



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102497832 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201080039866. 3

(22) 申请日 2010. 09. 08

(30) 优先权数据

61/240, 562 2009. 09. 08 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 03. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/048115 2010. 09. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/031748 EN 2011. 03. 17

(73) 专利权人 显著外科技术公司

地址 美国新罕布什尔

(72) 发明人 R·D·格里利 B·M·康利

D·J·弗拉纳根 A·J·吉福德

S·G·米勒 B·T·穆拉凯米

T·P·鲁滨逊

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 王会卿

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0222001 A1, 2009. 09. 03, 说明书
36-42, 53-66 段、说明书附图 1, 6-8.

US 2009/0222001 A1, 2009. 09. 03, 说明书
36-42, 53-66 段、说明书附图 1, 6-8.

US 7776014 B2, 2010. 08. 17, 说明书
40-41, 54、说明书附图 6, 10-11.

US 2005/0069437 A1, 2005. 03. 31, 说明书
28, 41 段、说明书附图 3, 9-10.

US 7918852 B2, 2011. 04. 05, 全文.

US 2005/0037672 A1, 2005. 02. 17, 全文.

审查员 张文静

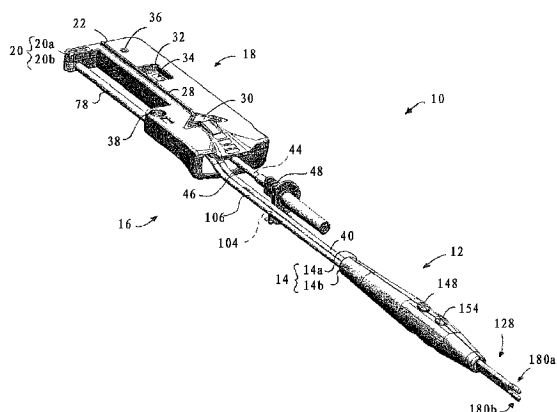
权利要求书3页 说明书23页 附图42页

(54) 发明名称

用于电外科装置、电外科器械的盒组件及其
使用方法

(57) 摘要

本发明提供一种用于将组织处理装置与电外科器械连接的盒组件, 所述盒组件能与所述电外科器械的功率输送设备和流体输送设备一起操作。本发明还提供包括能与所述盒组件一起操作的功率输送设备和流体输送设备的电外科器械, 及其系统。



1. 一种盒组件,所述盒组件包括:

盒构件,所述盒构件构造用于将具有用于处理组织的电极对的组织处理装置与包括射频功率输送设备和流体输送设备的电外科器械连接,所述盒构件适于插入到所述电外科器械的盒插座中;

流体输送通路,所述流体输送通路包括流入所述盒构件的流路和流出所述盒构件的流路;

其中所述组织处理装置构造用于利用所述流体输送设备输送流体和输送来自所述射频功率输送设备的射频功率,以用于处理组织,并且

其中所述盒构件构造用于与所述电外科器械的射频功率输送设备和所述电外科器械的流体输送设备一起操作,使得所述盒构件能够同时与所述射频功率输送设备及所述流体输送设备接合。

2. 根据权利要求 1 所述的盒组件,其中:

所述盒构件构造用于与所述电外科器械接合和构造用于与所述电外科器械分离。

3. 根据权利要求 2 所述的盒组件,其中:

所述盒构件构造用于利用过盈配合与所述电外科器械的可拆卸的机械接合机构接合;以及从所述电外科器械分离。

4. 根据权利要求 1 所述的盒组件,其中,所述流体输送通路构造用于与所述电外科器械的流体输送设备一起操作。

5. 根据权利要求 4 所述的盒组件,其中:

所述盒构件包括与所述流体输送通路处于流体连通的阀。

6. 根据权利要求 4 所述的盒组件,其中:

所述盒构件包括盒体;并且

所述流体输送通路的至少一部分由所述盒体或位于所述盒体中的塑料管限定。

7. 根据权利要求 6 所述的盒组件,其中:

所述流体输送通路的至少一部分由位于所述盒体中的塑料管限定,其中所述塑料管构造用于由所述电外科器械的流体输送设备压缩,并且其中所述盒体包括表面,在所述流体输送设备的操作过程中,所述塑料管抵靠所述表面被压缩。

8. 根据权利要求 6 所述的盒组件,其中:

所述塑料管的至少一部分具有以下特征中的至少一项:(i) 能移入和移出所述盒体;(ii) 位于延伸穿过所述盒体的管状孔中;和 (iii) 由所述盒体支撑成弧形形状。

9. 根据权利要求 6 所述的盒组件,其中:

所述塑料管在相对两端上由所述盒体支撑;并且

所述盒体的一部分位于所述塑料管的管腔内。

10. 根据权利要求 6 所述的盒组件,其中:

所述塑料管的至少一部分在所述盒体外形成封闭环,形成所述封闭环的塑料管的一段长度构造用于通过相对于所述盒体沿一定方向移动所述塑料管的这一段长度来增大或减小所述封闭环的尺寸从而调节所述封闭环的尺寸。

11. 根据权利要求 1 所述的盒组件,其中:

所述盒构件构造用于从所述电外科器械接收控制信号,所述控制信号包括构造用于控

制所述电外科器械的射频功率输出的信号。

12. 根据权利要求 1 所述的盒组件,还包括:

有形存储介质,所述有形存储介质包括于所述盒构件中;和

组织处理装置信息,其中所述有形存储介质构造用于存储所述组织处理装置信息,其中所述盒构件构造用于向所述电外科器械提供所述组织处理装置信息以控制输送到所述电极对的能量。

13. 根据权利要求 12 所述的盒组件,其中:

所述组织处理装置信息包括用于操作所述组织处理装置的至少一个操作参数。

14. 根据权利要求 12 所述的盒组件,其中:

所述组织处理装置信息包括用于操作所述组织处理装置的射频功率输送设备设置和流体输送设备设置中的至少一个。

15. 根据权利要求 12 所述的盒组件,其中:

所述组织处理装置信息包括用于操作所述组织处理装置的多个射频功率输送设备设置、和对应于每一个所述射频功率输送设备设置的至少一个流体输送设备设置。

16. 根据权利要求 12 所述的盒组件,其中:

所述组织处理装置信息包括:

用于操作所述组织处理装置的默认设置;和

只有所述组织处理装置才有的至少一个标识符。

17. 根据权利要求 12 所述的盒组件,其中:

所述组织处理装置信息包括用于操作所述组织处理装置的时间间隔。

18. 根据权利要求 1 所述的盒组件,其中:

所述盒构件包括能与所述电外科器械的电触点连接的电触点。

19. 一种与组织处理装置一起使用的电外科器械,所述组织处理装置具有电极对,所述电外科器械包括:

对接组件,所述对接组件包括射频功率输送设备、流体输送设备和盒插座,所述盒插座用于接收带有流体输送通路和组织处理装置的盒组件的盒构件,其中,所述对接组件能与构造用于将所述组织处理装置与所述电外科器械连接的盒组件一起操作,

其中,所述射频功率输送设备能够从不使用位置移动到使用位置以使所述盒构件与所述射频功率输送设备接合,所述流体输送设备能够从不使用位置移动到使用位置以使所述盒构件与所述流体输送设备接合,所述射频功率输送设备和流体输送设备能够同时和/或共同移动。

20. 根据权利要求 19 所述的电外科器械,其中:

所述对接组件构造用于利用过盈配合与所述盒组件接合。

21. 根据权利要求 19 所述的电外科器械,还包括:

构造用于与所述盒组件接合的可拆卸的机械接合机构;和用于定位所述盒组件的可拆卸的定位机构。

22. 根据权利要求 19 所述的电外科器械,其中:

所述射频功率输送设备能移动以与所述盒构件接合和分离。

23. 根据权利要求 19 所述的电外科器械,其中:

所述射频功率输送设备和所述流体输送设备能移动以与所述盒组件分离。

24. 根据权利要求 19 所述的电外科器械, 其中:

所述射频功率输送设备和所述流体输送设备能共同移动以与所述盒组件分离。

25. 一种电外科系统, 包括:

根据权利要求 1 所述的电外科器械; 和

根据权利要求 19 所述的盒组件;

所述盒构件将组织处理设备与所述电外科器械连接, 以从所述射频功率输送设备提供射频功率和从所述流体输送设备提供流体至所述组织处理装置。

用于电外科装置、电外科器械的盒组件及其使用方法

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求 2009 年 9 月 8 日提交的、序列号为 61/240,562 的美国临时申请的优先权,所述申请以一致的范围通过引用并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明总体涉及医疗装置、系统和方法,其在手术过程中用于人体上。更特别地,本发明涉及电外科装置、系统和方法,其在手术过程中,例如腹部、整形外科、头部、脊柱和胸腔手术以及通常的身体手术过程中,除了凝血、止血和封闭组织来防止血液和其他流体损失之外,提供组织切割。

背景技术

[0004] 2002 年 12 月 26 日以 Qin 等人的名义的、公开号为 2002/0198519A1 的美国专利申请公开了一种集成装置,其在单个壳体 400 内具有射频发生器 38、带 I/O 装置 54 的控制器 52 和流体输送设备 44。公开的处理装置 26a/26b 到该集成装置的电连接通过将处理装置 26a/26b 的电接头 408 连接到该集成装置的电接头 402 来进行。装置 26a/26b 还可通过管 12 连接到流体输送设备 44,用于输送处理流体来由手术元件 36a/36b 排出或靠近手术元件 36a/36b 排出。

[0005] 从 Qin 等人的申请可知,由于电接头 408 到电接头 402 的连接和管 12 到流体输送设备 44 的连接分开进行,并且没有集成,因此如果一个人准备该系统,则准备系统用于使用的时间可能增加或延长,或者如果电连接和流体连接同时进行,则可能需要两个人来准备该系统。

[0006] 另外,如 Qin 等人的申请中所示,流体输送设备 44 包括泵马达 428。如所示,医生可将冷却液体源连接到装置 26a/26b 的手柄上的适当端口,并且将从冷却液体源引出的管装入泵马达 428 中。但是,可能不正确地安装管,例如以错误方向(即向后)安装管,因此使泵马达 428 朝向冷却液体源而不是朝向装置 26a/26b 泵送流体。而且,即使管的方向正确,仍可能使管与泵马达 428 错位,从而使得马达 428 没有与管正确地相互作用,造成流体流动限制,例如由于不正确地拧管,或甚至损坏管,例如造成泄漏。而且,如果流体在管 12 安装在流体输送设备 44 中之前引入管 12 中,则可能使流体不受抑制地流动通过管,并且从处理装置 26a/26b 泄漏。因此,由于前述安装错误,可能进一步延迟设备的安装和使用。

[0007] 鉴于上面所述问题,需要一种结构、方法和系统,其中组织处理装置可连接到例如射频发生器等功率输送设备和例如泵等流体输送设备,同时克服本领域前述缺陷,并且使得能由单个人基本上同时将该装置既连接到功率输送设备又连接到流体输送设备,并且不出现安装错误,从而加快了其使用。

发明内容

[0008] 在一个实施例中,本发明可包括用于与组织处理装置一起使用的源设备,所述源

设备包括用于将由功率源提供的功率输出到组织处理装置的功率输送设备,和用于将由流体源提供的流体输送到所述组织处理装置的流体输送设备。

[0009] 所述功率输送设备可包括射频功率输送设备,用于将射频功率从射频功率源输出到组织处理装置。所述射频功率源可包括位于电外科器械中的射频发生器。

[0010] 所述流体输送设备可包括泵,更特别地,蠕动泵,甚至更特别地,旋转蠕动泵。所述流体源可包括盛装流体的容器,例如盛装流体的袋。更特别地,所述流体源可包括盛装生理盐水(生理的或0.9%的)的I.V.袋。

[0011] 所述源设备可包括电外科器械,并且组织处理装置可包括电外科组织处理装置,例如射频电外科治疗装置。

[0012] 所述源设备可包括对接组件,其包括功率输送设备和流体输送设备。所述对接组件可与构造用于连接所述组织处理装置和所述源设备的盒组件一起操作。

[0013] 所述源设备,更特别地,所述对接组件,可构造用于与所述盒组件接合和分离。所述源设备,更特别地,所述对接组件,可构造用于利用过盈配合与所述盒组件接合。

[0014] 所述源设备可包括可拆卸的机械接合机构,构造用于与所述盒组件接合。所述源设备还可包括可拆卸的定位机构,用于将所述盒组件定位。

[0015] 所述功率输送设备和/或流体输送设备可能处于使用位置或不使用位置。所述功率输送设备和/或流体输送设备可移动,例如通过机械运动而移动,以与所述盒构件接合或与所述盒组件分离。所述功率输送设备和/或流体输送设备可通过操作致动器(例如马达)或手动(例如通过手)的操作移动。所述功率输送设备和流体输送设备可同时和/或共同移动。所述功率输送设备和/或流体输送设备可布置用于与放置在所述源设备的盒插座中的盒构件一起操作。

[0016] 在另一个实施例中,本发明可包括盒组件,其构造用于将组织处理装置与包括功率输送设备和流体输送设备的源设备连接,所述盒组件包括盒构件,其可与所述源设备的所述功率射出设备和所述源设备的流体输送设备一起操作。

[0017] 所述盒组件可包括电外科盒组件,所述源设备可包括具有射频功率输送设备和流体输送设备的电外科器械,并且所述组织处理装置可包括电外科组织处理装置,例如射频电外科治疗装置。

[0018] 所述盒构件可构造用于从所述电外科器械接收射频功率输出,所述电外科器械可包括双极射频功率或单极射频功率。所述盒构件可电连接到所述组织处理装置的一个或多个电极,以向所述一个或多个电极提供射频功率输出。

[0019] 所述盒构件可构造用于与所述电外科器械配合,并且能可拆卸地接合,其中,所述盒构件和所述电外科器械可构造用于彼此接合,并且构造用于彼此分离。所述盒构件可构造用于与所述电外科器械的可拆卸的和/或机械的接合机构接合。所述盒构件还可构造用于利用过盈配合与所述电外科器械接合。所述盒构件可包括箱体,其构造用于装配在所述电外科器械的插座内和以其它方式与所述电外科器械的插座配合。

[0020] 所述盒构件可包括流体输送通路,其可与所述电外科器械的流体输送设备一起操作。所述盒构件可包括阀,通过所述阀与所述流体输送设备流体连通。所述阀可在所述流体输送设备不启动时,至少部分闭合所述流体输送通路。所述阀可包括止回阀,更特别地,隔膜止回阀。

[0021] 所述盒构件可包括盒体。所述流体输送通路的至少一部分可位于所述盒体中和/或由所述盒体限定。

[0022] 所述流体输送通路的至少一部分可由塑料管限定（例如，一段长度的流体输送通路可由一段长度的塑料管限定）。所述塑料管的至少一部分可与所述电外科器械的流体输送设备一起操作。更特别地，所述塑料管的至少一部分可构造用于由所述电外科器械的流体输送设备压缩。

[0023] 所述塑料管的至少一部分可位于所述盒体内或由所述盒体支撑。所述塑料管也可位于形成在所述盒体的外表面中的凹部内。

[0024] 所述塑料管的至少一部分可与所述盒体形成封闭环。形成所述环的所述塑料管的长度可调节，以调节所述环的尺寸（例如周长或直径）。特别地，所述塑料管可进行移入或移出管状孔的至少一种，以调节所述环的尺寸，其中所述管状孔延伸穿过所述盒体。所述环可在其延伸远离所述盒体时扩大。

[0025] 所述塑料管的至少一部分可由所述盒体支撑成弧形形状。所述弧形形状可包括半圆形形状。

[0026] 所述盒体可包括表面，其在所述流体输送设备的操作过程中，所述塑料管可抵靠所述表面被压缩。所述表面可包括弧形表面，更特别地，包括半圆形表面。

[0027] 所述塑料管可在相对两末端上由所述盒体支撑，并且在其之间可不支撑。所述盒体的一部分可位于所述塑料管的管腔内，并且与其形成过盈配合，以在所述相对两末端上支撑所述管。

[0028] 所述盒构件可构造用于从所述电外科器械接收控制信号，并且构造用于将所述控制信号发送回所述电外科器械。所述控制信号可包括构造用于控制所述电外科器械的射频功率输出的信号。所述盒构件可电连接到所述组织处理装置（例如手持件上）的射频功率启动开关，以将所述信号提供给所述射频功率启动开关。

[0029] 所述盒组件，更特别地，所述盒构件，可包括组织处理装置信息，并且可构造用于向所述电外科器械提供所述组织处理装置信息，所述组织处理装置信息为可由所述电外科器械读取的格式。所述盒体构件可包括有形存储介质，所述有形存储介质可构造用于存储所述组织处理装置信息。

[0030] 所述组织处理装置信息可包括可应用于所述组织处理装置的使用的至少一个操作参数。所述组织处理装置信息可包括可应用于所述组织处理装置的使用的射频功率输送设备设置（例如功率水平）和流体输送设备设置（例如流动速率）中的至少一个。所述组织处理装置信息还可包括可应用于所述组织处理装置的使用的多个射频功率输送设备设置，和至少一个对应于所述射频功率输送设备设置的每一个的流体输送设备设置。

[0031] 所述组织处理装置信息还可包括应用于所述组织处理装置的使用的默认设置、可应用于所述组织处理装置的使用的时间间隔、或只有所述组织处理装置才有的至少一个标识符。

[0032] 所述盒构件可包括有形存储介质。所述有形存储介质可包括电子存储器，其可还包括可编程只读存储器。

[0033] 所述盒构件包括可与所述电外科器械的电触点连接的电触点，其可位于印刷电路板上。所述盒构件电触点可包括公或母电接头，构造用于分别与所述电外科器械的母或公

电接头配合。所述电触点可包括片、焊盘、针脚、尖头或带中的至少一种。

[0034] 在另一个实施例中,本发明可包括一种系统,例如电外科系统,包括本文提出的所述源设备、组织处理装置和盒组件中的任何一个。例如,本发明可包括一种系统,例如电外科系统,所述系统包括电外科器械,其包括射频功率输送设备和流体输送设备;组织处理装置;和盒组件,其可与所述电外科器械的所述射频功率输送设备和所述流体输送设备一起操作,以将射频功率和流体提供到所述组织处理装置。

[0035] 在另一个实施例中,本发明可包括一种方法,例如操作电外科系统的方法,所述方法包括提供电外科器械,所述电外科器械包括射频功率输送设备和流体输送设备,其中,所述射频功率输送设备和所述流体输送设备可与构造用于将组织处理装置与所述电外科器械连接的盒组件一起操作;提供所述盒组件;将所述盒组件与所述电外科器械的射频功率输送设备接合;和将所述盒组件与所述电外科器械的流体输送设备接合。

[0036] 将所述盒组件与所述电外科器械的射频功率输送设备接合可包括将所述盒组件的电触点与所述射频功率输送设备的电触点接触。

[0037] 将所述盒组件与所述电外科器械的流体输送设备接合可包括将所述盒构件的塑料管与所述流体输送设备的元件接触。

[0038] 将所述盒组件与所述电外科器械的射频功率输送设备接合可包括将所述射频功率输送设备从不使用位置移动到使用位置,将所述盒组件与所述电外科器械的流体输送设备接合可包括将所述流体输送设备从不使用位置移动到使用位置。

[0039] 在另一个实施例中,本发明可提供另一种方法,例如操作电外科系统的方法,所述方法包括提供具有功率输送设备和流体输送设备的电外科器械,其中,所述功率输送设备和流体输送设备布置用于与要放置在所述电外科器械的盒插座中的盒构件一起操作;提供所述盒构件;将所述盒构件放置在所述电外科器械的盒插座中;将所述盒构件与所述电外科器械的所述功率输送设备接合;和将所述盒构件与所述电外科器械的流体输送设备接合。

[0040] 将所述盒构件与所述电外科器械的功率输送设备接合可包括将所述盒构件的电触点与所述功率输送设备的电触点接触。

[0041] 将所述盒构件与所述电外科器械的流体输送设备接合可包括使用所述流体输送设备的压缩元件压缩所述盒构件的流体输送管段。

[0042] 将所述盒构件与所述电外科器械的功率输送设备接合可包括将所述功率输送设备从不使用位置移动到使用位置;和将所述盒构件与所述电外科器械的流体输送设备接合可包括将所述流体输送设备从不使用位置移动到使用位置。所述功率输送设备和流体输送设备可同时和/或共同移动。

[0043] 以前述方式,单个人可以基本上同时将组织处理装置既连接到功率输送设备又连接到流体输送设备,并且没有安装误差,从而加快其使用。

附图说明

[0044] 通过考虑下面结合附图对本发明各个实施例的详细描述,可更全面地理解本发明,附图中:

[0045] 图1是根据本发明一个实施例的电外科组织处理装置和具有用于将所述装置的手持件连接到电外科器械的盒构件的盒组件的立体图;

- [0046] 图 2 是盒构件的俯视图；
- [0047] 图 3 是盒构件的仰视图；
- [0048] 图 4 是显示盒构件的内部部件的盒组件的立体图；
- [0049] 图 5 是显示盒构件的内部部件的盒组件的平面图；
- [0050] 图 6 是显示电外科组织处理装置的一些流体通路的平面图；
- [0051] 图 7 是与盒构件一起提供的印刷电路板组件的各个电连接的示意图；
- [0052] 图 8 是印刷电路板组件的俯视平面图；
- [0053] 图 9 是印刷电路板组件的仰视平面图；
- [0054] 图 10 是印刷电路板组件上（顶）层的俯视图；
- [0055] 图 11 是印刷电路板组件下（底）层的俯视图；
- [0056] 图 12 是显示电外科组织处理装置的一些电连接的平面图；
- [0057] 图 13 是所述装置的轴组件的放大图；
- [0058] 图 14 是图 1 的装置的电极沿图 13 的线 14-14 截取的放大剖视图；
- [0059] 图 15 是图 1 的装置的远端部分垂直于图 13 的线 14-14 截取的放大剖视图；
- [0060] 图 16 是根据本发明一个实施例的电外科器械的立体图；
- [0061] 图 17 是安装有盒组件的盒构件的电外科器械的立体图；
- [0062] 图 18 是电外科器械的立体图；
- [0063] 图 19 是电外科器械的对接组件的前视立体图，其中可移动对接机构处于在可移动对接机构与盒构件接合之前的向上（非使用）位置中；
- [0064] 图 20 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的前视图；
- [0065] 图 21 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的右侧视图；
- [0066] 图 22 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的左侧视图；
- [0067] 图 23 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的后视图；
- [0068] 图 24 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的俯视图；
- [0069] 图 25 是对接机构处于向上位置中时的对接组件的后视立体图；
- [0070] 图 26 是对接机构处于向下（使用）位置中时的对接组件的后视立体图；
- [0071] 图 27 是对接机构处于向上位置中时的锁定机构的后视立体图；
- [0072] 图 28 是对接机构处于向下位置中时的锁定机构的后视立体图；
- [0073] 图 29 是盒构件、上部插座壳体、下部插座壳体和流体输送设备的分解图；
- [0074] 图 30 是在图 24 的线 30-30 处穿过盒构件、上部插座壳体、下部插座壳体和流体输送设备截取的剖视图；
- [0075] 图 31 是具有射频功率输送设备上部插座壳体的立体图；
- [0076] 图 32 是具有射频功率输送设备上部插座壳体的侧视图；
- [0077] 图 33 是具有射频功率输送设备上部插座壳体的仰视图；
- [0078] 图 34 是用于射频功率输送设备的包括电绝缘体 / 载体和电触点的电触点组件的立体图；
- [0079] 图 35 是图 34 的电触点组件的剖视立体图；
- [0080] 图 36 是电触点组件和盒构件的剖视图；
- [0081] 图 37 是本发明的系统的一个实施例的前视图，其具有与流体源和手持电外科组

织处理装置结合的电外科器械；

[0082] 图 38 是请求插入盒构件的用于电外科器械的显示屏；

[0083] 图 39 是请求使用流体灌注电外科组织处理装置的用于电外科器械的显示屏；

[0084] 图 40 是显示电外科器械和系统准备好操作的用于电外科器械的显示屏；

[0085] 图 41 是用于电外科器械的显示屏，显示射频功率正由所述器械提供；

[0086] 图 42 是显示 Y 轴上以立方厘米每分 (cc/min) 为单位的流体流动速率 Q 和 X 轴上以瓦特为单位的 RF 功率设置 Ps 的关系的示例性曲线图；

[0087] 图 43 是双极 RF 功率输出相对于用于电外科器械的阻抗的示例性曲线图；

[0088] 图 44 是单极 RF 功率输出相对于用于电外科器械的阻抗的示例性曲线图；

[0089] 图 45 是图 1 的装置的远端部分的放大视图，其中示例性流体耦合到组织的组织表面；

[0090] 图 46 是切割组织的图 1 的装置的立体图；

[0091] 图 47 是根据本发明另一个实施例的盒组件的前视立体图；

[0092] 图 48 是图 47 的盒组件的后视立体图；

[0093] 图 49 是接合到电外科器械之前的图 47-48 的盒组件的前视立体图；

[0094] 图 50 是接合到电外科器械之后的图 47-48 的盒组件的放大前视图；

[0095] 图 51 是根据本发明另一个实施例的盒组件的仰视立体图；

[0096] 图 52 是与电外科器械接合之前的图 51 的盒组件的侧视图；

[0097] 图 53 是与电外科器械接合之后的图 51 的盒组件的侧视图。

[0098] 特别实施方式

[0099] 整个描述中，相似的附图标记和字母标示相应的结构，这也可在附图中示出。而且，在合适的情况下，特定实施例的任何一个或多个特定特征可等同地应用到本说明书的任何其他一个或多个实施例。换句话说，本文所述的各个实施例之间的特征在合适的情况下可互换，不互斥。根据说明书，应当清楚的是，术语“远端”和“近端”的任何使用参照装置的使用者，而不是患者。

[0100] 本文公开的本发明提供用于在电外科手术过程中在组织处理位置处处理组织的装置、系统和方法。尤其是，本文公开的本发明特别地可用于可能期望切割组织以及例如通过收缩血管（例如动脉、静脉）的管腔来收缩、凝结和封闭组织以防止血液和其他流体损失的手术。

[0101] 现在将参照附图讨论本发明，图 1 显示了根据本发明一个实施例的用于处理组织的示例性手持电外科装置 10，其可与本发明的系统结合使用。因此，应可理解，装置 10 的结构不旨在对可与本发明的系统一起使用的装置，特别是组织处理（治疗）装置的范围进行限制。可以理解，治疗装置属于处理组织来治愈疾病、缓解疼痛或用于其他医疗目的的装置。

[0102] 如图 1 中所示，示例性的装置 10 可包括伸长手持件 12，其具有由配合的手柄部分 14a、14b 形成的手柄 14。手持件 12 可为伸长的，以使装置 10 的使用者能够像例如钢笔等书写工具一样在拇指和食指之间抓握和操纵装置 10。手持件 12 可由可消毒的刚性电绝缘材料例如塑料材料构成。示例性的塑料材料可包括聚碳酸酯 (PC) 和丙烯腈 - 苯乙烯 - 丁二烯共聚物 (ABS)。

[0103] 装置 10 可通过可与电外科器械 300 (图 16 中所示) 一起操作的盒组件 16 连接到电外科器械 300。盒组件 16 可包括盒构件 18, 其如图 2 和 3 中所示, 可包括基本上平面的伸长的矩形箱体 20, 所述箱体包括配合的箱体部分 20a、20b。为了便于盒构件 18 与电外科器械 300 的正确安装, 箱体 20a 可包括方向指示标志 30, 以显示盒构件 18 要安装在电外科器械 300 中所沿的方向, 以及盒构件 18 的哪一侧为顶面。而且, 箱体 20a 可包括以伸长肋条形式显示的突出元件 28, 以从物理上防止盒组件 16 倒置安装。箱体 20 可由例如塑料材料等可消毒刚性电绝缘材料制成。示例性的塑料材料可包括聚碳酸酯 (PC) 和丙烯腈 - 苯乙烯 - 丁二烯共聚物 (ABS)。

[0104] 简要参照图 37, 当装置 10 作为系统的一部分连接到其他部件时, 来自例如盐水袋的流体源 500 的流体 502 可通过由各种结构提供的封闭的流体通路连通。流体 502 可从流体源 500 通过柔性流体输送管段 46 的管腔 44 流入盒组件 16 的盒构件 18 中。在流体源 500 可按已知方式使用位于滴注器 48 端部处的针头 50 刺穿之后, 流体输送管段 46 在一端可特别连接到流体源 500。在其他实施例中可除去滴注器 48, 并且管段 46 可直接附接到针头 50。流体输送管段 46 可由例如柔性聚氯乙烯 (PVC) 等塑料材料或例如弹性体等其他柔性材料制成。

[0105] 现在参照图 4 和 5, 在其相对另一端处, 流体输送管段 46 可经由母接头部分 60 以流体密封连接而连接并且紧密固定到盒构件 18 的箱体 20b。更特别地, 流体输送管段 46 可经由管段 46 的远端部分连接到箱体 20b, 所述远端部分延伸到形成在箱体 20b 中用以提供圆柱状插座的圆柱状腔 62 中。流体输送管段 46 的外表面可构造用于与接头部分 60 的相应的内表面紧贴配合并且形成压配合 (过盈配合) 密封, 以在其之间提供流体紧密密封。在其之间可使用粘合剂或溶剂粘合, 以进一步加强密封, 或代替压配合。

[0106] 继续参看图 5, 流体通路可从流体输送管段 46 的管腔 44 延伸穿过设置在腔 62 的底部处的通孔 64, 并且可接着由与由箱体 20a、20b 的重叠部分形成的伸长封闭通道 68 设置和限定。更特别地, 通道 68 可通过将箱体 20a 的通道部分 68a 与箱体 20b 的通道部分 68b 配合并且在其之间特别地通过振动、超声或其他塑料焊接方法形成连续的严密密封来形成。以前述方式, 流体输送通路的一部分可位于盒组件 16 中, 更特别地, 位于盒构件 18 中 (由管段 46 和通道 68 形成), 更特别地由此 (通道 68) 限定。

[0107] 流体通路之后可从通道 68 穿过形成在公接头部分 74 中的通孔延伸到流体输送管段 78 的管腔 76 中, 并且之后穿过形成在公接头部分 82 中的孔 80。如图 5 中所示, 流体输送管段 78 可在其相对两端处经由公接头部分 74 和 82 以流体密封连接而连接并且紧密固定到盒构件 18 的箱体 20b, 所述公接头部分由两个间隔开的平行固定支架 84 和 86 提供。更特别地, 流体输送管段 78 可经由延伸到输送管段 78 的管腔 76 中的公接头部分 74 和 82 连接到箱体 20b。流体输送管段 78 的管腔 76 的内表面可构造用于与接头部分 74 和 82 相应的外表面紧贴配合并且形成压配合 (过盈配合) 密封, 以在其间形成流体紧密密封。在其之间可使用粘合剂或溶剂粘合, 以进一步加强密封, 或代替压配合。类似于流体输送管段 46, 流体输送管段 78 可由例如柔性聚氯乙烯 (PVC) 等塑料材料或例如弹性体等其他柔性材料制成。

[0108] 以前述方式, 盒组件 16, 更特别地盒构件 18, 支撑着管段 78。更特别地, 管段 78 在相对两端上由盒构件 18 支撑, 盒构件 18 位于管段 78 的管腔内。

[0109] 可更换流体输送管段 78 来通过改变输送管段 78 的管腔 76 的尺寸（直径）而增大或减小流体输送设备 420（下面更详细讨论）的流体流量输出。而且，流体输送管段 78 可能需要比其他流体输送管段例如流体输送管段 46 更厚的横截面和耐久性。例如，在下面更详细讨论的特别实施例中，流体输送管段 78 可构造用于由容纳在电外科器械 300 中的流体输送设备 422 压缩，以迫使流体 502 以已知方式穿过其管腔 76。在这种情况下，用于装置 10 的流体输送管的较厚部分可限制为流体输送管段 78。

[0110] 继续参看图 5，流体通路从接头部分 82 的通孔 80 延伸到单通（止回）隔膜阀 38（图 1）的圆柱状室 90 中，其由被平直圆盘状塑料膜 92 分隔的室部分 90a 和 90b 形成并且限定。通过阀 38，流体 502 仅可沿一个方向流动。使用中，当阀 38 打开时，膜 92 可朝向室部分 90a 的端部设置，并且可允许流体经过室 90 进入通孔 98 中，以离开室 90。为了防止流体 502 回流，当阀 38 闭合时，膜 92 可设置在盒体 20b 的腔中的座 96 上，其闭合流体通路和在由通孔 98 提供的出口端口与由通孔 80 提供的入口端口之间的流体连通。而且，如果流体压力小于约 3.5psi，则膜 92 防止流体 502 流动通过阀 38。以前述方式，盒组件 16，更特别地盒构件 18，可包括与流体输送通路流体连通的阀 38。而且，以该方式，在流体 502 在盒构件 18 可安装在电外科器械 300 中之前引入流体通路的情况下，流体 502 不可流经阀 38 到达手持件 12，而是仅在盒构件 18 已经安装在电外科器械 300 中之后，由流体输送设备 420 提供大于 3.5 的压力时，才打开允许通过其流动。

[0111] 流体通路可从通孔 98 延伸到流体输送管段 106 的管腔 104 内。类似于流体输送管段 46，管段 106 可经由母接头部分 110 以流体密封连接而连接并且紧密固定到盒构件 18 的盒体 20a。更特别地，流体输送管段 106 可经由管段 106 的远端部分连接到盒体 20a，所述远端部分延伸到由盒体 20a 形成来提供圆柱状插座的圆柱状腔 112 中。流体输送管段 106 的外表面可构造用于与接头部分 110 的相应内表面紧贴配合并且形成压配合（过盈配合）密封，以在其间提供流体紧密密封。在其之间可使用粘合剂或溶剂粘合，以进一步加强密封，或代替压配合。如图 5 中所示，管段 106 可例如通过塑料共挤出而与电线 40 整体地模制并且形成，以形成单根缆线 42。

[0112] 或者，母接头部分 110 可由如前面所述的具有通孔 72 的公接头部分 74 代替。流体输送管段 106 可经由构造成延伸到输送管段 106 的管腔 104 中的公接头部分 74 以流体密封连接而连接并且紧密固定到盒构件 18 的盒体 20a。流体输送管段 106 的管腔 104 的内表面可构造用于与接头部分 74 的相应外表面紧贴配合并且形成压配合（过盈配合）密封，以在其间形成流体紧密密封。在其之间可使用粘合剂或溶剂粘合，以进一步加强密封，或代替压配合。以前述方式，可允许流体经过室 90 并进入通孔 72 中，以离开室 90 并且进入流体输送管段 106 的管腔 104 中。

[0113] 参照图 6，流体输送管段 106 可进入装置 10 的手持件 12 的近端中，在装置 10 的手持件 12 内，流体输送管段 106 可连接到 Y 型分流器 118 的入口分支，所述分流器 18 之后形成两个出口分支，所述两个出口分支连接到流体输送管段 120a、120b 的近端。输送管段 120a、120b 的远端可之后连接到轴 124a、124b 的近端。为了将流体输送管段 120a、120b 连接到轴 124a、124b，流体输送管段 120a、120b 的管腔 122a、122b 可在轴 124a、124b 的外径上过盈配合，以在其间提供过盈配合密封。可在其之间使用粘合剂或溶剂粘合，以进一步加强密封，或代替压配合。流体 502 可然后流动通过轴 124a、124b 的管腔 126a、126b，之后从装

置 10 离开,如下面更详细讨论的。

[0114] 另外,装置 10 可包括吸入 / 抽吸管段,以将流体 502 从组织处理位置移除。抽吸管段可经过盒构件 18,并且之后连接到真空源。

[0115] 除了与电外科器械 300 中的流体输送设备 422 结合操作,如下面更详细讨论的,盒组件 16 还与电外科器械 300 中的射频功率输送设备 440 以及其他电部件和电路结合操作。更特别地,射频功率输送设备 440 和流体输送设备 420 可以是电外科器械 300 的对接组件 340 的部件,对接组件 340 可与盒组件 16 一起操作,其中盒组件 16 构造用于将装置 10 与电外科器械 300 连接。

[0116] 如图 1 和 2 以及图 4 和 5 中所示,盒构件 18 包括两层印刷电路板 24,其一侧可通过孔 32 在盒构件 18 的盒体 20a 中露出,以提供与电外科器械 300 的电通讯。印刷电路板 24 可包括 0.05-0.07 英寸厚的基板绝缘体,其上沉积有顶部和地部导电层。露出的导电层可包括铜上 100-300 微米的化学镀镍上的 2-6 微米的金。印刷电路板 24 的详细附图可见于图 7-11。

[0117] 如图 7-11 中所示,印刷电路板 24 上包括多个电触点,其可包括电触点焊盘,用于与电外科器械 300 的相应的电触点电连接。现在将讨论这些电触点中的一些及其相关功能。

[0118] 来自电外科器械 300 的双极射频功率可由其输出 BP+ 和 BP- 提供。如图 7 中所示,电触点 J10/J27 可接收来自双极功率输出 BP+ 的功率,所述功率可然后沿导电路径传送到电触点 J25/J28。电触点 J11/J16 可接收来自双极功率输出 BP- 的功率,所述功率可然后沿导电路径传送到电触点 J26/J29。电触点 J10/J27 和 J11/J16 显示在图 8 中,而电触点 J25/J28 和 J26/J29 显示在图 9 中。

[0119] 如图 5 中最佳示出的,电触点 J28 和 J29 可分别连接到电线 40 的绝缘线导体 130a 和 130b 的近端。如图 12 中所示,绝缘线导体 130a 和 130b 的远端可最终与装置 10 的双极电极 180a 和 180b 连接,如下面更详细讨论的。

[0120] 另外,电外科器械 300 可按单极模式操作,其中单极功率通过功率输出 BP+ 提供,在该情况下,功率输出 BP- 不再使用。而是,如图 12 中所示,可利用附加的电线 132,来使用线导体 136 和其端部处的连接到接地焊盘插座 308 的插头 138,将位于患者身上的接地焊盘离散电极 134 连接到电外科器械 300 (如图 16 和 17 中所示)。

[0121] 在单极操作过程中,装置 10 的电极与放置在患者身上 (也称为患者返回电极或中性电极) 通常在背上或其他适当腹部位置的接地焊盘离散电极 134 结合使用。于是电路可形成在装置 10 的电极和接地焊盘离散电极 134 之间,其中电流以本领域已知方式从装置电极流动经过患者到达接地焊盘离散电极 134。

[0122] 在双电极操作过程中,不需要位于患者身上的接地焊盘电极 134,可作为装置 10 的一部分提供形成电极点的第二电极。可然后在该装置的第一和第二电极点之间形成交变电流电路。因此,交变电流不再经过患者身体流到接地焊盘电极 134,而是经过双极电极的极点之间的组织的局部部分。单极和双极功率可按本领域中已知的方式由电外科器械 300 提供。

[0123] 返回到图 7,来自电外科器械 300 的控制信号可提供到电触点 J14,所述电触点 J14 可构造成从作为控制电路的一部分的电外科器械 300 接收控制信号,所述控制电路构造用

于控制双极功率输出。控制信号可然后沿导电路径传送到电触点 J23。如图 5 中所示,电触点 J23 可连接到电线 40 的绝缘线导体 142 的近端。如图 12 中所示,绝缘线导体 142 的远端可连接到手持件 12 中的射频功率手持开关启动组件 146。手持开关组件 146 可包括按压按钮 148,其覆盖在包括印刷电路板的平台上的半球形开关上,其中手持开关组件 146 的结构和布线为本领域中已知的。当按压按钮 148 压下时,按压按钮 148 下面的半球形开关可形成闭合电路,所述闭合电路使控制信号能够通常通过线导体 142 返回并且由电外科器械 300 感测,所述控制信号这里包括相对低电压的直流电流,所述电外科器械然后相应地提供双极功率。当松开按钮 148 时,可断开控制电路,并且电外科器械 300 可不再接收控制信号来启动射频功率。因此,电外科器械 300 可然后停止双极射频功率输出。

[0124] 来自电外科器械 300 的控制信号可提供给电触点 J15,所述电触点 J15 可构造用于作为控制电路的一部分从电外科器械 300 接收控制信号,所述控制电路构造用于控制单极功率输出。控制信号可然后沿导电路径传送到电触点 J24。虽然图 5 中未所示,但是电触点 J24 可连接到电线 40 的绝缘线导体 144 的近端。如图 12 中所示,绝缘线导体 144 的远端可连接到手持件 12 中的射频功率手持开关启动组件 152。手持开关组件 152 可包括按压按钮 154,其可覆盖在包括印刷电路板的平台上的半球形开关上,其中手持开关组件 152 的结构和布线为本领域中已知的。当按压按钮 154 压下时,按压按钮 154 下面的半球形开关可形成闭合电路,所述闭合电路使控制信号能够通常通过线导体 144 返回并且由电外科器械 300 感测,所述控制信号这里包括相对低电压的直流电流,所述电外科器械然后因此提供单极功率。当松开按钮 154 时,可断开控制电路,并且电外科器械 300 可不再接收控制信号来启动射频功率。因此,电外科器械 300 可然后停止单极射频功率输出。

[0125] 示例性手持开关组件可见于 2006 年 7 月 6 日提交的美国公开号 No. 2006/0149225 和 2005 年 4 月 28 日提交的美国公开号 No. 2005/0090816 中,它们已转让给本发明的受让人,并且在此以一致的范围全部通过引用并入本文中。

[0126] 电外科器械 300 也可构造用于接收来自盒组件 16 更特别地来自盒构件 18 的包括一些操作参数和其他信息的串行数据流,它们与装置 10 的设置和 / 或操作相关。特别地,如图 5 中所示,盒构件 18 可构造用于从有形存储介质向电外科器械 300 提供组织处理装置信息,所述有形存储介质构造用于存储组织处理装置信息。有形存储介质可以是位于印刷电路板 24 上的电子存储器 26 (也在图 7 中 U1 处示出),更特别地,为电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM),其中用于存储这样的操作参数和其他信息。

[0127] 例如,存储器 26 提供有的组织处理装置信息可包括唯一的标识符 (例如型号和序列号) 和应用用于装置 10 的使用的从第一射频启动时间开始的固定时间周期 (例如 24 小时),所述第一射频启动时间然后由电外科器械 300 存储,用于以后参考。存储器 26 可包括至少一个应用于装置 10 的使用的操作参数,例如默认设置。例如,组织处理装置信息可包括应用于装置 10 的使用的射频功率输送设备设置和流体传输设备设置例如用于装置 10 的射频功率水平设置和流体流量水平设置中的至少一个。

[0128] 组织处理装置信息可还包括多个应用于装置 10 的使用的射频功率输送设备设置,和对应于每一个射频功率输送设备设置的至少一个流体传输设备设置。例如,存储器 26 可包括应用于装置 10 的使用的射频功率水平和流体流量水平的范围的设置,所述范围从用于装置 10 的最小射频功率水平和最小流体流量水平到最大射频功率水平和最大流体流

量水平。存储器 26 还可包括多个操作参数,例如在用于装置 10 的流体流量水平和射频功率水平范围上将流体流量水平与射频功率水平相关联的一个或多个关系。如图 7 中所示,数据可从存储器 26 经由电触点 J1 到 J4 由电外科器械 300 接收。

[0129] 印刷电路板 24 还可包括电触点 J12 和 J13,其可构造用于检测印刷电路板 24 上的湿气或湿度。触点 J12 和 J13 可构造成设置有预定阻抗的湿气监测电路的一部分。如果触点 J12 和 J13 之间的阻抗下降,例如可能发生的如果流体 502 在触点之间形成桥因而电连接触点的情况,则电外科器械 300 可停止操作,直到获得预定阻抗值。

[0130] 盒构件 18 更特别地印刷电路板 24 也可包括电触点,所述电触点构造用于接收用于装置 10 的另外的特征和附件的功率,包括例如灯,例如在手术过程中照亮组织处理部位的发光二极管(LED)或光纤光源。LED 可能需要相对低的功率,例如大小为 4-5 伏 DC(直流电流)。

[0131] 盒构件 18 更特别地印刷电路板 24 也可包括电触头,所述电触头构造用于提供到用于在外科手术过程中例如为组织处理部位记录视频的视频记录源的连接,并且向其传送信号,所述视频可通过摄像机例如提供给装置 10 的数码或光纤摄像机观看。

[0132] 已经讨论了装置 10 与电外科器械 300 和流体源 500 的电连接和流体连通,现在将注意力转移到装置 10 的末端执行器。如之前讨论的,绝缘线导体 130a、130b 的远端可连接到手持件 12 内的轴组件 128 的轴 124a、124b 的近端部分。

[0133] 现在,参照图 13,装置 10 的轴组件 128 可包括两个平行自支撑导电中空轴 124a、124b,其由例如不锈钢管等金属管构成。两个侧向地空间上(由空隙)间隔开的触点元件由轴 124a、124b 的远端承载,并且连接到轴 124a、124b 的远端,所述触点元件包括电极 180a、180b,其可在尺寸和形状方面以镜像构造,并且具有钝的远端,表面没有用于处理组织的边缘(以提供均匀的电流密度)。在本实施例中,电极 180a、180b 可由导电金属构成,例如不锈钢。其他适当的材料可包括钛、金、银和铂。

[0134] 在一些实施例中,一个或两个轴 124a、124b 除了与电极 180a、180b 接触的远端处的部分,可由不导电材料制成。在这些实施例中,绝缘线导体可延伸并且结合到轴 124a、124b 的导电部分。在其他实施例中,轴 124a、124b 可完全由不导电材料构成,在该情况下,绝缘线导体将延伸到并且直接结合到电极 180a、180b。

[0135] 如图 13 中所示,每一个电极 180a、180b 可包括伸长部分 182a、182b。关于长度,在本实施例中,伸长部分 180a、180b 可具有在 2mm 到 6mm 之间(并且包括 2mm 到 6mm)的范围内的长度,更特别地,具有 3mm 到 5mm 的长度。关于间距,在本实施例中,电极 180a、180b 之间的空间间隙间距 GS 可在 0.1mm 到 4mm 之间(并且包括 0.1mm 到 4mm)的范围内,更特别地为 1mm 到 2.5mm 的范围,更特别地为 1.5mm 到 2.3mm 的范围。

[0136] 如图 14 中最佳所示,伸长部分 182a 的相对的凹形侧部 192a/194a 和伸长部分 182b 的相对的凹形侧部 192b/194b 可侧向会合,以提供楔形刀片部分 196a、196b,其终止于侧向切割边缘 198a、198b,所述侧向切割边缘 198a、198b 沿每一个电极 180a、180b 的长度纵向延伸。如图 13 中所示,侧向切割边缘 198a、198b 可平滑地过渡到每一个电极 180a、180b 的远端上,并且形成每一个电极 180a、180b 的远端的一部分。

[0137] 侧向切割边缘 198a、198b 可构造用于在存在来自电外科器械 300 的单极射频能量的情况下,以电外科方式切割组织,无需从流体源 500 提供任何流体 502。但是,在其他实施

例中,侧向切割边缘 198a、198b 可构造用于在流体 502 同时从装置 10 提供的情况下切割组织,或构造用于机械地切割组织而无需电外科能量。而且,虽然显示了两个切割边缘 198a、198b,但是边缘 198a 或 198b 中可仅有一个构造用于以电外科方式或机械方式切割组织。在这样的情况下,可省除一个电极的刀片部分,并且伸长部分可是完全圆柱状。

[0138] 如图 13 中所示,电极 180a、180b 和伸长部分 182a、182b 可终止于远端部分 186a、186b 中。电极 180a、180b 的该远端部分 186a、186b 可构造用于通过在存在来自电外科器械 300 的双极射频能量和来自流体源 500 的流体的情况下,以涂刷动作横跨组织表面移动和滑动。如图所示,每一个电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 具有钝的圆形形状,其提供光滑的轮廓表面。更特别地,如图所示,每一个电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 可包括球形部分 190a、190b。在本实施例中,球形部分 190a、190b 可具有在 0.5mm 到 1.5mm 之间(并且包括 0.5mm 到 1.5mm)的范围内,更特别地 0.75mm 到 1.15mm。

[0139] 如图 14 和 15 中最佳所示,在每一个电极 180a、180b 的靠近远端部分 186a、186b 的圆柱状部分 184a、184b 内,每一个电极 180a、180b 可包括纵向取向的直线盲孔 200a、200b 和埋头孔 202a、202b。如图 15 中所示,每一个轴 124a、124b 的远端部分的外径可构造用于延伸到电极 180a、180b 的埋头孔 202a、202b 中,并且与埋头孔 202a、202b 的直径相配,每一个轴 124a、124b 的远端与埋头孔的底部接触。电极 180a、180b 和轴 124a、124b 可然后焊接在一起。在替代实施例中,轴 124a、124b 的外径可构造用于与埋头孔 202a、202b 的外径相配来形成压(过盈)配合,以提供牢固连接。在其他替代实施例中,电极 180a、180b 可通过螺纹接合装配到轴 124a、124b。在其他实施例中,电极 180a、180b 可以可拆卸地装配到轴 124a、124b,以使其可从轴 124a、124b 取下,特别地可通过人手手动取下。

[0140] 如图 14 中所示,除了盲孔 200a、200b 和埋头孔 202a、202b,电极 180a、180b 还可包括通孔 204a/206a 和 204b/206b,其与孔 200a、200b 垂直相交,并且彼此垂直相交,以提供用于流体 502 的出口 208a/210a/212a/214a 和 208b/210b/212b/214b。因而,在流体 502 流经轴 124a、124b 的管腔 126a、126b 之后,流体 502 然后流动进入由盲孔 200a、200b 提供的管状通路,然后进入由通孔 204a/206a 和 204b/206b 提供的管状通路,在通孔 204a/206a 和 204b/206b 处,流体之后从流体出口 208a/210a/212a/214a 和 208b/210b/212b/214b 离开装置 10,所述流体出口全部靠近电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b。如图 14 中所示,流体出口 208a/212a 和 208b/212b 可由电极 180a、180b 的圆柱状部分 184a、184b 限定,而流体出口 210a/214a 和 210b/214b 可由刀片部分 196a、196b 的 192a/194a 和 192b/194b 侧部以及相邻的切割边缘 198a、198b 限定。

[0141] 如图 13 和 15 中最佳所示,轴 124a、124b 的长度的一部分可由共同的外部构件 216 包围,并且封装在共同的外部构件 216 中,所述共同的外部构件 216 可由柔性塑料材料构造。外部构件 216 可将所述轴 124a、124b 的露出的长度电绝缘。

[0142] 外部构件 216 可由注射成型形成。在注射成型工艺过程中,包括电极 180a、180b 和轴 124a、124b 的子组件可在引入塑料材料之前放置在注射模具中。之后,可将模具封闭,并且可将热塑性塑料注射到模具型腔的未占用部分中,以包覆成型和就位成型图 13 中所示的子组件的部分。在注射成型工艺过程中,保持夹(未示出)可提供将轴 124a、124b 相对于彼此保持在位的优点,以更好地确保轴 124a、124b 设置在聚合物成型内的中心。

[0143] 为了可由外科医生或装置 10 的其他使用者手动成形,以便可使装置 10 以更大量

的角度和位置使用,装置 10 的轴 124a、124b 的至少一部分为顺应性的来提供顺应性的轴组件 128。而且,以该方式,轴 124a、124b 的远端部分可在装置 10 的制造过程中相对于轴 124a、124b 的近端部分的纵轴线成某个角度弯曲,以使其可以各种角度提供给装置 10 的使用者。例如,角度可在从 5 度到 90 度,更特别地,15 度到 45 度的范围内,更特别地为 30 度。在本文中使用时,顺应性的意思是能够成形,特别是通过弯曲来成形(在没有例如铰或接头等机械机构的情况下)。应可理解,轴组件 128 可独立地保持与所选弯曲形状相关的形状,并且不需要另外的部件(例如拉绳等)来保持所选的弯曲形状。而且,轴组件 128 可保持所选的形状,以当装置 10 用于处理组织时不会从所选形状明显地偏斜。而且,轴组件 128 可构造成使使用者可容易地将轴再成形回到直形状态和 / 或其他期望的弯曲构型。

[0144] 除了将轴 124a、124b 彼此电绝缘,还发现外部构件 216 在以下方面非常有用,即便于轴组件 128 的各轴 124a、124b 的同时手动成形,而且使得各轴 124a、124b 具有相似的外形而没有裂开并且保持端头间距。以该方式,外科医生或装置 10 的其他使用者不需要单独地弯曲各轴 124a、124b。

[0145] 为了提供顺应性,轴 124a、124b 可具有 0.063 英寸的外壁直径和 0.032 英寸的内壁直径。轴 124a、124b 也特别由 304 不锈钢制成,韧度为 1/2 到 3/4 的硬度,抗拉强度为 130,000 到 150,000psi(磅每平方英寸),和断裂伸长率为 40%。具有前述性能的轴 124a、124b 提供足够的硬度,所述硬度在装置 10 的正常使用过程中不会太柔软,同时防止轴 124a、124b 在成形用于应用时折裂或断裂。当壁厚可能太薄时,轴 124a、124b 可能折裂,当壁厚可能太厚时,轴 124a、124b 可能太硬。而且,具有较大直径的轴 124a、124b 也可能比较小直径的轴更容易折裂。轴 124a、124b 还可根据应用使长度的一部分或整个长度为顺应性的。例如,轴 124a、124b 可沿长度以不同的硬度制成,并且仅其远端部分为顺应性的。这可通过仅在可能期望顺应性的区域中对轴 124a、124b 进行控制退火来进行。

[0146] 以上已经详细地讨论了装置 10,现在应将注意力转移到图 16 开始显示的电外科器械 300。如图 16-17 中所示,电外科器械 300 可包括前控制面板 302。前控制面板 302 可包括功率(开/关)开关 304 和触摸屏图形用户接口(GUI)306。前面板 302 还可包括接地焊盘插座 308,以及构造用于接纳盒组件 16 的盒构件 18 的盒插座 310,所述盒构件在图 17 中显示已安装。

[0147] 如图 18 中所示,电外科器械 300 可包括 AC 电源 320、射频电源/发生器 322、包括中央处理器单元(CPU)和存储器的控制器 338 和盒对接组件 340,其全部相互连接,并且设计成作为以本领域中已知方式提供射频功率的电外科器械通讯和运行。

[0148] 如图 19 中所示,电外科器械 300 可包括对接组件 340,盒构件 18 放置在上部插座壳体 348 和下部插座壳体 350 之间。其中可移动对接机构 410 处于在与盒构件 18 接合之前的向上(不使用)位置的对接组件 340 的前视图、右视图、左视图、后视图和俯视图分别显示在图 20-24 中。现在将参照根据需要展示的图 20-24 更详细地讨论对接组件 340 的操作。

[0149] 参照图 25,上部插座壳体 348 和下部插座壳体 350 隐藏,以更好地显示对接组件 340 的操作。如图 25 中所示,靠近插入盒构件 18 的端部,盒构件 18 的远端 22 可首先与接合机构 342 相互作用,其用于防止盒构件 18 意外地滑出插座 310 并与电外科器械 300 分离,并且在足够的移除力可施加到接合机构 342 以将盒构件 18 分离并且将其从插座 310 撤回

时,可拆卸地接合盒构件 18。

[0150] 如图所示,接合构件 342 可包括弹簧加载球 344,其可进入掣子 34(图 3 中所示)中,所述掣子 34 可作为下部盒壳体 350 的一部分(未示出)提供。接合机构 342 可用于将盒构件 18 相对于电外科器械 300 保持在临时固定使用位置中。当盒构件 18 插入插座 342 中时,箱体 20b 的下表面利用足够的插入力以克服弹簧 346 的偏置/压缩力并且缩回球 344,从而在弹簧加载球 344 上滑动。当盒构件 18 之后到达其使用位置时,球 344 可进入形成在箱体 20b 中的掣子 34 中(图 3 中所示),所述掣子 34 在弹簧 346 的压缩力的作用下,现在用于将盒构件 18 和电外科器械 300 保持在其相对位置处。而且,接合机构 342 可为使用者提供盒构件 18 已经由电外科器械 300 适当接纳的触觉反馈。或者,在可选择弹射并且将足够克服由弹簧 346 施加的保持力的移除力施加到盒构件 18 之后,弹簧 346 可再次被压缩,并且从掣子 34 移除球 344,便于盒构件 18 从电外科器械 300 移除。

[0151] 以前述方式,盒组件 16,特别地盒构件 18,可构造用于与电外科器械 300 接合,并且构造用于与电外科器械 300 分离。而且,盒组件,特别地盒构件 18,可构造用于与电外科器械 300 的可拆卸机械接合机构(即接合机构 342)接合。而且,盒组件 16,特别地盒构件 18,可构造用于利用过盈配合与电外科器械 300 接合。换句话说,例如两个部件的尺寸或形状之间形成配合因而需要用于装配或拆开的力。

[0152] 而且,以前述方式,对接组件 340 构造用于与盒组件 16 接合并构造用于与盒组件 16 分离。而且,对接组件构造用于利用过盈配合与盒组件 16 接合。

[0153] 当球 344 进入掣子 34 中时,盒构件 18 的远端 22 现在可与双位接触开关 354 接触,所述双位接触开关 354 在没有盒构件 18 时处于打开位置中。当盒构件 18 更充分地插入盒插座 310 中而插入力足够闭合开关 354 时,电外科器械 300 中的电路可闭合,这给电外科器械 300 中的控制器 338 提供盒构件 18 已经充分插入盒插座 310 中的信号。当接收到盒构件 18 已经充分插入盒插座 310 中的信号时,电路 300 可现在给螺线管 356 供给能量。

[0154] 现在参照图 25 和图 26,螺线管 356 可缩回电枢 358,所述电枢 358 可通过拉杆 362 连接到杠杆 360。因此,当电枢 358 缩回时,杠杆 360 可围绕枢轴 364 旋转,并且杠杆部分 366 从其不使用(未接合)位置向下旋转,如图 25 中所示,到达其使用(接合)位置,如图 26 中所示。当杠杆部分 366 向下旋转时,销 368 可进入形成在箱体 20a 中的圆柱状腔 36 中。销 368 可执行多个功能。首先,销 368 提供锁定机构,以防止在电外科器械 300 准备好进行操作时意外地移除或移出盒构件 18。销 368 可还提供除了接合机构 342 以外的可拆卸的定位/位置设置机构,以进一步相对于电外科器械 300 将盒构件 18 定位。

[0155] 杠杆 360 可利用足够克服弹簧 370 的偏置/压缩力的力被向下拉到其使用(接合)位置,所述弹簧 370 之后在将功率从螺线管 356 移除并且电枢 358 自由延伸时将杠杆 360 返回到其不使用位置。

[0156] 当杠杆 360 围绕枢轴 364 旋转时,与杠杆部分 366 相对的杠杆部分 376 可围绕枢轴 364 向上旋转。如图 27 和图 28 中所示,杠杆部分 376 包括槽口形式的接收件 378,具有滚柱 388 的锁定销 380 可由于杠杆 360 的旋转而进入所述接收件 378 中并且被其捕获。

[0157] 由于销 380 和滚柱 388 进入接收件 378 中,如图 28 中所示,围绕枢轴 386 旋转的杠杆 384(在图 27 和 28 中以虚线显示)可仅根据接收件 378 的长度向后行进。换句话说,一旦当销滚柱 388 与接收件 378 的后表面 382 接触时,由于滚柱 388 与杠杆 384 接触,现在

就可防止杠杆 384 相对于杠杆 360 进一步向后行进。

[0158] 返回图 26,一旦当杠杆 360 处于其使用位置中时,光学传感器可于是给电外科器械 300 内的控制器提供杠杆 360 处于该位置中的信号。当接收到杠杆 360 此时处于其使用位置中的信号时,电外科器械 300 此时可启动马达 396,马达通过齿轮箱 400 旋转轴 398。轴 398 可提供用于凸轮 402 的轴,所述凸轮 402 由于轴 398 的旋转与杠杆 384 的表面 404 接触。

[0159] 当凸轮 402 抵靠杠杆 384 的表面旋转时,杠杆 384 可向后行进,直到滚柱 388 与接收件 378 的后表面 382 接触。当可由于滚柱 388 固定在接触杠杆 384 上而使得杠杆 384 的位置此时被固定以防向后运动时,表面 404 此时提供抵靠凸轮 402 的固定载荷承载表面。结果,当抵靠表面 404 进一步旋转凸轮 402 时,可移动对接机构 410 可向下旋转,并且围绕枢轴 412(显示在图 22 中)克服弹簧 414(显示在图 23 中)的偏置力/张力而径向移动,直到其到达由光学传感器感测的其使用位置。对接机构 410 此时处于其使用(接合)位置中。换句话说,如所设计的,准备输送射频功率和流体。在电外科器械 300 的使用完成之后,使用者可通过选择器械 300 上的这样的控制而从器械 300 弹射出盒构件 18,并且可进行对接过程的反向过程。

[0160] 如果在对接机构 410 处于其使用位置中的同时从螺线管 356 移除功率,例如如果器械 300 拔下,则电外科器械 300 可构造用于将对接机构 410 向上返回到其不使用位置,并且允许移除盒构件 18。如上面所述,当功率从螺线管 356 移除时,电枢 358 可自由延伸,并且杠杆 360 的杠杆部分 366 由于弹簧 370 的力而围绕枢轴 364 向上旋转,以将销 368 从形成在箱体 20a 中的圆柱状腔 36 移除。同时,杠杆 360 的杠杆部分 376 可围绕枢轴 364 向下旋转,以使具有滚柱 388 的锁定销 380 从接收件 378 分离。当锁定销 380 和滚柱 388 从接收件 378 分离时,杠杆 384 此时可围绕枢轴 386 自由向后移动。弹簧 414 的力可于是克服弹簧 416 的力,并且将杠杆 384 向后移动,将凸轮 402 从作用在表面 404 上释放。当凸轮 402 从表面 404 释放时,对接机构 410 可由于弹簧 414 的力而围绕枢轴 412 向上旋转。当对接机构 410 返回到其不使用位置,并且凸轮 402 旋转返回到不使用位置时,杠杆 384 由于弹簧 416 的力而围绕枢轴 386 向后移动。以该方式,锁定销 380 和滚柱 388 此时可设置成由接收件 378 接纳。

[0161] 现在参照图 29,图 29 显示了盒构件 18、上部插座壳体 348、下部插座壳体 350 和流体输送设备 420 的分解视图。流体输送设备 420 可包括蠕动泵组件 422,更特别地旋转蠕动泵组件。如图 30 中所示,以泵压头 434 的压轮 424 显示的压缩元件围绕轴 426 旋转,轴 426 可由马达 428 旋转。如图所示,当组件处于其使用位置中时,压轮 424 可按已知方式抵靠半圆靴或底部压缩构件 432 的相对载荷承载表面 430 接合并且压缩泵管段 78,以将流体 502 从流体源 500 泵送到手持装置 10。

[0162] 流体 502 可由蠕动泵组件 422 通过从外部施加到输送管段 78 上的收缩波动来传送,所述收缩波动由旋转的压轮 424 机械地产生,所述压轮 424 在驱动轴 426 上旋转,并且间歇地抵靠支撑表面 430 压缩输送管段 78。通常优选蠕动泵作为电机械力机构,这里由电机 428 驱动的压轮 424 不与流体 502 接触,因而降低意外的污染的可能性。

[0163] 以前述方式,流体输送通路的一部分由输送管段 78 限定,输送管段 78 可与电外科器械 300 的流体输送设备 420 一起操作。更特别地,输送管段 78 构造用于由电外科器械

300 的流体输送设备 420 压缩。

[0164] 参照图 19 和图 31, 当对接机构 410 向下朝向其使用位置旋转时, 驱动接头 438 与射频功率输送设备 440 接触, 并且克服弹簧 444 的偏置 / 压缩力, 线性向下朝向盒构件 18 的印刷电路板 24 推动电触点组件 442。相反地, 当对接机构 410 向上朝向其不使用位置旋转时, 弹簧 444 将电触点组件 442 升高远离印刷电路板 24, 到达其不使用位置。

[0165] 以上述方式, 如与功率输送设备 440 和流体输送设备 420 顺序地移动的情况相比较, 同时移动它们从而节省时间, 而且共同地移动它们, 因而仅需要一个公用的驱动机构, 这里包括马达 396, 而不是两个单独的驱动机构。

[0166] 如图 32 和图 33 中所示, 电触点组件 442 可延伸穿过上部插座壳体 348 中的孔 452。如图 34 和图 35 中所示, 电触点组件 442 可包括多个电触点 446, 其延伸穿过电绝缘体 / 载体 448。

[0167] 如图 36 中所示, 电触点 446 可构造用于以本领域已知方式与印刷电路板 24 的电触点以及电外科器械 300 的和电部件电路配合并且电连通。

[0168] 电触点 446 可包括多个伸缩 (弹簧加载) 针脚。当伸缩针脚 446 与印刷电路板 24 接触时, 针脚 446 在载荷作用下以已知方式缩回, 直到电绝缘体 / 触点载体 448 可与印刷电路板 24 接触设置, 并且针脚 446 基本上缩回到载体 448 中。如图 36 中所示, 电触点载体 448 的端部可构造用于装配在盒构件 18 的孔 32 内。

[0169] 参照图 32, 如果使电触点载体 448 与印刷电路板 24 接触, 则射频功率输送设备 440 包括弹簧 450, 其在达到足够克服弹簧 450 的偏置 / 压缩力的载荷时压缩, 该力低于可能损坏印刷电路板 24 的力。以该方式, 印刷电路板 24 可在与电触点组件 442 接合时防止损坏。设备 440 还具有将触点载体 448 与盒构件 18 的孔 32 对准的功能。特别地, 弹簧 450 和销 454 (以虚线显示) 设计用于使触点载体 448 在载体 448 进入孔 32 中时关于盒构件 18 的孔 32 浮动和对准, 然后, 当缩回时, 将触点载体 448 返回到直形位置。

[0170] 以前述方式, 盒组件 16, 特别地盒构件 18, 可与电外科器械 300 的射频功率输送设备 440 和流体输送设备 420 一起操作。

[0171] 以上详细讨论了电外科器械 300, 现在将注意力转移到其中可布置和使用装置 10 和电外科器械 300 的系统, 图 37 显示了本发明的具有示例性的与流体源 500 和手持装置 10 结合的电外科器械 300 的系统的实施例的视图。图 37 显示了具有支撑构件 506 的可移动小车 504, 所述支撑构件 506 包括中空圆柱状柱, 其承载平台 508, 所述平台 508 包括台座台, 以提供平直稳定的表面, 用于设置电外科器械 300。

[0172] 如图所示, 小车 504 还包括流体源承载杆 510, 承载杆 510 的高度可通过在支撑构件 506 内上下滑动承载杆 510 来调节, 之后使用固定螺钉紧固。在流体源承载杆 510 的顶部上是横杆支架, 所述横杆支架在其端部处设置有环, 用于提供承载流体源 500 的钩。

[0173] 如图 37 中所示, 流体源 500 可包括流体袋, 在袋使用设置在滴注器 48 端部处的针头 50 刺入之后, 流体 502 从所述袋流动通过滴注器 48。在其他实施例中, 可省除滴注器 48, 并且管段 46 可直接附接到针头 50。之后, 流体 502 流动通过柔性输送管段 46、盒构件 18 和缆线 42 的输送管段 106, 到达装置 10 的手持件 12。

[0174] 在本实施例中, 流体 502 包括盐水, 更特别地, 生理 (生理的) 盐水。虽然本文参照盐水作为流体 502 进行了描述, 但是根据本发明可使用其他导电流体。

[0175] 虽然优选电导率类似于生理盐水的导电流体,但是如将通过阅读本说明书变得更明显的,流体 502 还可包括不导电流体。不导电流体的使用虽然没有提供导电流体的全部优点,但是相对于使用干电极仍提供了一些优点,包括例如组织粘附到装置 10 的电极 180a、180b 的发生率降低,和冷却电极和 / 或组织。因此,包括使用不导电流体,例如去离子水,也在本发明的范围内。

[0176] 如上面所述,电外科器械 300 构造用于提供单极和双极功率输出。但是,电外科器械 300 可特别地包括封锁特征,其阻止单极和双极输出同时启动。

[0177] 当打开电外科器械 300 上的电源开关 304 时,从图形用户界面 306 呈现给使用者多个触摸控制屏,以设置装置 10 的使用。如图 38 中所示,在进行初始系统检查之后,显示 312 呈现给使用者请求插入盒构件 18。当盒构件 18 放置在盒插座 310 中时,控制器 338 从传感器接收到其存在的信号。控制器 338 然后启动对接机构 410 从其不使用(未接合)位置移动到其使用(接合)位置。

[0178] 当到达其使用(接合)位置时,控制器 338 接收来自另一传感器的指示此的另一个信号。在接收到该信号之后,控制器 338 此时可访问盒构件 18 的存储器 26,获取存储于其上的关于装置 10 的特定信息。

[0179] 如上面所述,电外科器械 300 可构造用于从装置 10 接收和读取包括一些工艺参数和其他信息的串行数据。控制器 338 可确定是否存储器 26 包括用于装置 10 的例如序列号等的唯一标识符。如果这样,则控制器 338 可读取序列号,并且将序列号存储在其自己的存储器。控制器 338 还可确定是否存储器 26 中包括用于使用装置 10 的固定时间周期(例如 24 小时)。如果这样,则控制器 338 可将该时间周期应用到内部倒数计时时钟,所述内部倒数计时时钟可在其中具有装置 10 的器械 300 的第一次启动射频功率之后倒数计时该周期。之后,一旦当该时间周期期满时,控制器 338 可编程来将该序列号与期满的装置 10 结合,并且不再操作装置 10。以该方式,装置 10 与盒 18 的使用可如预期的限定为一次性使用,以更好地确保患者安全。

[0180] 如图 39 中所示,在电外科器械 300 感测到插入盒构件 18 之后,显示 314 呈现给使用者来确认流体源 500 已经刺穿,并且开始使用流体 502 灌注装置 10。期望灌注来在装置 10 中不存在流体 502 的情况下防止射频功率启动。

[0181] 在灌注完成之后,如图 40 中所示,显示 316 呈现给使用者,指示系统现在准备好用于使用。另外,显示 316 呈现给使用者数字上以瓦特表示的默认射频功率水平设置 328 和 330,其可之后分别通过触摸射频功率水平选择器 332a, 334a 和 332b, 334b 增大或减小。RP 功率输出能以 1 瓦特的增量在 1 到 40 瓦特范围内设置,以 5 瓦特的增量在 40 到 100 瓦特范围内设置,并且以 10 瓦特的增量在 100 到 300 瓦特范围内设置。当射频功率启动时,显示的系统准备好的部分将改变来在视觉上指示射频功率已作用,如图 41 中所示。

[0182] 除了显示 316 呈现给使用者默认射频功率水平设置之外,显示 316 还呈现给使用者多个流体流量设置 336a, 336b 和 336c,其分别对应于低(由一滴流体表示)、中(由两滴流体表示)和高(由三滴流体表示)流体流量设置。当选择提供给使用者的适当的设置的视觉指示时,这样的适当的设置发光,中(或中间的)设置通常为默认设置。

[0183] 电外科器械 300 的控制器 338 也可编程来获得并且读取用于装置 10 的射频功率水平和流体流量水平的默认设置,其可存储在存储器 26 中,并且之后将器械 300 设置为这

些设置,并且在显示 316 上呈现这些默认设置。

[0184] 电外科器械 300 的控制器 338 可编程来获得并且读取装置 10 使用的存储在存储器 26 中的最大功率水平。以该方式,如果使用者期望选择大于指定的最大功率水平的射频功率水平,则电外科器械 300 将不启动其用于装置 10 的射频功率。

[0185] 电外科器械 300 的控制器 338 也可编程来从存储器 26 获得和读取将泵组件 422 的速度并且因此将由流体输送设备 420 排出的流体 502 的输出量与特定射频功率水平以及特定流体流量设置相关联的数据。以该方式,可更好地控制用于特定射频功率水平和流体水平的来自装置 10 的流体流量,并且不能选择更大的功率水平。

[0186] Y 轴上以立方厘米每分(cc/min)为单位的流体流动速率 Q 和 X 轴上以瓦特为单位的极 RF 功率设置 P_s 的示例性函数关系显示在图 42 中。该关系可设计来防止不期望的效果,例如组织脱水、电极粘附、产生烟和炭生成,同时不在相应 RF 功率设置 P_s 下提供过大的流体流动速率 Q 以致于发生电极/组织界面处的过多电消散和冷却。关于流体流动速率与射频功率的相互作用、从组织离开的热传递模式、流体部分沸腾和各种控制方案的更详细讨论可见于 2001 年 10 月 18 日公开的,转让给本发明的受让人的美国公开号 2001/0032002,但是本发明不受特定理论限制,并且该文件以一致的范围全部通过引用并入本文。

[0187] 如图 42 中所示,分别针对低、中和高三种流体流动速率设置中的每一种,示例性关系 Q_L 、 Q_M 和 Q_H 构成随着射频功率水平 P_s 增大而线性增大流体流动速率 Q。相反地,分别针对低、中和高三种流体流动速率设置中的每一种,示例性关系 Q_L 、 Q_M 和 Q_H 构成随着射频功率水平 P_s 减小而线性减小流体流动速率 Q。因此,存储在装置 10 的存储器 26 中的数据用于针对特定射频功率水平和特定流体流动水平设置泵组件 422 的速度,以使流体输送设备 420 的输出量对应于图 42 中提供的关系。数据可以方程的形式存储,或作为数据库查询表的一部分以数字数据点存储。

[0188] 电外科器械 300 的示例性的极射频功率输出曲线显示在图 43 中。阻抗 Z 以单位欧姆显示在 X 轴上,输出功率 P_o 以单位瓦特显示在 Y 轴上。在示出的实施例中,极电外科功率(RF)设置为 300 瓦特。如图中所示,对于 300 瓦特的 RF 功率设置 P_s ,输出功率 P_o 将随着设置 RF 功率 P_s 保持恒定,只要阻抗 Z 保持在 30 欧姆低阻抗截止点和 120 欧姆高阻抗截止点之间。对于低于 30 欧姆的阻抗 Z,输出功率 P_o 将如由低阻抗斜率所示减小。对于高于 120 欧姆的阻抗 Z,输出功率 P_o 将也如由高阻抗斜率所示增大。

[0189] 关于单极功率输出,电外科器械 300 的示例性的单极射频功率输出曲线显示在图 44 中。阻抗 Z 以单位欧姆显示在 X 轴上,输出功率 P_o 以单位瓦特显示在 Y 轴上。在示出的实施例中,极电外科功率(RF)设置为 300 瓦特。如图中所示,对于 300 瓦特的 RF 功率设置 P_s ,输出功率 P_o 将随着设置 RF 功率 P_s 保持恒定,只要阻抗 Z 保持在 200 欧姆低阻抗截止点和 800 欧姆高阻抗截止点之间。对于低于 200 欧姆的阻抗 Z,输出功率 P_o 将如由低阻抗斜率所示减小。对于高于 800 欧姆的阻抗 Z,输出功率 P_o 将也如由高阻抗斜率所示增大。

[0190] 在另一个实施例中,手持件 12 和电外科器械 300 可由盒组件 16a 连接,如图 47-50 中所示。与前面的实施例一样,电外科器械 300 构造用于与盒组件 16a 更特别地盒构件 18 连接。如图所示,盒构件 18 可再次包括具有配合的盒体部分 20a、20b 的盒体 20。而且,为

了便于正确安装盒构件 18 与电外科器械 300, 箱体 20 可包括方向指示标志 30, 以显示盒构件 18 安装在电外科器械 300 中所要沿的方向。

[0191] 如图所示, 流体输送管段 46 延伸穿过形成在箱体 20 中的管状孔 52。流体输送管段 46 然后可使用在其端部处的有倒钩的流体管接头 53 (以虚线显示) 与流体输送管段 78 的第一端连接, 所述流体输送管段 78 构造用于特别与流体输送设备 420 (其再次可包括蠕动泵组件 422, 更特别地, 旋转蠕动泵组件) 一起操作。流体输送管段 78 的相对另一端又可使用在其端部处的有倒钩的流体管接头 53 连接到缆线 42 的流体输送管段 106。流体输送管段 106 然后延伸穿过管状孔 54。

[0192] 为了与射频功率输送设备 440 连接, 用于盒构件 18 的电触点此时包括公接头 56 (例如与电触点焊盘相对的针脚或其他形式的管脚), 其构造用于与位于电外科发生器 300 的矩形突出部 66 中的母接头 58 (代替可伸缩针脚 446) 配合。如图所示, 公接头 56 位于形成在箱体 20 中的矩形凹部 68 内, 以更好地保护其, 并且减少其发生意外地弯曲或者损坏的危险。

[0193] 通过首先将箱体 20 与电外科器械 300 的射频功率输送设备 440 安装在一起, 使盒组件 16a 可与电外科器械 300 一起操作。更特别地, 矩形突出部 66 构造用于与矩形凹部 68 配合, 特别地, 使用过盈配合, 并且将公接头 56 与母接头 58 连接在一起。

[0194] 在电连接已经完成之后, 管段 78 可装入流体输送设备 420 中, 流体输送设备 420 如图所示可包括蠕动泵组件 422。如图所示, 管段 46/78/106 与箱体 20 一起形成封闭环 88。如本领域所理解的, 在蠕动泵组件 422 的半圆形压砧或压缩构件 432 处于升高或不使用位置中的情况下, 环 88 可然后装入打开的泵组件 422 的位于弧形支撑表面 430 和压轮 424 之间的范围中。

[0195] 在安装过程中, 如果环 88 的尺寸太小或太大, 环 88 的尺寸可通过相对于箱体 20 沿适当方向移动管段 46 来调节 (即, 通过将管段 46 移动到箱体 20 的管状孔 52 中, 以使环 88 更小, 或从箱体 20 出来, 以使环 88 更大)。之后, 一旦当环 88 的尺寸合适时, 则压砧或压缩构件 432 可下降到其使用位置中。以该方式, 压轮 424 以已知方式抵靠相对的承载支撑表面 430 接合并且压缩泵管段 78, 以将流体 502 从流体源 500 泵送到装置 10。

[0196] 通过使用盒组件 16a, 用于电外科器械 300 的电触点不可如使用盒组件 16 的电外科器械的结构一样从不使用位置移动到使用位置, 这可简化电外科器械 300 的结构。而且, 应可理解, 盒组件 16a 的盒构件 18 可包括可与盒构件 16 一起使用的任何电部件, 包括印刷电路板 24 和在箱体 20 的范围内的存储器 26。

[0197] 在另一个实施例中, 装置 10 的手持件 12 和电外科器械 300 可通过图 51-53 中所示的盒组件 16b 连接。如前面的实施例, 电外科器械 300 构造用于与盒组件 16b 更特别地盒构件 18 连接, 反之亦然。如图所示, 盒构件 18 可再次包括箱体 20。

[0198] 如图所示, 流体输送管段 78 经过形成在箱体 20 中的 U 形通道 94。管段 78 具有可靠着弧形支撑表面 430 的 U 形部分。用于盒构件 18 的电触点此时包括金属带或片 110, 其构造用于与电外科发生器 300 上的金属带 102 配合。如图所示, 每一个金属带 110 位于形成在箱体 20 中的矩形槽 108 的底部, 以更好地保护其, 并且减少其发生意外地弯曲或者损坏的危险。每一个矩形槽 108 构造用于与位于电外科器械 300 上的矩形突出部 114 配合。

[0199] 通过将箱体 20 与电外科器械 300 的射频功率输送设备 440 和流体输送设备 420 安

装在一起,使盒组件 16b 可与电外科器械 300 一起操作。更特别地,矩形突出部 114 构造用于与矩形凹槽 108 配合,特别地,利用过盈配合,并且如盒体 20,将金属带 102 与金属带 110 连接。

[0200] 当与射频功率输送设备 440 的电连接完成时,管段 78 同时可与流体输送设备 420 一起操作,所述流体输送设备 420 可包括蠕动泵组件 422。如图所示,盒体 20 构造用于将管段 78 成形为弧形,这里为半圆形,该形状可抵靠弧形支撑表面 430 支撑。以该方式,滚柱 424 以已知方式抵靠相对的载荷承载支撑表面 430 来接合和压缩泵管段 78,以将流体 502 从流体源 500 泵送到装置 10。

[0201] 通过使用盒组件 16b,用于电外科器械 300 以及流体输送设备 420 的电触点是静止不动的,不可如使用盒组件 16 的电外科器械的结构那样从不使用位置移动到使用位置,这可简化电外科器械 300 的结构。而且,通过使用盒组件 16b,使电和流体连接几乎同时进行,并且无需如盒组件 16a 那样手动调节流体输送段 78。

[0202] 以上讨论了其中可布置和使用装置 10 和电外科器械 300 的系统,现在将注意力聚集在用于处理组织的装置 10 的应用上。如图 45 中所示,可使用装置 10 的一种方式使电极 180a、180b 的纵轴线竖直取向,而电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 与组织 520 的组织表面 522 相邻侧向间隔开。当装置 10 以该方式使用时,电极 180a、180b 连接到电外科器械 300,并且接收双极射频功率,所述双极射频功率在位于电极 180a、180b 之间的组织 520 中形成交变电流电场 528。在存在交变电流的情况下,电极 180a、180b 在电流从正电荷到负电荷流动的情况下在正和负电荷之间交变极性。在不限到特定理论的情况下,组织的加热通过电阻加热进行。

[0203] 除了在装置 10 和组织 520 之间提供电耦合,流体 502 还润滑组织 520 的表面 522,并且便于电极 180a、180b 横跨组织 520 的表面 522 移动。在电极 180a、180b 的移动过程中,电极 180a、180b 通常横跨组织 520 的表面 522 滑动。通常,装置 10 的使用者以涂刷运动横跨组织 520 的表面 522 往复滑动电极 180a、180b,同时使用流体 502 尤其是作为润滑涂层。流体 502 在电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 和组织 520 的耦合区 524a、524b 外边缘处的表面之间的厚度在 0.05mm 到 1.5mm 之间(并且包括 0.05mm 到 1.5mm)的范围内。而且,在一些实施例中,电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 可接触组织 520 的表面 522,而在其间没有任何流体 502。

[0204] 如图 45 中所示,从流体出 208a/210a/214a 和 208b/210b/214b 排出的流体 502 可形成液滴 526a、526b,液滴在电极 180a、180b 上向远端流动。如图 45 中所示,液滴 526a、526b 可在不同时间由从任一个流体出口排出的流体 502 形成。而且,流体 502 可以不同的量从任一个流体出口排出,取决于例如装置方向、压力、流动速率和不同的流体出口尺寸。在使用装置 10 的情况下,液滴 526a、526b 的尺寸也可由于电极 180a、180b 的表面光洁度的变化(例如由于受血液和组织的污染)而改变。

[0205] 如图 45 中所示,流体耦合区 524a、524b 包括离散的局部的网,并且更特别地包括三角形形状的网或水珠部分,在组织 520 和电极 180a、180b 之间形成流体 502 的薄膜。当装置 10 的使用者将电极 180a、180b 放置在组织处理位置处,并且横跨组织 520 的表面 522 移动电极 180a、180b 时,流体 502 从流体出 208a/210a/212a/214a 和 208b/210b/212b/214b 围绕电极 180a、180b 的表面排出,并且经由耦合区 524a、524b 排出到组织 520 的表面 522

上。同时,由电场线 528 显示的射频电能通过流体耦合区 524a,524b 在组织表面 522 处和组织表面 522 下方提供到组织 520 中。如图 46 中所示,装置 10 可通过将切割边缘 198a 或 198b(取决于使用电极 180a、180b 中的哪一个)施加到组织 520 来用于切割组织。

[0206] 装置 10 可用于进行固体器官切除,例如肝切除。边缘 198a、198b 可首先用于沿计划切除线将肝外膜划线。之后电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 可在射频功率和流体流动开通的情况下沿所述线往复移动,导致划线外膜下的肝薄壁组织凝结。由于组织在电极表面下方和周围凝结,因此电极 180a、180b 可用于分开和钝切凝结的薄壁,并且进入形成的裂缝。当电极 180a、180b 的远端部分 186a、186b 处理薄壁时,处理过的薄壁整体性松弛,并且变得更易于独自地分离,或在通过电极 180a、180b 由装置的使用者施加的分离力的结合作用下分离。

[0207] 利用与凝结相同的往复运动,并且在装置 10 基本上保持于用于肝薄壁凝结的相同方向的情况下,通过连续消融或切开外壁进行凝结薄壁的钝切。但是,在钝切的情况下,外科医生通常向组织施加更大的力。在各个实施例中,一旦当肝薄壁凝结时,可使用或不使用单极射频功率(即开或关)和/或存在或不存在来自装置 10 的流体的情况下来进行钝切。另外或替代地,可对在切除线相对侧上的组织施加垂直于切除线的张力,以便于切除。而且,切除也可通过利用电极 180a、180b 的边缘 198a、198b 锐切进行。因而,通过装置 10,外科医生可以多种不同的方式进行切除手术。

[0208] 当薄壁切除时,横跨或横过切除线延伸的薄壁内的血管可能露出。装置 10 可用于通过加热和收缩容纳在血管壁中的胶原因而减小这些血管管腔的直径来收缩和封闭这些血管。对于直径太大以至于不能完全封闭管腔的血管,所述血管可在切除线每一侧使用缝合线结扎,之后在其之间切断。如果这样的血管不是首先通过移除周围的薄壁组织露出,并且没有切断,则其可能大出血,并且需要更多的时间来止血。因此,在大血管不首先露出并且暴露的情况下,可能期望避免通过锐切分离。

[0209] 该技术可以用于其他实质性器官,例如胰腺、肾脏和肺。另外,还可用于肌肉组织和皮下脂肪上。其用途也可扩展到肿瘤、囊肿或泌尿或妇科领域中发现的其他组织肿块。其还使得能够移除例如血管瘤等高度血管化的肿瘤。

[0210] 本文公开的装置特别地可用作非接牢装置,其提供组织切割,以及组织凝血、止血和封闭,以在手术过程中防止血液或其他流体损失。换句话说,通过收缩胶原和相关血管(例如动脉、静脉)管腔来提供组织的期望止血,不需要紧紧抓住组织来收缩、凝结、切割和封闭组织以防止血液损失。而且,电外科器械 300 的控制系统不需要依赖例如操作温度或阻抗等组织反馈。因而,电外科器械 300 的控制系统可关于组织是开环的,这简化了使用。

[0211] 本文公开的装置对于外科医生在切穿软组织之后实现止血特别有用,其作为髋或膝关节成形术的一部分。远端部分 186a、186b 可在组织 520 的露肉渗出表面 522 上涂刷来封闭组织 520,防止流血,或集中在各个较大的流血血管来阻止血管流血。作为相同或不同手术的一部分,装置 10 也可用于阻止从切割骨、多骨组织的表面流血,作为需要切割骨的任何整形外科手术的一部分。

[0212] 如所公知的,骨或多骨组织为包括嵌在钙化胞间质的基质中的骨细胞单元(骨细胞)的致密结缔组织的特殊形式。骨基质主要包含胶原纤维和微量碳酸钙、磷酸钙和羟基磷灰石。在人体内很多类型的骨为致密骨和松质骨。致密骨为硬的致密的骨,其形成骨的表

面层以及长骨的骨干。其主要由骨膜覆盖的哈弗斯系统形成。致密骨包含离散的营养管，通过所述营养管，血管系统进入哈弗斯系统和长骨的骨髓腔。例如，伏克曼氏管为致密骨中发现的小管，血管从骨膜穿过所述管，并且通过所述管与哈弗斯管和骨髓腔连接。本文中公开的装置 30a-30e 可特别用于处理致密骨，并且提供止血和封闭流血的血管（例如通过收缩来完全闭合）和与伏克曼氏管及哈弗斯系统有关的其他结构。

[0213] 与致密骨相反，松质骨为海绵状骨质，形成短、扁平 and 规则骨的主体和长骨的端部。构成松质骨结构的海绵状骨组织网包括很多小梁，部分封闭很多填充有骨髓的互相连通的空间。因此，由于其小梁结构，松质骨比致密骨更无定形，并且具有更多的通道，所述通道具有与毛细血管、小静脉和小动脉混合的各种血细胞前体。本文公开的装置 10 可特别用于处理松质骨，并且提供止血和封闭流血结构，例如除了静脉和动脉以外的上述微血管（即毛细血管、小静脉和小动脉）。装置 10 可特别用于在整形外科膝关节、髋关节、肩关节和脊柱手术（例如关节成形术）过程中使用。

[0214] 在膝关节置换手术过程中，股骨远端骨髓处的髌骨和胫骨近端骨髓处的胫骨高丘通常被切割，并且使用锯装置使其更平，以最终分别提供用于附接到其的股骨髌假体和胫骨假体的更适当的支撑结构。这些长骨的切割导致从每一个位置处的松质骨出血。为了封闭和阻止通过切割每一个长骨的骨髓露出的松质骨出血，可使用双极装置 10。此后，可附接各自的假体。

[0215] 来看髋关节置换手术，可通过使用锯装置切割移除股骨近端骨髓处的股骨头和颈，并且可使股骨的粗隆区域更平，以提供用于附接到其的股骨柄更适当的结构支撑。关于髋关节，可使用球面铰刀来较大并且增大髋（髋关节）骨的关节窝，以容纳髌臼假体插入其中，这将提供凹座，股骨柄假体的头部安装于其中。股骨的切割以及髋骨的扩大通常导致从每一个位置处的松质骨出血。为了封闭和阻止从已经切割和露出的松质骨出血，可使用装置 10。之后，如膝关节置换一样，可附接各自的假体。

[0216] 装置 10 可用于处理结缔组织，例如用于在脊柱手术过程中收缩椎间盘。椎间盘为紧密固定在脊柱的椎骨之间的纤维软骨组织的柔性垫。该盘包括平直的圆形囊，约 1 英寸直径，0.25 英寸厚，由称为纤维环的围绕称为髓核的弹性芯的坚韧纤维外膜形成。

[0217] 在应力下，髓核可能膨胀并且脱出，推动通过椎间盘的纤维环膜中的弱化位置，并且进入椎管中。因此，全部或部分髓核材料可通过弱化位置突出，产生压力压迫周围神经，这导致疼痛和不能移动。

[0218] 装置 10 可用于收缩突出的和脱出的椎间盘，其在朝向正常尺寸收缩时减小周围神经上的压力，并且缓解疼痛和不能移动。装置 10 可在外科医生的控制下经后入路施加，用于纤维环膜的病灶收缩。

[0219] 在椎间盘不能修复并且必须作为椎间盘切除术的一部分移除的情况下，装置 10 可特别用于封闭和阻止从相对的上和下椎骨表面的松质骨出血（例如上位椎骨的椎体向头侧表面和下位椎骨的近尾部表面）。在椎间盘从患者前部取出的情况下，例如作为开胸脊柱前路手术的一部分，装置 10 也可特别用于封闭和阻止从椎体上的部分血管出血。

[0220] 装置 10 可用于封闭和阻止硬脑膜镜面出血，其由于在例如椎板切除术或其他神经外科手术过程中移除围绕硬膜的组织造成出血。硬脑膜血管可能在硬膜作为还原手术的一部分从其缩回时开始出血。也是在椎板切除术过程中，装置 10 可用于封闭和阻止从椎弓

根更特别地椎弓根的椎板出血。

[0221] 如上面建立的,本发明的装置 10 可防止组织脱水、电极粘附、炭生成和产生烟等不期望的效果。本文公开的装置的使用可导致在手术过程中显著降低血液损失。该血液损失降低可减小或消除对输血的需要,并且因而降低或消除与输血相关的成本和不利临床后果,例如延长住院治疗等。

[0222] 虽然以上描述了本发明的优选实施例,但是应可理解,可在其中进行各种改变、适应和修改,而不偏离本发明的精神和所附权利要求的范围。本发明的范围因此不应参照上述描述确定,而是相反,应参照所附权利要求及其全部等同方案范围来确定。而且,应可理解,所附权利要求不必包括申请人要求的本发明的最广泛的范围,或仅其中本发明可能要求的一种或多种方式,或其全部引用特征是必须的方案。

[0223] 本申请中引用的全部公开和专利文件在其一致的范围内出于全部目的全文通过引用并入本文中。

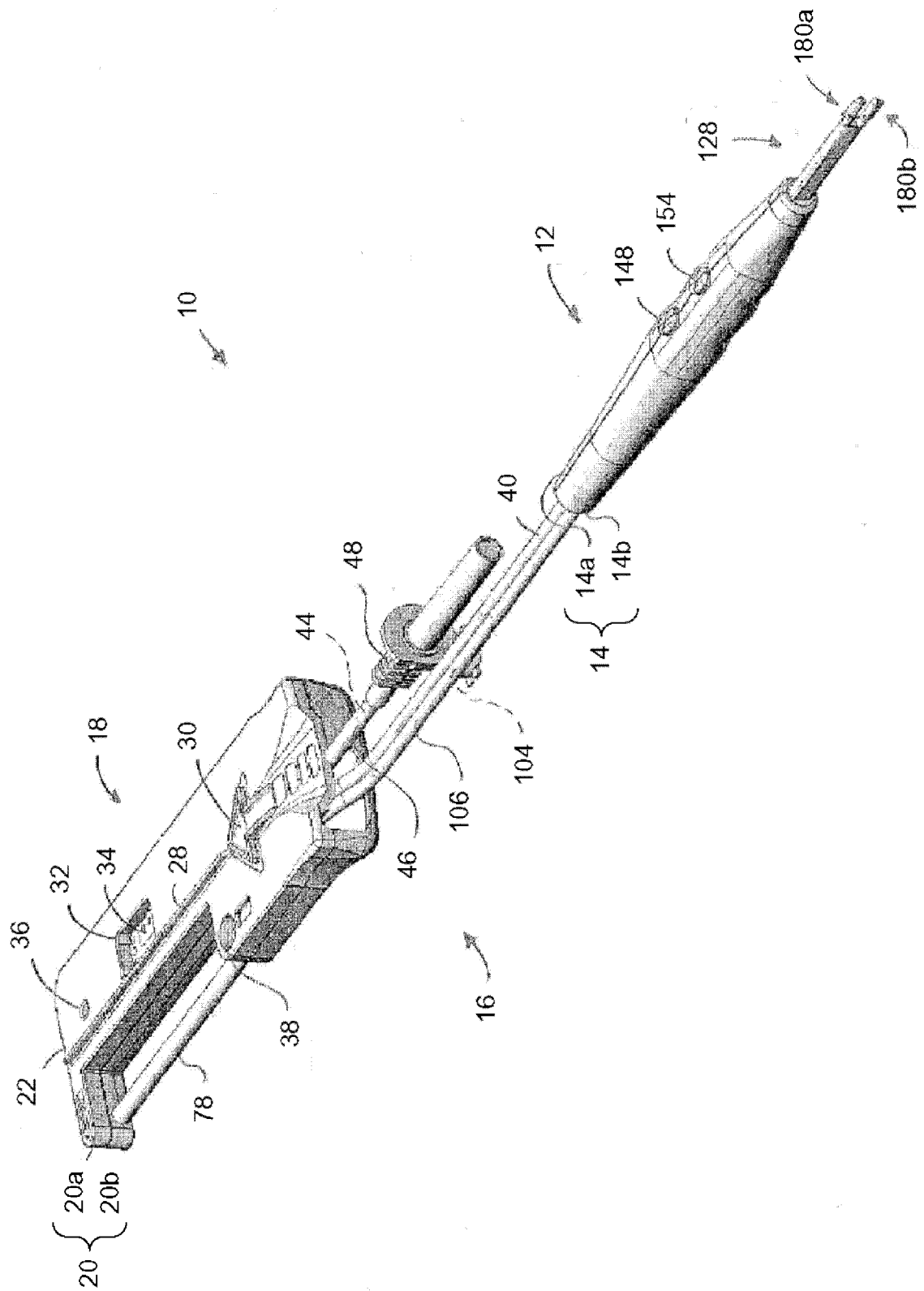


图 1

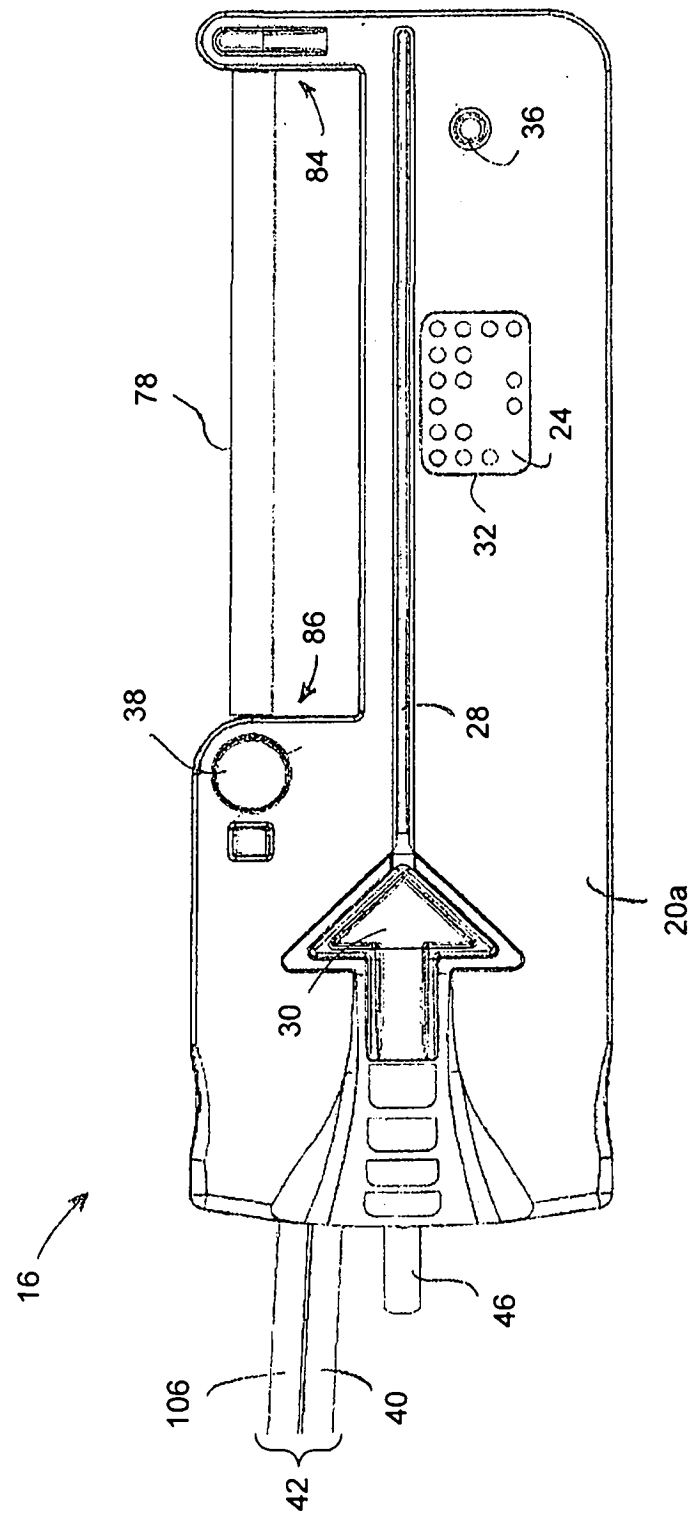


图 2

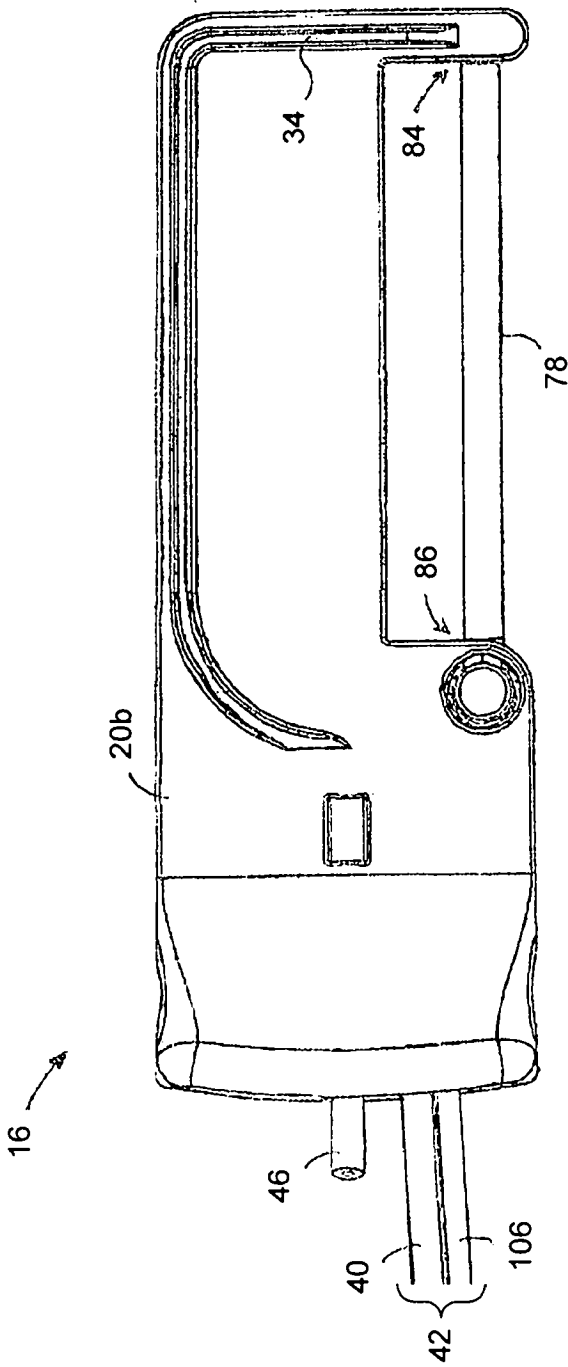


图 3

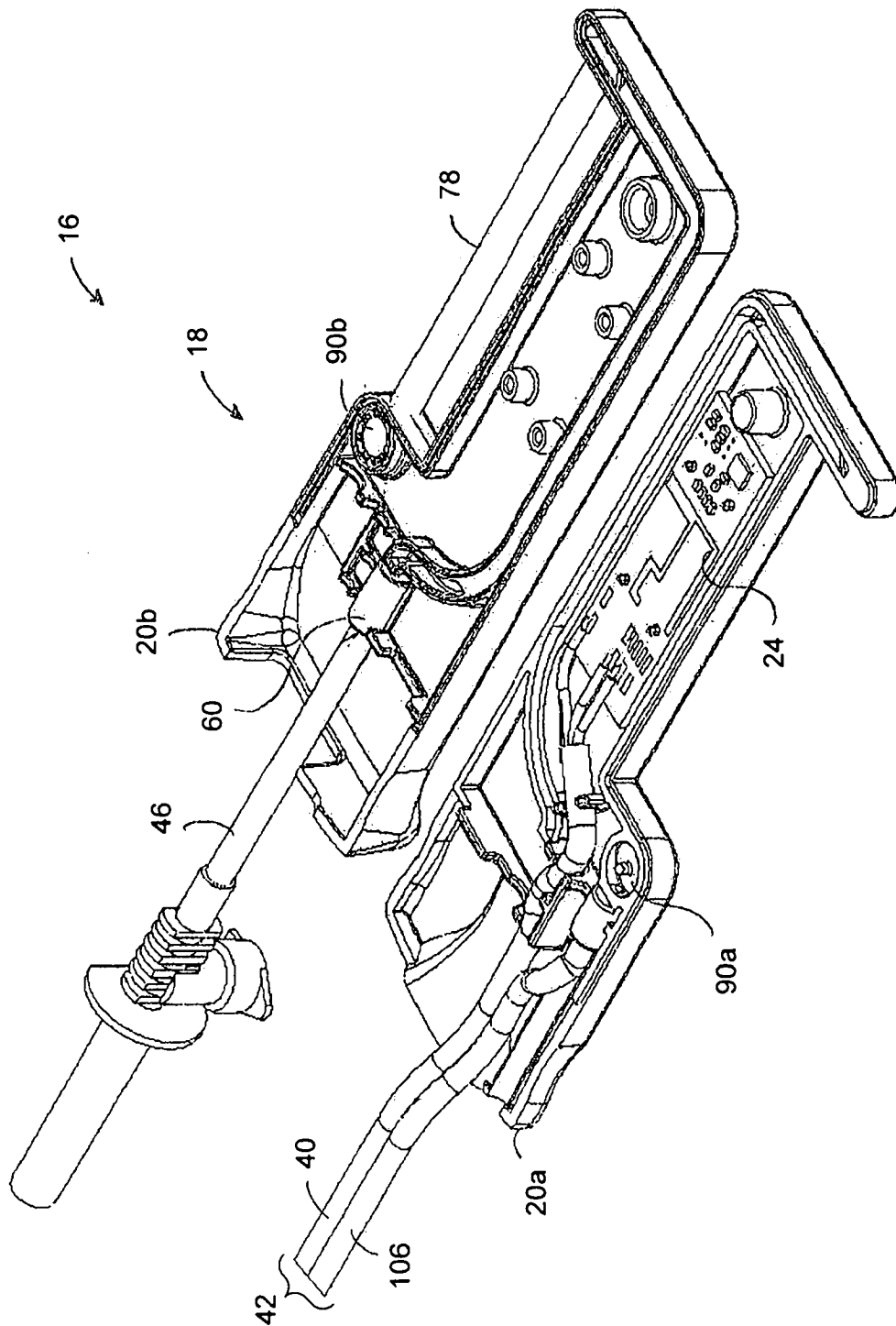


图 4

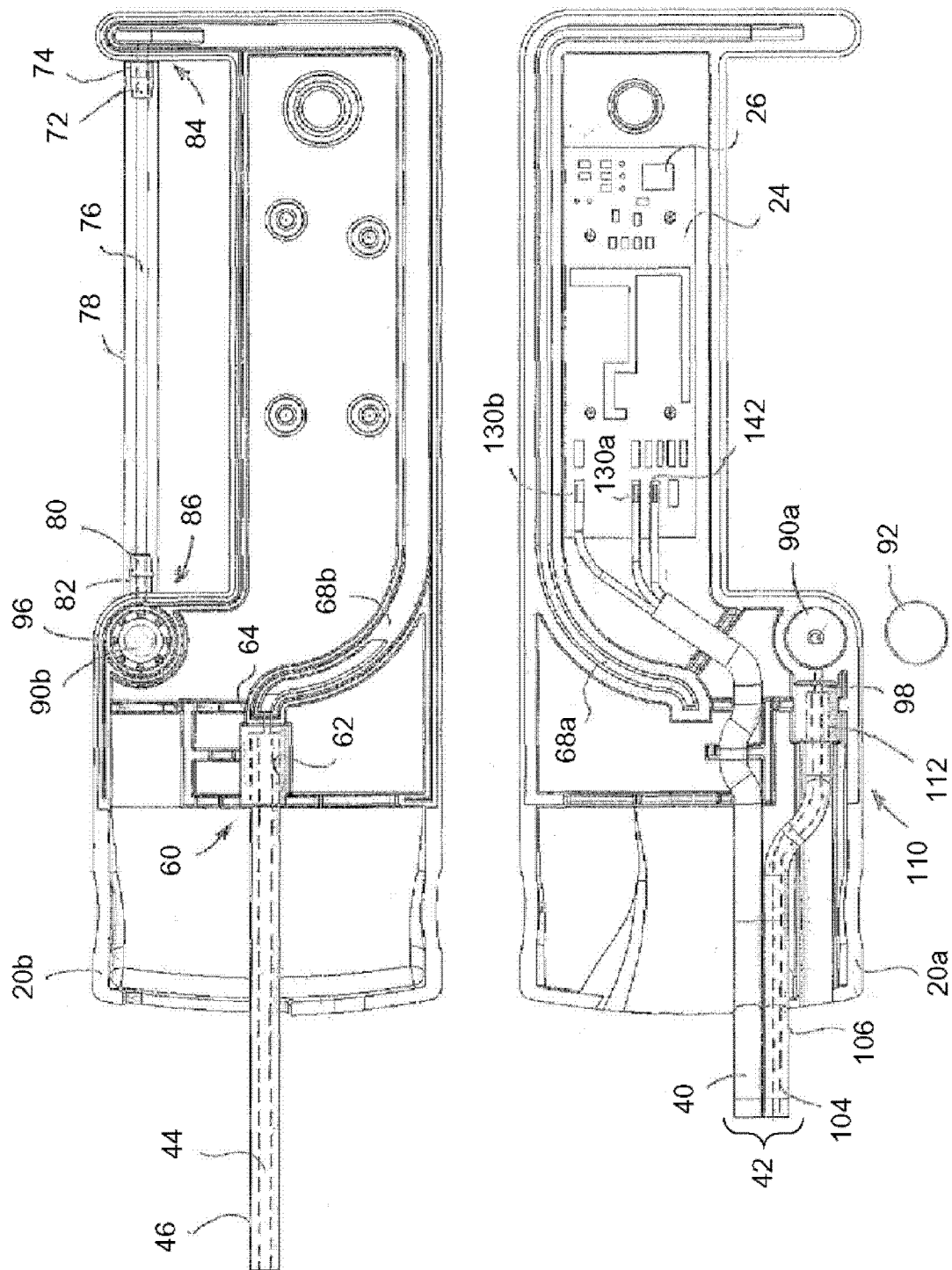


图 5

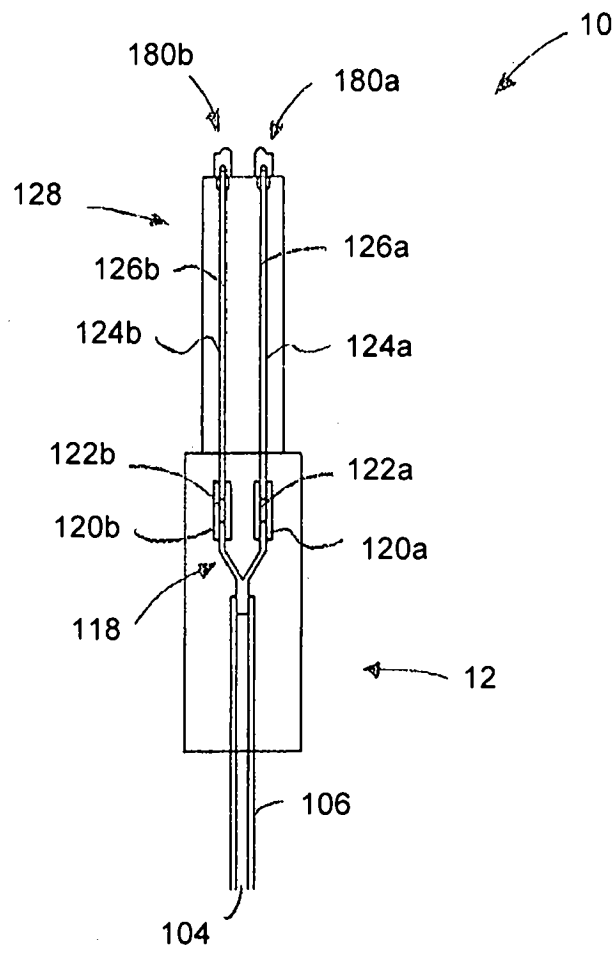


图 6

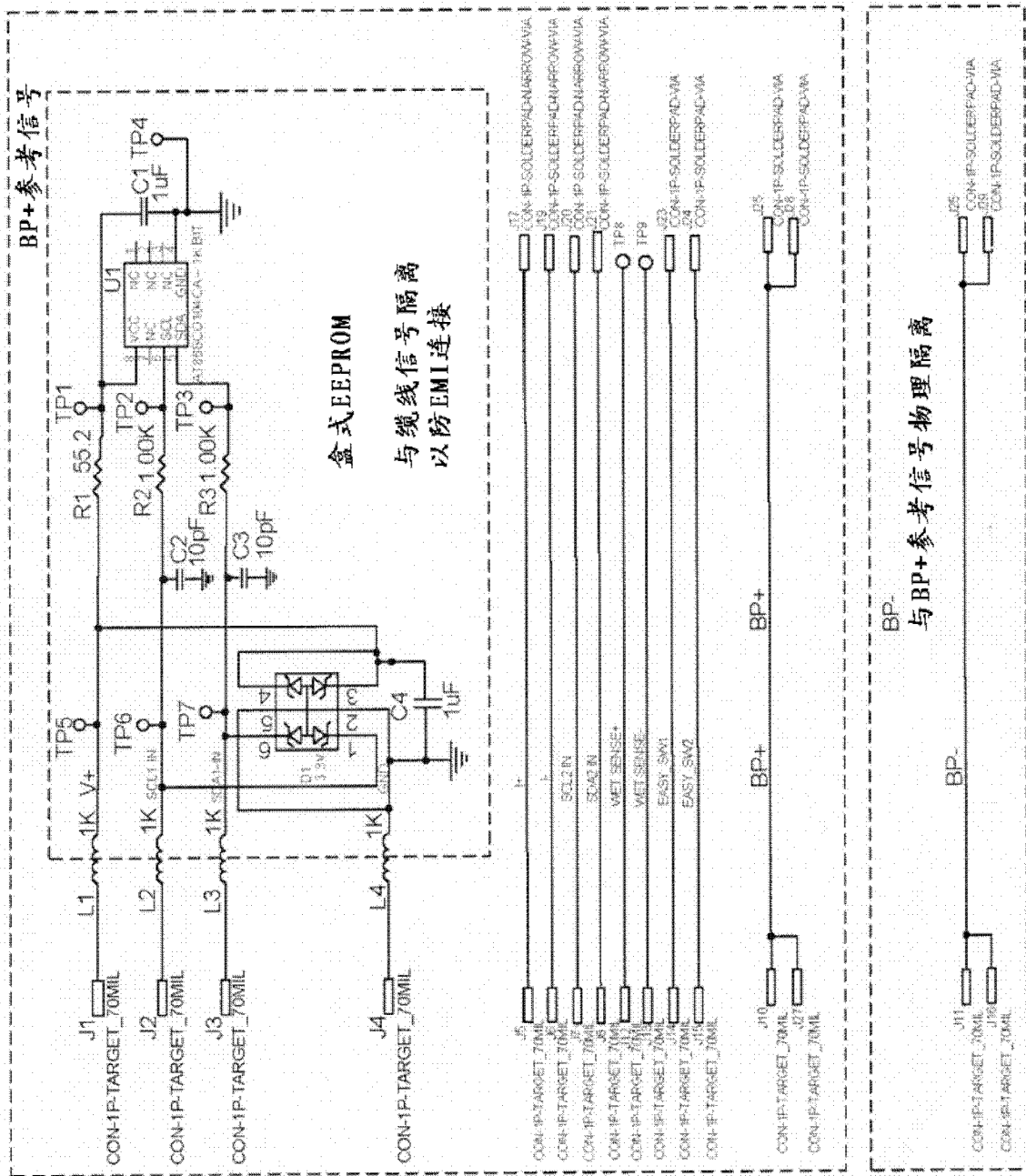


图 7

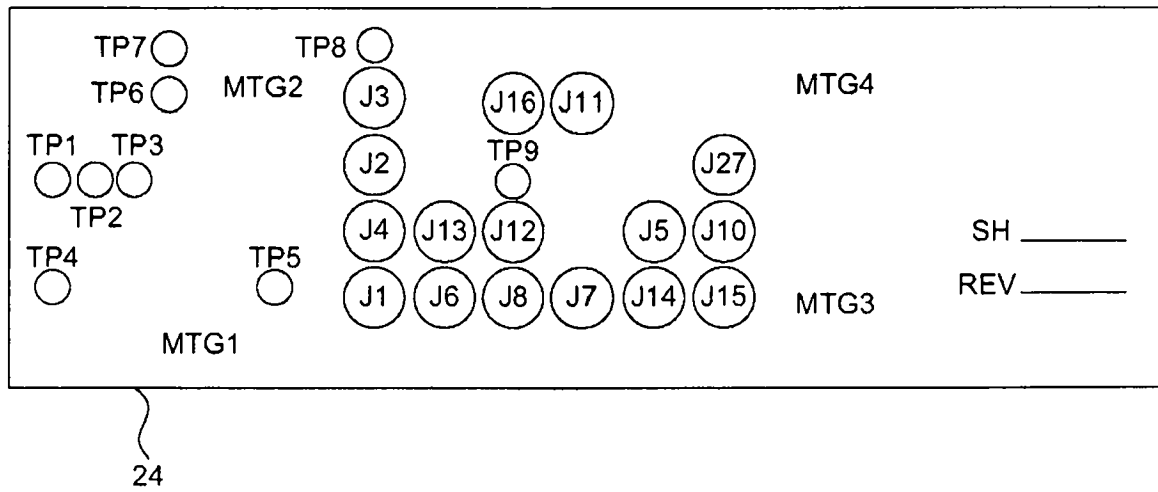


图 8

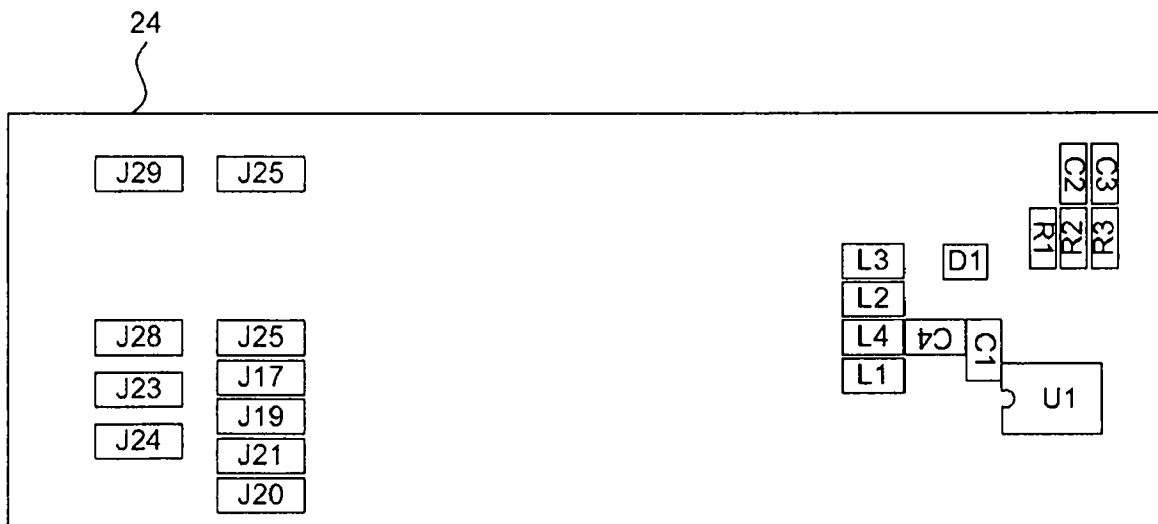


图 9

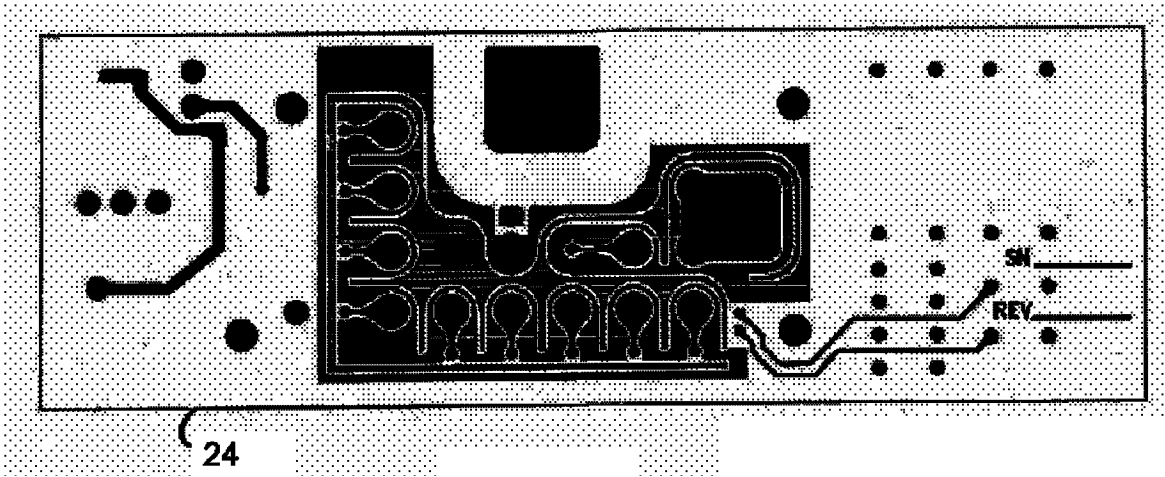


图 10

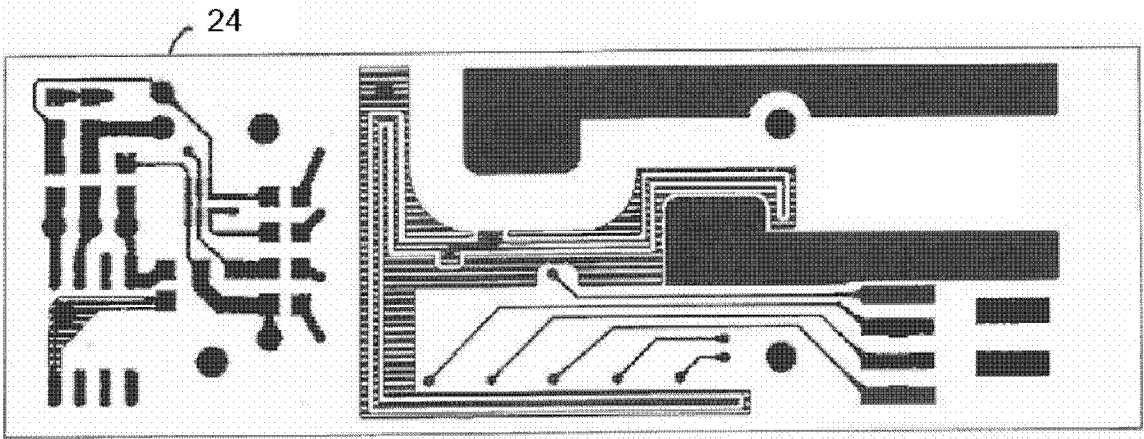


图 11

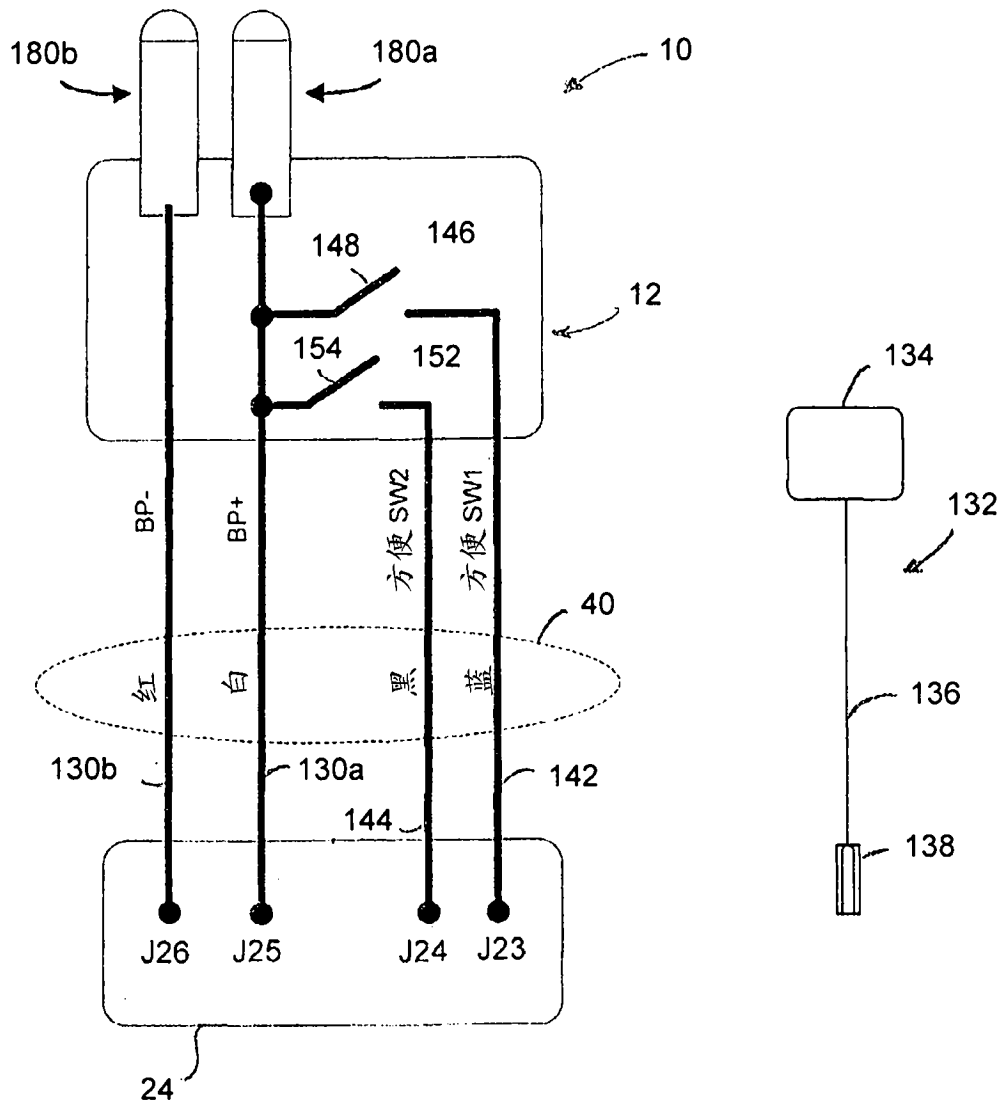


图 12

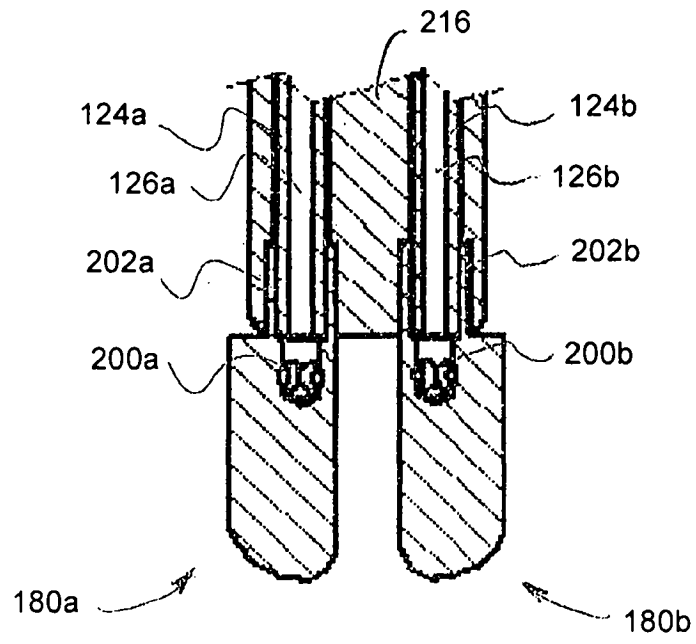


图 15

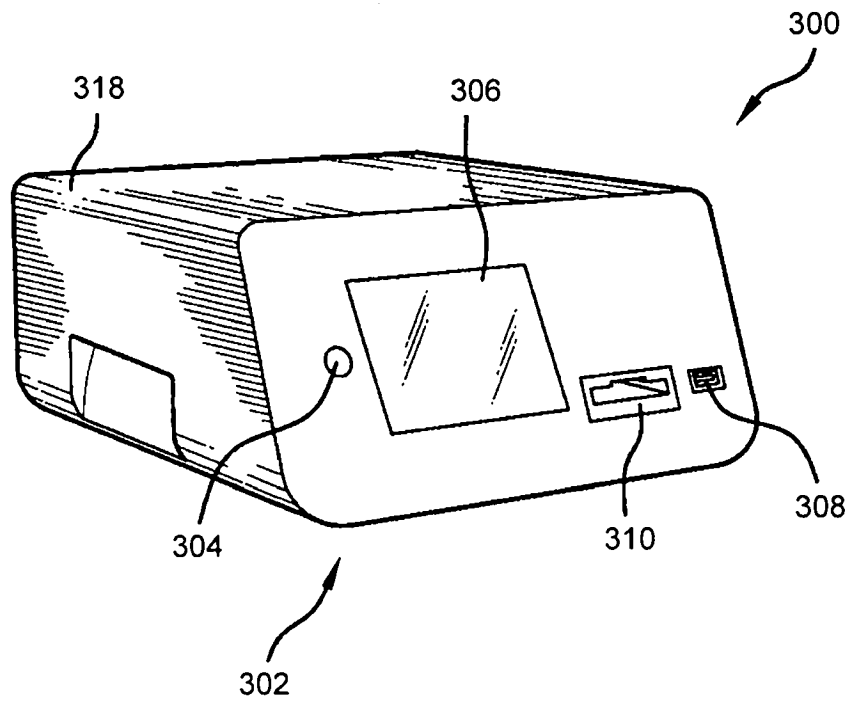


图 16

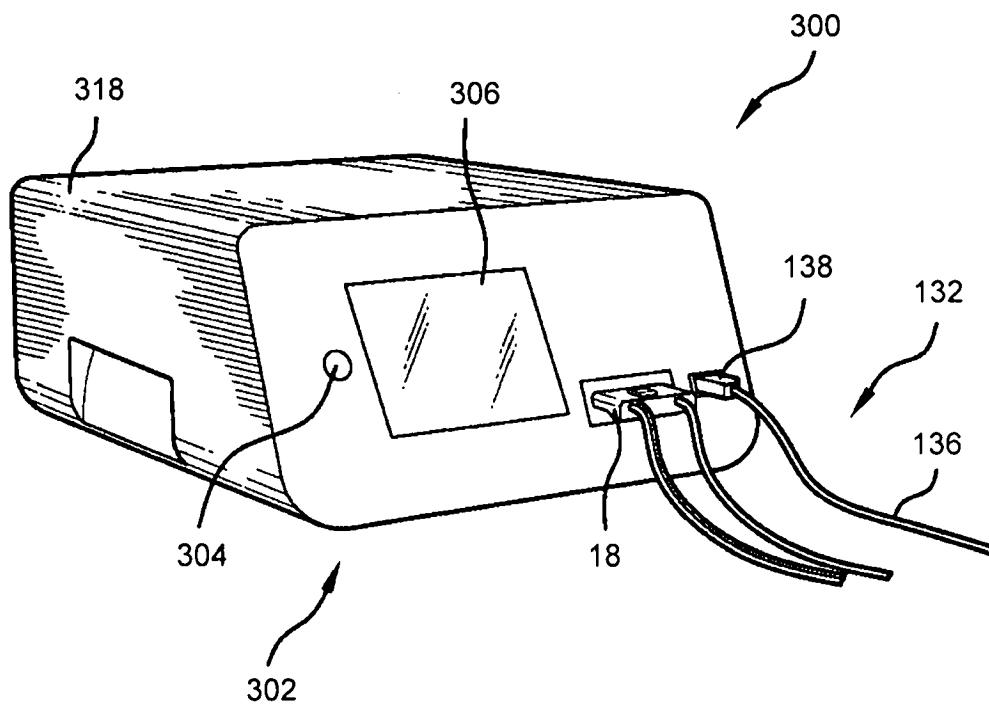


图 17

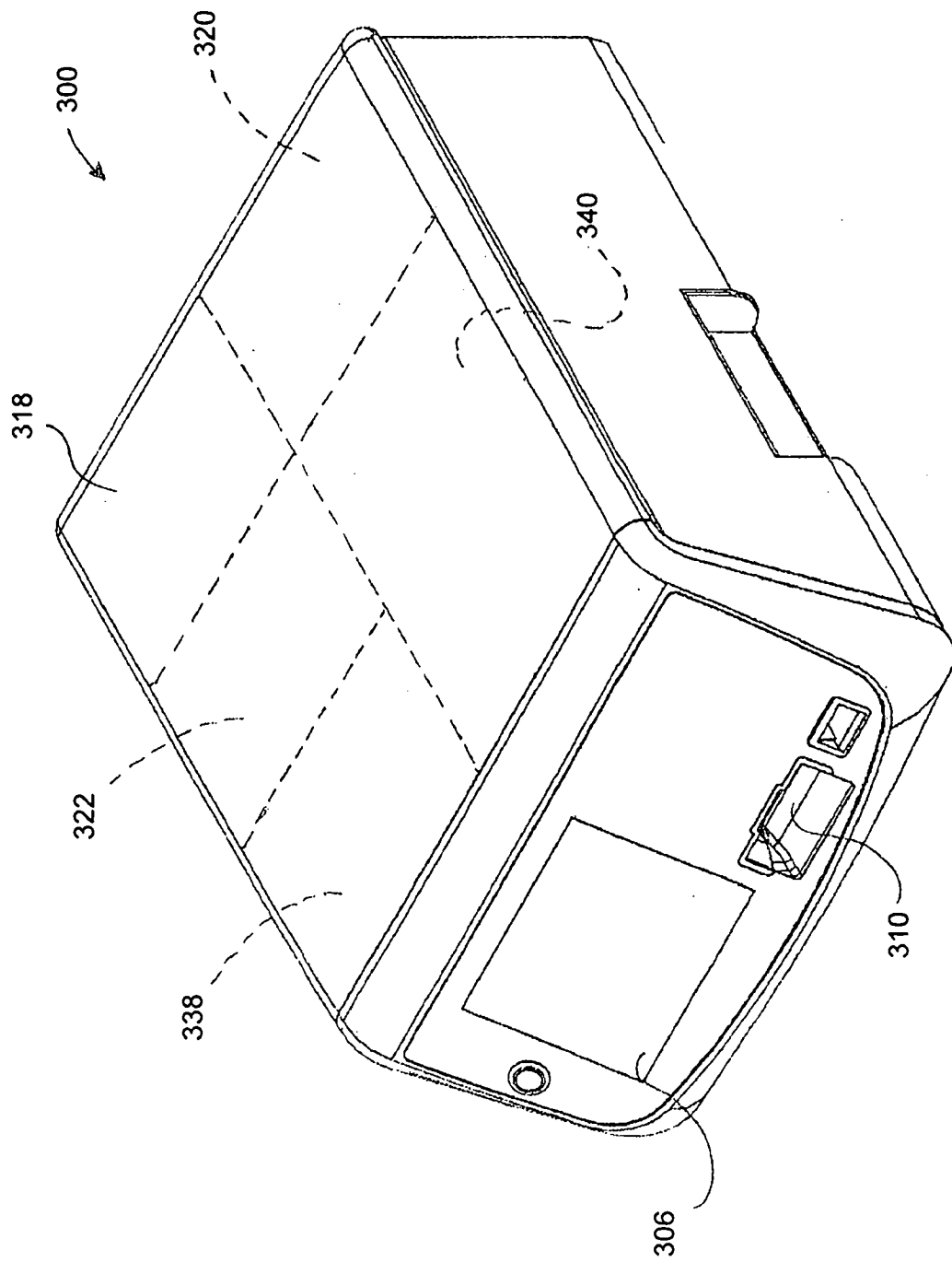


图 18

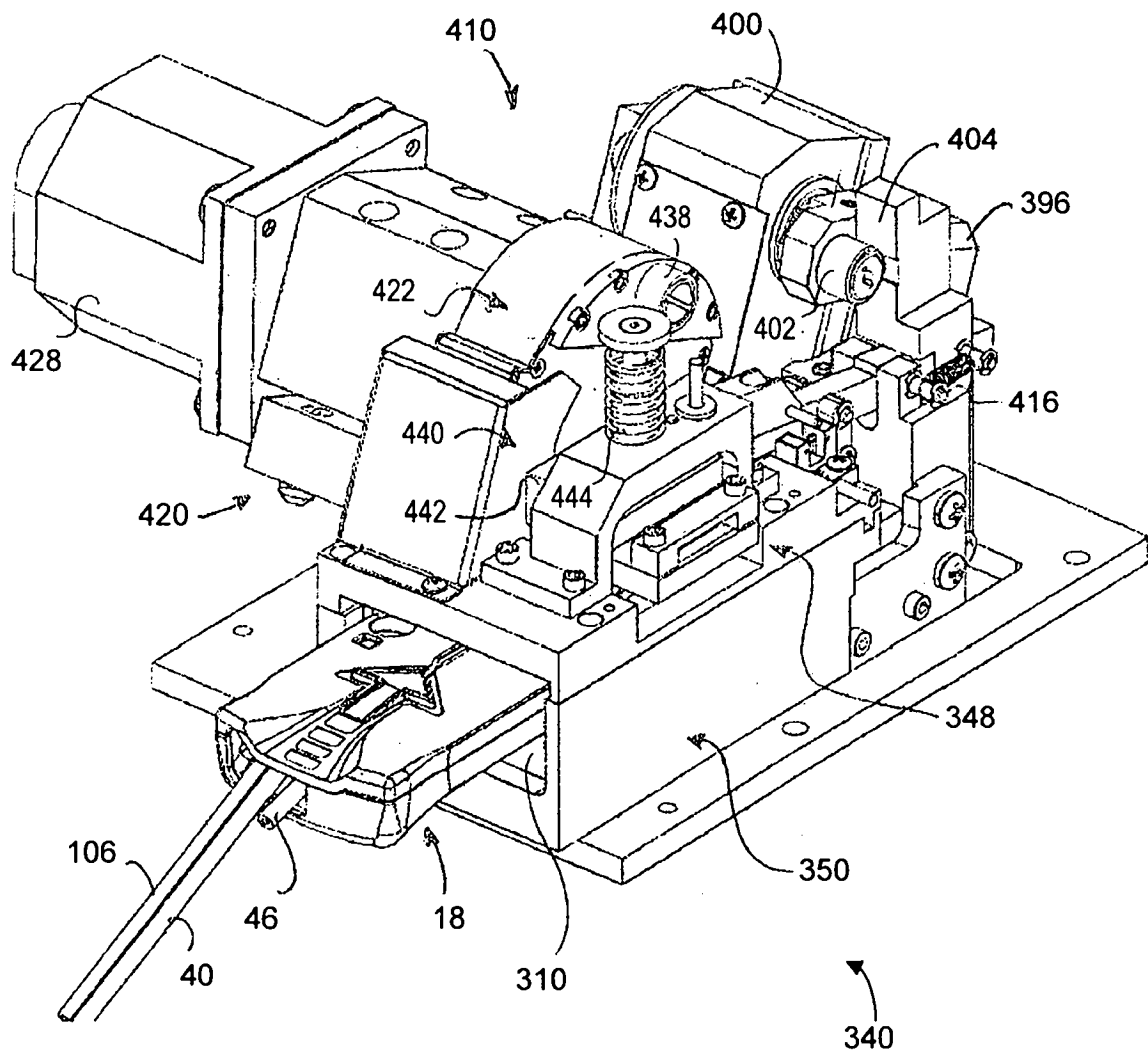


图 19

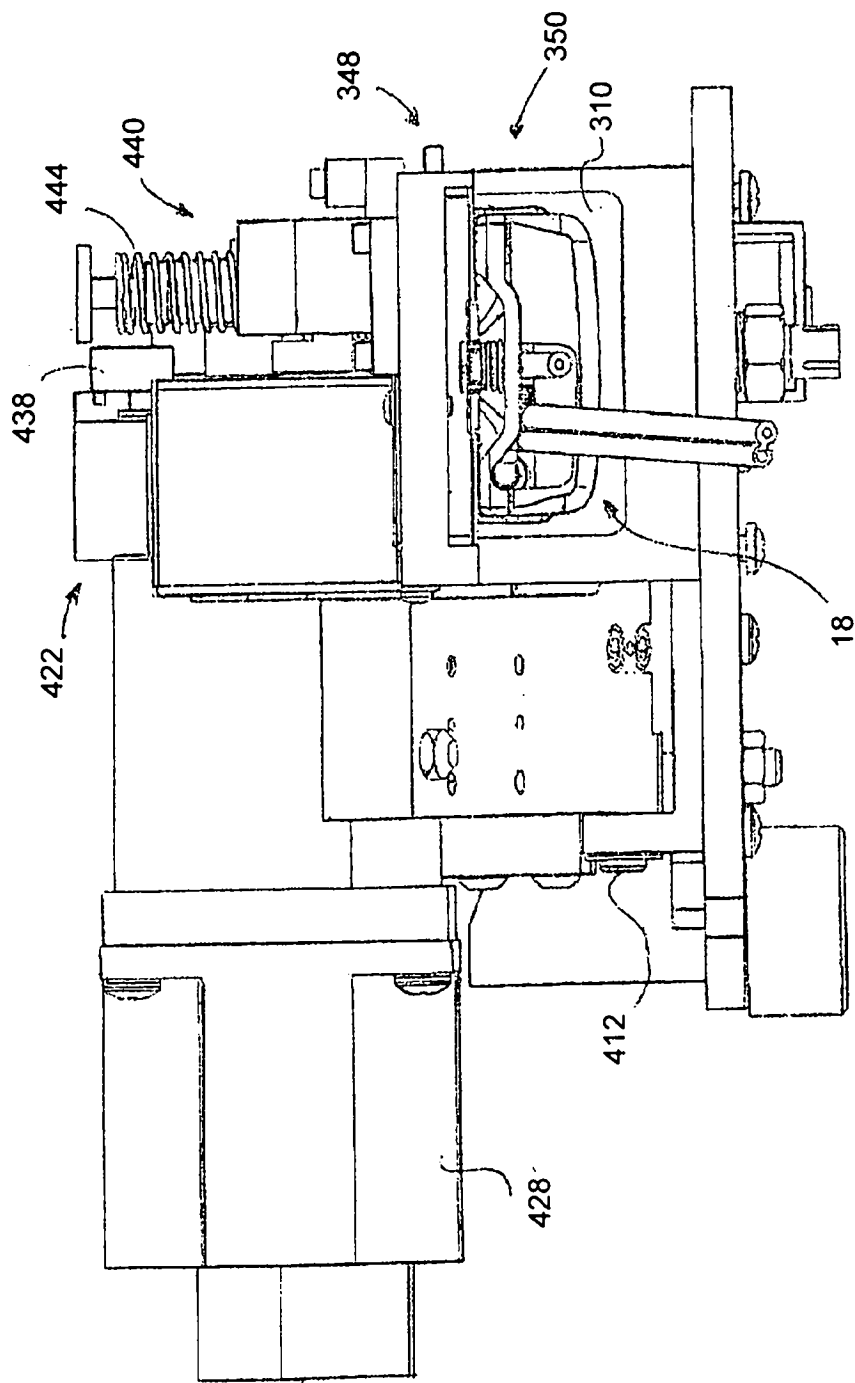


图 20

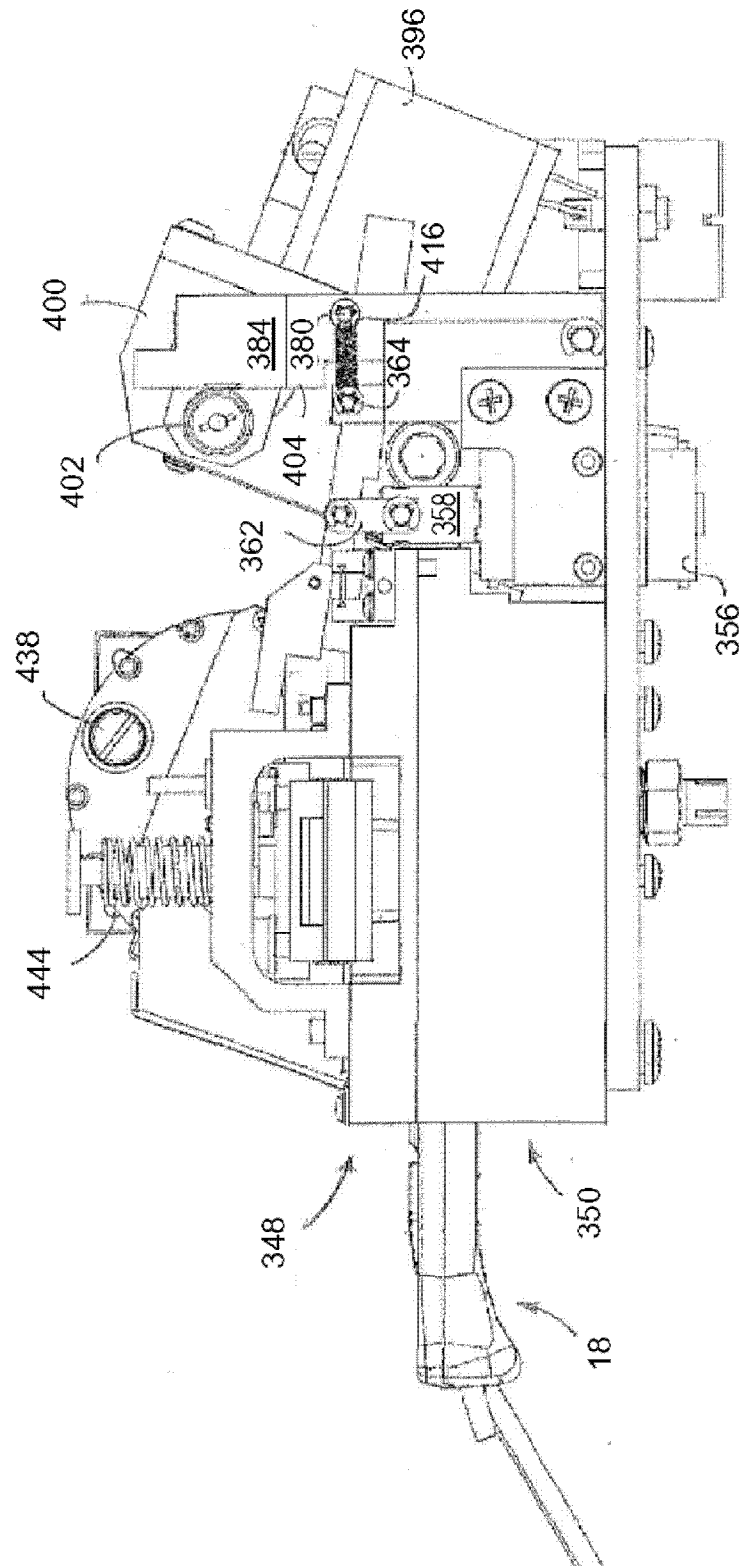


图 21

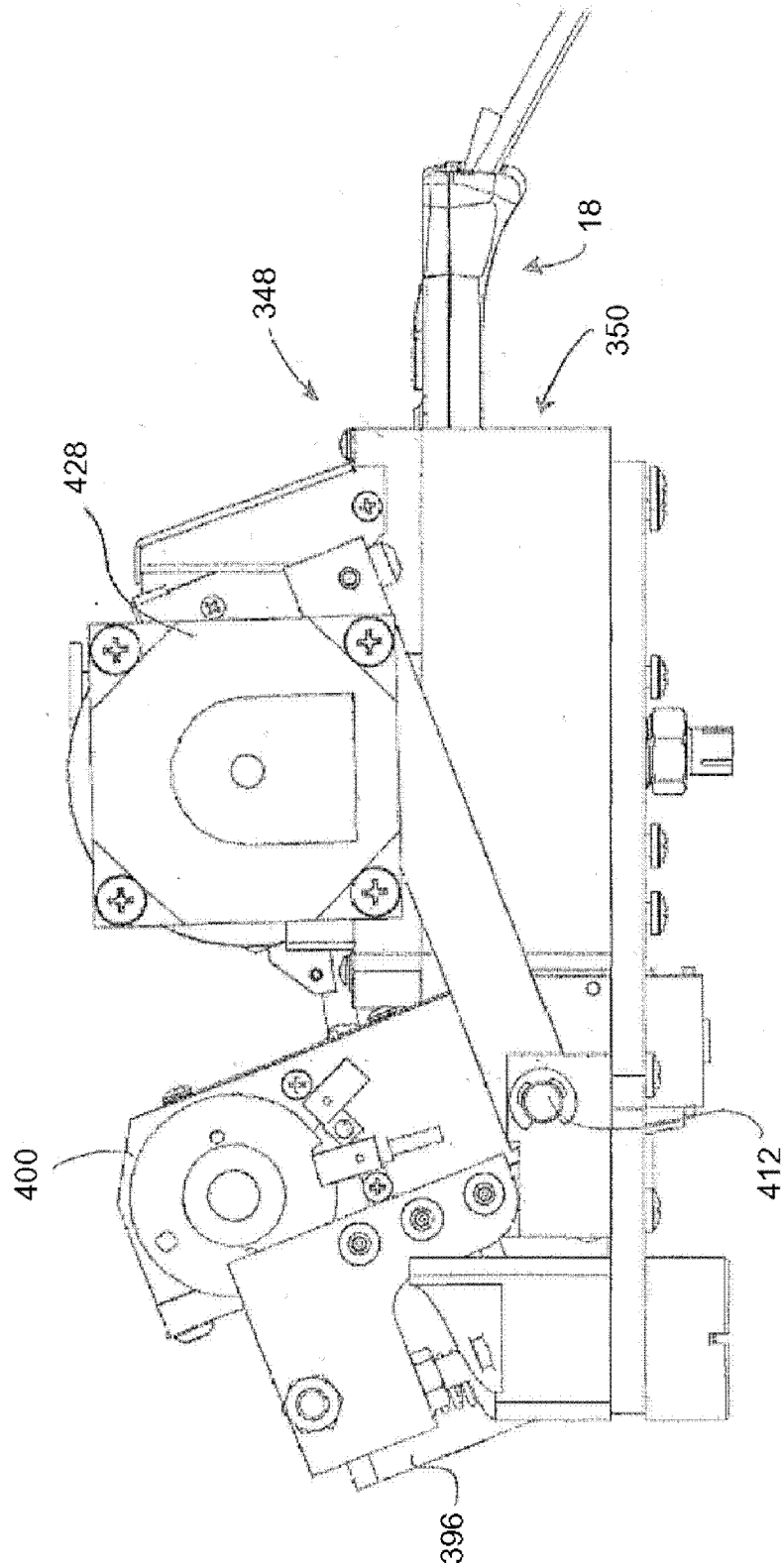


图 22

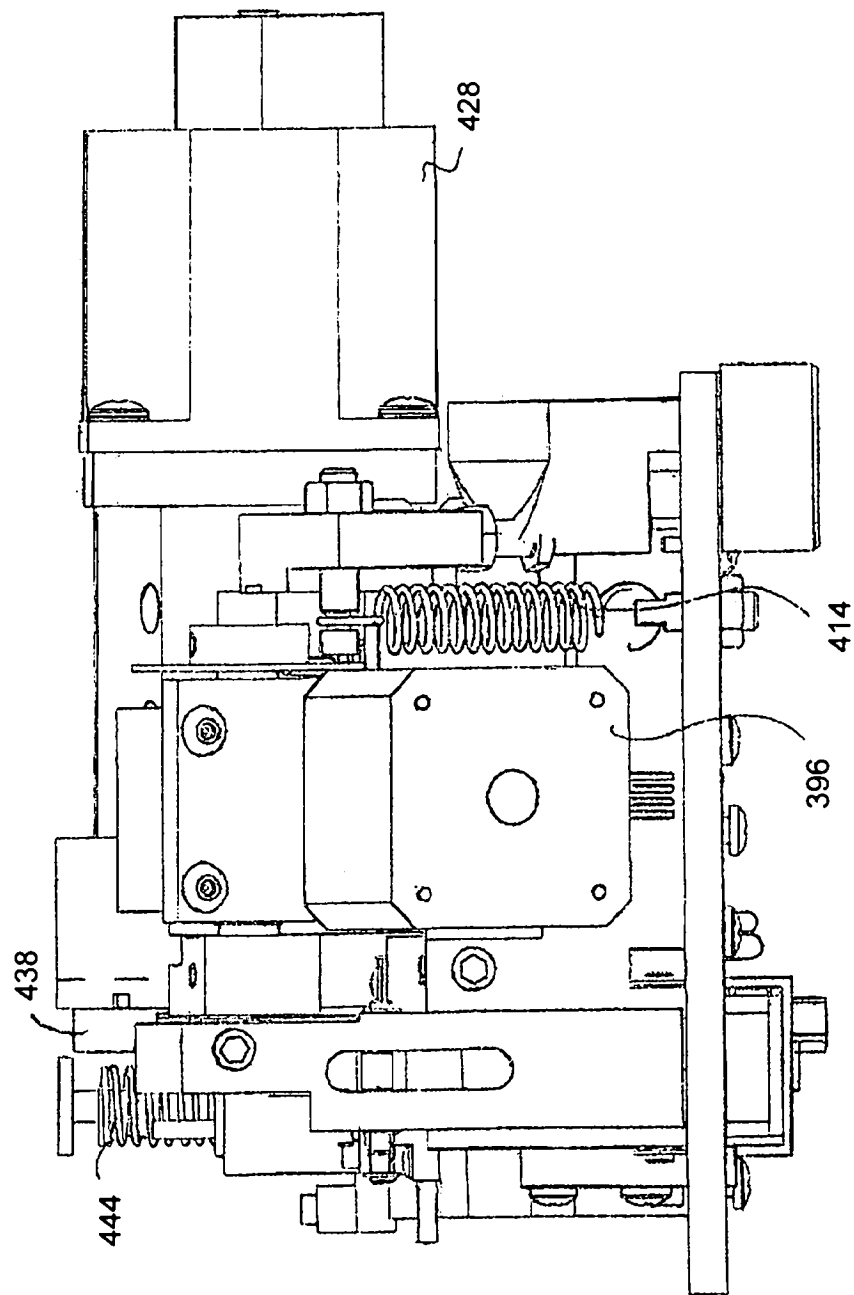


图 23

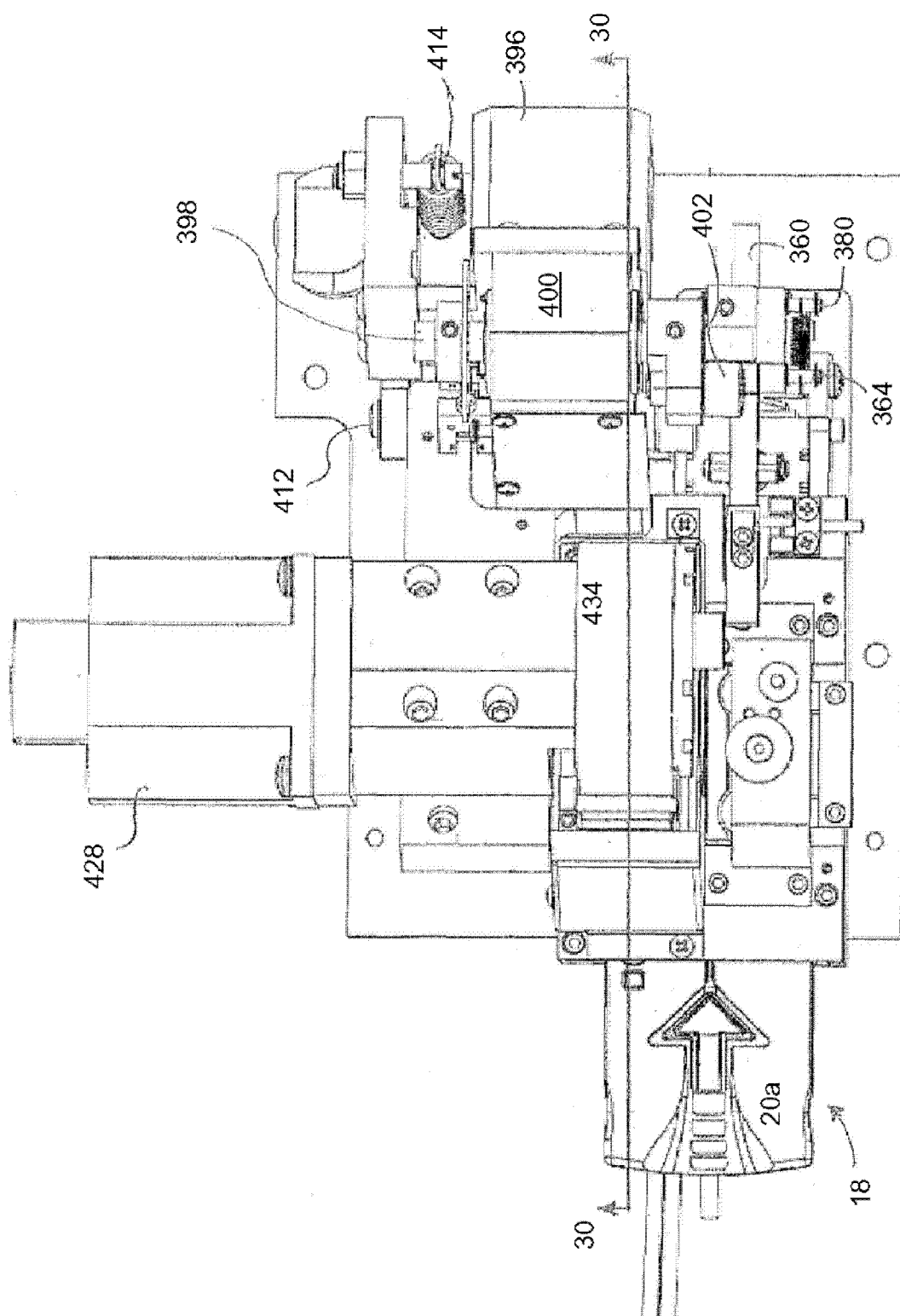


图 24

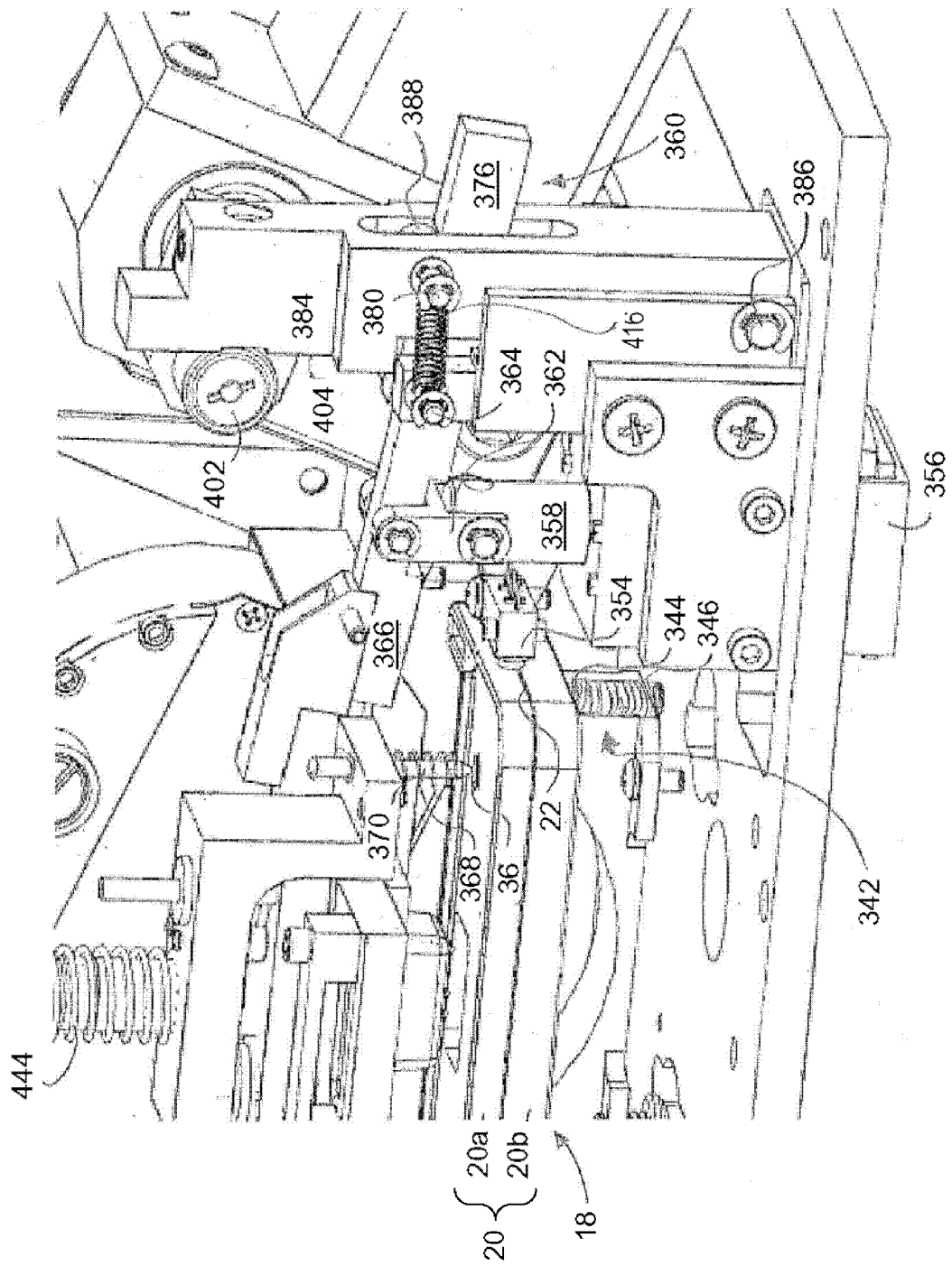


图 25

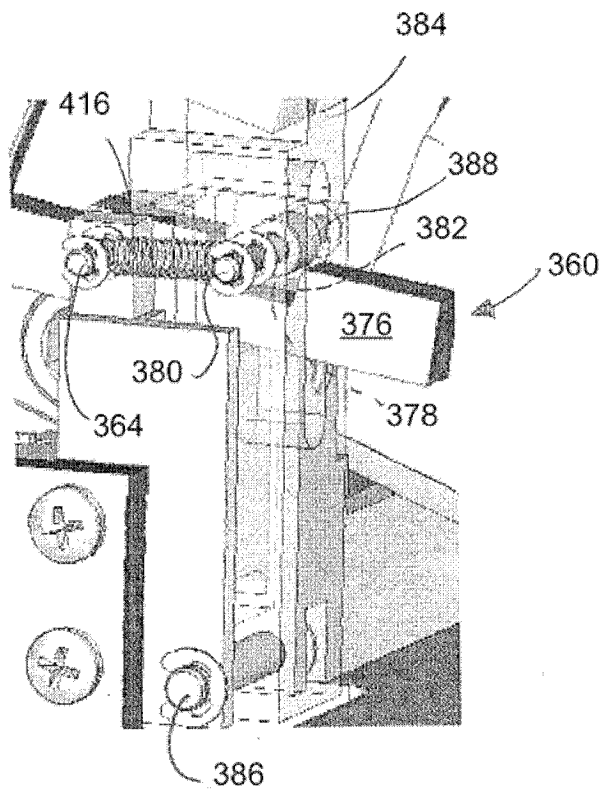


图 27

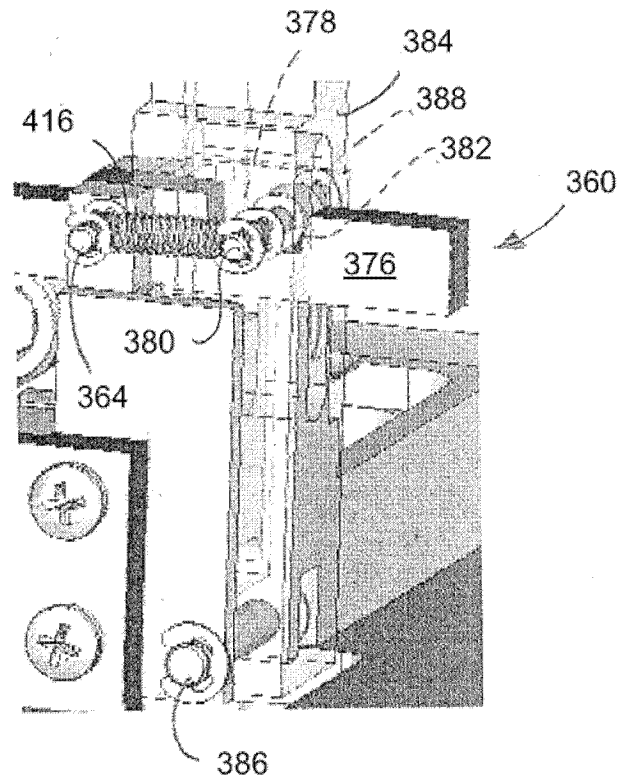


图 28

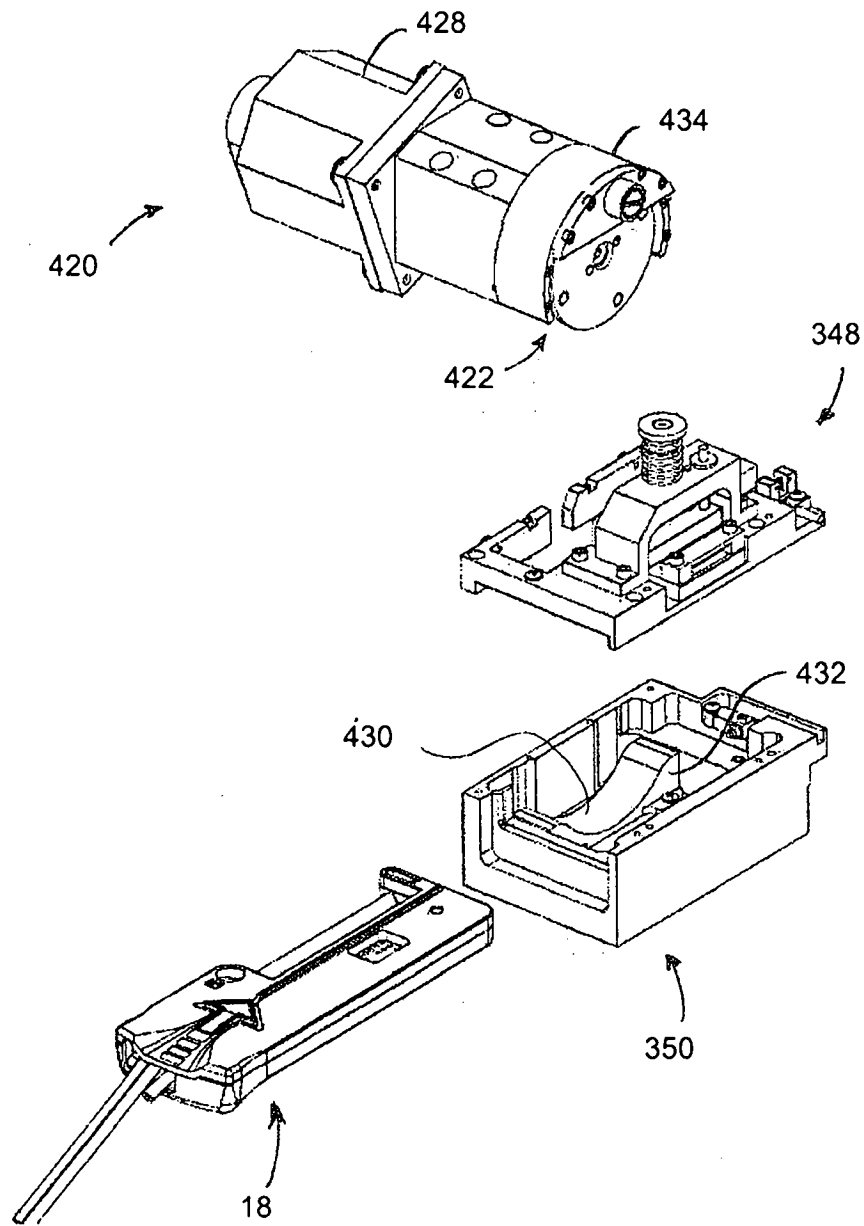


图 29

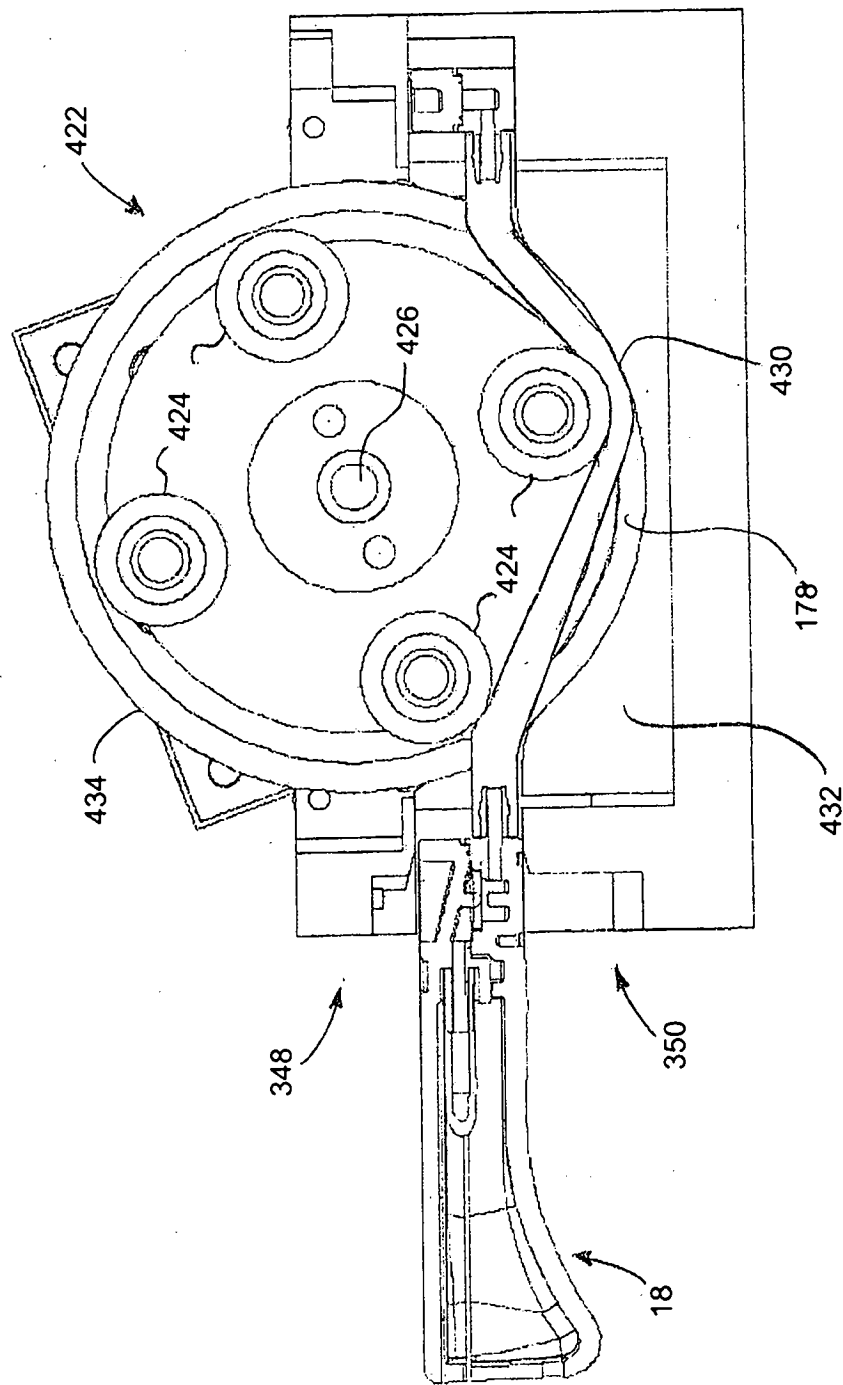


图 30

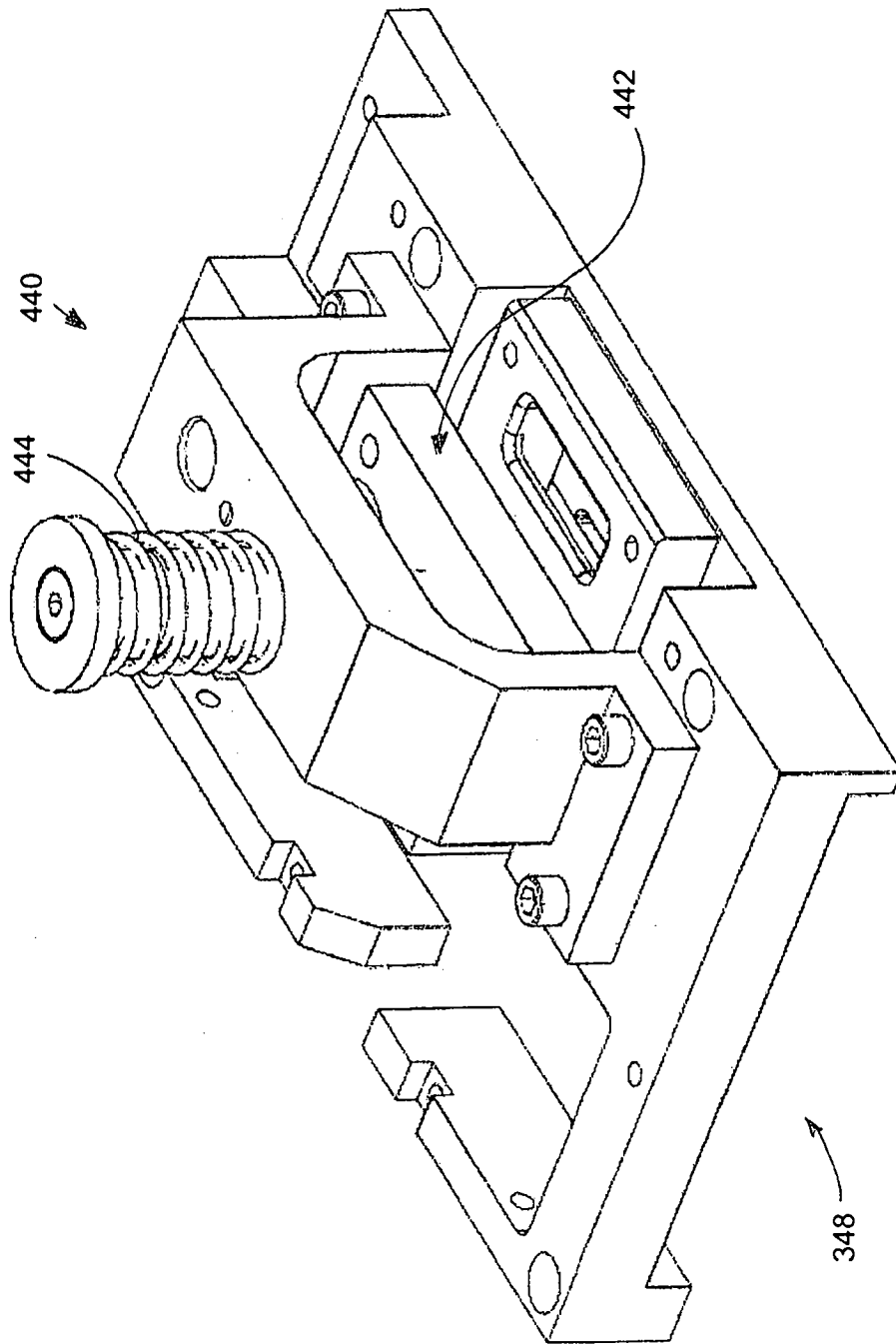


图 31

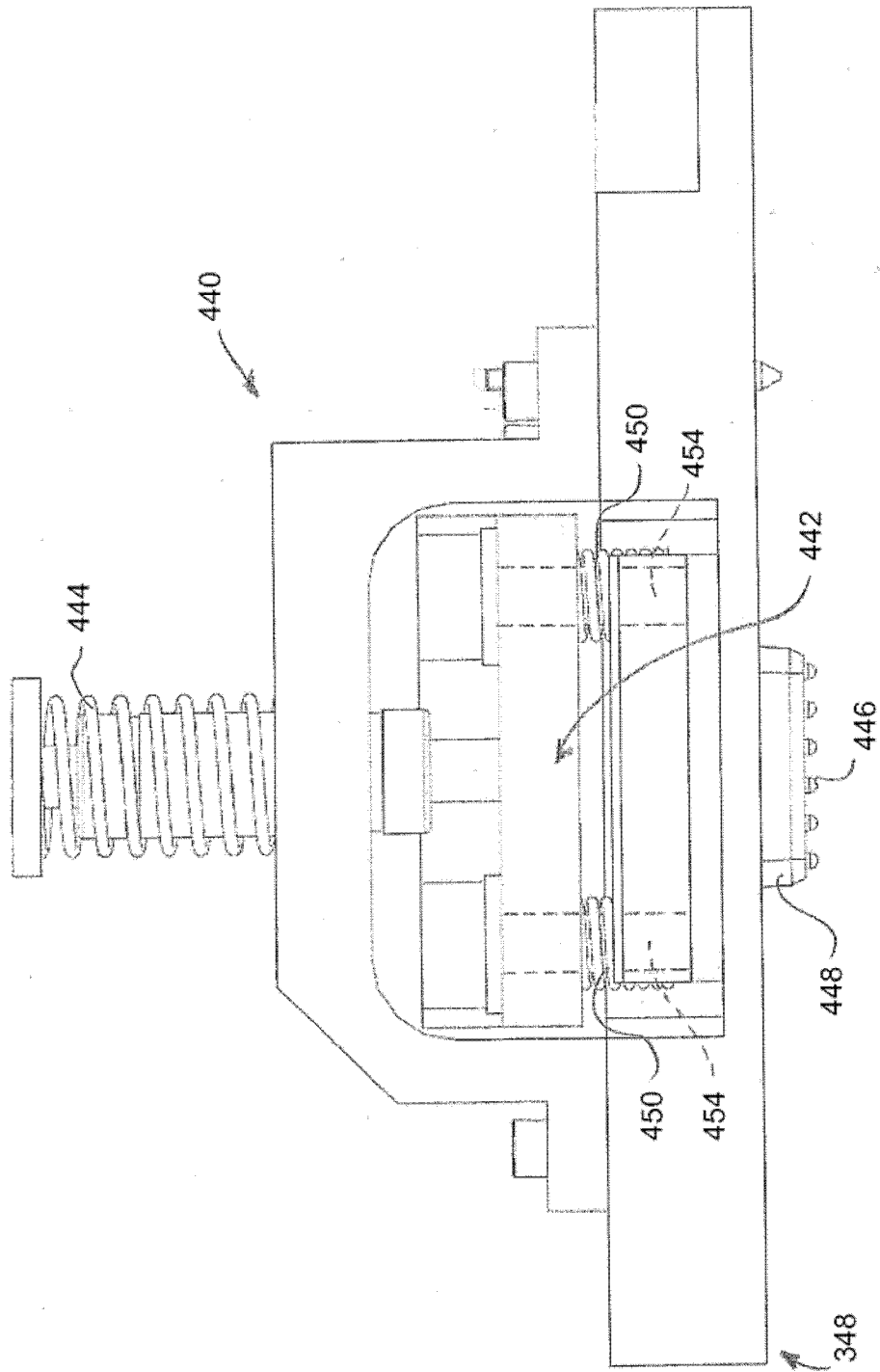


图 32

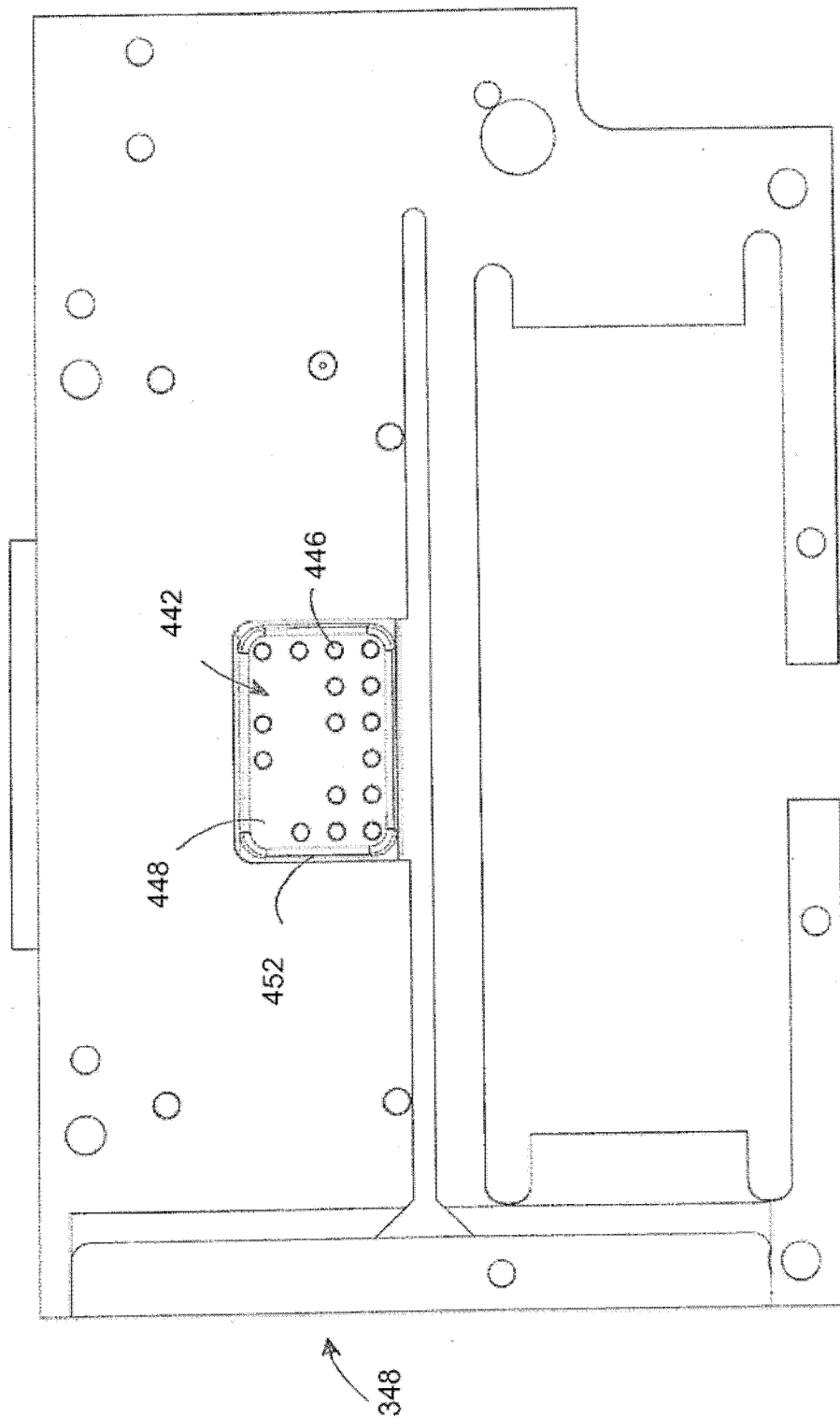


图 33

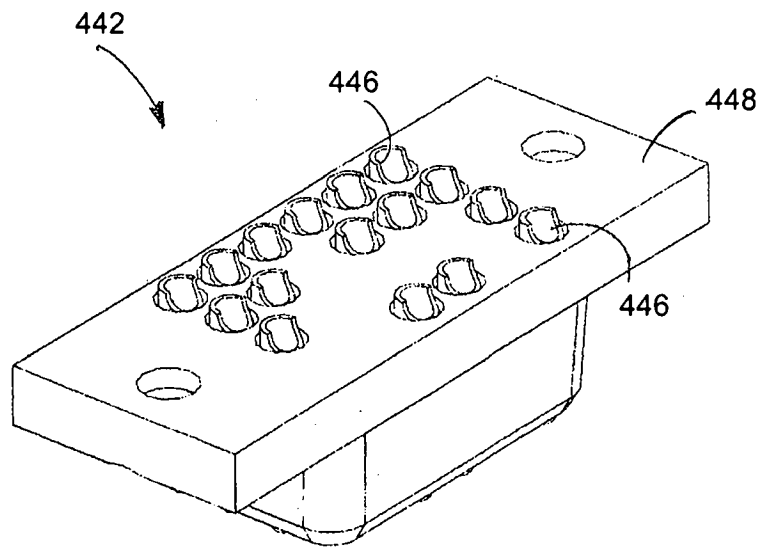


图 34

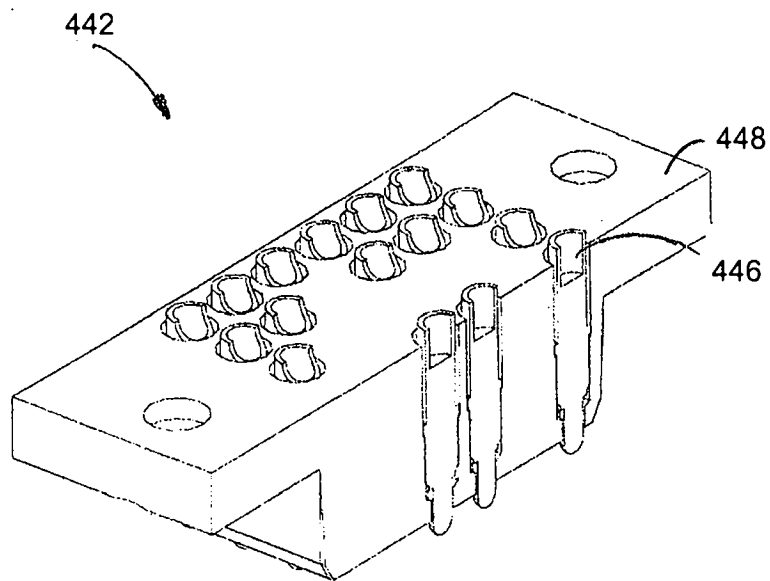


图 35

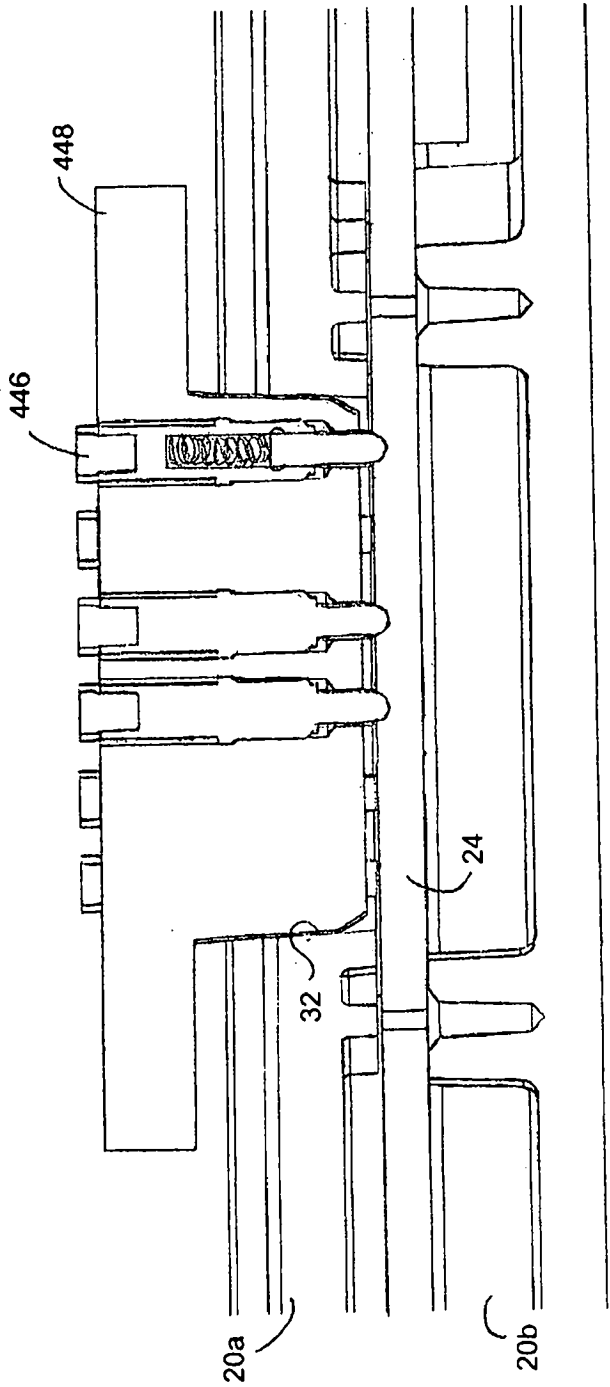


图 36

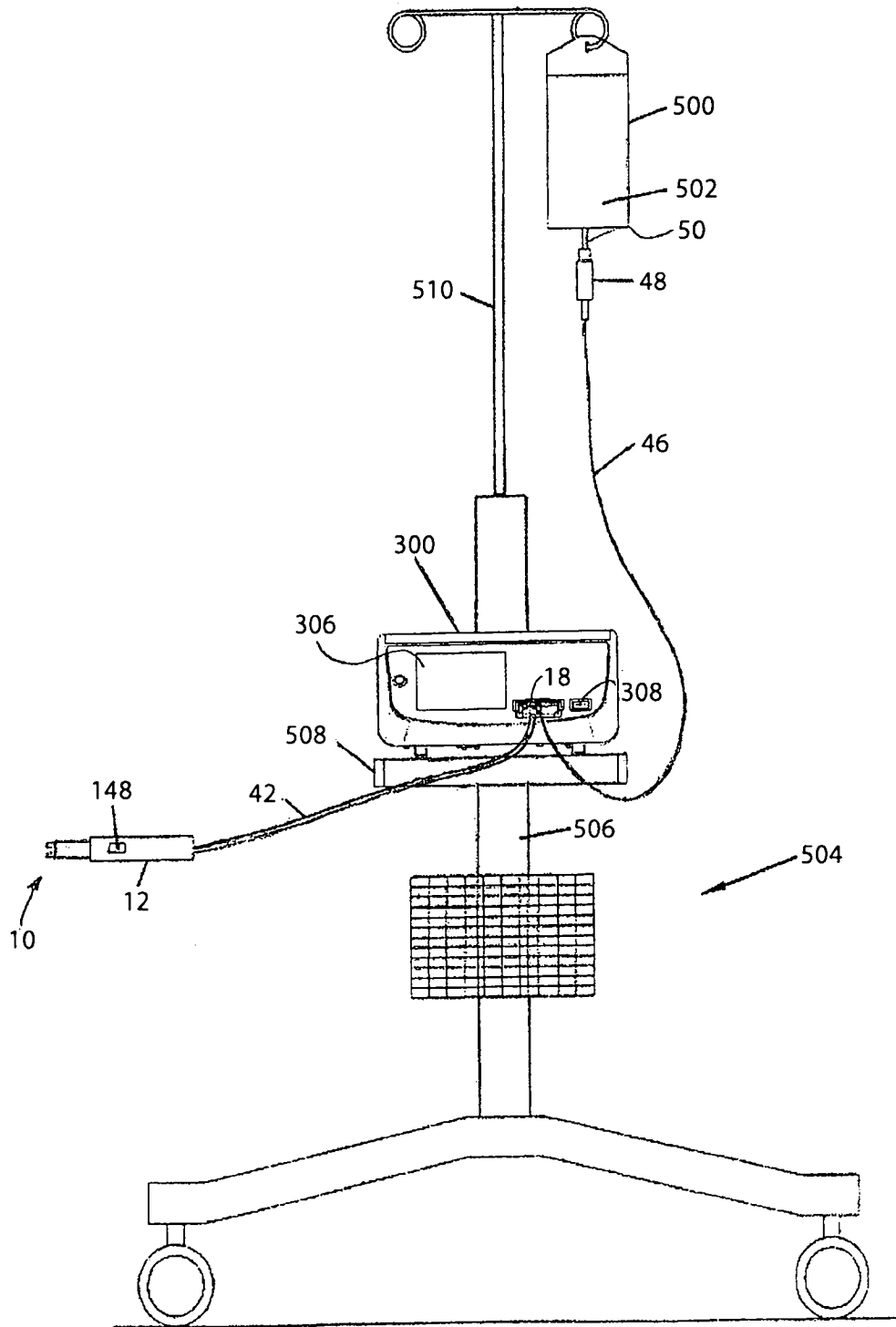


图 37

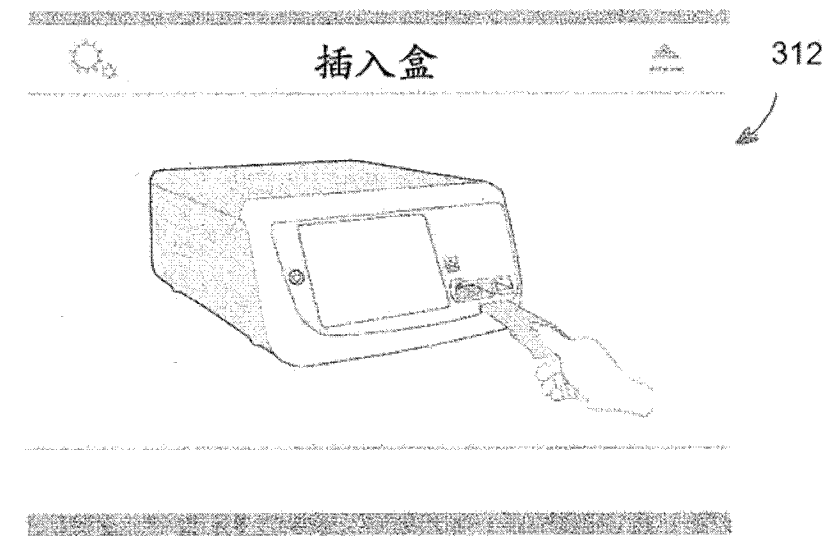


图 38

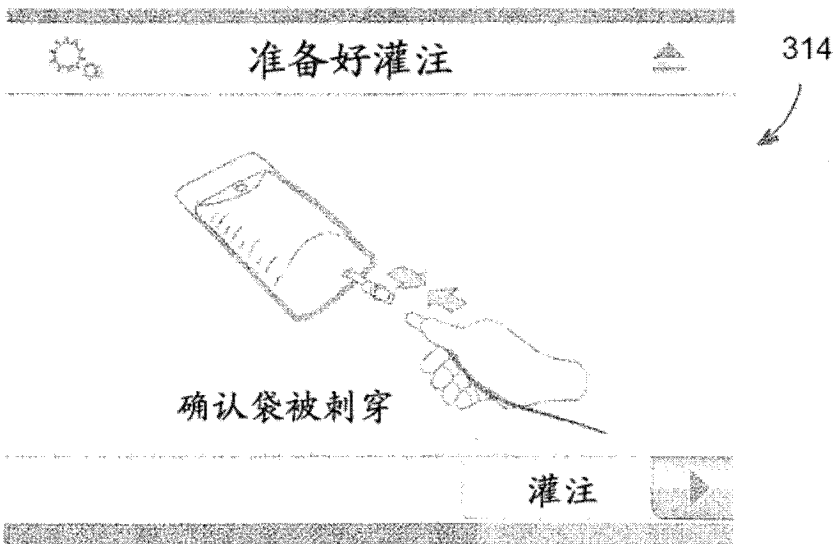


图 39

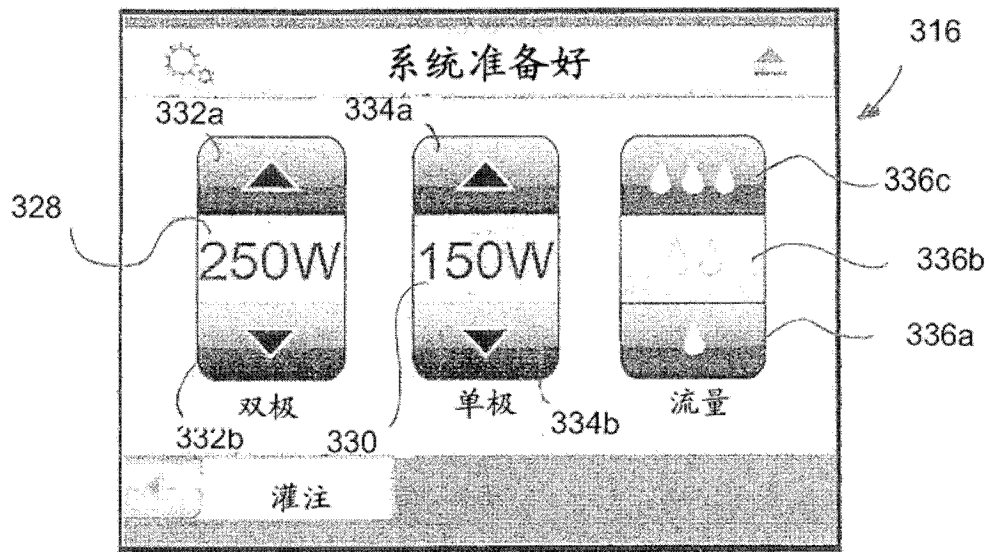


图 40

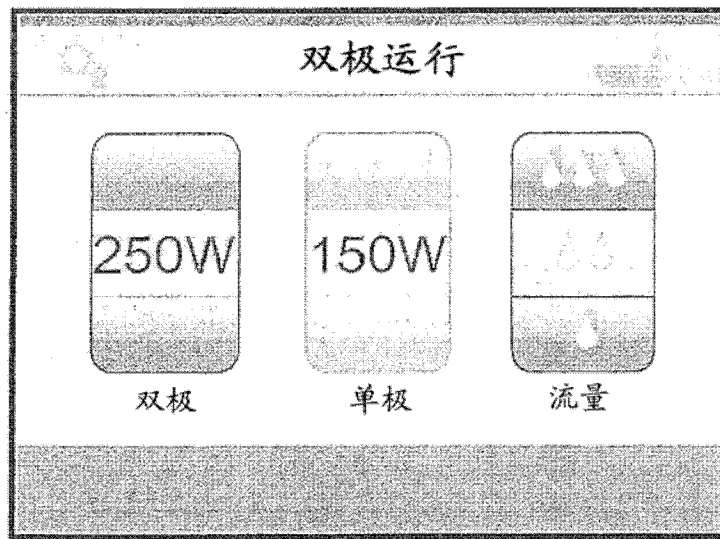


图 41

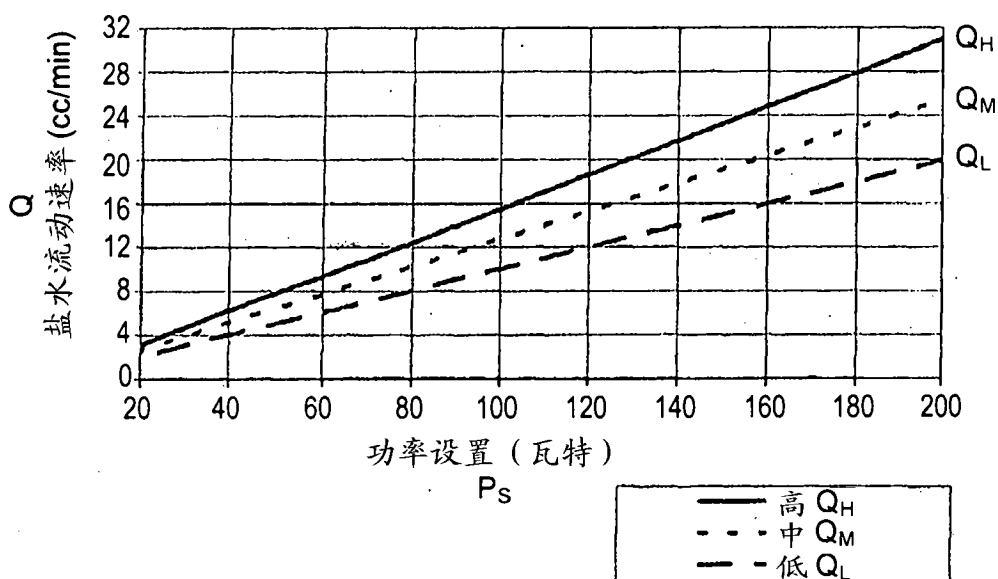


图 42

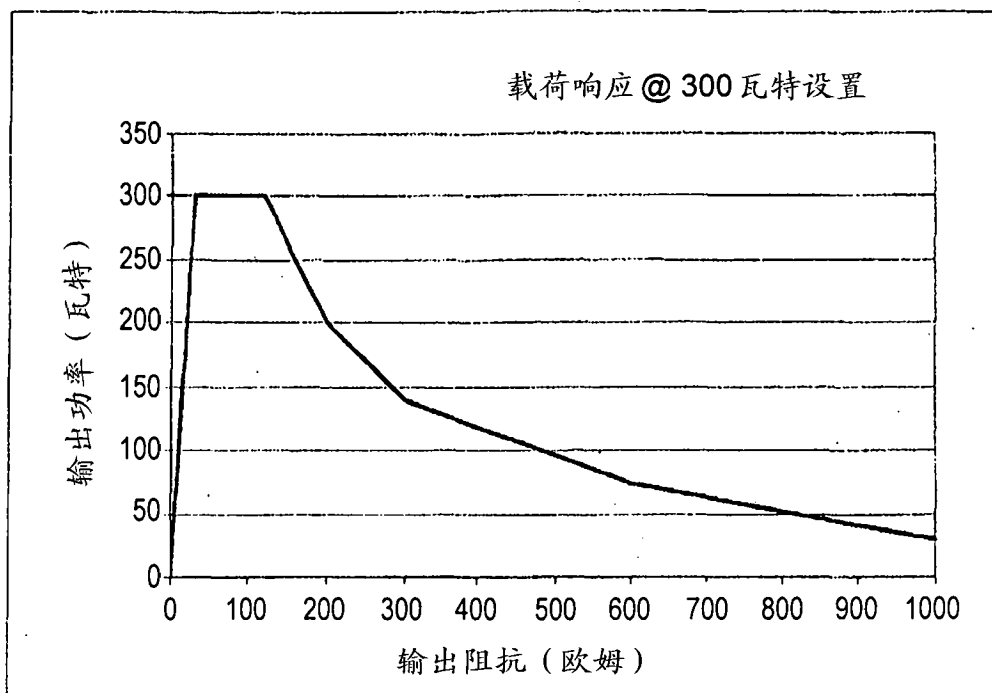


图 43

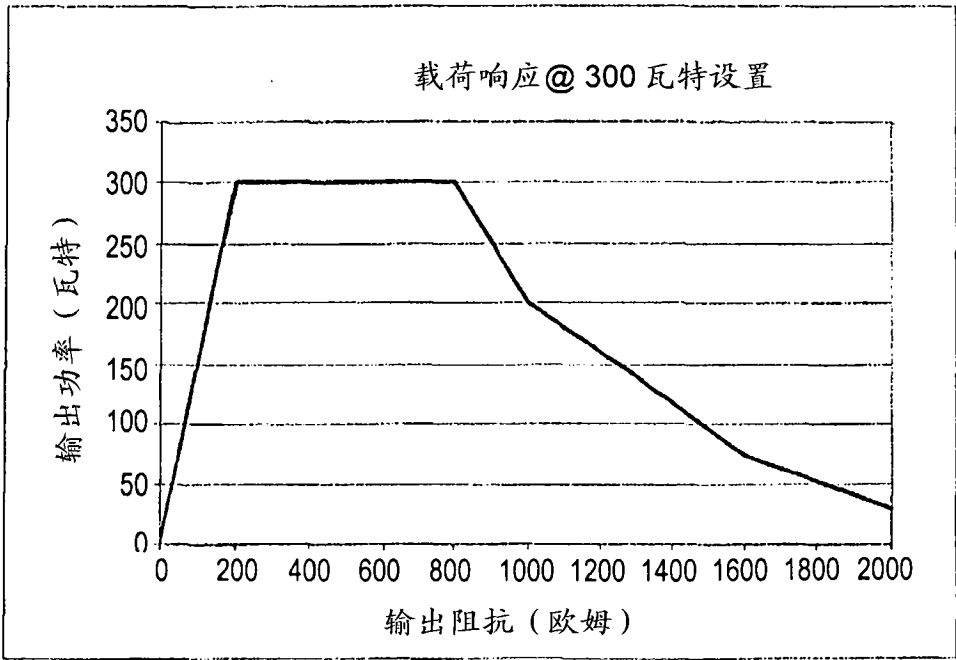


图 44

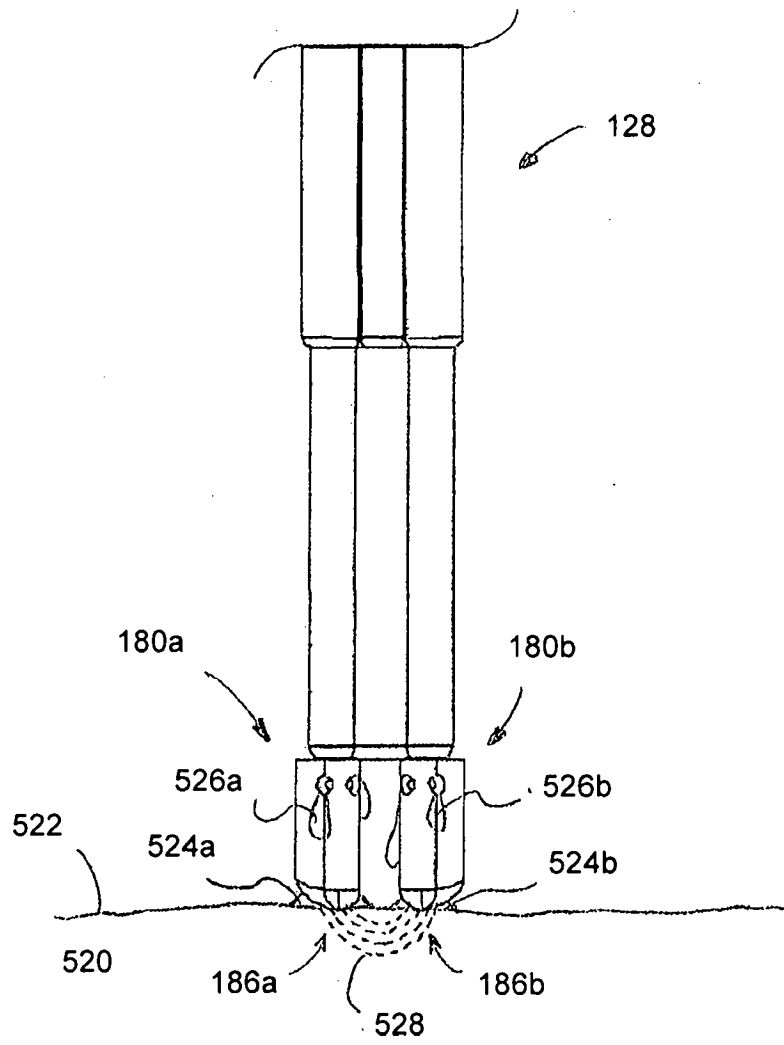


图 45

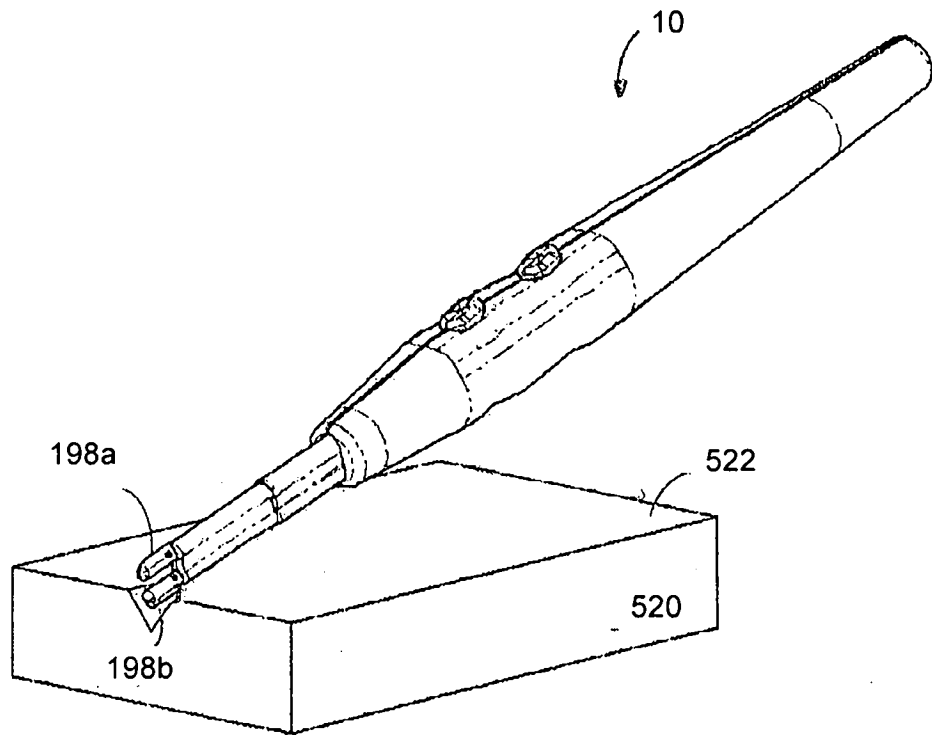


图 46

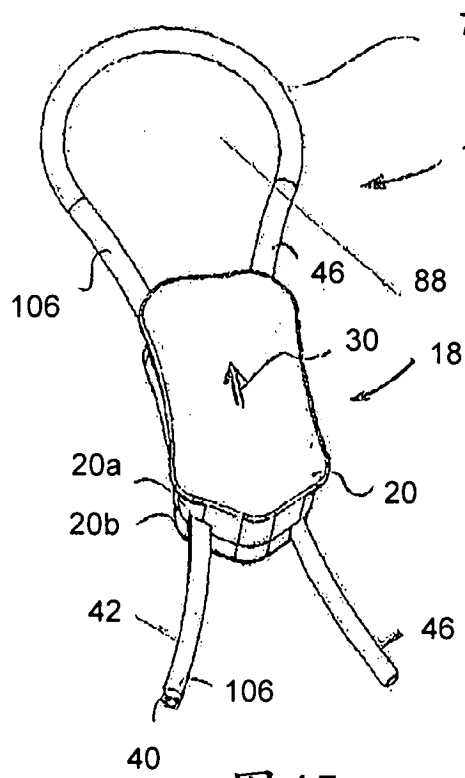


图 47

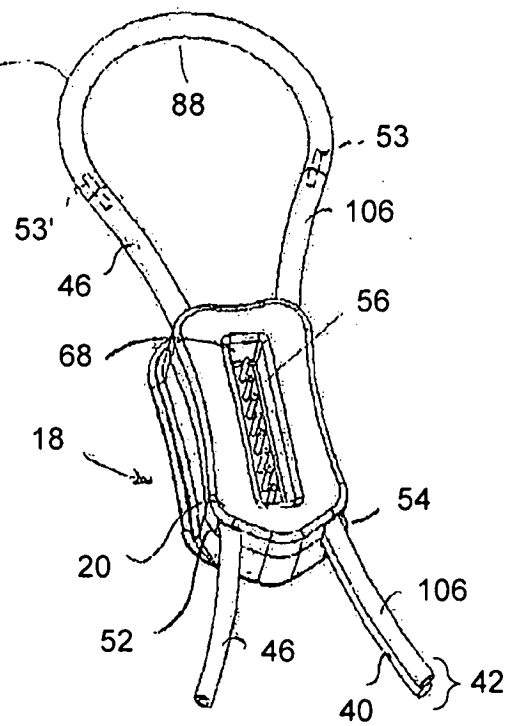


图 48

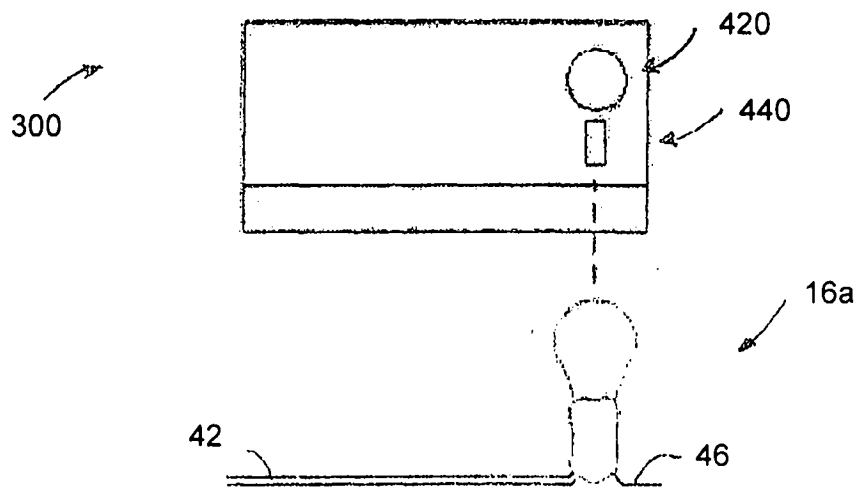


图 49

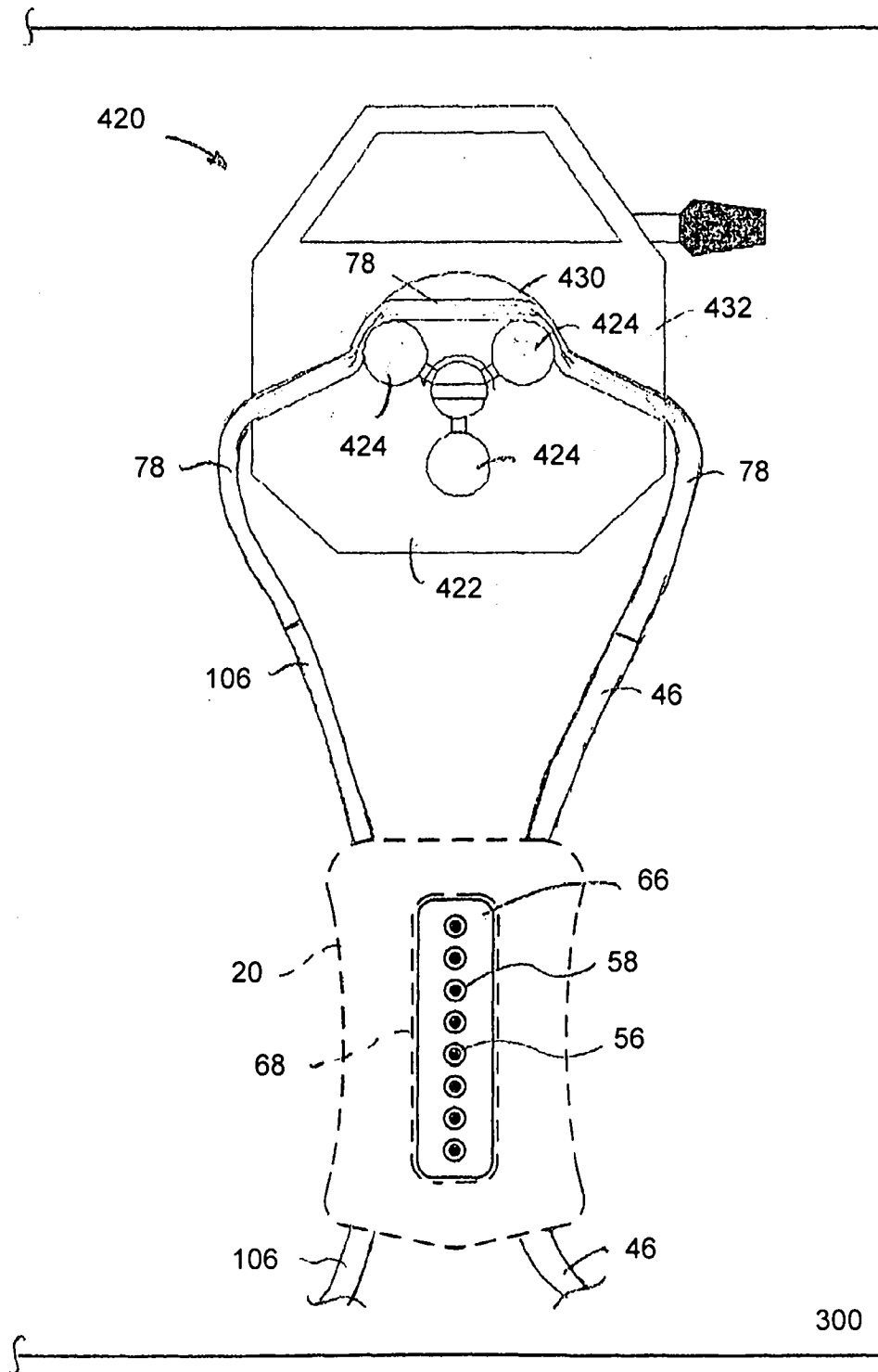


图 50

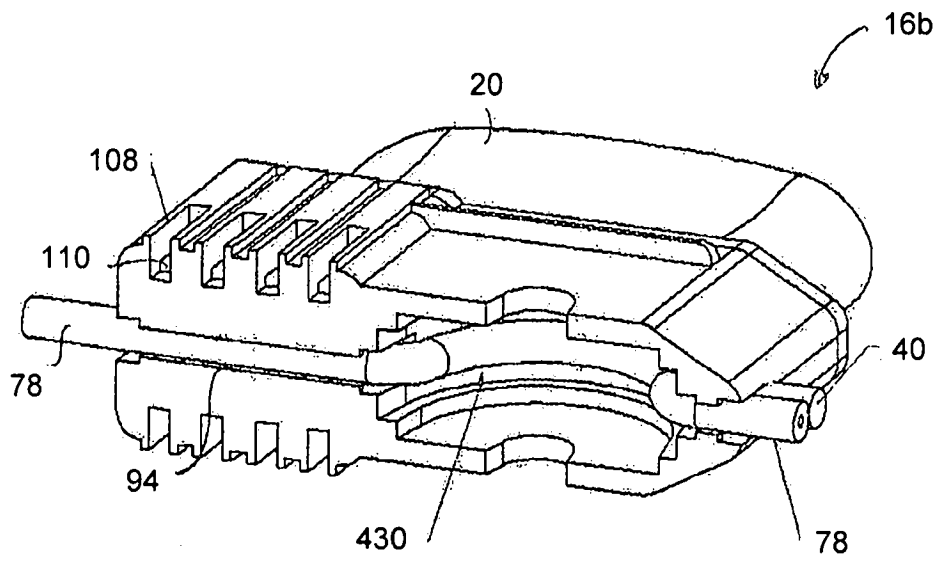


图 51

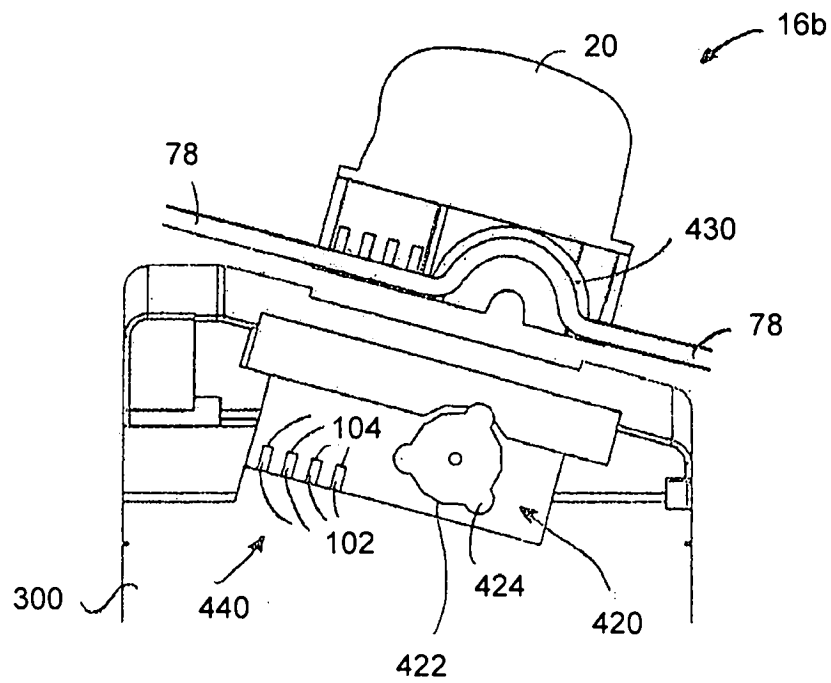


图 52

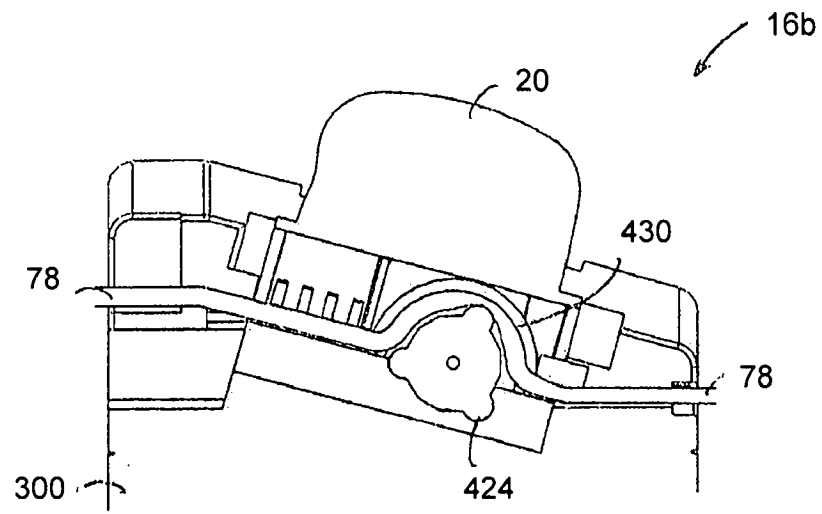


图 53