传感器所附着的对象和血管内的流体这两者的过度加热。

[0047] 例如,可以给加热元件和至少一个传感器元件提供反馈回路用于将加热元件的温度维持在恒定的预设值。在加热元件中耗散以维持恒定的温度水平的功率可以是对血管内的流体的流动的度量。此外,在恒温模式下,可以控制并因而避免过度加热,例如,用于避免能够降解的粘合剂的不期望的过早的降解,该能够降解的粘合剂可以是能够温度降解的粘合剂。

[0048] 此外,可以将通过由加热元件提供至对象和 / 或血管的热脉冲的“飞行时间”而确定流体流动,可以由定位成与加热元件间隔开的传感器元件,例如相对于传感器所附着于的对象的血管同样位于加热元件的上游和下游的传感器元件,确定该热脉冲。

[0049] 例如,给对象并因而给血管提供热脉冲,随后在位于加热元件的上游和下游的至少两个传感器元件中的仅一个传感器元件处确定该热脉冲,可以假设流体流动,并且,还能够确定流向。假如能够由传感器元件确定在位于加热元件的上游和下游的至少两个传感器元件之间无温度差或甚至根本无温度变化,则可以假设无流动情形。

[0050] 用于确定生物、物理或生理参数的传感器可以由能够降解的粘合剂附着于对象和

/ 或血管。传感器可以优选地是柔性的,以便附着于柔性对象或血管,例如通过采用环状包层(circonflex)技术,例如,以便在像聚对二甲苯那样的生物相容性的柔性载体上制造传感器。而且,传感器可以提供有像聚(氯-p-苯二甲基)(聚对二甲苯 C)或聚(p-苯二甲基)(聚对二甲苯 N)或聚二甲基硅氧烷(PDMS)那样的生物相容性层。

[0051] 所确定的或测量的参数可以传递至监测单元,例如以便通过有线连接或通过无线连接而连续监测参数。传感器还可以包括防生物淤积剂,例如银,特别是银颗粒。

[0052] 为了将传感器附着于对象,可以采用能够生物降解的粘合剂,例如该粘合剂包括能够降解的巯基单体、不能够降解的巯基单体以及聚乙烯乙二醇二烯丙基醚的混合物。同样地,可以通过采用聚合物作为粘合剂将传感器附着于对象,该聚合物例如是丙烯酸酯聚合物,例如具有诱导的酶的聚(甘油-癸二酸)丙烯酸酯。由于诱导酶而导致聚合物是能够生物降解的,在例如几天至几周的限定时期之后,传感器可以通过降解能够降解的粘合剂的粘合剂特性而从将本身从对象脱离。

[0053] 此外,传感器可以由诸如乳酸的能够生物降解的粘合剂附着于对象。可以由集成在传感器中,特别是集成在能够降解的粘合剂的区域中的加热元件或又一加热器元件而提供粘合剂的受控的降解。

[0054] 特别是,可以采用双层粘合剂。首先,传感器可以提供有能够去除的元件或能够去除的涂层或者能够降解的元件或能够降解的涂层,例如热熔涂层,例如基于用增粘剂改性的乙烯-醋酸乙烯酯(EVA)共聚物,该增粘剂例如是蜡或热熔蜡,来优化它的熔化温度,该温度可以优选地低于80°C。经涂层的传感器对对象的粘合可以采用如前面所描述的粘合剂。假如传感器将从对象脱离,则可以例如通过由加热元件或又一加热器元件加热传感器而使能够去除的成分熔化。例如硫醇烯粘合剂的剩余的粘合剂成分或粘合剂元件可以依然附着于对象或血管,然而,可能稍后缓慢地生物降解。

[0055] 还可以采用激光源作为加热元件或加热器元件来加热热熔成分,特别是在采用适于优选吸收由激光元件发射的特定波长的激光能量以便转换成热的染料材料时。因此,激光源可以被认为是用于提供热以便使能够降解的粘合剂的热熔成分熔化的加热元件或加热器元件。

[0056] 此外,代替提供加热元件和用于确定温度的至少一个传感器元件,还可以采用声换能元件,特别是超声换能元件,即适于发射和接收声波这两者的元件或专用的声音生成和声音接收元件,作为至少一个传感器元件,适于确定声压级和 / 或频率。

[0057] 例如,声学换能器或超声换能器可以提供用于代替加热元件或加热器元件或者与加热元件或加热器元件一起提供。另外的声学换能器可以布置为传感器元件,因而可以采用声学换能器元件的阵列,例如两个或三个声学换能器元件,以便确定流动参数。例如,通过采用两个声学换能器,从而一个声学换能器可以发射声脉冲,另一个声学换能器接收声脉冲,例如超声脉冲。因此,可以确定发射的声脉冲和接收的声脉冲之间的飞行时间和频率或频率差。两个声学换能器的阵列可以随后将其运行模式逆转,因而先前用于提供声脉冲的换能器现在可以确定从相应的另一换能器元件发射的声脉冲的飞行时间、强度和 / 或频率。假如在个体的运行模式之间存在着飞行时间差或频率差,则可以根据多普勒效应的物理原理而假设流体流动并假设流向。

[0058] 换能器或换能器的阵列还可以用于作为声脉冲,特别是超声脉冲的(多个)发射元

件和(多个)接收元件而运行。假如一个换能器或换能器阵列位于一个位置而一个换能器或阵列换能器位于另一个位置,则取决于换能器或换能器阵列之间的距离,发射超声脉冲和接收超声脉冲之间的时间,即飞行时间可以是无流体流动的情况下的 t_0 。假如发射超声脉冲和接收超声脉冲之间的时间 t_1 是 $t_1 > t_0$ 或 $t_1 < t_0$, 则可以假设流体流动并检测流体流向。

[0059] 假如采用至少三个声学换能器的阵列,则中心换能器可以提供声脉冲,随后由位于中心换能器的上游和下游的换能器元件这两者确定或检测该声脉冲。再次,通过采用多普勒效应或确定飞行时间,从而能够确定流体流动并确定流向,然而,在该情况下,仅提供一个声脉冲。

[0060] 假如决定要将传感器从对象脱离,则通过诱导降解,例如通过热,从而可以有意地使能够降解的粘合剂降解,并且,通过将传感器推出或拉出,例如采用用于有线连接的附着于传感器元件的导线,从而可以去除传感器。

[0061] 现在参考图 1a-1c,描绘了根据本发明的用于确定生物、物理或生理参数的传感器的示范性实施例。

[0062] 图 1a 示出了包括两个传感器元件 4 和布置在传感器元件 4 之间的加热元件 6 的传感器 2 的示范性实施例。例如采用环状包层技术来将传感器元件 4 和加热元件 6 布置在柔性载体元件 3 上。采用导线 12 来连接传感器元件 4 和加热元件 6,以便将能量提供至加热元件 6 并由每个传感器元件 4 接收所确定的生理、物理或生物参数,例如局部温度。导线 12 可以连接至用于控制传感器 2,特别是加热元件 6 并用于分析从传感器元件 4 接收的信息的外部单元。

[0063] 现在参考图 1b,描绘了传感器 2 的另一示范性实施例。

[0064] 图 1b 的传感器 2 同样包括加热元件 6 和布置在加热元件 6 的附近或加热元件 6 内的单传感器元件 4。导线 12 将加热元件 6 和传感器元件 4 这两者与此处未示出的外部单元连接。通过采用传感器元件 4,从而能够确定加热元件 6 的冷却,因而,能够确定传感器 2 可以附着于的对象内的流体流动。

[0065] 现在参考图 1c,描绘了根据本发明的示范性实施例的能够降解的粘合剂 8a、b 的可能的位置。

[0066] 附着于载体元件 3 的一侧,描绘了能够降解的粘合剂 8a、b 的三个区域。能够降解的粘合剂 8b 布置在加热元件 6 的附近,而能够降解的粘合剂 8a 的两个区域布置在载体元件 3 的与加热元件 6 相反侧的任一侧上。还可以想到,完全地省略能够降解的粘合剂元件 8a,因而仅采用能够降解的粘合剂 8b 将传感器附着于对象。通过采用加热元件 6 或又一加热器元件,可以影响可能的能够热降解的粘合剂 8b 或能够热熔降解的粘合剂 8b,从而改变能够降解的粘合剂 8b 的粘合剂特性,从而可以完成传感器 2 从对象的脱离。

[0067] 现在参考图 2a-d,描绘了根据本发明的用于确定生物、物理或生理参数的传感器的另外的示范性实施例。

[0068] 在图 2a 中,传感器 2 布置在对象 10 的附近,如在图 2a 中所描绘的,对象 10 示范性地为血管 10。载体元件优选为圆形或凸圆形,例如血管状,以便将传感器 2 附着于对象 10。图 2a 中的传感器 2 示范性地包括在加热元件 6 的每侧上布置为两对的四个传感器元件 4,关于血管 10 内的流体 14 的流动,一对布置在加热元件 6 的上游,一对布置在加热元件

6 的下游。然而,还可以想到,如在图 1a 中所描绘的,仅采用两个传感器元件 4,每个位于加热元件 6 的每侧上。

[0069] 加热元件 6 可以适于给加热元件 6 附近的对象 10 提供温度 T。因而,加热元件 6 被认为是将对象 10 加热至温度 T 或至少采用温度 T。相应地,能够由传感器元件 4 确定温度,特别是局部温度 T_1 和 / 或 T_2 ,并且,因而,能够确定加热元件 6 和相应的传感器元件 4 的温度之间的温度差 ΔT_1 和 ΔT_2 。假如 T_1 基本上等于 T_2 ,因而 ΔT_1 等于 ΔT_2 ,则可以假设血管 10 内的无流动状况。假如例如 T_2 大于 T_1 ,可能接近或等于 T,则可以假设血管 10 内存在流体流动 14。例如,假如 T_2 大于 T_1 ,则假设从加热元件 6 沿测量更高温度 T_2 的传感器元件的方向的流动 14,因而,关于图 2a 可以假定从上到下的流动。

[0070] 关于图 2b,传感器 2 附着于包括血管的对象 10,在血管附近,传感器 2 附着于对象 10。在图 2b 中,采用根据图 1b 的示范性传感器元件。然而,如利用在本文中描述的所有示范性实施例,可以同等地采用所描述的所有传感器。

[0071] 可以由导线 12 将能量提供至加热元件 6,以便生成恒定温度。假如传感器 2 所附着于的血管 10 包括流体流动 14,则可能发生加热元件 6 的冷却,该冷却或温度差可以由布置在加热元件 6 附近的传感器元件 4 确定。例如,假如对象 10 中存在流体流动 14,则加热元件 6 可以比对象 10 内不存在流体流动 14 的情况冷却得更多。因而,例如,通过经由加热元件 6 而提供恒定温度,从而传感器元件 4 可以确定温度,其小于不存在流体流动 14 的情况的温度。

[0072] 在图 2c 中,加热元件 6 实现为激光源。由导线 12 提供用于产生定义波长的激光的能量。能够降解的粘合剂 8 可以包括染料,其适于激光源 6 的波长以优选吸收激光能量,并因而加热能够降解的粘合剂 8。

[0073] 因而,在能够热熔降解的粘合剂 8 的情况下,作为激光源 6 而合并的加热元件 6 可以加热能够降解的粘合剂,从而使其可以从对象 10 脱离,图 2c 中未示出。在图 2c 中,激光源 6 和加热元件 6 是大体上相同的元件。然而,还可以想到,传感器 2 包括加热元件 6 和又一激光源,这两者都可以由导线 12 独立地操作。同样,激光源 6 可以适于提供至少两个不同的波长的光。一个波长可以适于能够降解的粘合剂 8 的染料以去除传感器,因而作为加热器元件而运行,而可以采用另一波长,以便作为加热元件而运行,因而用于对象 10 的加热。

[0074] 在图 2d 中,描绘了包括声学换能器的传感器 2 的实现方式。在图 2d 中,描绘了示范性的三个声学换能器 15a-15c,例如超声换能器。在图 2d 中,示范性声学换能器 15b 适于发射超声,而声学换能器 15a 和 15c 适于接收从声学换能器 15b 发射的声学声波 16。

[0075] 从声学换能器 15b 发射的声音可以包括定义的波长。假如存在流体流动 14,则由于多普勒效应的物理原理,由换能器 15a 接收的声波的频率可以大于从换能器 15b 发射的声波的频率,从换能器 15b 发射的频率又可以大于由换能器 15c 接收的频率。相应地,能够根据频率差而确定流体流动 14 和流体流动 14 的方向以及流体流动速度。传感器 2 还可以仅包括双逆向 (dual reverse) 配置的两个声学换能器 15a、15b,例如要求两个声学换能器连续地发射声波,并且相应的另一个声学换能器接收声波。假如在所接收的频率之间存在着频率差,则可以确定流体流动 14 和方向以及速度。

[0076] 现在参考图 3a-c,描绘了根据本发明的采用热脉冲来确定流体流动的示范性实施例。

[0077] 在图 3a 中, 大体上根据图 1a 的传感器 2 采用能够降解的粘合剂 8 附着到血管 10。传感器 2 包括两个传感器元件 4a、b, 该传感器关于血管 10 内的可能的流体流动 14 而布置在上游和下游。加热元件 6 可以提供温度脉冲, 因而导致温度的突然升高, 其可能是大致暂时的或也可能是长期的升高, 传感器元件 4a、b 随后确定测量的领域内的可能的温度升高, 因而确定可能的局部温度升高。

[0078] 关于描绘无流动情形的图 3b, 在时间 t_0 , 由加热元件 6 提供热脉冲。随后, 在时间 t_1 , 传感器元件 4a、b 两者确定温度升高, 持续到 t_2 。相应地, 由加热元件 6 提供的温度脉冲可以被认为是沿朝向传感器元件 4a 和 4b 的方向这两者均匀地传播。因而, 可以假定在血管 10 内不存在流体流动 14。

[0079] 关于图 3c, 仅一个传感器元件, 此处是传感器元件 4a, 在 t_1 时检测到温度升高。仅在传感器元件 4a 确定温度升高 T_1 , 因而指示血管 10 内的沿从传感器元件 4b 至加热元件 6 至传感器元件 4a 的方向的流体流动。

[0080] 现在参考图 4a-4d, 描绘了根据本发明的能够降解的粘合剂的成分的示范性实施例。

[0081] 图 4a 描绘了能够降解的四巯基、季戊四醇四(3-巯基丙酸)的示例, 图 4b 描绘了能够降解的二硫酚、乙二醇二巯基丙酸的示例, 图 4c 描绘了不能够降解的二硫酚、2, 2'-(亚乙二氧基)二乙二醇的示例, 并且, 图 4d 描绘了聚乙烯乙二醇二烯丙基醚的示例。

[0082] 可以以相等的烯丙基和巯基的摩尔浓度混合单体。能够降解的巯基和不能够降解的巯基之间的比可以决定粘合剂的降解速率, 该降解速率可以是, 在粘合剂的固化之后, 相应地针对 0mol-% 和 15mol-% 的不能够降解的巯基而在 1 和 25 天之间。

[0083] 对于固化, 需要添加小量的引发剂, 典型地 0.2wt-%-[4(2-羟乙氧基)-苯基]-2-羟基-2-甲基-1-丙烷-1-1(Irgacure 2959-CIBA)。粘合剂在室温下可以是液体, 并且, 可以使用波导为 365nm 的 $\frac{100\text{mW}}{\text{cm}^2}$ 的水银灯来通过对紫外光 100s 的暴露而固化。

[0084] 现在参考图 5, 描绘了根据本发明的从对象去除传感器的方法的示范性实施例。

[0085] 图 5 示出了用于从对象去除传感器的方法 30, 该方法 30 包括采用 32 加热元件 6 以便提供热源, 其中, 热源适于降解能够降解的粘合剂 8。通过能够降解的粘合剂 8 的降解而将根据本发明的传感器 2 从对象 10 脱离 34。随后采用导线 12 来例如通过拉动传感器 2 而将传感器 2 从对象 10 去除 36。

[0086] 应当注意到, 术语“包括”不排除其他元件或步骤, 并且, “一”不排除多个。同样地, 可以将结合不同实施例而描述的元件组合。

[0087] 应当注意到, 权利要求中的附图标记不应当被解释为限制权利要求的范围。

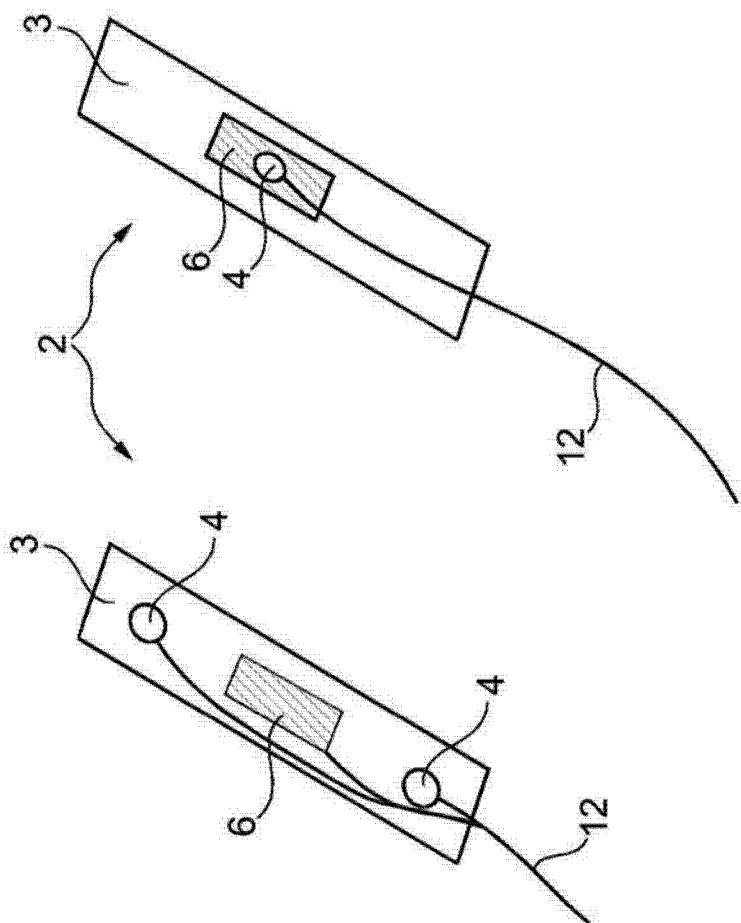


图 1b

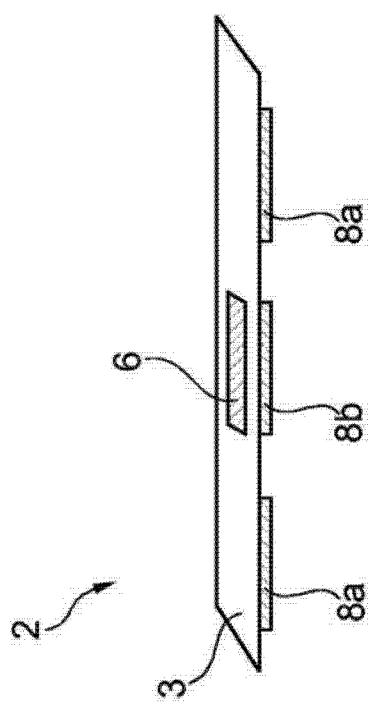


图 1c

图 1a

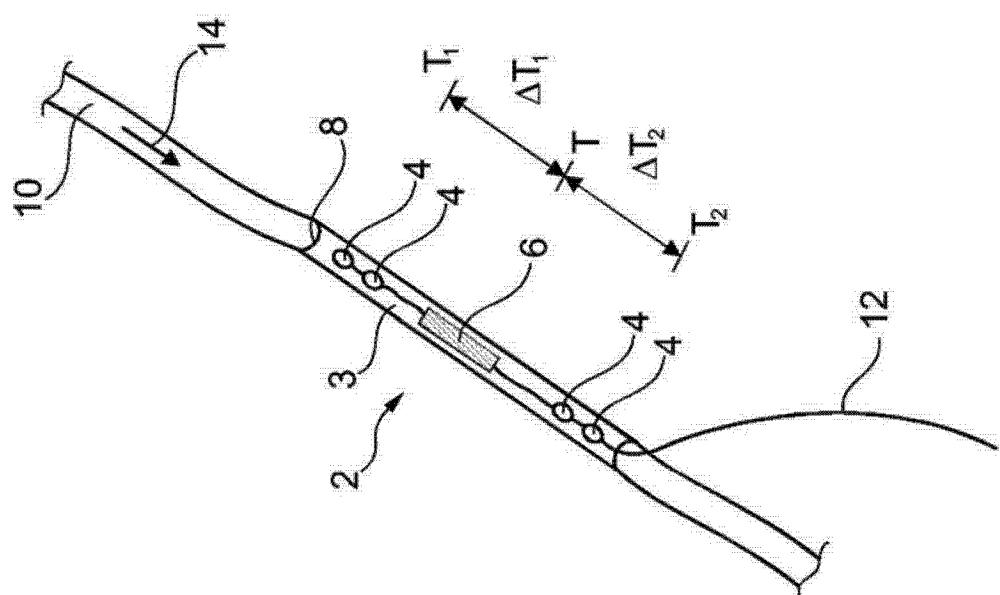


图 2a

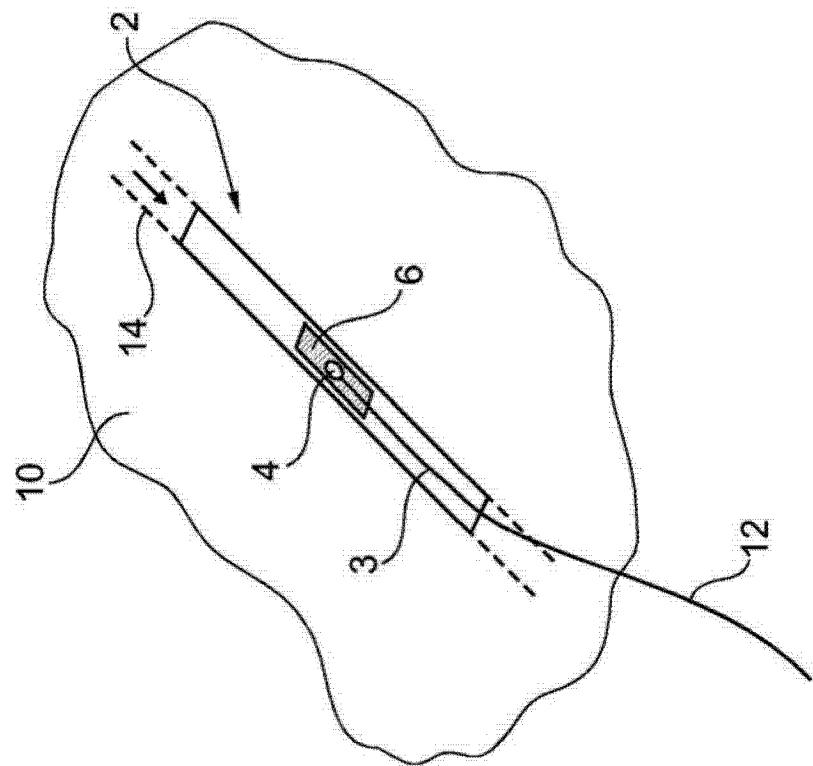


图 2b

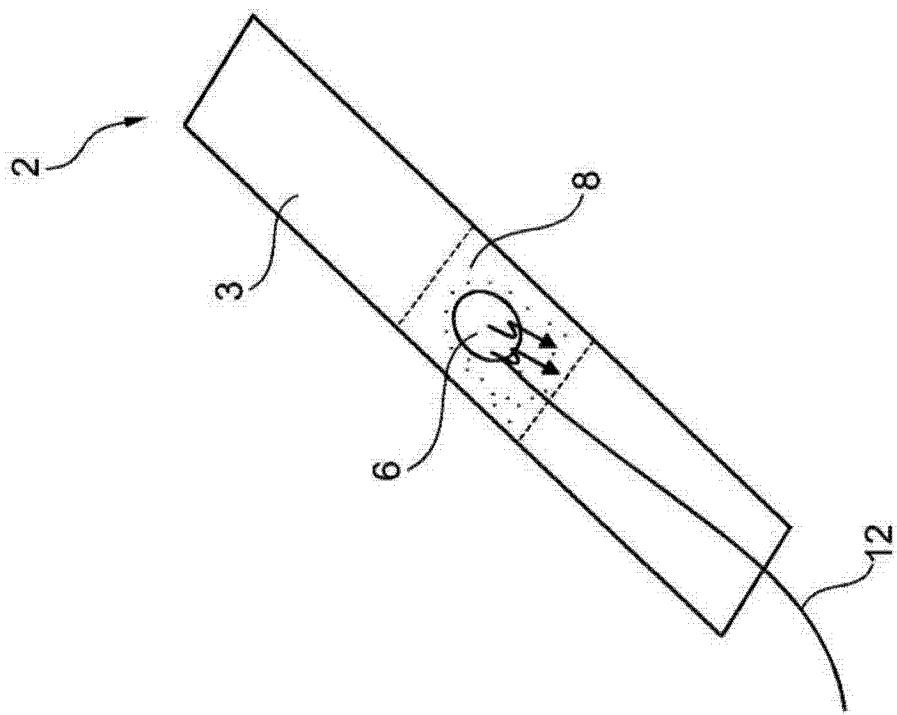


图 2c

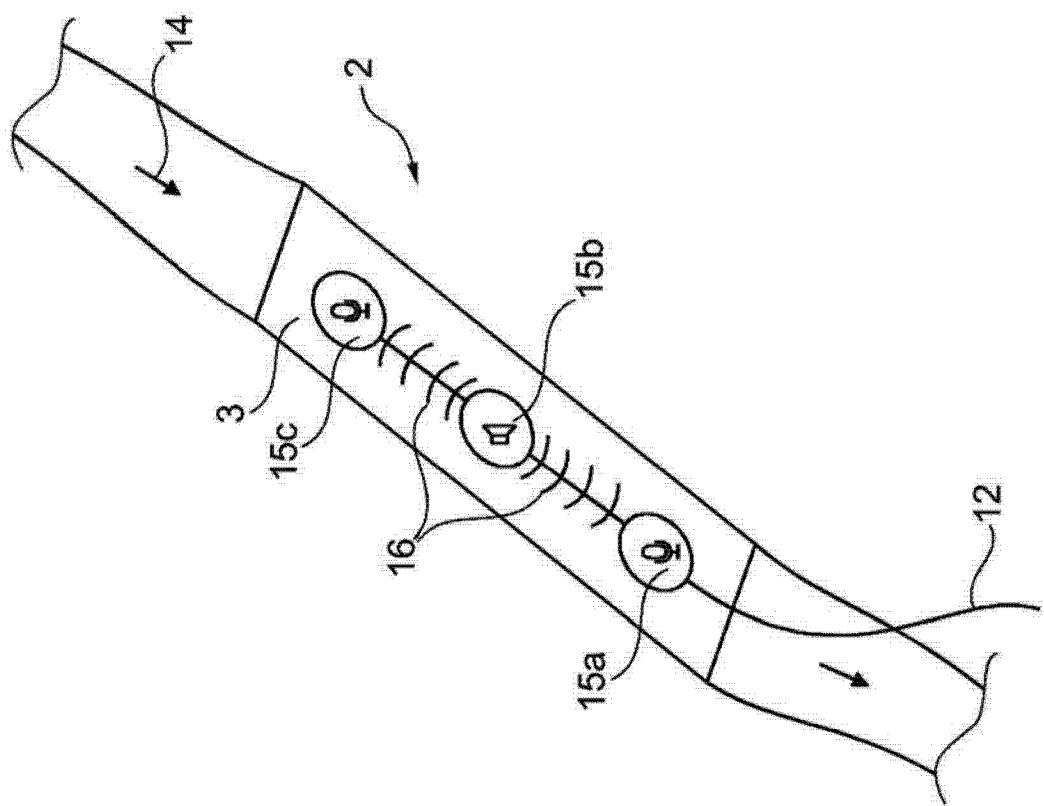


图 2d

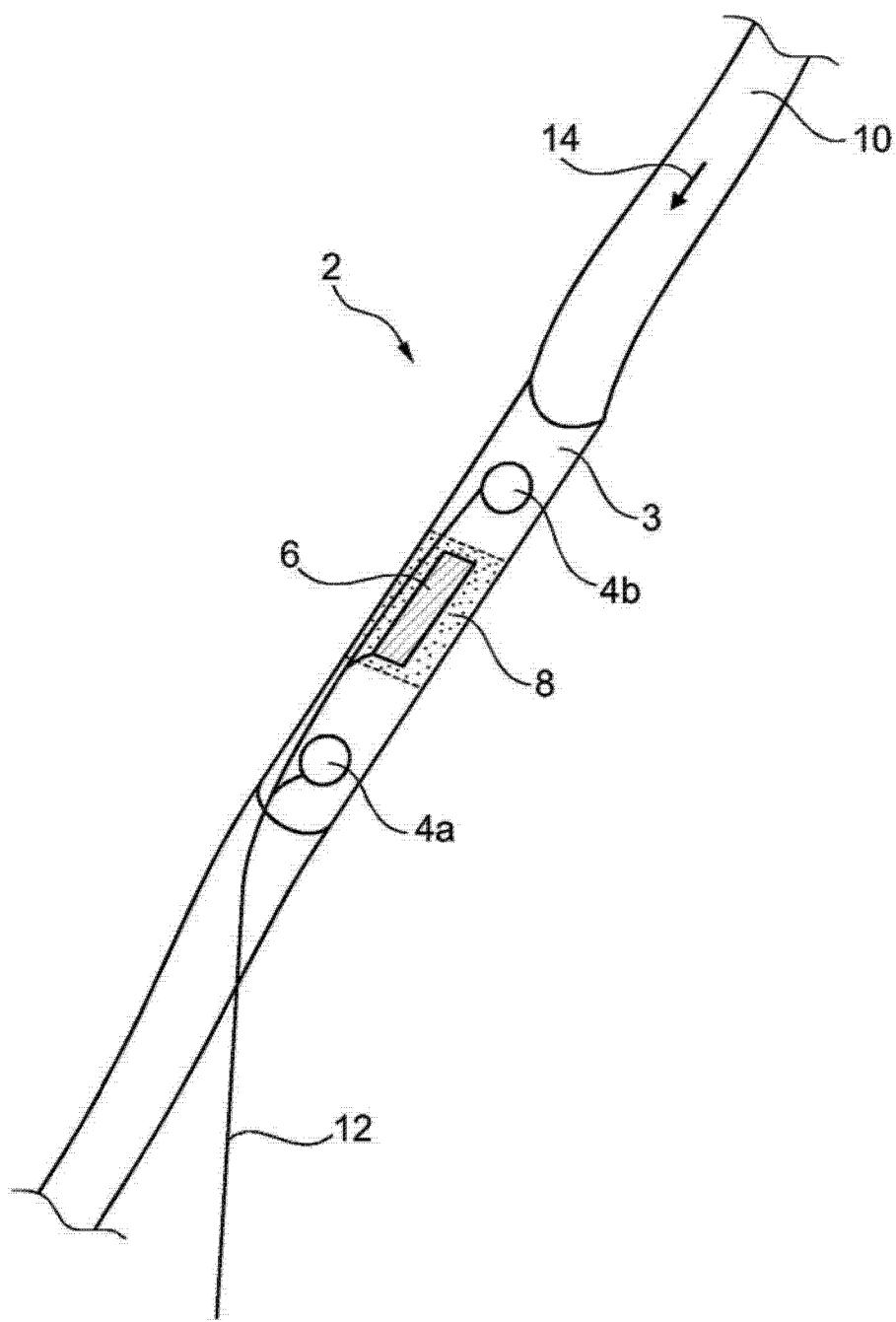


图 3a

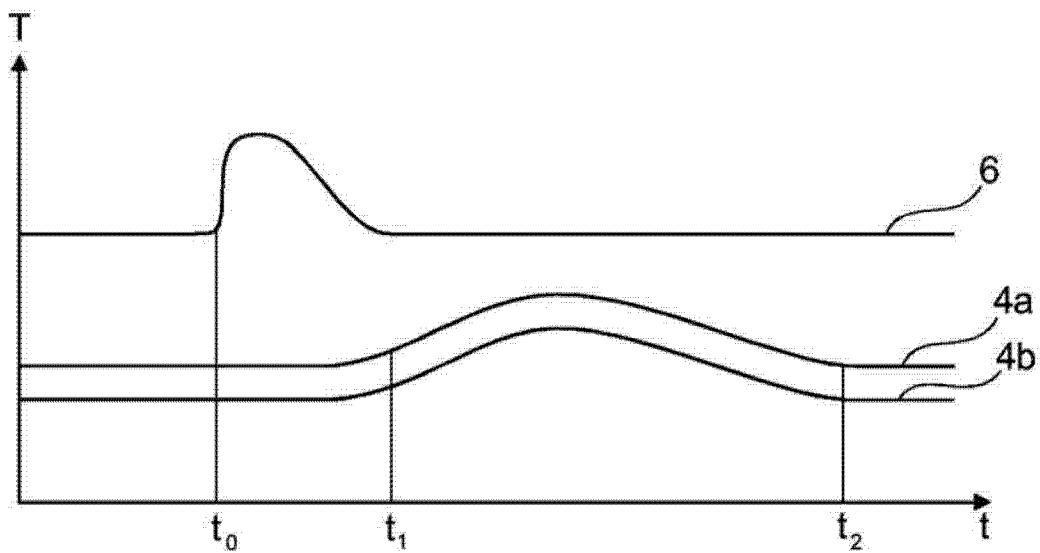


图 3b

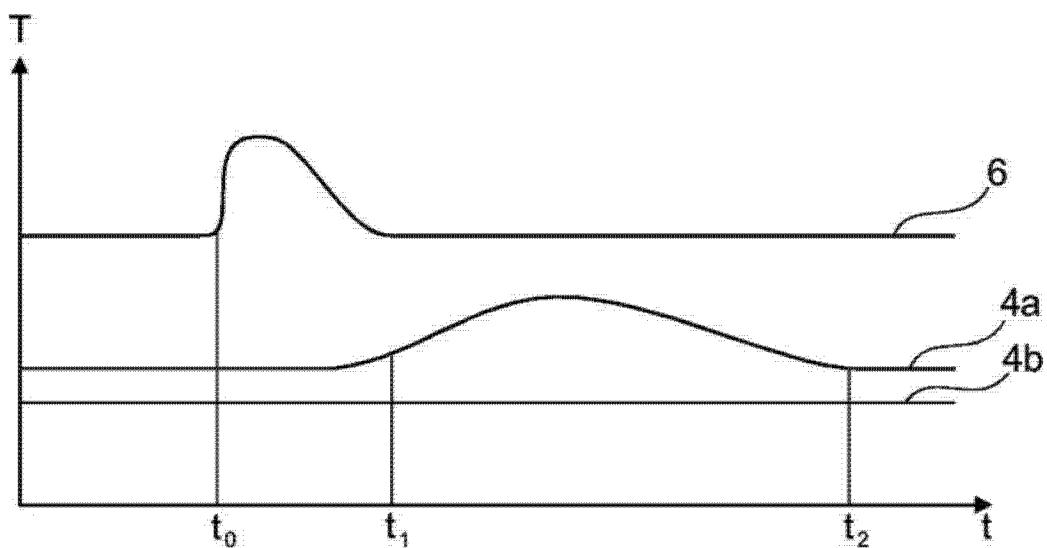


图 3c

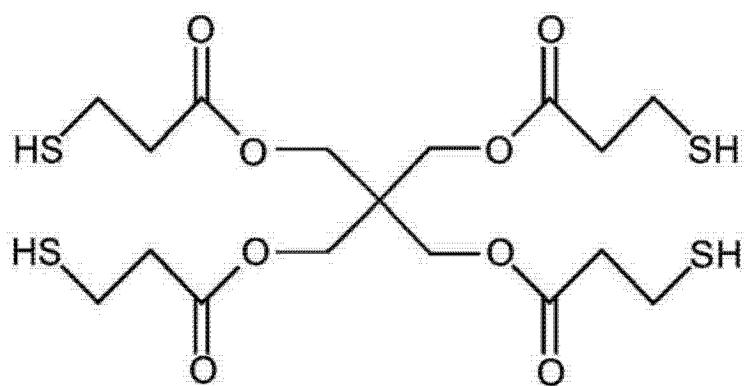


图 4a

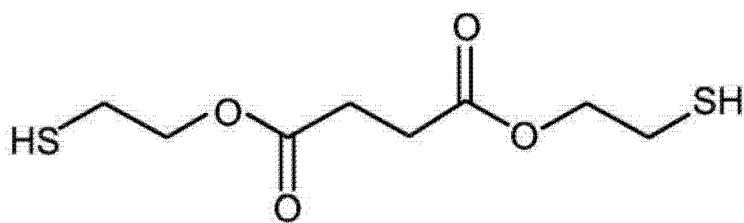


图 4b

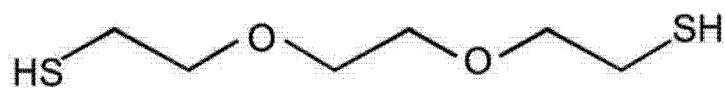
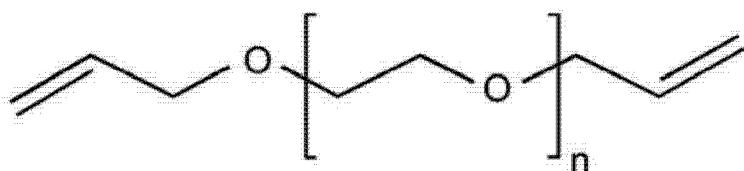


图 4c



n是20至100。

图 4d

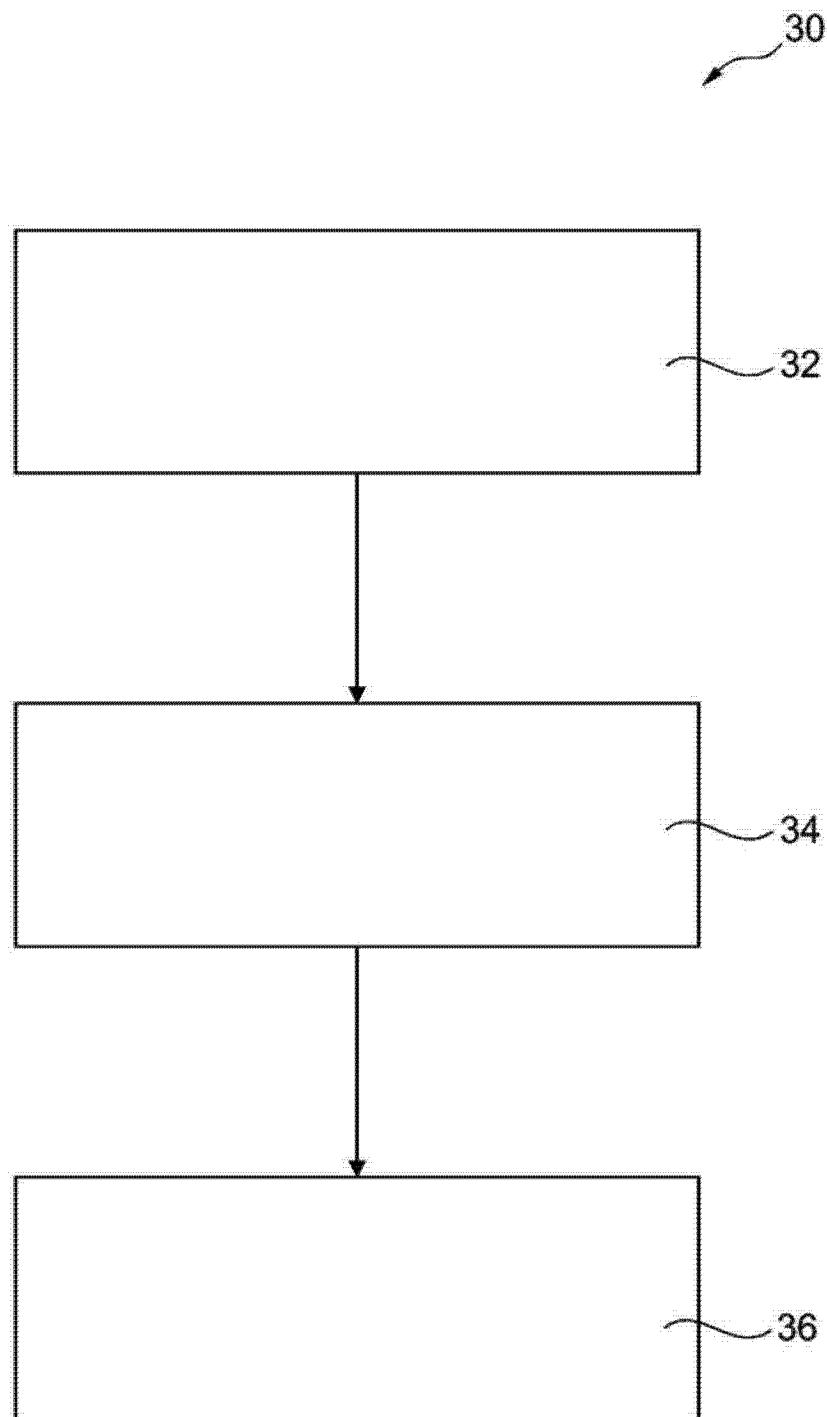


图 5