



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802548 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201080065455. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 01. 22

A61B 18/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/050840 2010. 01. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02011/089717 JA 2011. 07. 28

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 高篠智之

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

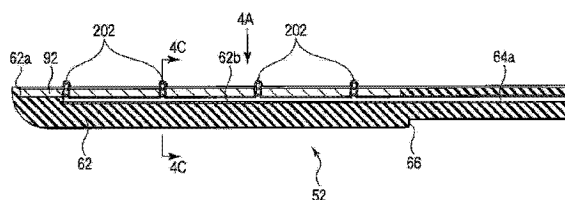
权利要求书 2 页 说明书 29 页 附图 33 页

(54) 发明名称

治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法。用于对生物体组织进行接合处理的治疗用处理器具(12)包括:至少一对保持构件(52、54),其用于保持生物体组织;能量输出部(92、94),其设置在上述保持构件的至少一者上,并且与能量源(14)相连接,并用于向利用上述一对保持构件保持的生物体组织供给能量来接合生物体组织之间而形成接合部;以及接合覆盖部(202),其用于在对生物体组织施加能量进行接合时或接合之后、利用用于防止水分渗入的物质从生物体组织的接合部附近覆盖接合面(C1、C2)。



1. 一种治疗用处理器具(12、12a、12b、12c、12d),其用于对生物体组织进行接合处理,其特征在于,

该治疗用处理器具包括:

至少一对保持构件(52、54、352、354),其用于保持生物体组织;

能量输出部(92、94、222、232、282、242、92、92b、94、94b、272、378、390),其设置在上述保持构件的至少一者上,并且与能量源(14)相连接,并用于向利用上述一对保持构件保持的生物体组织供给能量来接合生物体组织之间而形成接合部;以及

接合覆盖部(202、206、212a、214a、216a、272a、391),其用于在对生物体组织施加能量而进行接合时或接合之后、利用用于防止水分渗入的物质从生物体组织的接合部附近覆盖接合面(C1、C2)。

2. 根据权利要求1所述的治疗用处理器具(12、12a、12b、12c、12d),其特征在于,上述用于防止水分渗入的物质包含渗入接合面(C1、C2)的物质。

3. 根据权利要求1或2所述的治疗用处理器具(12b、12d),其特征在于,上述接合覆盖部(202、391)具有能够对生物体组织进行穿刺的至少一个突起(202、391),

上述突起具有至少一个开口部(204、391a)。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的治疗用处理器具(12b、12c),其特征在于,上述接合覆盖部(212a、214a、216a、272a)具有治疗用辅助器具(180、272),该治疗用辅助器具(180、272)用于向处理对象的生物体组织(L1、L2)喷出上述用于防止水分渗入的物质。

5. 根据权利要求4所述的治疗用处理器具(12b),其特征在于,上述治疗用辅助器具(180)具有用于切割生物体组织的刀具(180)。

6. 一种治疗用处理装置(10),其特征在于,包括:

权利要求1至5中任一项所述的治疗用处理器具(12、12a、12b、12c、12d);以及能量源(14),其与上述治疗用处理器具相连接,并向生物体组织供给能量。

7. 根据权利要求6所述的治疗用处理装置(10),其特征在于,

上述治疗用处理装置(10)还具有流体源(18),该流体源(18)用于存储用于防止水分渗入上述处理对象的生物体组织(L1、L2)的物质,并能够从上述释放部释放上述物质。

8. 根据权利要求6或7所述的治疗用处理装置(10),其特征在于,

上述能量源(14)能够以通过上述能量输出部对生物体组织施加高频、微波、加热器、激光、超声波能量中的至少一者来对该生物体组织进行加热的方式进行输出。

9. 一种治疗处理方法,其对生物体组织进行治疗,其特征在于,

该治疗处理方法包括以下工序:

保持生物体组织;

从保持上述生物体组织的面对上述生物体组织供给能量而接合该生物体组织;以及

在对接合对象的生物体组织施加能量而进行了接合之后,利用用于防止水分从接合面附近渗入接合面的物质覆盖生物体组织。

10. 一种治疗处理方法,其对生物体组织进行治疗,其特征在于,

该治疗处理方法包括以下工序:

保持生物体组织；
从保持生物体组织的面供给能量而对接合对象的生物体组织进行接合；以及
在对接合对象的生物体组织施加能量而进行了接合之后，一边切割接合对象的生物体组织一边利用用于防止水分从生物体组织的接合面附近渗入接合面的物质进行覆盖。

治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对生物体组织进行治疗 / 处理的治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法。

背景技术

[0002] 一般公知有生物体组织通过(1)使作为接合对象的生物体组织彼此相接触、(2)使对象组织的蛋白质改性、(3)去除存在于对象组织之间的水分而能够相接合。这是利用了用于构成蛋白质的氨基酸的极性基团的极性的结合,即利用了所谓的氢结合的接合。例如在美国专利第 6626901 号说明书中存在这种记载。

[0003] 另外,使蛋白质改性是指改变作为蛋白质的特征之一的立体构造,即,为了形成上述立体构造而使具有一定的规则性来相结合的极性基团彼此的结合离解。利用使极性基团彼此的结合离解而成为自由的极性基团能够促进其与存在于相邻的蛋白质中的极性基团之间的新的结合,能够引起蛋白质彼此的结合、即生物体组织彼此的接合。

[0004] 为了引起该现象,在医疗用处理器具中,利用高频、热量、超声波、激光等各种能量。通过利用这些能量,谋求提高接合对象组织的温度,同时进行蛋白质的改性与存在于对象组织之间的水分(H_2O)的去除。由此,实现组织的接合。当前作为血管密封装置而实际应用的能量装置也利用了本现象。

[0005] 在此,说明由去除水分(H_2O)带来的效果。一般公知水分子 H_2O 具有较强的极性。都知道因该较强的极性而容易与具有极性的极性基团相结合。该结合在水分子 H_2O 彼此的分子之间也成立,由此,会引起水分子 H_2O 特有的现象。例如相对于氦的蒸发热量为 0.0845kJ/mol ,水分子 H_2O 的蒸发热量为 40.8kJ/mol (9.74666kcal/mol),表示出较高的值。众所周知,这种较高的值因在水分子 H_2O 之间进行氢结合而成。如上所述,水分子 H_2O 由于该较强的极性而容易与具有极性基团的分子相结合。即,也容易与具有极性基团的蛋白质相结合。这在存在水分子 H_2O 的情况下难以进行组织的接合。

[0006] 在当前的治疗装置中,组织接合需要能量的理由无非是为了去除该水分子 H_2O 。在组织接合中,去除存在于所接合的组织之间的水分子 H_2O 可以说是为了达到稳定且牢固的接合的条件。

[0007] 另一方面,在生物体中存在有许多水分是不言自明的事实。虽然存在于各个组织内的水分也消失,但是在组织外、脏器外也存在各种消化液、润滑液或在处理时添加的生理盐水等许多水分。

[0008] 存在于这些组织的内侧及外侧的水分无疑也存在于完成了接合的生物体组织彼此的接合部的组织周边。存在于接合部的周边的水分子 H_2O 如上所述那样具有较强的极性,容易与存在于周围的极性基团相结合。该情况即使是与其他的极性基团完成了一次结合的极性基团也不例外。使已经完成的结合离解且使水分子 H_2O 自身结合于此。因此,蛋白质彼此的结合离解,若以微观观察,则生物体组织彼此的接合强度随着时间的推移而降低。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于提供一种能够防止水分进入生物体组织彼此的接合部、长时间维持生物体组织彼此紧密接触的状态、即能够良好地维持接合部的强度的治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法。

[0010] 本发明提供一种治疗用处理器具,其用于对生物体组织进行接合处理,其特征在于,该治疗用处理器具包括:至少一对保持构件,其用于保持生物体组织;能量输出部,其设置在上述一对保持构件的至少一者上,并且与能量源相连接,并用于向利用上述一对保持构件保持的生物体组织供给能量来接合生物体组织之间而形成接合部;以及接合覆盖部,其用于在对生物体组织施加能量进行接合时或接合之后、利用用于防止水分渗入的物质从生物体组织的接合部附近覆盖接合面。

附图说明

[0011] 图 1 是表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的概略图。

[0012] 图 2 是表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的概略框图。

[0013] 图 3A 是表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的闭合的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0014] 图 3B 是表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的张开的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0015] 图 4A 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是从图 4B 及图 4C 的箭头 4A 方向看到的概略俯视图。

[0016] 图 4B 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 4A 中及图 4C 中的 4B — 4B 线的概略纵剖视图。

[0017] 图 4C 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 4A 中及图 4B 中的 4C — 4C 线的概略横截面图。

[0018] 图 4D 表示配设在第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件的高频电极上的突起的概略立体图。

[0019] 图 5A 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 2 保持构件,是从图 5B 及图 5C 的箭头 5A 方向看到的概略俯视图。

[0020] 图 5B 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 2 保持构件,是沿着图 5A 及图 5C 中的 5B — 5B 线的概略纵剖视图。

[0021] 图 5C 表示第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 2 保持构件,是沿着图 5A 及图 5B 中的 5C — 5C 线的概略横截面图。

[0022] 图 6A 是表示在利用第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部保持生物体组织的状态下、在对该保持的生物体组织施加了高频能量的情况下所示的时间与阻抗之间的关系的关系的概略图表。

[0023] 图 6B 是表示刚使用第 1 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具进行了处理之后的生物体组织的状态的概略立体图。

[0024] 图 7 是表示在使用第 1 实施方式的治疗用处理系统接合生物体组织、并对已接合的生物体组织的外周进行涂敷时、利用能量源、脚踏开关及流体源完成的治疗用处理系统

的控制状态的流程图。

[0025] 图 8 是表示在利用第 1 实施方式的变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部保持生物体组织的状态下、在对该保持的生物体组织施加了高频能量的情况下所示的时间与相位差之间的关系的概略图表。

[0026] 图 9 表示第 1 实施方式的变形例的治疗用处理系统,是在将相位差的变化用作高频能量的供给 / 供给停止的阈值而进行处理的情况下的概略框图。

[0027] 图 10A 表示在第 1 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件上配置有加热器的状态的概略纵剖视图。

[0028] 图 10B 表示在第 1 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 2 保持构件上配置有加热器的状态的概略纵剖视图。图 11A 表示第 1 实施方式的第 3 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是从图 11B 及图 11C 的箭头 11A 方向看到的概略俯视图。

[0029] 图 11B 表示第 1 实施方式的第 3 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 11A 中及图 11C 中的 11B — 11B 线的概略纵剖视图。

[0030] 图 11C 表示第 1 实施方式的第 3 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 11A 中及图 11B 中的 11C — 11C 线的概略横截面图。

[0031] 图 12 是表示使用第 1 实施方式的第 4 变形例的治疗用处理系统的单极型的能量处理器具对生物体组织进行处理的状态的概略示意图。

[0032] 图 13 是表示第 1 实施方式的第 5 变形例的治疗用处理系统的概略图。

[0033] 图 14 是表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的概略图。

[0034] 图 15 是表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的概略框图。

[0035] 图 16A 是表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的闭合的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0036] 图 16B 是表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的张开的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0037] 图 17A 表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是从图 17B 的箭头 17A 方向看到的概略俯视图。

[0038] 图 17B 表示第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 17A 中的 17B — 17B 线的概略横截面图。

[0039] 图 18A 是表示配设在第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具上的刀具的包含刃部的顶端部的概略立体图。

[0040] 图 18B 是表示配设在第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具上的刀具的概略横截面图。

[0041] 图 18C 是表示一边利用第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部保持生物体组织一边进行接合处理、并利用刀具切割该生物体组织的状态的概略横截面图。

[0042] 图 18D 是表示刚使用第 2 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具进行了处理之后的生物体组织的状态的概略立体图。

[0043] 图 19 是表示在使用第 2 实施方式的治疗用处理系统对生物体组织进行处理时、利

用能量源、脚踏开关及流体源完成的治疗用处理系统的控制状态的流程图。

[0044] 图 20A 是表示配设在第 2 实施方式的第 1 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具上的刀具的包含刃部的顶端部的概略立体图。

[0045] 图 20B 是表示配设在第 2 实施方式的第 1 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具上的刀具的概略横截面图。

[0046] 图 21A 表示第 2 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是从图 21B 及图 21C 中的箭头 21A 方向看到的概略俯视图。

[0047] 图 21B 表示第 2 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 21A 及图 21C 中的 21B — 21B 线的概略纵剖视图。

[0048] 图 21C 表示第 2 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 21A 及图 21B 中的 21C — 21C 线的概略横截面图。

[0049] 图 22A 表示第 2 实施方式的第 3 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是从图 22B 的箭头 22A 方向看到的概略俯视图。

[0050] 图 22B 表示第 2 实施方式的第 3 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件,是沿着图 22A 中的 22B — 22B 线的概略横截面图。

[0051] 图 23A 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的概略图。

[0052] 图 23B 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的手柄的概略性局部纵剖视图。

[0053] 图 24 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的概略框图。

[0054] 图 25A 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的两极型的能量处理器具的闭合的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0055] 图 25B 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的张开的处理部及柄线的概略纵剖视图。

[0056] 图 26A 是表示第 3 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 保持构件的概略俯视图。

[0057] 图 26B 是表示利用第 3 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部保持生物体组织的状态的、沿着图 26A 所示的 26B — 26B 线的概略横截面图。

[0058] 图 27 是表示第 3 实施方式的第 1 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的手柄的变形例的概略性局部纵剖视图。

[0059] 图 28A 是表示分别在第 3 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 及第 2 保持构件的主体上配设有覆盖构件的状态的概略立体图。

[0060] 图 28B 是表示配设在第 3 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 及第 2 保持构件的主体上的覆盖构件的概略立体图。

[0061] 图 29A 是表示配设在第 3 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 及第 2 保持构件的主体上的片状的覆盖构件的概略图。

[0062] 图 29B 是表示配设在第 3 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 及第 2 保持构件的主体上的多孔质状的覆盖构件的概略立体图。

[0063] 图 29C 是表示配设在第 3 实施方式的第 2 变形例的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的第 1 及第 2 保持构件的主体上的网状的覆盖构件的概略立体图。

[0064] 图 30 是表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的概略图。

[0065] 图 31A 是表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的处理部的、分离了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态的概略主视图。

[0066] 图 31B 表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的、分离了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态,是沿着图 31A 中的 31B — 31B 线的概略纵剖视图。

[0067] 图 32 表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的处理部的主体侧保持构件,是从图 31B 中的箭头 32 方向看到的概略俯视图。

[0068] 图 33A 是表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的处理部的、闭合了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态的概略主视图。

[0069] 图 33B 是表示第 4 实施方式的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的处理部的、张开了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态的概略纵剖视图。

[0070] 图 33C 表示配设在第 4 实施方式的治疗用处理系统的能量处理器具的离开侧保持构件的高频电极上的突起的概略立体图。图 34 是表示第 4 实施方式的第 1 变形例的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的处理部的、分离了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态的概略主视图。

[0071] 图 35 是表示第 4 实施方式的第 1 变形例的治疗用处理系统的双极型的能量处理器具的处理部的、张开了主体侧保持构件和离开侧保持构件的状态的概略纵剖视图。

具体实施方式

[0072] 以下,参照附图说明用于实施本发明的最佳方式。

[0073] (第 1 实施方式)

[0074] 使用图 1 ~ 图 11 说明第 1 实施方式。

[0075] 在此,作为能量处理器具(治疗用处理器具),例如以用于穿过腹壁来进行处理的、线型的外科用处理器具 12 为例进行说明。

[0076] 如图 1 及图 2 所示,治疗用处理系统 10 具有能量处理器具 12、能量源(控制部)14、脚踏开关(也可以是手动开关) 16 (参照图 2) 及流体源 18。

[0077] 如图 1 所示,能量处理器具 12 具有手柄 22、柄线 24 及能够开闭的处理部(保持部) 26。手柄 22 借助线缆 28 与能量源 14 相连接。如图 2 所示,在能量源 14 上连接有脚踏开关 16。

[0078] 脚踏开关 16 具有未图示的踏板。手术者通过操作(按压 / 解除按压)脚踏开关 16 的踏板,切换从能量源 14 向外科用处理器具 12 供给能量(在该实施方式中为高频能量)的 ON/OFF、进而是否使后述的流体(接合辅助剂)流入这一连串的动作。在踏板处于被按压状态时,根据适当设定的状态(控制了能量输出量、能量输出时刻等的状态)输出高频能量。若解除踏板的按压,则强制停止高频能量的输出。另外,在踏板处于被按压状态时,流入预定流量的流体,若解除按压,则流体的流入停止。

[0079] 如图 1 所示,手柄 22 形成手术者易于握持的形状,例如形成为大致 L 字状。在手柄 22 的一端配设有柄线 24。从与该柄线 24 同轴的手柄 22 的基端延伸有上述线缆 28。在线缆 28 内贯穿有后述的高频电极 92、94 的通电线 28a、28b。

[0080] 另一方面,手柄 22 的另一端侧是向远离柄线 24 的轴向的方向延伸并供手术者把持的把持部。手柄 22 以排列设置在其另一端侧的方式具有处理部开闭把手 32。该处理部开闭把手 32 在手柄 22 的大致中央部分与手柄 22 的后述的护套 44 (参照图 3A 及图 3B) 的基端相连结。若使该处理部开闭把手 32 靠近及离开手柄 22 的另一端,则护套 44 沿其轴向移动。

[0081] 如图 3A 及图 3B 所示,柄线 24 具有筒体 42 和以能够滑动的方式配设在该筒体 42 的外侧的护套 44。筒体 42 的基端部固定于手柄 22 (参照图 1)。护套 44 能够沿着筒体 42 的轴向滑动。

[0082] 在筒体 42 的外侧沿其轴向形成有凹部 46。在该凹部 46 上配设有与后述的高频电极(能量输出部)92 相连接的电极用通电线 28a。在筒体 42 的内部贯穿有与后述的高频电极(能量输出部)94 相连接的电极用通电线 28b。

[0083] 如图 1 所示,处理部 26 配设在柄线 24 的顶端。如图 3A 及图 3B 所示,处理部 26 具有一对保持构件 52、54、即第 1 保持构件(第 1 钳口)52 及第 2 保持构件(第 2 钳口)54。

[0084] 优选的是图 3A 及图 3B 所示的第 1 及第 2 保持构件 52、54 自身分别整体上具有绝缘性。如图 4A ~ 图 4C 所示,第 1 保持构件 52 一体地具有第 1 保持构件主体(以下,主要称作主体)62 和设置于该主体 62 的基端部的基部 64。主体 62 是通过与第 2 保持构件 54 的后述的主体 72 协作来保持图 6B 所示的生物体组织 L 1、L2 的部分,具有保持面(边缘部)62a。基部 64 是与柄线 24 的顶端相连结的部分。第 1 保持构件 52 的主体 62 及基部 64 配设在同一轴上。而且,在主体 62 与基部 64 之间形成有台阶 66。

[0085] 如图 5A ~ 图 5C 所示,第 2 保持构件 54 一体地具有第 2 保持构件主体(以下,主要称作主体)72 和设置于该主体 72 的基端部的基部 74。主体 72 是通过与第 1 保持构件 52 的主体 62 协作来保持生物体组织 L1、L2 的部分,具有保持面(边缘部)72a。基部 74 是与柄线 24 的顶端相连结的部分。第 2 保持构件 54 的主体 72 及基部 74 配设在同一轴上。而且,在主体 72 与基部 74 之间形成有台阶 76。

[0086] 另外,在该实施方式及后述的实施方式中,第 1 保持构件 52 的主体 62 与第 2 保持构件 54 的主体 72 具有相同的形状。另外,关于第 1 保持构件 52 的基部 64 与第 2 保持构件 54 的基部 74,第 2 保持构件 54 的基部 74 如后述那样形成为枢接在柄线 24 的筒体 42 上这一点与第 1 保持构件 52 的基部 64 不同,其他构造皆相同,因此适当地省略说明。

[0087] 如图 4C 及图 5C 所示,第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的外表面形成为平滑的曲面状。虽未图示,但是第 1 及第 2 保持构件 52、54 的基部 64、74 的外表面也形成为平滑的曲面状。在第 2 保持构件 54 相对于第 1 保持构件 52 闭合的状态下,处理部 26 的横截面与主体 62、72 及基部 64、74 的横截面一起形成为大致圆形或大致椭圆状。在第 2 保持构件 54 相对于第 1 保持构件 52 闭合的状态下,第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的保持面(边缘部)62a、72a 相互相对而抵接。另外,在该状态下,第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的基端部的外径形成为大于基部 64、74 的外径。而且,在主体 62、72 与基部 64、74 之间分别形成有上述台阶 66、76。

[0088] 如图 3A 及图 3B 所示,第 1 保持构件 52 的基部 64 固定于柄线 24 的筒体 42 的顶端部。另一方面,第 2 保持构件 54 的基部 74 利用支承销 82 以能够转动的方式支承在柄线 24 的筒体 42 的顶端部,该支承销 82 沿与柄线 24 的轴向正交的方向配设。第 2 保持构件

54 通过绕支承销 82 的轴线转动而能够相对于第 1 保持构件 52 开闭。该第 2 保持构件 54 例如被板簧等弹性构件 84 偏置,以相对于第 1 保持构件 52 张开。

[0089] 在此,在相对于第 1 保持构件 52 闭合了第 2 保持构件 54 的状态下,第 1 及第 2 保持构件 52、54 对合它们的基部 64、74 而成的大致圆形或大致椭圆状的外周面形成为与筒体 42 的顶端部的外周面大致相同或者直径稍微大于筒体 42 的顶端部的外周面的直径。因此,通过使护套 44 相对于筒体 42 滑动,能够利用护套 44 的顶端覆盖第 1 保持构件 52 及第 2 保持构件 54 的基部 64、74。

[0090] 在该状态下,如图 3A 所示,第 2 保持构件 54 克服弹性构件 84 的偏置力而相对于第 1 保持构件 52 闭合。另一方面,若使护套 44 从利用护套 44 的顶端覆盖第 1 及第 2 保持构件 52、54 的基部 64、74 的状态向筒体 42 的基端侧滑动,则如图 3B 所示,第 2 保持构件 54 在弹性构件 84 的偏置力的作用下相对于第 1 保持构件 52 张开。

[0091] 如图 4A ~ 图 4C 所示,在第 1 保持构件 52 的主体 62 上形成有优选为平行的、两列凹槽状的流路(通道) 62b。即,主体 62 的流路 62b 向外侧开口。流路 62b 的顶端闭塞。

[0092] 在基部 64 上分别形成有优选为平行的、两列管路 64a。即,基部 64 的管路 64a 除了两端部以外相对于外侧闭合。主体 62 的流路 62b 与基部 64 的管路 64a 相连续而成。在基部 64 的管路 64a 的基端连接有贯穿于柄线 24 的内部的、具有挠性的软管 18a 的顶端。软管 18a 的基端穿过手柄 22 向能量处理器具 12 的外部延伸而与流体源 18 相连接。因此,能够使储存在流体源 18 中的液体等后述的流体穿过软管 18a 而引导到第 1 保持构件 52 的基部 64 的管路 64a、主体 62 的流路 62b。另外,优选的是,软管 18a 使用在能量处理器具 12 的外侧透明或半透明的挠性管。通过使用这种透明或半透明的管,能够目视确认液体流动的情况。

[0093] 另外,在从流体源 18 向处理部 26 引导液体的情况下,优选的是软管 18a 在靠近第 1 保持构件 52 的基部 64 的位置分支成两个或四个。

[0094] 另外,根据从流体源 18 向处理部 26 引导的液体的粘性,也可以在穿过软管 18a 向第 1 保持构件 52 供给液体时使用空力压力等对供给进行辅助。

[0095] 而且,在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的保持面(边缘部)62a、72a 的内侧配设有平板状的高频电极(接合构件) 92、94 作为输出构件、能量释放部。这些高频电极 92、94 借助连接器 96a、96b 与通电线 28a、28b 的顶端进行电连接。而且,这些通电线 28a、28b 与能量源 14 的后述的高频能量输出部 104 相连接。因此,通过向保持在高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 通电而使生物体组织 L1、L2 产生焦耳热,来使生物体组织 L1、L2 自身被加热而改性。

[0096] 配置在第 1 保持构件 52 的保持面 62a 上的高频电极 92 是对主体 62 的两列槽状的流路 62b 加盖的构件,流路 62b 分别形成为管路。在第 1 高频电极 92 中的、第 1 保持构件 52 的主体 62 的凹部 62b 上,朝向第 2 保持构件 54 形成有多个突起(接合维持辅助部)202。突起 202 形成为适当的长度,以在生物体组织 L1、L2 上形成图 6B 所示的孔 P。突起 202 并不是必需要贯穿生物体组织 L1、L2,优选的是突起 202 的顶端(相对于第 1 高频电极 92 的远端部)位于比生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 靠近第 2 高频电极 94 的位置。

[0097] 如图 4D 所示,在各个突起 202 上形成有一个或多个开口 204。另外,优选的是在各个突起 202 上形成有多个开口 204。突起 202 与凹部 62b 相连通,能够通过流路 62b 渗出粘

接剂等流体(接合辅助剂)。另外,优选的是突起 202 配置成例如等间隔,或者配置成调整开口 204 的直径等而从各个突起 202 的开口 204 渗出相同量的液体。

[0098] 如图 5A ~ 图 5C 所示,在高频电极 94 (及第 2 保持构件 54 的主体 72)上形成有凹部(接合维持辅助部)206。各凹部 206 形成为容纳从配设在第 1 保持构件 52 上的高频电极 92 突出的突起 202。

[0099] 如图 4B、图 4C、图 5B 及图 5C 所示,高频电极 92、94 的表面位于相对于第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、74 的边缘部 62a、72a 较低的位置。另外,第 1 高频电极 92 的突起 202 的长度形成为不会与第 2 保持构件 54 的凹部 206 相接触的高度。即,形成为即使在将第 1 高频电极 92 的突起 202 配设于第 2 高频电极 94 的凹部 206 的状态下,第 1 高频电极 92 与第 2 高频电极 94 也不会相接触。

[0100] 另外,这些高频电极 92、94 除了用于利用高频能量对生物体组织 L1、L2 进行处理以外,还能够用作测量生物体组织 L1、L2 之间的阻抗 Z (参照图 6A)、相位 θ (参照图 8)的传感器。高频电极 92、94 例如能够通过通电线 28a、28b 而对能量源 14 的后述的检测部 106 进行发送、接收信号。在此,说明利用检测部 106 测量阻抗 Z 的情况。

[0101] 如图 2 所示,能量源 14 具有第 1 控制部(能量控制部)102、高频能量输出部(第 1 高频能量输出部)104、检测部 106、显示部 108 及扬声器 110。在第 1 控制部 102 上连接有高频能量输出部 104、检测部 106、显示部 108 及扬声器 110,利用第 1 控制部 102 控制高频能量输出部 104、检测部 106、显示部 108 及扬声器 110。

[0102] 高频能量输出部 104 产生能量,经由通电线 28a、28b 向高频电极 92、94 供给能量。另外,高频能量输出部 104 也作为向在后述的第 2 变形例中说明的加热器 222、232(参照图 10A 及图 10B)供给能量的能量输出部发挥作用。

[0103] 检测部 106 通过通电线 28a、28b 检测利用保持生物体组织 L1、L2 的高频电极 92、94 所获得的测量结果而计算出阻抗 Z 。显示部 108 是一边通过显示来确认阻抗 Z 的阈值 $Z1$ 的设定等一边进行各种设定的部分。扬声器 110 具有声源(未图示),用于通知处理结束、在产生问题时等发出声音。通知处理结束的声音与通知产生了问题的声音之间音色不同。另外,扬声器 110 在处理过程中也能够像第 1 阶段的处理已结束的声音、第 2 阶段的处理已结束的声音那样对处理进行划分而发出声音。

[0104] 在能量源 14 的第 1 控制部 102 上连接有脚踏开关 16,并且连接有流体源 18 的后述的第 2 控制部(流量控制部)132。因此,若操作脚踏开关 16,则能量源 14 会工作,并且流体源 18 会工作。

[0105] 若将脚踏开关 16 切换为 ON(按压未图示的踏板),则进行能量处理器具 12 的处理,若切换为 OFF(解除踏板的按压),则处理停止。显示部 108 作为利用第 1 控制部 102 控制高频能量输出部 104 的输出量(输出量自身、或者进行何种处理(是以接合生物体组织 L1、L2 彼此为目的的处理还是以密封生物体组织的开口为目的的处理等))、能量的输出时刻时的设定部件(控制器)发挥功能。当然显示部 108 具有用于显示所设定的内容的显示功能。

[0106] 检测部 106 通过用于输出高频能量的第 1 及第 2 高频电极 92、94 能够检测出(计算出)第 1 及第 2 高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 的阻抗 Z 。即,检测部 106 与第 1 及第 2 高频电极 92、94 具有用于测量第 1 及第 2 高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 的阻抗 Z 的传感器功能。

[0107] 流体源 18 具有流体存储部 122 和流量调整部 124。流量调整部 124 具有第 2 控制部(流量控制部) 132 和流量调整机构 134。

[0108] 图 1 所示的流体存储部 122 由存储流体的例如透明的袋等形成。在该流体存储部 122 上以能够装卸的方式连接有软管 18a 的基端。流量调整部 124 的第 2 控制部 132 与能量源 14 的第 1 控制部 102 相连接。因此,第 2 控制部 132 与能量源 14 联动地进行工作。流量调整机构 134 例如由弹簧夹等形成,以调整通过软管 18a 流向能量处理器具 12 的流体的流量。即,第 2 控制部 132 通过使流量调整机构 134 工作,来控制从流体存储部 122 经由软管 18a 向第 1 及第 2 保持构件 52、54 供给的液体等流体的流量。

[0109] 在流体存储部 122 中能够存储例如粘接剂等、用于在对利用高频能量处理了的生物体组织 L_T 的外表面 Sc 进行涂布时防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质(接合辅助剂)。优选的是,用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质是若涂布在生物体组织上则渗入生物体组织的生物体吸收性材料。存储在流体存储部 122 中的物质不仅是液体,例如也可以是凝胶状物质。即,存储在流体存储部 122 中的物质只要是能够通过软管 18a 流动的流体即可。用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质含有化合物。该化合物是利用物理作用、化学作用或者这两种作用来覆盖或接合生物体组织 L_T 的物质。优选的是,化合物是蛋白质、糖质、聚合物、固化剂中的至少一种。优选的是,蛋白质是纤维蛋白、白蛋白、胶原蛋白、明胶中的至少一种。优选的是,糖质是淀粉、透明质酸、壳聚糖中的至少一种。优选的是,聚合物是聚乙二醇、聚乙醇酸、聚乳酸、聚己内酰胺。优选的是,固化剂是丙烯酸酯衍生物、醛衍生物、琥珀酰亚胺衍生物、异氰酸盐衍生物。即,用于防止水分渗入生物体组织的物质(接合辅助剂)例如能够列举出有机类粘接剂、无机类粘接剂、粘接用生物体材料、交联剂、单体类・聚合物类的树脂材料等。另外,在使用粘接剂的情况下,能够使用两种液体混合型的粘接剂等各种粘接剂。

[0110] 而且,在存储在流体存储部 122 中的例如粘接剂等液体、凝胶状物质中,也可以含有抗生素、生长促进剂等。

[0111] 另外,在表 1 中表示与在以下说明的接合生物体组织 L_1 、 L_2 彼此的实验中所使用的 8 种接合辅助构件的主要成分对应的接合辅助构件的种类。当然,接合辅助构件的主要成分、种类并不限定于表 1 所示的内容。

[0112] (表 1)

[0113] 表 1 在接合生物体组织的实验中所使用的接合辅助构件的主要成分与种类

[0114]

No.	主要成分	种类
(1)	氰基丙烯酸酯聚合物	氰基丙烯酸酯类粘接材料
(2)	纤维蛋白原 凝血酶	纤维蛋白类粘接剂
(3)	戊二醛 (交联剂) 白蛋白 (主剂)	醛类粘接剂
(4)	甲醛 (交联剂)	
	戊二醛 (交联剂) 明胶 (主剂)	
(5)	有机酸琥珀酰亚胺酯 (交联剂) 白蛋白 (主剂)	琥珀酰亚胺类粘接剂
(6)	PEG琥珀酰亚胺 (交联剂) 白蛋白 (主剂)	
(7)	聚乙醇酸	生物降解性聚合物
(8)	聚己内酰胺	生物降解性聚合物

[0115]

[0116] 当在流体存储部 122 中存储有液体物质的情况下,能够通过与流体存储部 122 相连接的软管 18a 向能量处理器具 12 的第 1 及第 2 保持构件 52、54 的基部 64、74 的管路 64a、74a 及主体 62、72 的流路 62b、72b 引导液体物质。当在流体存储部 122 中存储有凝胶状的物质的情况下,通过对流体存储部 122 施加例如空气压力等压力,能够通过与流体存储部 122 相连接的软管 18a 向能量处理器具 12 的第 1 保持构件 52 的基部 64 的管路 64a、主体 62 的流路 62b 引导凝胶状的物质。

[0117] 在图 6A 中表示在从高频能量输出部 104 向高频电极 92、94 供给期望的能量并对生物体组织 L1、L2 进行高频处理时的高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 的、能量供给时间 t 与生物体组织 L1、L2 间的阻抗 Z 之间的关系。另外,在图 7 中表示利用高频能量输出部 104 进行的能量处理器具 12 的控制流程的一个例子。

[0118] 接着,说明该实施方式的治疗用处理系统 10 的作用。

[0119] 在利用高频能量下的处理来接合生物体组织 L1、L2 彼此之后,向流体源 18 的流体存储部 122 内预先放入用于对接合两个生物体组织 L1、L2 而成的生物体组织 L_t 的外周进行涂敷的流体。在此,说明流体为生物体组织 L_t 用的粘接剂的情况。该粘接剂例如为若接

触到空气等则干燥的粘接剂,特别优选的是具有速干性的粘接剂。另外,与流体存储部 122 相连接的软管 18a 在流量调整机构 134 的作用下关闭,通常粘接剂不从流体存储部 122 朝向能量处理器具 12 流动。

[0120] 手术者预先操作能量源 14 的显示部 108,设定治疗用处理系统 10 的输出条件(步骤 S11)。利用显示部 108 确认来自高频能量输出部 104 的输出(设定电力 $P_{set}[W]$)、由检测部 106 检测出的阻抗 Z 的阈值 $Z1[\Omega]$ 、能量最大供给时间 $t1[sec]$ 等。在将来自高频能量输出部 104 的输出、由检测部 106 检测出的阻抗 Z 的阈值 $Z1$ 设定为不同的值的情况下如此进行设定,利用显示部 108 进行确认。另外,设定从流体存储部 122 通过软管 18a 流到能量处理器具 12 的流量 $V1$ 。进而,设定预先打开软管 18a 的最长时间 $t - max$ 。即,在打开软管 18a 之后即使未达到流量 $V1$,在经过了时间 $t - max$ 之后,也自动地关闭软管 18a。

[0121] 如图 3A 所示,在相对于第 1 保持构件 52 闭合了第 2 保持构件 54 的状态下,例如穿过腹壁向腹腔内插入外科用处理器具 12 的处理部 26 及柄线 24。使外科用处理器具 12 的处理部 26 与处理对象(保持对象)的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 相对。

[0122] 为了利用第 1 保持构件 52 及第 2 保持构件 54 保持处理对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$,操作手柄 22 的处理部开闭把手 32。利用该操作,使护套 44 相对于筒体 42 向柄线 24 的基端部侧移动。在弹性构件 84 的偏置力的作用下,不能够将基部 64、74 之间维持为筒状,第 2 保持构件 54 相对于第 1 保持构件 52 张开(参照图 3B)。

[0123] 将接合对象(处理对象)的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 配置在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的高频电极 92、94 之间。在该状态下,操作手柄 22 的处理部开闭把手 32。此时,使护套 44 相对于筒体 42 向柄线 24 的顶端部侧移动。克服弹性构件 84 的偏置力而利用护套 44 使基部 64、74 之间闭合而成为筒状。因此,一体形成在基部 64 上的第 1 保持构件 52 的主体 62 与一体形成在基部 74 上的第 2 保持构件 54 的主体 72 闭合。即,第 2 保持构件 54 相对于第 1 保持构件 52 闭合。这样,将接合对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 保持在第 1 保持构件 52 与第 2 保持构件 54 之间。

[0124] 此时,处理对象的生物体组织 $L1$ 与第 1 保持构件 52 的高频电极 92 相接触,处理对象的生物体组织 $L2$ 与第 1 保持构件 54 的高频电极 94 相接触。在第 1 保持构件 52 的主体 62 的保持面(边缘部) 62a 与第 2 保持构件 54 的主体 72 的保持面(边缘部) 72b 相对的接触面的两者上,紧密接触有接合对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的周边组织。另外,生物体组织 $L1$ 的接触面 $C1$ 与生物体组织 $L2$ 的接触面 $C2$ 以相互给对方施加压力的方式相接触。

[0125] 另外,此时,由于在配设于第 1 保持构件 52 的高频电极 92 上配设有突起 202,因此,突起 202 贯穿生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 而形成孔 P ,并且容纳于配设在高频电极 94 (及第 2 保持构件 54 的主体 72) 上的凹部 206 内。

[0126] 如此,在将生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 保持在第 1 保持构件 52 与第 2 保持构件 54 之间的状态下,操作脚踏开关 16 的踏板。从脚踏开关 16 向第 1 控制部 102 输入信号,能量源 14 的第 1 控制部 102 判断是否在操作者的操作下脚踏开关 16 的踏板被按压而切换成了 ON ($S12$)。

[0127] 在第 1 控制部 102 判断为脚踏开关 16 的踏板被按压而切换成了 ON 时,从第 1 控制部 102 向高频能量输出部 104 输入信号。高频能量输出部 104 产生能量,通过通电线 28a、28b 向高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 供给能量($S13$)。此时,高频能量输出部 104 向第 1 保持构件 52 的高频电极 92 与第 2 保持构件 54 的高频电极 94 之间供给利用显

示部 108 预先设定的设定电力 $P_{set}[W]$ 、例如 $20[W] \sim 80[W]$ 左右的电力。

[0128] 因此,高频能量输出部 104 向第 1 保持构件 52 的高频电极 92 与第 2 保持构件 54 的高频电极 94 之间的接合对象的生物体组织 L1、L2 通入高频电流。即,对保持在高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 施加高频能量。因此,在保持在高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 内产生焦耳热,生物体组织 L1、L2 自身被加热。在焦耳热的作用下,破坏保持在高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 内的细胞膜而放出细胞膜内物质,使其与以胶原为首的细胞外成分均匀化。由于在高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 内流动有高频电流,因此如此均匀化的组织 L1、L2 被进一步作用焦耳热,进行例如生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 彼此、组织的层间彼此的接合。因而,若向高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 通入高频电流,则生物体组织 L1、L2 自身发热而脱水,同时生物体组织 L1、L2 的内部改性(生物体组织 L1、L2 烧灼),接触面 C1、C2 彼此紧密接触而成为接合部 C。这样,两个生物体组织 L1、L2 彼此相接合,形成具有接合部 C 的生物体组织 L_T 。

[0129] 此时,设置在配设于第 1 保持构件 52 的高频电极 92 上的突起 202 维持着贯穿了生物体组织 L1、L2 的状态(配设在孔 P 内的状态)。另外,由于突起 202 配设在生物体组织 L1、L2 的内部,向突起 202 与第 2 高频电极 94 之间的生物体组织通电,因此能够高效地进行生物体组织 L1、L2 的使用了高频能量的处理。

[0130] 另外,随着生物体组织 L1、L2 的改性,从生物体组织 L1、L2 放出流体(例如液体(血液)和 / 或气体(水蒸气))。此时,第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的保持面 62a、72a 对生物体组织 L1、L2 的紧密接触度高于高频电极 92、94 对生物体组织 L1、L2 的紧密接触度。因此,保持面 62a、72a 作为用于抑制来自生物体组织 L1、L2 的流体向第 1 保持构件 52 及第 2 保持构件 54 的外侧逃离的势垒部(堤坝)发挥功能。即,能够防止接合处理对象的生物体组织 L1、L2 以外的生物体组织产生热传播。

[0131] 此时,由于第 1 及第 2 保持构件 52、54 的高频电极 92、94 具有传感器功能,因此通过通电线 28a、28b 向检测部 106 传递所保持的生物体组织 L1、L2 之间的信息(阻抗 Z)。如图 6A 所示,开始处理(开始向生物体组织 L1、L2 之间供给高频能量)时的阻抗 Z 的初始值 Z_0 例如为 $50[\Omega] \sim 60[\Omega]$ 左右。而且,随着高频电流流入生物体组织 L1、L2 而烧灼生物体组织 L1、L2,阻抗 Z 在暂时下降至 Z_{min} (例如 $10[\Omega]$ 左右)之后逐渐上升。

[0132] 第 1 控制部 102 控制检测部 106 以便以等时间间隔(例如数毫秒)计算出高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 的信息。第 1 控制部 102 判断根据来自检测部 106 的信号计算出的高频能量输出时的阻抗 Z 是否成为预先在显示部 108 中设定(S11)的阈值 Z_1 (如图 6A 所示,在此为约 $1000[\Omega]$)以上(S14)。另外,当然能够适当地设定阻抗 Z 的阈值 Z_1 。

[0133] 优选的是,阈值 Z_1 例如大于初始值 Z_0 ,位于阻抗 Z 的值的上升率减缓的位置(参照图 6A)。在判断为阻抗 Z 达到阈值 Z_1 或者大于阈值 Z_1 的情况下,从第 1 控制部 102 向高频能量输出部 104 传输信号。然后,使从高频能量输出部 104 向第 1 及第 2 保持构件 52、54 的高频电极 92、94 的输出停止(S151)。

[0134] 另一方面,只要阻抗 Z 未达到阈值 Z_1 ,就继续输出能量。在判断为生物体组织 L1、L2 之间的阻抗 Z 小于阈值 Z_1 的情况下,继续对保持在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的高频电极 92、94 之间的生物体组织 L1、L2 施加用于进行处理的高频能量。然后,在生物体组织 L1、L2 之间的阻抗 Z 达到阈值 Z_1 、或者开始从高频能量输出部 104 供给能量而经过了预定

的时间 t 后,使来自高频能量输出部 104 的能量输出停止。此时,生物体组织 L_T 在接合部 C 处相接合。

[0135] 然后,持续按压脚踏开关 16 的踏板。另外,生物体组织 L_T 也维持被保持构件 52、54 保持的状态。

[0136] 在利用第 1 控制部 102 停止从高频能量输出部 104 向高频电极 92、94 的能量供给(S151)的同时,从第 1 控制部 102 向第 2 控制部 132 传输信号。第 2 控制部 132 使流量调整机构 134 工作,打开软管 18a(S152)。因此,从流体存储部 122 通过软管 18a 向能量处理器具 12 供给粘接剂。

[0137] 由于在第 1 保持构件 52 的基部 64 上设有管路 64a,在主体 62 上设有凹部 62b,因此粘接剂从突起 202 的开口 204 渗出。此时,由于突起 202 贯穿已接合的生物体组织 L_T 而配设在孔 P 内,因此从开口 204 渗出的粘接剂的一部分涂布在生物体组织 L_T 彼此的接合部 C 上。粘接剂的一部分从接合部 C 的接合面直接渗入而扩散。粘接剂除了粘接作用以外还具有涂敷作用。粘接剂例如若接触空气则随着时间的推移而逐渐固化。优选的是此处的粘接剂具有速干性,在固化了时具有防水性。

[0138] 因此,能够防止水分进入因粘接剂固化而接合了的生物体组织 L_T 的接合部 C,并且能够维持接合状态。

[0139] 另外,粘接剂的性质当然因其种类而不同,但在该实施方式中,在接合生物体组织 L_1 、 L_2 之后涂布粘接剂是因为,生物体组织用的粘接剂是在生物体组织 L_1 、 L_2 尽可能干燥的状态下进行涂布的情况下发挥有效的粘接作用。即,若在未充分去除水分的状态下涂布粘接剂,则即使供给能量,水分也难以从生物体组织 L_1 、 L_2 中去除,但是通过在接合生物体组织 L_1 、 L_2 之后涂布粘接剂,能够防止这种状态。另外,若在未充分去除水分的状态下涂布粘接剂,则有时会在粘接剂中混合有水分,但是通过在接合生物体组织 L_1 、 L_2 之后涂布粘接剂,能够防止这种状态。

[0140] 在从流体存储部 122 经由软管 18a 通过了预定流量的粘接剂(S16)时、或者在打开软管 18a 预定时间之后,第 2 控制部 132 再次使流量调整机构 134 工作而关闭软管 18a(S17)。

[0141] 在关闭软管 18a 后经过了预定的时间(例如数秒)之后,从扬声器 110 发出蜂鸣等声音来通知处理(生物体组织彼此的接合处理及防止水分进入已接合的接触面 C_1 、 C_2 的处理)已结束(S18)。然后,医生等在根据来自扬声器 110 的声音、显示部 108 的显示确认处理已结束之后,使脚离开脚踏开关 16 的踏板而解除对踏板的按压。

[0142] 另外,处理是在按压脚踏开关 16 的踏板的状态下从图 7 所示的“开始”进行至“结束”,若在从“开始”到“结束”的期间解除踏板的按压,则第 1 控制部 102 在解除该踏板的按压的时刻强制停止处理。即,在中途停止供给高频能量、或中途停止供给粘接剂的情况下,在从扬声器 110 发出蜂鸣等声音之前使脚离开脚踏开关 16 的踏板,解除对踏板的按压。若解除踏板的按压,则第 1 控制部 102 使在从高频能量输出部 104 输出能量时从高频能量输出部 104 向电极 92、94 的输出停止。另外,第 2 控制部 132 在软管 18a 处于打开状态时使流量调整机构 134 工作而关闭软管 18a,从而停止供给流体。

[0143] 医生在确认了来自扬声器 110 的蜂鸣音之后操作处理部开闭把手 32,松开生物体组织 L_T 。此时,如图 6B 所示,生物体组织彼此的接触面 C_1 、 C_2 相接合而形成接合部 C。另

外,在生物体组织 L_T 上,具有生物体吸收性的粘接剂一边从生物体组织 L_T 的外表面 Sc 朝向接合部 C 渗入一边固化,因此生物体组织 L_T 成为被粘接剂涂敷了的状态。另外,由于粘接剂具有生物体吸收性,因此有时从开口 92a、94a 渗出的粘接剂也会涂布于图 6B 所示的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的侧面。

[0144] 另外,也可以不使用上述流体存储部 122 而直接利用像注射器那样的注入器向生物体组织供给粘接剂。另外,作为粘接剂的供给方法,流体调整部 124 也可以使用旋转泵等控制向生物体组织供给的粘接剂的流量。

[0145] 如上所述,根据该实施方式,能够获得以下效果。

[0146] 通过一边测量生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的阻抗 Z 一边进行生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接合处理,能够更可靠地进行生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 彼此的接触面 $C1$ 、 $C2$ 的紧密接触。另外,在进行了生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 彼此的接合处理之后,通过利用粘接剂等对已进行接合处理的生物体组织 L_T 的外周进行涂敷,能够防止水分进入已进行接合处理的生物体组织 L_T 的接合部 C 。因此,能够长时间维持生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接触面 $C1$ 、 $C2$ 紧密接触的状态(生物体组织 L_T 接合的状态)。

[0147] 由于不仅能够使高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 产生焦耳热,而且能够使贯穿生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 并且作为电极发挥作用的突起 202 与高频电极 94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 产生焦耳热,因此即使是在生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的厚度较厚的情况等下,也能够易于使能量渗入生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 。因而,不仅是一直以来能够进行高频能量下的处理的厚度的生物体组织,即使是更厚的生物体组织,也能够更可靠地进行高频能量下的处理。

[0148] 利用设置在高频电极 92 上的突起 202 的开口 204,能够直接向接合对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接合部 C 的接合面等已接合的生物体组织 L_T 的内部供给、渗入粘接剂等流体。因此,能够更可靠地进行接合部 C 的接合,并且能够使粘接剂的涂敷作用作用到包含接合面在内的接合部 C 附近。

[0149] 另外,在该实施方式中,说明了在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持了生物体组织时利用第 1 保持构件 52 的突起 202 在生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 上形成孔 P 的情况。另外,突起 202 在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持了生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 时未必必须形成孔 P 。即,在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持了生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 时,也可以使第 1 保持构件 52 的突起 202 向第 2 保持构件 54 的凹部 206 按压生物体组织 $L2$ 。即使在该情况下,随着向第 1 及第 2 高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 供给高频能量,也在生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 上形成孔 P ,即,突起 202 配设到孔 P 内。

[0150] 另外,第 1 保持构件 52 的高频电极 92 的突起 202 也可以由具有绝缘性的硬质树脂材料等另外构件形成。在该情况下,允许突起 202 与第 2 保持构件 54 的高频电极 94 相接触。

[0151] 另外,在生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 彼此接合之后,在使用两液体混合型的粘接剂作为对已接合的生物体组织 L_T 的外周进行涂敷的流体物质的情况下,只要在流体源 18 中排列设置两种液体即可。在该情况下,两个软管 18a 以排列设置的状态从流体源 18 向能量处理器具 12 延伸,液体通过手柄 22 及柄线 24 分别独立地供给至处理部 26 的第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的流路 62b、72b。而且,只要设为两种液体在从高频电极 92、94 的开口 92a、94a 渗出时进行混合即可。这样,能够防止粘接剂在软管 18a 的内部、第 1 及第 2 保

持构件 52、54 的内部固化。另外,在使用两液体混合型的粘接剂的情况下,也优选的是在一个软管 18a 上形成有两条流路(未图示)。

[0152] 另外,在上述实施方式中,说明了使用利用检测部 106 检测出的阻抗 Z (参照图 6A)作为生物体信息的例子,但是也优选的是使用相位的变化量(相位差 $\Delta \theta$)(参照图 8)作为生物体信息。以下,参照图 8 及图 9 说明作为第 1 实施方式的第 1 变形例使用相位差 $\Delta \theta$ 的情况。

[0153] 如图 9 所示,检测部 106 具有电压检测部 142、电流检测部 144 及相位检测部 146。相位检测部 146 与第 1 控制部 102 相连接,电压检测部 142 及电流检测部 144 连接于能量处理器具 12(高频电极 92、94),并且连接于相位检测部 146。关于这一点,并不限于第 1 实施方式,后述的实施方式也是相同的。

[0154] 在使高频能量输出部 104 产生高频电压的情况下,基于高频能量输出部 104 的高频电压的、具有预定的频率及峰值的高频电流借助电流检测部 144 输出到外科用处理器具 12。电压检测部 142 检测出通过了高频能量输出部 104 的高频电压的峰值,将检测出的峰值作为输出电压值信息对相位检测部 146 进行输出。电流检测部 144 检测出根据通过了高频能量输出部 104 的高频电压而产生的高频电流的峰值,将检测出的峰值作为输出电流值信息对相位检测部 146 进行输出。

[0155] 相位检测部 146 根据从电压检测部 142 输出的输出电压值信息检测出通过高频能量输出部 104 输出的高频电压的相位,之后,将检测出的相位作为输出电压相位信息而与输出电压值信息一起输出到第 1 控制部 102。另外,相位检测部 146 在根据从电流检测部 144 输出的输出电流值信息检测出通过了高频能量输出部 104 的高频电流的相位之后,将检测出的相位作为输出电流相位信息而与输出电流值信息一起输出到第 1 控制部 102。

[0156] 第 1 控制部 102 根据从相位检测部 146 输出的输出电压值信息、输出电压相位信息、输出电流值信息及输出电流相位信息计算出通过高频能量输出部 104 输出的高频电压及高频电流的相位差 $\Delta \theta$ 。

[0157] 第 1 控制部 102 根据对应于脚踏开关 16 的踏板的操作而输出的指示信号和计算出的相位差 $\Delta \theta$,对高频能量输出部 104 进行将高频电流及高频电压的输出状态改变为 ON 状态或 OFF 状态的控制。

[0158] 如图 8 所示,通过高频能量输出部 104 输出的高频电流及高频电压的相位差 $\Delta \theta$ 在对生物体组织 L_T 进行处理的初始阶段为 0° 或大致 0° 。另外,在显示部 108 中预先将相位差 $\Delta \theta$ 的值设定为 90° 或接近 90° 的值。

[0159] 继续按压脚踏开关 16 的踏板,随着保持在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的处理的进行,生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 脱水,生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 被烧灼、凝固。随着如此进行处理,通过高频能量输出部 104 输出的高频电压及高频电流的相位差 $\Delta \theta$ 例如以适当的时间 $t1$ 为界从 0° 或大致 0° 的状态进行增加。

[0160] 之后,若通过进一步继续按压脚踏开关 16 的踏板,进行期望部位的处理,则例如在时间 $t1$ 以后,由第 1 控制部 102 计算出的相位差 $\Delta \theta$ 的值成为图 8 所示的 90° 附近的恒定值。

[0161] 另外,在该变形例中,第 1 控制部 102 并不限于在检测出相位差 $\Delta \theta$ 成为 90° 附近的恒定值时进行上述控制,例如也可以在检测出相位差 $\Delta \theta$ 以大于 45° 并且为 90° 以

下的预定的值成为恒定时进行上述控制。

[0162] 另外,也可以组合阻抗 Z 的变化与相位 θ 的变化这两者来对向生物体组织 L1、L2 投入的能量进行切换。即,也优选的是,在显示部 108 中适宜地设定、使用阻抗 Z 的变化与相位 θ 的变化中的、达到阈值较早的一者或较晚的一者等。

[0163] 接着,使用图 10A 及图 10B 说明第 1 实施方式的第 2 变形例。在上述实施方式中,说明了使用高频能量进行处理的情况,但是在该实施方式中,说明使用由加热器带来的能量进行处理的情况。

[0164] 如图 10A 所示,在第 1 保持构件 52 的主体 62 上配设有具有突起 202 的、平板状的加热器(能量输出部) 222。该加热器 222 被主体 62 的保持面 62a 包围。如图 10B 所示,在第 2 保持构件 54 的主体 72 上配设有具有凹部 206 的、平板状的加热器(能量输出部) 232。该加热器 232 被主体 72 的保持面 72a 包围。

[0165] 在显示部 108 中设定各种设定、例如加热器 222、232 的最高温度、从高频能量输出部 104 向加热器 222、232 输出能量的时间、生物体组织的处理结束的温度(在此为生物体组织 L1、L2 的表面温度)的阈值 T_1 等。在该状态下,与使用了高频电极 92、94 的处理相同地进行使用了加热器 222、232 的处理。在该情况下,可以一边测量与加热器 222、232 相接触的生物体组织的温度一边进行处理。

[0166] 接着,使用图 11A ~ 图 11C 说明第 1 实施方式的第 3 变形例。在上述实施方式中,说明了使用高频能量、由加热器 222、232 的发热带来的热能等进行处理的情况,但是在该实施方式中,说明使用由激光带来的热能进行处理的情况。

[0167] 如图 11A ~ 图 11C 所示,在第 1 保持构件 52 上取代高频电极 92 而配设有导热板(能量输出部) 282。在该导热板 282 上形成有凹槽 282a。在该导热板 282 的凹槽 282a 内配设有扩散器(diffuser) 284 作为输出构件、能量输出部。在该扩散器 284 的内部贯穿有光纤(能量输出部) 286。因此,若激光入射到光纤 286,则激光从扩散器 284 向外侧扩散。该激光下的能量照射到导热板 282 而转换为热能。因此,能够在导热板 282 中传递热量来对生物体组织进行处理。

[0168] 另外,由于第 2 保持构件 54 仅在突起 202、凹部 206 上存在区别,因此省略图示。

[0169] 接着,使用图 12 说明第 1 实施方式的第 4 变形例。在上述实施方式中,说明了使用双极型的能量处理器具 12 的情况,但是在该变形例中,是使用单极型的处理器具的例子。

[0170] 如图 12 所示,在被处理的患者 P 上安装极板 150。该极板 150 借助通电线 150a 与能量源 14 相连接。而且,配设在第 1 保持构件 52 上的高频电极 92 与配设在第 2 保持构件 54 上的高频电极 94 处于利用通电线 28a、28b 进行电连接的同电位的状态。在该情况下,由于与高频电极 92、94 相接触的生物体组织 L1、L2 的面积分别充分地小于极板 150 与生物体相接触的面积,因此电流密度增高,但极板 150 中的电流密度降低。因此,被第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持的生物体组织 L1、L2 在焦耳热的作用下被加热,相反,与极板 150 相接触的生物体组织的加热小到可以忽略的程度。因而,只有由第 1 及第 2 保持构件 52、54 把持的部分中的、与同电位的高频电极 92、94 相接触的生物体组织 L1、L2 被加热而改性。

[0171] 另外,在该实施方式中,说明了使用高频能量对生物体组织 L1、L2 进行处理的情况,但是例如也可以使用微波等能量。在该情况下,能够将高频电极 92、94 用作微波电极。

[0172] 接着,使用图 13 说明第 1 实施方式的第 5 变形例。在上述实施方式中,以用于穿

过腹壁对腹腔内(体内)的生物体组织 L1、L2 进行处理的线型的能量处理器具 12 (参照图 1) 为例进行了说明,但是在该变形例中,例如如图 13 所示,是使用穿过腹壁向体外取出处理对象组织来进行处理的打开用的线型的能量处理器具(治疗用处理器具) 12a 的例子。

[0173] 该能量处理器具 12a 具有手柄 22 和处理部(保持部)26。即,与用于穿过腹壁进行处理的能量处理器具 12 (参照图 1) 不同,去除了柄线 24。另一方面,在手柄 22 内配设有具有与柄线 24 相同的作用的构件。因此,能够与上述图 1 所示的能量处理器具 12 相同地使用图 13 所示的能量处理器具 12a。

[0174] 另外,也可以不使用流体存储部 122 而直接利用像注射器那样的注入器向生物体组织供给粘接剂。另外,作为粘接剂的供给方法,流体调整部 124 也可以使用旋转泵等控制向生物体组织供给的粘接剂的流量。虽未特别说明,但是在以下说明的实施方式中,也允许直接利用像注射器那样的注入器向生物体组织供给粘接剂等。

[0175] (第 2 实施方式)

[0176] 接着,使用图 14 ~ 图 19 说明第 2 实施方式。该实施方式是第 1 实施方式的变形例,对与在第 1 实施方式中使用的构件相同的构件或起到相同作用的构件标注相同的附图标记,省略该构件的说明。

[0177] 如图 14 所示,能量处理器具 12b 的手柄 22 以与处理部开闭把手 32 排列设置的状态具有用于使后述的刀具(处理用辅助器具) 180 移动的刀具驱动把手 34。

[0178] 如图 15 所示,在能量源 14 上,除了第 1 实施方式中所说明的检测部(在此称为第 1 检测部) 106 以外,在第 1 控制部 102 上连接有第 2 检测部 107。第 2 检测部 107 与配设在图 16A 及图 16B 所示的刀具 180 的后述长槽 184 的卡定部 184a、184b、184c 上的传感器 185 相连接。

[0179] 如图 17A 及图 17B 所示,在该实施方式中,从第 1 保持构件 52 的主体 62 上去除了凹部 62b、64a (参照图 4A ~ 图 4C)、突起 202 (参照图 4A ~ 图 4D)。从第 2 保持构件 54 的主体 72 上去除了凹部 206 (参照图 5A ~ 图 5C)。

[0180] 如图 16A ~ 图 17B 所示,在第 1 保持构件 52 的主体 62 及基部 64 中的、靠近第 2 保持构件 54 的一侧形成有笔直的刀具引导槽 172。同样,在第 2 保持构件 54 的主体 72 及基部 74 中的、靠近第 1 保持构件 52 的一侧形成有笔直的刀具引导槽 174。在这些刀具引导槽 172、174 内以能够进出的方式配设有后述的一个刀具 180 (参照图 18A 及图 18B)。

[0181] 如图 17A 所示,配设在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 上的高频电极 92、94 例如形成为大致 U 字状,在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 的基端部具有两个端部。即,各个高频电极 92、94 连续地形成。而且,在高频电极 92、94 上,形成有与第 1 及第 2 保持构件 52、54 一起引导刀具 180 的刀具引导槽(为方便起见,标注附图标记 172、174)。

[0182] 另外,第 1 及第 2 保持构件 52、54 的刀具引导槽 172、174 形成为相互相对的状态,并沿着柄线 24 的轴向而形成。而且,利用与第 1 及第 2 保持构件 52、54 相互作用的两个刀具引导槽 172、174 能够引导一个刀具 180。

[0183] 第 1 保持构件 52 的刀具引导槽 172 形成在第 1 保持构件 52 的主体 62 及基部 64 的中心轴线上,第 2 保持构件 54 的刀具引导槽 174 形成在第 2 保持构件 54 的主体 72 及基部 74 的中心轴线上。

[0184] 在柄线 24 的筒体 42 的内部,以沿着其轴向能够移动的方式配设有驱动杆 182。在

驱动杆 182 的基端配设有刀具驱动把手 34。在驱动杆 182 的顶端配设有薄板状的刀具(处理用辅助器具) 180。因此,若操作刀具驱动把手 34,则刀具 180 借助驱动杆 182 而沿柄线 24 的轴向移动。

[0185] 如图 18A 所示,刀具 180 在其顶端形成有刃 180a,如图 16A 及图 16B 所示,在基端固定有驱动杆 182 的顶端。在该刀具 180 的顶端与基端之间形成有长槽 184。在该长槽 184 上,在柄线 24 的筒体 42 上固定有沿与柄线 24 的轴向正交的方向延伸的移动限制销 42a。因此,刀具 180 的长槽 184 沿着移动限制销 42a 移动。这样,刀具 180 笔直地移动。此时,刀具 180 配设在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的刀具引导槽(流路、流体放出槽)172、174 内。

[0186] 另外,在刀具 180 的长槽 184 的一端、另一端、以及一端与另一端之间的例如三个位置形成有用于卡定移动限制销 42a 并控制刀具 180 的移动的卡定部 184a、184b、184c。在刀具 180 的长槽 184 内配设有传感器 185,该传感器 185 能够识别移动限制销 42a 的位置,并且能够识别移动限制销 42a 的移动方向。传感器 185 采用使用了光的传感器、接触型传感器等各种传感器。因此,当移动限制销 42a 位于长槽 184 的一端(顶端)的卡定部 184a 时,能够识别刀具 180 的刃 180a 容纳于柄线 24 的内部的情况,当移动限制销 42a 位于另一端(后端)184b 时,能够识别刀具 180 的刃 180a 穿过柄线 24 的顶端配设于刀具引导槽 172、174 的情况。因而,第 2 检测部 107 利用传感器 185 能够识别刀具 180 的刃 180a 相对于柄线 24 及处理部 26 的位置,从而能够容易地判断是否位于利用刀具 180 的刃 180a 切割生物体组织的位置。

[0187] 在图 16A 及图 16B 所示的能量处理器具 12 的柄线 24 的筒体 42 及护套 44 上,分别形成有供后述的蒸气(气体)、液体(组织液)等流体放出的流体放出口 186、188。这些流体放出口 186、188 形成在柄线 24 的基端侧。

[0188] 在此,虽未图示,但是也优选的是,在护套 44 的流体放出口 188 的外周面上设有连接管头。此时,后述的排出流体通过刀具引导槽 172、174、柄线 24 的筒体 42 的流体放出口 186、柄线 24 的护套 44 的流体放出口 188、以及连接管头而排出。在该情况下,通过对连接管头内进行抽吸,能够从流体放出口 186、188 容易地排出从生物体组织 L1、L2 放出的蒸气、液体等流体。

[0189] 另外,优选的是,流体放出口 186、188 设置在柄线 24 上,但也优选的是流体放出口 186、188 设置在手柄 22 上。

[0190] 如图 18B 所示,在刀具 180 的内部,沿着刀具 180 的长度方向形成有一个管路 216。形成在刀具 180 的内部的管路 216 避开长槽 184、并且穿过驱动杆 182 的内部从而与软管 18a 相连接。在刀具 180 的侧面的宽度方向的中央形成有多个开口(接合维持辅助部)216a。开口 216a 与管路 216 相连通。因此,在切割生物体组织 L_1 的同时将粘接剂涂布在接合部 C 的接合面附近。因而,粘接剂(接合辅助剂)渗入接合部 C 的接合面而固化。另外,在该情况下,如图 18D 所示,越靠近切割面 S,渗入的粘接剂越多,且越远离切割面 S,粘接剂的渗入量越少。

[0191] 接着,使用图 19 说明该实施方式的治疗用处理系统 10 的作用。

[0192] 如第 1 实施方式所说明那样,向流体源 18 的流体存储部 122 内放入在接合了生物体组织 L1、L2 之后用于对该接合了的生物体组织 L_1 进行涂敷的流体(接合辅助剂)。与流体存储部 122 相连接的软管 18a 在流量调整机构 134 的作用下关闭,粘接剂不会朝向能量

处理器具 12 流动。

[0193] 手术者预先操作能量源 14 的显示部 108, 设定治疗用处理系统 10 的输出条件 (S201)。利用显示部 108 确认来自高频能量输出部 104 的输出 (设定电力 $P_{set}[W]$)、由检测部 106 检测出的阻抗 Z 的阈值 $Z1[\Omega]$ 、能量供给时间 $t1[sec]$ 等。在将来自高频能量输出部 104 的输出、由检测部 106 检测出的阻抗 Z 的阈值 $Z1$ 设定为不同值的情况下如此进行设定, 利用显示部 108 进行确认。另外, 设定从流体存储部 122 通过软管 18a 流到能量处理器具 12 的流量 $V1$ 。

[0194] 如图 16A 所示, 在相对于第 1 保持构件 52 闭合了第 2 保持构件 54 的状态下, 例如穿过腹壁向腹腔内插入外科用处理器具 12 的处理部 26 及柄线 24。为了利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持处理对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$, 操作手柄 22 的处理部开闭把手 32, 将接合对象的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 保持在第 1 及第 2 保持构件 52、54 之间。

[0195] 在将生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 保持在第 1 保持构件 52 及第 2 保持构件 54 之间的状态下, 操作脚踏开关 16 的踏板, 从脚踏开关 16 向第 1 控制部 102 输入信号, 能量源 14 的第 1 控制部 102 判断是否在操作者的操作下脚踏开关 16 的踏板被按压而切换成了 ON (S202)。

[0196] 在第 1 控制部 102 判断为脚踏开关 16 的踏板被按压而切换成了 ON 时, 从第 1 控制部 102 向高频能量输出部 104 输入信号。高频能量输出部 104 通过通电线 28a、28b 向高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 供给能量 (S203)。然后, 向高频电极 92、94 之间的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 通入高频电流。因此, 生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 自身发热而脱水, 同时生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的内部改性 (生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 烧灼), 生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 彼此的接触面 $C1$ 、 $C2$ 成为接合部 C。

[0197] 另外, 在进行生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 自身发热而脱水的处理时能够使从生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 产生的血液、蒸气等排出流体进入刀具引导槽 172、174 内。而且, 能够从形成在柄线 24 的筒体 42 及护套 44 上的流体放出口 186、188 向能量处理器具 12b 的外部引导进入到刀具引导槽 172、174 内的排出流体。因此, 能够极力防止水分残留在生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接合部 C 的接合面上, 从而能够更快地进行生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接合处理。因而, 能够更有效地接合生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 并对接合部 C 进行涂敷的一连串的处理。

[0198] 然后, 判断阻抗 Z 是否达到预定的阈值 $Z1$ (S204), 若达到阈值 $Z1$ 则停止供给高频能量 (S205)。

[0199] 然后, 从扬声器 110 发出用于通知使用了高频能量的生物体组织 $L1$ 、 $L2$ 的接合处理结束的蜂鸣音 (第 1 次蜂鸣音) (S206)。

[0200] 接着, 医生在确认了第 1 次蜂鸣音之后, 操作图 14 所示的刀具驱动把手 34。即, 使刀具 180 从图 16A 及图 16B 所示的状态沿着刀具引导槽 172、174 前进。随着该刀具 180 的前进, 在高频电极 92、94 的作用下改性而接合的部位被切断。此时, 传感器 185 例如检测出卡定部 184a、184b、184c 相对于移动限制销 42a 的相对位置, 传输到第 2 检测部 107。第 2 检测部 107 对刀具 180 相对于柄线 24 及处理部 26 的位置及移动方向进行识别 (S207)。

[0201] 当识别到由第 2 检测部 107 检测出的刀具 180 的移动方向向切割生物体组织 L_T 的方向移动时, 第 1 控制部 102 向第 2 控制部 132 传送信号, 使流量调整机构 134 工作而打开软管 18a (S208)。

[0202] 因此, 在切割已接合的生物体组织 L_T 时, 粘接剂从刀具 180 的开口 216a 渗出, 涂

布于切割面 S。即,随着生物体组织 L_T 的切割的进行,涂布从刀具 180 的开口 216a 渗出的粘接剂。

[0203] 此时,在假设为各个生物体组织 L1、L2 的厚度相同的情况下,在从接合部 C 的接合面偏移的位置涂布粘接剂。由于所涂布的粘接剂在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的朝向向下向适当的方向流动,因此粘接剂涂布在被刀具 180 切割的整个切割面 S 上。

[0204] 另外,在生物体组织 L_T 中的、与高频电极 92、94 相接触的表面上也流动而涂布粘接剂。因此,粘接剂涂布在生物体组织 L_T 的整个外表面上。

[0205] 在预定流量的粘接剂流入软管 18a 内的情况下,关闭软管 18a (S210)。在识别到关闭了软管 18a 的情况下,发出蜂鸣音 (S211)。然后,在操作刀具驱动把手 34 并利用配设在刀具 180 上的传感器 185 识别出刀具 180 返回到原来的位置的情况下 (S212),从扬声器 110 发出用于通知一连串处理已结束的蜂鸣音 (S213)。

[0206] 如上所述,根据该实施方式,能够获得以下效果。

[0207] 在处理时能够使从生物体组织 L1、L2 产生的血液等流体进入刀具引导槽 172、174 内。而且,能够从形成在柄线 24 的筒体 42 及护套 44 上的流体放出口 186、188 向能量处理器具 12b 的外部引导进入到刀具引导槽 172、174 内的流体。因此,能够极力防止水分残留在生物体组织 L1、L2 的接合部 C 的接合面上,从而能够更快地进行生物体组织 L1、L2 的接合处理。因而,能够更有效地进行接合生物体组织 L1、L2、对接合部 C 进行涂敷的一连串的处理。

[0208] 另外,由于不仅能够利用粘接剂对接合对象的生物体组织 L_T 的外周面进行涂敷,也能够对生物体组织 L_T 的切割面 S 涂布粘接剂而对接合面进行涂敷,因此,能够防止水分进入生物体组织 L_T 的接合部 C。

[0209] 另外,如上所述,也可以在刀具 180 移动时打开软管 18a 而使粘接剂流入,但是也可以在筒体 42 的移动限制销 42a 从刀具 180 的长槽 184 的一端侧的卡定部 184a 穿过中间部 184c 到达另一端侧的卡定部 184b 之后打开软管 18a。在该情况下,由刀具 180 的刃 180a 进行生物体组织 L_T 的切割已经完毕(已经形成了切割面 S)。而且,在筒体 42 的移动限制销 42a 从刀具 180 的长槽 184 的另一端侧的卡定部 184b 穿过中间部 184c 到达一端侧的卡定部 184a 的期间,流入粘接剂。这样,在刀具 180 的刃 180a 从第 1 及第 2 保持构件 52、54 的刀具引导槽 172、174 被引入柄线 24 内时,由生物体组织 L_T 的切割面 S 彼此形成空间。若粘接剂从开口 192a、194a 渗出,则粘接剂进入切割面 S 之间。另外,由于能够利用传感器 185 检测出筒体 42 的移动限制销 42a 在刀具 180 的长槽 184 的一端侧的卡定部 184a 与另一端侧的卡定部 184b 之间移动的情况,因此能够容易地掌握接合对象的生物体组织 L_T 与刀具 180 之间的位置关系。因此,也能够适当地设定利用流量调整机构 134 关闭软管 18a 的时刻。

[0210] 另外,在该实施方式中,说明采用蜂鸣音作为从扬声器 110 发出的声音,但是也可以利用语音通知处理的内容、利用语音通知处理的顺序等。另外,优选的是第 1 次蜂鸣音与第 2 次蜂鸣音大不相同,能够容易地识别分别是哪个处理结束。

[0211] 另外,在该实施方式中,说明了通过操作刀具驱动把手 34 来手动使刀具 180 工作的情况,但是也优选的是在结束利用高频能量对生物体组织 L1、L2 彼此的接合处理之后,不操作刀具驱动把手 34 而是自动地使刀具 180 工作来切割生物体组织 L_T 。即,也可以自动

地进行从用于接合生物体组织 L1、L2 彼此的使用了高频能量的处理开始、一直到用于对已接合的生物体组织 L_T 进行涂敷的处理结束为止的一连串处理。

[0212] 接着,使用图 20A 及图 20B 说明第 2 实施方式的第 1 变形例。

[0213] 在图 20A 所示的刀具 180 的内部沿着刀具 180 的长度方向例如在图 20B 中的上下处形成有管路 212、214。形成在刀具 180 的内部的管路 212、214 穿过驱动杆 182 的内部与软管 18a 相连接。如图 20A 及图 20B 所示,在刀具 180 的侧面沿着刀具 180 的长度方向隔开适当的间隔形成有多个开口(接合维持辅助部) 212a、214a。这些开口 212a、214a 与管路 212、214 相连通。因此,能够通过管路 212、214 从开口 212a、214a 排出粘接剂等、用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质(接合辅助剂)。

[0214] 如此,由于在与刀具 180 的长度方向及宽度(厚度)方向正交的上下(高度)方向的上侧形成有开口 212a,在下侧形成有开口 214a,因此即使生物体组织 L1、L2 的厚度不均匀,也能够容易地使粘接剂渗入接合部 C 的接合面。而且,能够在接合部 C 的表面 S_c 及切割面 S 上涂布粘接剂而进行涂敷。

[0215] 接着,使用图 21A ~ 图 21C 说明第 2 实施方式的第 2 变形例。

[0216] 如图 21A ~ 图 21C 所示,在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 中,取代流路(凹部) 62b (参照图 4A ~ 图 4C) 而配设有具有绝缘性的第 1 流体导管 162、164。

[0217] 第 1 流体导管 162 沿着主体 62 的外周的边缘部以环状配设在靠近高频电极 92 表面的位置。如图 21C 所示,第 1 流体导管 162 的横截面例如形成为大致圆形形状、矩形形状等。优选的是,第 1 流体导管 162 具有适度的弹性力,以在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持生物体组织 L1、L2 时与生物体组织 L1 的外表面紧贴。第 1 流体导管 162 与第 1 保持构件 52 的基部 64 的管路 64a 相连接。另外,在第 1 流体导管 162 的内侧配设有高频电极 92。

[0218] 在第 1 流体导管 162 上以隔开适当的间隔的方式形成有多个开口(接合维持辅助部) 162a。如图 21B 及图 21C 所示,这些开口 162a 朝向高频电极 92 的表面,并且朝向高频电极 92 的中心轴线。因此,能够使从流体导管 162 的开口 162a 排出的流体沿着高频电极 92 的表面朝向高频电极 92 的中心轴线流动。

[0219] 另外,如图 21A 所示,由于流体导管 162 的开口 162a 位于靠近高频电极 92 表面的位置,因此流体导管 162 的一部分从高频电极 92 的表面突出。因此,流体导管 162 在使用高频电极 92 处理了生物体组织 L1、L2 时起到防止从生物体组织 L1、L2 产生的蒸气等流体向外部漏出的势垒部的作用。

[0220] 另外,虽未图示,但是在第 2 保持构件 54 的主体 72 的边缘部上也配设有与第 1 保持构件 52 对称且具有开口(接合维持辅助部) 164a 的流体导管 164。因此,流体导管 164 在使用高频电极 94 处理了生物体组织 L1、L2 时起到防止从生物体组织 L1、L2 产生的蒸气等流体向外部漏出的势垒部的作用。另外,流体导管 164 与第 2 保持构件 54 的基部 74 的管路 74a 相连接。

[0221] 另外,虽未图示,但是优选的是,流体导管 162 形成为双腔管,一个(内侧)是具有开口 162a 的管路,另一个(外侧)成为供作为制冷剂的气体、液体通过的管路。在该情况下,通过使制冷剂在另一个管路(外侧的管路)中循环,能够对与流体导管 162 相接触的部分的生物体组织 L1、L2 进行冷却。因此,能够防止热量通过生物体组织 L1、L2 向第 1 及第 2 保持

构件 52、54 的保持面 62a、72a 的外侧导热,从而能够更可靠地防止对处理对象的生物体组织 L1、L2 的外侧的生物体组织 L1、L2 带来热量的影响。

[0222] 如图 21B 所示,在刀具引导槽 172、174 的边缘部配设有具有绝缘性的第 2 流体导管 192、194。该第 2 流体导管 192 例如与第 1 保持构件 52 的基部 64 的管路 64a 相连接。同样,另一个第 2 流体导管 194 例如与第 2 保持构件 54 的基部 74 的管路 74a 相连接。

[0223] 在第 2 流体导管 192、194 上分别隔开适当的间隔地形成有多个开口(接合维持辅助部)192a、194a。流体导管 192、194 的开口 192a、194a 的方向朝向隔着刀具 180 相对的相同的第 2 流体导管 192、194。

[0224] 另外,第 2 流体导管 192、194 既可以各为一对,也可以是各一个流体导管 192、194 弯曲为大致 U 字状。

[0225] 另外,在该实施方式中说明了在第 1 保持构件 52 上设有流体导管 162、192、在第 2 保持构件 54 上设有流体导管 164、194 的构造,但是也可以不设置这些流体导管 162、164、192、194。

[0226] 另外,在该实施方式中,说明了在刀具 180 的侧面形成有图 18A 及图 18B 所示的开口 216a 的例子,但是也优选的是形成有图 20A 及图 20B 所示的开口 212a、214a。在该情况下,能够易于使粘接剂渗入接合厚度彼此不同的生物体组织 L1、L2 情况下的接合面 C1、C2。

[0227] 接着,使用图 22A 及图 22B 说明第 2 实施方式的第 3 变形例。

[0228] 在配设在图 22A 所示的第 1 保持构件 52 的主体 62 上的高频电极 92 的背面,配设有多个加热器(能量输出部)242。同样,虽未图示,但在配设在第 2 保持构件 54 的主体 72 上的高频电极 94 的背面,配设有多个加热器(能量输出部)252。在此,加热器 242、252 能够利用高频能量输出部 104 进行控制。即,高频能量输出部 104 能够向高频电极 92、94 供给能量,并且能够向加热器 242、252 供给能量。另外,既可以设为能够选择性地向高频电极 92、94、加热器 242、252 这两者供给能量,也可以设为能够同时向该两者供给能量。

[0229] 而且,由于高频电极 92、94 分别由具有良好导热性的材料形成,因此,若从高频能量输出部 104 向加热器 242、252 供给能量而使加热器 242、252 发热,则从加热器 242、252 向高频电极 92、94 导热。传递到高频电极 92、94 的热量例如以同心状从加热器 242、252 扩散。

[0230] 另外,在该实施方式中说明了在高频电极 92、94 的背面配设有加热器 242、252 的情况,但是也可以将高频电极 92、94 全部替换为加热器。

[0231] (第 3 实施方式)

[0232] 接着,使用图 23A ~ 图 26B 说明第 3 实施方式。该实施方式是第 1 及第 2 实施方式的变形例,对与第 1 及第 2 实施方式中所说明的构件相同的构件或起到相同作用的构件标注相同的附图标记,省略详细的说明。

[0233] 如图 25A 及图 25B 所示,第 1 保持构件 52 的基部 64 以相对于筒体 42 能够转动的方式被支承销 83 枢接。该支承销 83 配设为与第 1 实施方式中所说明的支承销 82 平行。与第 2 保持构件 54 的基部 74 的弹性构件 84 相同,第 1 保持构件 52 的基部 64 被板簧等弹性构件 85 偏置。另外,在该实施方式中,如图 23A 及图 25B 所示,能量处理器具 12c 的处理部 26 优选的是第 1 保持构件 52 及第 2 保持构件 54 这两者相对于柄线 24 的中心轴线对称张开。

[0234] 如图 23A、图 24、图 25A 及图 25B 所示,在该实施方式中,作为处理用辅助器具,取代刀具 180 (参照图 16A 及图 16B) 而配设有管状构件(接合维持辅助部) 272。如图 25A 及图 25B 所示,管状构件 272 的基端与软管 18a 相连接。

[0235] 如图 25B 所示,在该管状构件 272 的顶端部侧形成有多个侧孔 272a。该管状构件 272 利用配设在手柄 22 上的管状构件移动用把手 36 的操作能够在从柄线 24 的内部到处理部 26 的内部之间进退,能够检测管状构件 272 相对于处理部 26、柄线 24 的位置。

[0236] 如图 26A 及图 26B 所示,在第 1 保持构件 52 的主体 62 上形成有凹部(管状构件引导槽)62c,该凹部 62c 形成有用于使管状构件 272 进退的空间。优选的是,该凹部 62c 的宽度形成稍微大于管状构件 272 的外径。在凹部 62c 内也配设有高频电极 92b。配设在凹部 62c 内的高频电极 92b 与配设在主体 62 的保持面 62a 的内侧的高频电极 92 为同电位。

[0237] 另外,如图 26B 所示,在第 2 保持构件 54 的主体 72 上也形成有凹部 72c,在凹部 72c 内配设有与高频电极 94 同电位的高频电极 94b。

[0238] 接着,说明该实施方式的治疗用处理系统 10 的作用。

[0239] 如图 26B 所示,将能量处理器具 12c 的管状构件 272 配置在接合对象的生物体组织 L1、L2 彼此之间。然后,利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 保持生物体组织 L1、L2,并且利用生物体组织 L1、L2 夹住管状构件 272。

[0240] 在该状态下,从流体存储部 122 通过软管 18a 向管状构件 272 导入粘接剂等用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质(接合辅助剂)。因此,从管状构件 272 的侧孔 272a 向生物体组织 L1、L2 涂布用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质。在该状态下,操作管状构件移动用把手 36,从第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 之间抽出管状构件 272。因此,生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 彼此隔着用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质相接触。

[0241] 然后,从高频能量输出部 104 向高频电极 92、94 供给能量。因此,接合面上的用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质被加热,并且接合面彼此相接合。

[0242] 若随着向高频电极 92、94 供给能量、或者能量的供给停止,则用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质固化。此时,配设在生物体组织 L1、L2 彼此的接合面上的、用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质从生物体组织 L1、L2 彼此的接触面 C1、C2 朝向高频电极 92、92b、94、94b 渗入。因此,用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质发挥作用,以维持生物体组织 L1、L2 彼此接合的状态(粘接状态)。

[0243] 如以上说明那样,根据该实施方式,能够获得以下效果。

[0244] 能够在生物体组织 L1、L2 之间直接涂布用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质。即,能够在生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 彼此之间可靠地涂布用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质。因而,在使用高频能量等接合生物体组织 L1、L2 彼此时,由于在接触面 C1、C2 之间配设有用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质,因此即使作用有解除生物体组织 L1、L2 彼此的接合的方向的力,也能够防止水分向生物体组织 L1、L2 彼此的接合面进入,从而能够长时间维持接合状态。

[0245] 接着,使用图 27 说明第 3 实施方式的第 1 变形例。

[0246] 即,在该实施方式中,说明了取代刀具 180 而使用管状构件 272 的情况,但是也可以在管状构件 272 的基端配设超声波振子 276 (参照图 27)。即,管状构件 272 作为对生物

体组织 L1、L2 输出超声波能量的能量输出部发挥功能。在该情况下,能够通过使用了管状构件 272 的超声波处理以使胶原露出在生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 的方式进行了预处理,之后,利用用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质粘接生物体组织 L1、L2。

[0247] 接着,使用图 28 ~ 图 29C 说明第 3 实施方式第 2 变形例。在此,说明使用加热器 222、232 (参照图 10A 及图 10B) 的例子,但是也可以使用高频电极。

[0248] 在该变形例中,在生物体组织 L1、L2 的外周面上,只要是使用高频电极进行处理,就可以使用网状、多孔质状的覆盖构件(若加热则熔融并像粘接剂那样涂布、渗入生物体组织 L1、L2 而固化的构件)来进行处理,只要是使用加热器进行处理,就可以进一步使用片状的覆盖构件(若加热则熔融并像粘接剂那样涂布、渗入生物体组织 L1、L2 而固化的构件)来进行处理。

[0249] 该实施方式的治疗用处理系统 10 具有能量处理器具 12 和能量源 14,在此,说明从治疗用处理系统 10 上去除了流体源 18 的情况。另外,在此,说明不使用电极 92、94 而主要使用加热器 222、232 (参照图 10A 及图 10B) 的情况。

[0250] 如图 28A 所示,在第 1 保持构件 52 的主体 62 的外周,配设有横截面预先形成为 C 字状的覆盖构件(片状构件) 224 (参照图 28B)。

[0251] 如图 29A ~ 图 29C 所示,覆盖构件 224 中的与加热器 222 相接触的部分分别使用无孔片状、网状、多孔质状等各种材料。覆盖构件 224 含有第 1 实施方式中所说明的接合辅助剂的成分,并以若被加热到适当的温度则被加热的部分熔融而接合辅助剂的成分在生物体组织的表面扩散渗入、或者若被冷却则在生物体组织的表面扩散、渗入的状态固化。在固化了时,如第 1 实施方式中所说明那样,起到防止水分从生物体组织的外侧渗入后述的接合面等的作用。

[0252] 另外,优选的是该覆盖构件 224 在加热前(例如无孔片状、网状、多孔质状等状态)能够至少沿周向(与第 1 保持构件 52 的主体 62 的长度方向正交的宽度方向)伸缩。而且,在覆盖构件 224 配设在第 1 保持构件 52 的主体 62 上时,能够使其与第 1 保持构件 52 的主体 62 的保持面 62a、及主体 62 中离开第 2 保持构件 54 的外表面紧贴。

[0253] 覆盖构件(接合维持辅助剂)224、234 由于在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 保持了生物体组织 L1、L2 时配设在生物体组织 L1、L2 与加热器 222、232 之间,因此被生物体组织 L1、L2 朝向加热器 222、232 按压。因此,在利用第 1 及第 2 保持构件 52、54 保持了生物体组织 L1、L2 时,覆盖构件 224、234 与加热器 222、232 相接触。

[0254] 配设在第 1 保持构件 52 上的覆盖构件 224 的端部彼此既可以处于在第 1 保持构件 52 的主体 62 中的、离开第 2 保持构件 54 的主体 72 的位置相对的状态,也可以处于一部分重叠的状态。在第 2 保持构件 54 上也配设加热器 232 及覆盖构件 234。在该情况下,优选的是与第 1 保持构件 52 相同地配设加热器 232 及覆盖构件 234。

[0255] 用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质例如因能量供给的停止而被冷却,从而逐渐固化。而且,用于防止水分渗入生物体组织 L_T 的物质维持对已接合的生物体组织 L_T 进行了涂敷的状态。

[0256] 另外,优选的是覆盖构件 224、234 中的、未与加热器 222、232 相接触的部分维持配设在第 1 及第 2 保持构件 52、54 的主体 62、72 上的状态。即,配设在第 1 保持构件 52 上的覆盖构件 224 从主体 62 的保持面 62a 离开第 2 保持构件 54 的一侧维持着配设于主体 62

的外周面的状态。另外,配设在第2保持构件54上的覆盖构件234从主体72的保持面72a离开第1保持构件52的一侧维持着配设于主体72的外周面的状态。

[0257] 另外,在使用图29B所示的多孔质状的覆盖构件224、234、图29C所示的网状的覆盖构件224、234的情况下,在处理中也可以不使用加热器222、232而使用高频电极92、94。在使用图29B所示的多孔质状的覆盖构件224、234的情况下,高频电极92、94的一部分与生物体组织L1、L2相接触。另外,在使用图29C所示的网状的覆盖构件224、234的情况下,高频电极92、94的一部分与生物体组织L1、L2相接触。因而,在使用这些多孔质状、网状的覆盖构件224、234的情况下,能够使用高频电极92、94或加热器222、232中的任意一种。

[0258] 另一方面,在使用图29A所示的无孔片状的覆盖构件224、234的情况下,由于高频电极92、94不会与生物体组织L1、L2相接触,因此该情况优选的是使用加热器222、232。另外,只要在没有孔片状的覆盖构件224、234的一部分上利用设置在高频电极92上的突起202设置孔,使高频电极92、94能够直接与生物体组织L1、L2相接触,就也能够如下所说明那样利用高频能量进行处理。

[0259] (第4实施方式)

[0260] 接着,使用图30~图33C说明第4实施方式。该实施方式是第1~第3实施方式的变形例。在此,作为能量处理器具,以例如穿过腹壁或者用于在腹壁外进行处理的、圆弧式的双极型能量处理器具(治疗用处理器具)12d为例进行说明。

[0261] 如图30所示,能量处理器具12d具有手柄322、柄线324及能够开闭的处理部(保持部)326。在手柄322上借助线缆28连接有能量源14,并借助软管18a连接有流体源18。

[0262] 在手柄322上配设有处理部开闭旋钮332和刀具驱动杆334。处理部开闭旋钮332能够相对于手柄322旋转。若使该处理部开闭旋钮332相对于手柄322例如向右旋转,则处理部326的后述的离开侧保持构件354离开主体侧保持构件352(参照图33B),若向左旋转,则离开侧保持构件354靠近主体侧保持构件352(参照图33A)。

[0263] 柄线324形成为圆筒状。考虑到向生物体组织的插入性,该柄线324适度弯曲。当然也优选的是笔直地形成柄线324。

[0264] 在柄线324的顶端配设有处理部326。如图33A及图33B所示,处理部326具有形成于柄线324的顶端的主体侧保持构件(第1保持构件)352和相对于该主体侧保持构件352能够装卸的离开侧保持构件(第2保持构件)354。

[0265] 主体侧保持构件352具有圆筒体362、框架364、通电用管366、刀具368、刀具用推动件370和流体导管374。这些圆筒体362及框架364具有绝缘性。圆筒体362与柄线324的顶端相连接。框架364以固定状态配设在圆筒体362上。

[0266] 框架364的中心轴开口。在该框架364的开口的中心轴上,以能够沿着框架364的中心轴在预定的范围内移动的方式配设有通电用管366。若使手柄322的处理部开闭旋钮332旋转,则如图33A及图33B所示,该通电用管366例如能够在滚珠丝杠(未图示)的作用下在预定的范围内移动。在该通电用管366上形成有向径向内侧突出的突起366a,以供后述的通电用柄线382的连接器部382a能够配合脱离。

[0267] 在通电用管366的内侧,配设有供流体向离开侧保持构件354流动的流体导管374。与通电用管366相同,流体导管374能够在预定的范围内移动。

[0268] 如图31B及图33B所示,在圆筒体362与框架364之间形成有空间。在圆筒体362

与框架 364 之间的空间内配设有圆筒状的刀具 368。该刀具 368 的基端部与配设在柄线 324 内侧的刀具用推动件 370 的顶端部相连接。刀具 368 固定于刀具用推动件 370 的外周面。虽未图示,但该刀具用推动件 370 的基端部与手柄 322 的刀具驱动杆 334 相连接。因此,若操作手柄 322 的刀具驱动杆 334,则刀具 368 借助刀具用推动件 370 而移动。

[0269] 在该刀具用推动件 370 与框架 364 之间形成有第 1 流体通气路(流体通路) 376。而且,在柄线 324 或手柄 322 上,形成有用于向外部排出通过了第 1 流体通气路 376 的流体的流体排出口(未图示)。

[0270] 如图 31B 及图 32 所示,在圆筒体 362 的顶端,作为输出构件、能量释放部配设有圆环状的第 1 高频电极 378。在该第 1 高频电极 378 上固定有第 1 通电线 378a 的顶端。第 1 通电线 378a 经由主体侧保持构件 352、柄线 324、手柄 322 而与线缆 28 相连接。

[0271] 如图 32 所示,在主体侧保持构件 352 的顶端的第 1 高频电极 378 上形成有凹部(接合维持辅助部) 379。各个凹部 379 形成为以不会接触的状态容纳配设在离开侧保持构件 354 上的后述的第 2 高频电极 390 的突起 391。

[0272] 在该第 1 高频电极 378 的外侧,在比第 1 高频电极 378 高的位置处形成有圆筒体 362 的边缘部 362a。即,主体侧保持构件 352 的边缘部 362a 比第 1 高频电极 378 靠近于离开侧保持构件 354 的后述的头部 384。

[0273] 另外,离开侧保持构件 354 的第 2 高频电极 390 的突起 391 的长度形成为不会与主体侧保持构件 352 的第 1 高频电极 378 的凹部 379 相接触的高度。换言之,第 1 高频电极 378 的凹部 379 的深度形成为比第 2 高频电极 390 的突起 391 的长度深(长)。

[0274] 离开侧保持构件 354 具有通电用柄线 382、头部 384 及流体导管 386,该通电用柄线 382 具有连接器部 382a。头部 384 形成为大致半球状。通电用柄线 382 的连接器部 382a 形成在靠近通电用柄线 382 一端的一侧。通电用柄线 382 的横截面呈圆形,且一端形成为锥形,另一端固定于头部 384。通电用柄线 382 的连接器部 382a 在靠近通电用柄线 382 一端的一侧形成能够与通电用管 366 的突起 366a 相配合的凹槽状。通电用柄线 382 的除连接器部 382a 以外部分的外表面因涂敷等而绝缘。

[0275] 在通电用柄线 382 上,以贯穿一端与另一端的方式形成有第 1 及第 2 管路 388a、388b。第 1 管路 388a 形成为贯穿通电用柄线 382 的中心轴。当离开侧保持构件 354 的通电用柄线 382 的连接器部 382a 与主体侧保持构件 352 的通电用管 366 的突起 366a 相嵌合了时,第 1 管路 388a 与主体侧保持构件 352 的流体导管 374 相连通。第 2 管路 388b 与通电用管 366 和流体导管 374 之间的第 2 流体通气路(流体通路) 380 相连通。

[0276] 在头部 384 上形成有头部 384 的边缘部 384a。在该边缘部 384a 的内侧,配设有圆环状的第 2 高频电极 390 作为输出构件、能量释放部。在该第 2 高频电极 390 上固定有第 2 通电线 390a 的一端。第 2 通电线 390a 的另一端与通电用柄线 382 电连接。

[0277] 如图 31B 及图 33B 所示,在第 2 高频电极 390 上例如等间隔地配设有多个突起 391。若使离开侧保持构件 354 靠近主体侧保持构件 352,则突起 391 能够以不会与第 1 高频电极 378 的凹部 379 相接触的状态配设。

[0278] 另外,突起 391 形成为适当的长度,以在生物体组织 L1、L2 上形成孔。突起 391 并不一定必需要贯穿生物体组织 L1、L2,优选的是突起 391 的顶端(相对于高频电极 390 的远端部)位于比生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 靠近主体侧保持构件 352 的高频电极 378

的位置。

[0279] 如图 33C 所示,在各个突起 391 上形成有一个或多个开口 391a。另外,优选的是在各个突起 391 上形成有多个开口 391a。突起 391 与第 1 管路 388a 及第 2 流体导管 374 相连通,能够通过开口 391a 渗出粘接剂等流体(接合辅助剂)。另外,优选的是突起 391 例如配置成等间隔,或者配置成调整开口 391a 的直径等而从各个突起 391 的开口 391a 渗出相同量的液体。

[0280] 在头部 384 的边缘部 384a 与第 2 高频电极 390 之间形成有圆环状的流体放出槽 392。该流体放出槽 392 与通电用柄线 382 的第 2 管路 388b 相连通。另外,第 2 高频电极 390 的表面处于被拉入头部 384 的边缘部 384a 的状态。即,离开侧保持构件 354 的边缘部 384a 的接触面比第 2 高频电极 390 靠近主体侧保持构件 352。因此,从与第 2 高频电极 390 相接触的生物体组织 L1、L2 放出的蒸气、液体进入流体放出槽 392。

[0281] 在第 2 高频电极 390 的内侧,以圆环状形成有用于接收配设在主体侧保持构件 352 上的刀具 368 的刀具接收部 394。

[0282] 而且,流体放出槽 392 连通于头部 384 及通电用柄线 382 的第 2 管路 388b。第 2 管路 388b 与通电用管 366 的第 2 流体通气路(流体通路)380 相连通。在柄线 324 或手柄 322 上,形成有用于向外部排出通过了第 2 流体通气路 380 的流体的流体放出口(未图示)。

[0283] 而且,流体放出槽 392 连通于头部 384 及通电用柄线 382 的第 2 管路 388b。第 2 管路 388b 与通电用管 366 的第 2 流体通气路(流体通路)380 相连通。在柄线 324 或手柄 322 上,形成有用于向外部排出通过了第 2 流体通气路 380 的流体的流体放出口(未图示)。

[0284] 另外,通电用管 366 借助柄线 324 及手柄 322 连接于线缆 28。因此,若离开侧保持构件 354 的通电用柄线 382 的连接部 382a 与通电用管 366 的突起 366a 相配合,则第 2 高频电极 390 与通电用管 366 电连接。

[0285] 如图 31A 及图 31B 所示,在离开侧保持构件 354 的头部 384 的外周面上配设有流体导管 386。该流体导管 386 配设在头部 384 的边缘部 384a 的外侧。而且,如图 31B 及图 33B 所示,在流体导管 386 中的、配设在头部 384 的边缘部 384a 外侧的部分形成有开口(接合维持辅助部)386a,在头部 384 的内部形成有通过第 2 高频电极 390 喷出流体的支管路 386b。该流体导管 386 从离开侧保持构件 354 的头部 384 的外周面连通于通电用柄线 382 内部的第 1 管路 388a。流体导管 386 的支管路 386b 与第 1 管路 388a 相连通,从第 1 管路 388a 分支。通电用柄线 382 的第 1 管路 388a 与配设在主体侧保持构件 352 的通电用管 366 内侧的第 2 流体导管 374 相连接。

[0286] 另外,通电用管 366 借助柄线 324 及手柄 322 连接于线缆 28。因此,若离开侧保持构件 354 的通电用柄线 382 的连接部 382a 与通电用管 366 的突起 366a 相配合,则第 2 高频电极 390 与通电用管 366 电连接。

[0287] 接着,说明该实施方式的治疗用处理系统 10 的作用。

[0288] 如图 33A 所示,在主体侧保持构件 352 相对于离开侧保持构件 354 闭合的状态下,例如穿过腹壁向腹腔内插入能量处理器具 12c 的处理部 326 及柄线 324。使能量处理器具 12c 的主体侧保持构件 352 及离开侧保持构件 354 之间与欲处理的生物体组织相对。

[0289] 为了利用主体侧保持构件 352 及离开侧保持构件 354 夹持欲处理的生物体组织 L1、L2,操作手柄 322 的处理部开闭旋钮 332。此时,使其相对于手柄 322 例如向右转动。这

样,如图 33B 所示,使通电用管 366 相对于柄线 324 的框架 364 向顶端部侧移动。因此,能够张开主体侧保持构件 352 与离开侧保持构件 354 之间,使离开侧保持构件 354 离开主体侧保持构件 352。

[0290] 然后,将欲处理的生物体组织 L1、L2 配置在主体侧保持构件 352 的第 1 高频电极 378 与离开侧保持构件 354 的第 2 高频电极 390 之间。将离开侧保持构件 354 的通电用柄线 382 插入主体侧保持构件 352 的通电用管 366 内。在该状态下,使手柄 322 的处理部开闭旋钮 332 例如向左转动。因此,离开侧保持构件 354 相对于主体侧保持构件 352 闭合。这样,能够将处理对象的生物体组织 L1、L2 保持在主体侧保持构件 352 与离开侧保持构件 354 之间。

[0291] 在该状态下,操作脚踏开关、手动开关,从能量源 14 经由线缆 28 分别向第 1 高频电极 378 及第 2 高频电极 390 供给能量。第 1 高频电极 378 经由生物体组织 L1、L2 向第 1 高频电极 378 与第 2 高频电极 390 之间通入高频电流。因此,第 1 高频电极 378 与第 2 高频电极 390 之间的生物体组织 L1、L2 被加热。

[0292] 此时,从该生物体组织 L1、L2 被加热了的部分产生蒸气、液体等流体。在此,在第 1 高频电极 378 固定于主体侧保持构件 352 的状态下,在离开侧保持构件 354 侧露出的第 1 高频电极 378 的表面位于比主体侧保持构件 352 的边缘部 362a 稍微低的位置。同样,在第 2 高频电极 390 固定于离开侧保持构件 354 的状态下,在主体侧保持构件 352 侧露出的第 2 高频电极 390 的表面位于比离开侧保持构件 354 的头部 384 的边缘部 384a 稍微低的位置。

[0293] 因此,主体侧保持构件 352 的边缘部 362a 通过流体放出槽 392、第 2 管路 388b 向通电用管 366 内的第 2 流体通气路 380 放出从与第 1 高频电极 378 相接触的生物体组织 L1 产生的流体。另外,离开侧保持构件 354 的边缘部 384a 向圆筒体 362 与框架 364 之间的第 1 流体通气路 376 放出从与第 2 高频电极 390 相接触的生物体组织 L2 产生的流体。因而,主体侧保持构件 352 的边缘部 362a 及离开侧保持构件 354 的边缘部 384a 分别起到防止从生物体组织 L1、L2 产生的流体向主体侧保持构件 352 及离开侧保持构件 354 的外部漏出的势垒部(堤坝)的作用。

[0294] 这样,在主体侧保持构件 352 与离开侧保持构件 354 处于闭合的状态下,通过使主体侧保持构件 352 的边缘部 362a 与离开侧保持构件 354 的边缘部 384a 相抵接,而使从生物体组织 L1 产生的流体流入第 1 流体通气路 376,使从生物体组织 L2 产生的流体流入第 2 流体通气路 380。因此,从生物体组织 L1、L2 产生的流体从第 1 及第 2 流体通气路 376、380 流向手柄 322 侧,然后向能量处理器具 12d 的外部排出。

[0295] 在接合了生物体组织 L1、L2 之后,通过流体存储部 122、软管 18a、流体导管 374、第 1 管路 388a、支管路 386b、突起 391 的开口 391a 使粘接剂流入。这样,粘接剂从突起 391 的开口 391a 渗入接合部 C 的接合面并固化。即,在已处理的生物体组织 L1、L2 的接合面上涂布含有接合辅助剂的粘接剂,生物体组织 L_T 的接合部 C 被粘接剂涂敷。

[0296] 如以上说明那样,根据该实施方式,能够获得以下效果。

[0297] 通过一边测量生物体组织 L1、L2 的阻抗 Z、一边进行生物体组织 L1、L2 的接合处理,能够使生物体组织 L1、L2 彼此的接触面 C1、C2 更可靠地紧密接触。另外,在进行了生物体组织 L1、L2 彼此的接合处理之后,使粘接剂等渗入已接合处理的生物体组织 L_T 的接合面,从而能够对接合部 C 进行涂敷。因此,能够防止水分进入已接合处理的生物体组织 L_T 的

接合部 C。因而,能够长时间维持生物体组织 L1、L2 的接触面 C1、C2 紧密接触的状态(生物体组织 L_T 接合的状态)。

[0298] 另外,在该实施方式中,说明了使用高频电极 378、390 的情况,但是也优选的是使用加热器、激光等其他能量。

[0299] 接着,使用图 34 及图 35 说明第 4 实施方式的第 1 变形例。该变形例使用由与第 3 实施方式的第 2 变形例中所说明的覆盖构件 224、234 相同的成分形成的覆盖构件 396、398。

[0300] 如图 34 及图 35 所示,在主体侧保持构件 352 及离开侧保持构件 354 上,取代第 4 实施方式中所说明的流体导管 386 (参照图 31A ~ 图 33B) 而配设有含有接合辅助剂的无孔、多孔质状、网状等各种片状的覆盖构件(接合维持辅助部) 396、398。

[0301] 覆盖构件 396、398 分别形成为大致圆环状。即,覆盖构件 396、398 在其内侧具有开口 396a、398a。配设在主体侧保持构件 352 上的覆盖构件 396 的开口 396a 供主体侧保持构件 352 的通电用管 366 突出。配设在离开侧保持构件 354 上的覆盖构件 398 的开口 398a 供离开侧保持构件 354 的通电用柄线 382 突出。

[0302] 通过以该状态进行处理,能够对生物体组织 L1、L2 的外周进行涂敷,从而能够防止水分渗入生物体组织 L1、L2 的特别是接合部 C。

[0303] 在该实施方式中,说明了使用高频电极 378、390 的情况,但是也优选的是使用加热器、激光等其他能量。

[0304] 至此,参照附图具体说明了几个实施方式,但是本发明并不限于上述实施方式,包括在不脱离其主旨的范围内能够进行的所有实施方式。

[0305] 产业上的可利用性

[0306] 根据本发明,能够提供一种能够防止水分进入生物体组织的接合面、能够长时间维持接合面彼此紧密接触的状态的治疗用处理器具及治疗用处理装置。

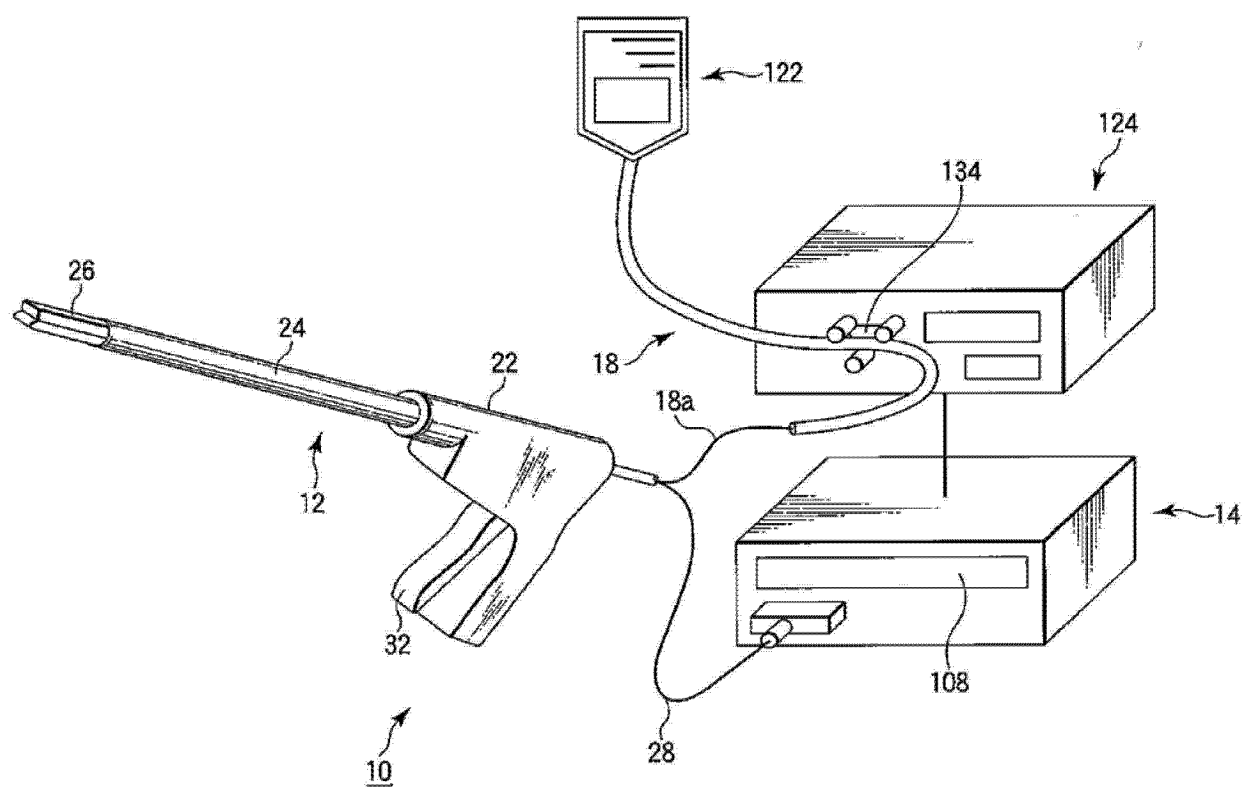


图 1

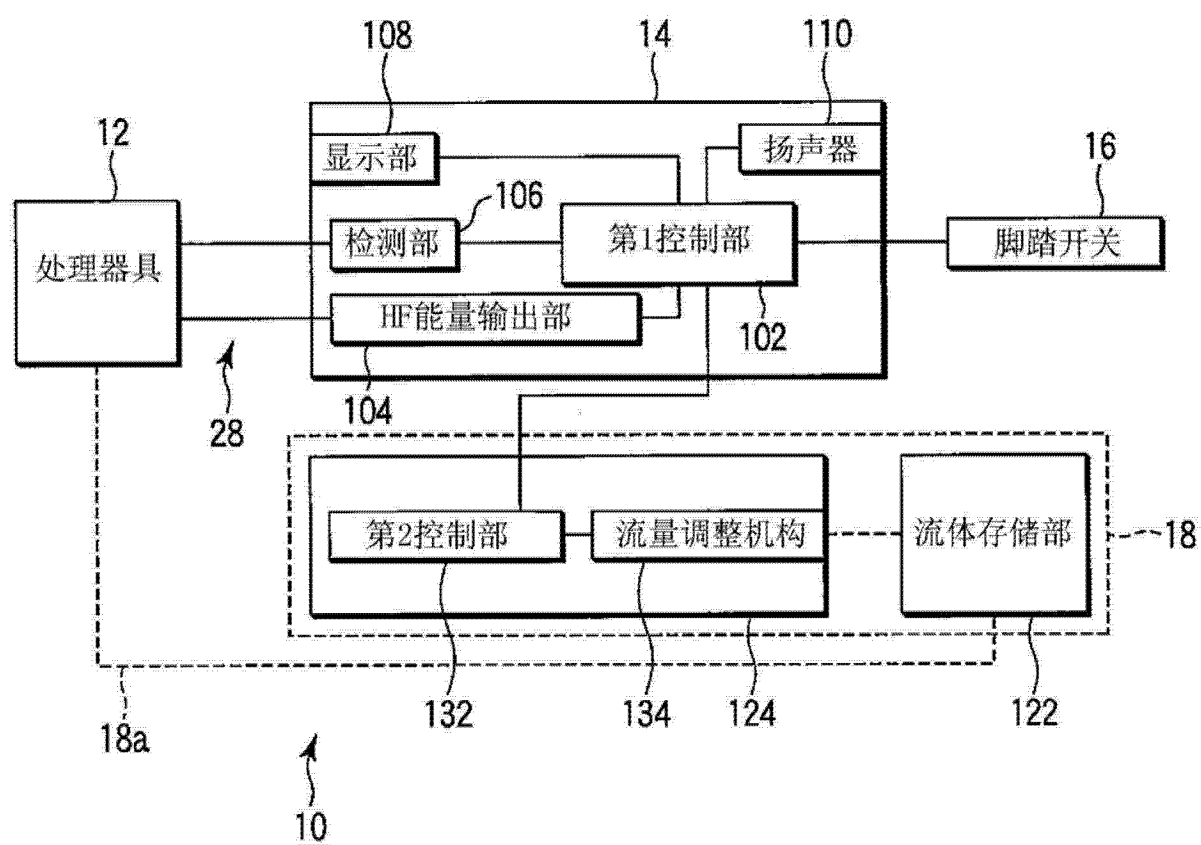


图 2

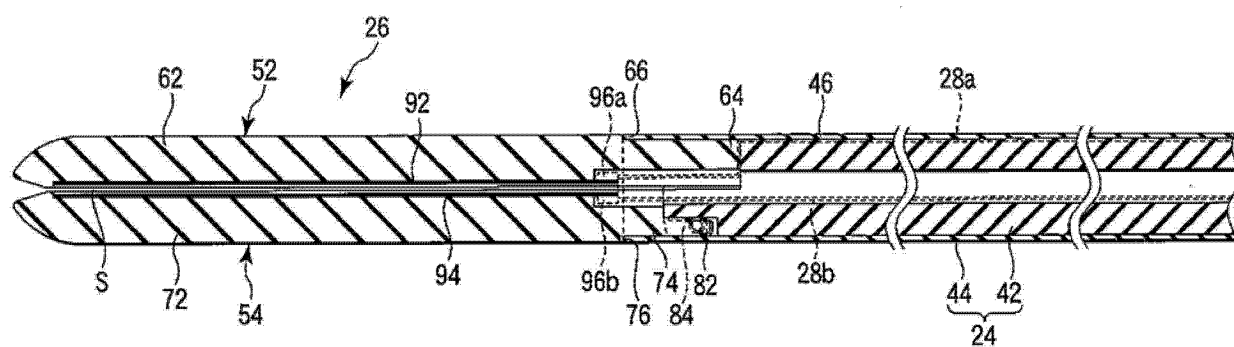


图 3A

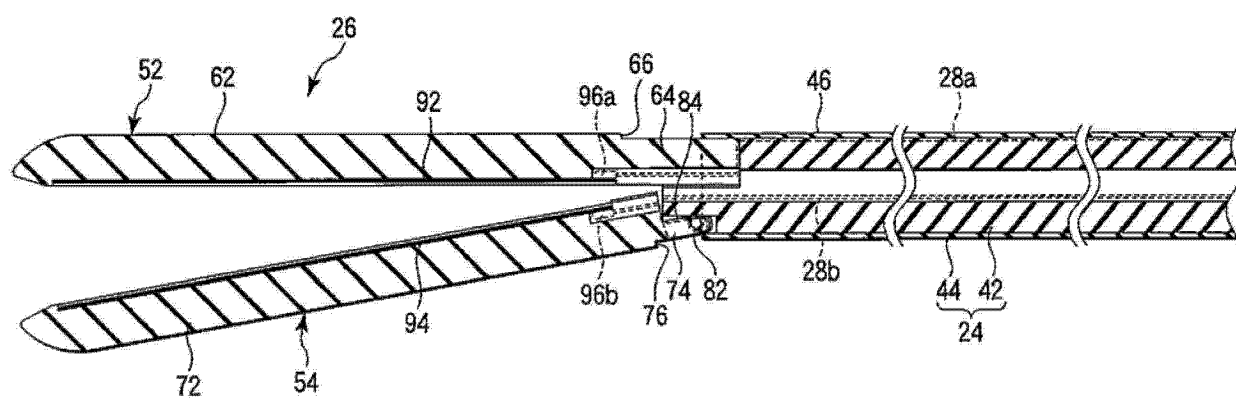


图 3B

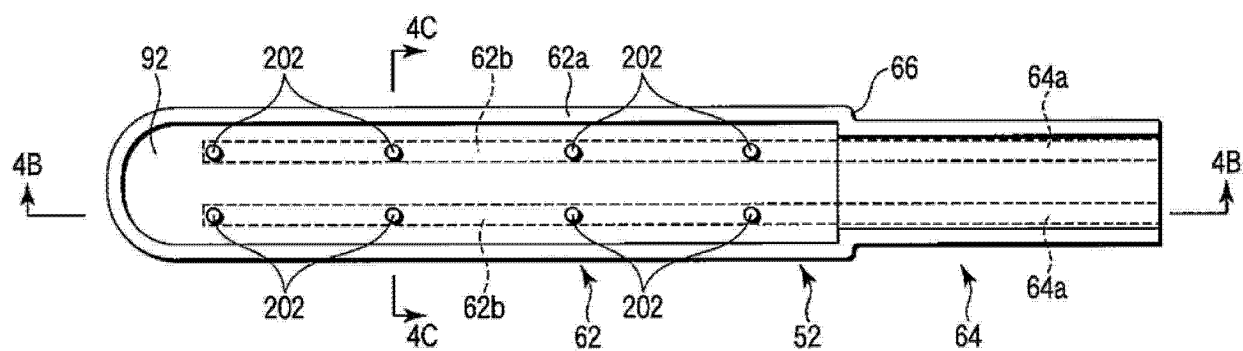


图 4A

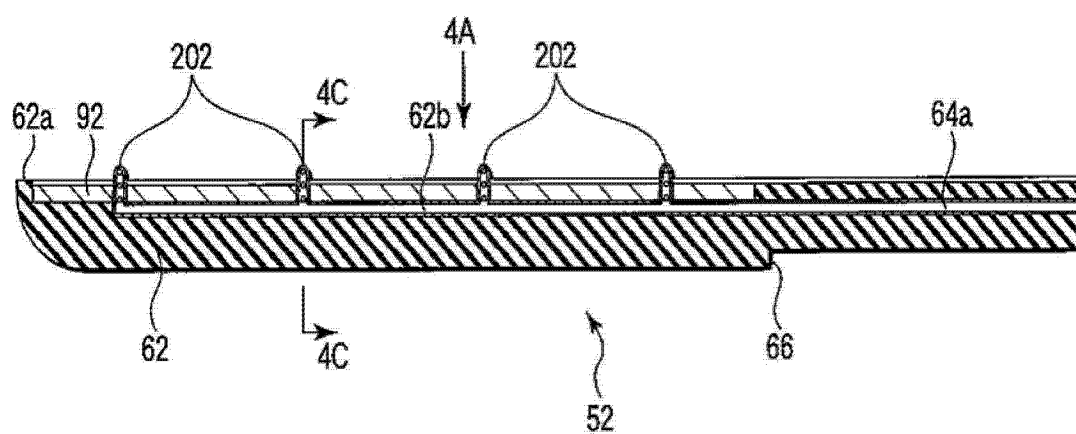


图 4B

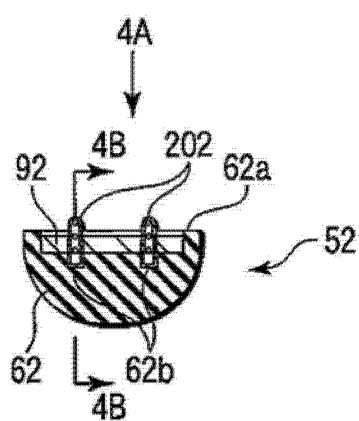


图 4C

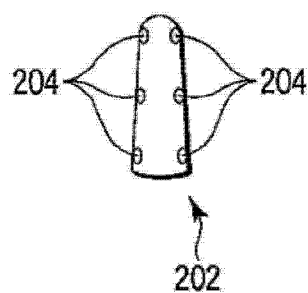


图 4D

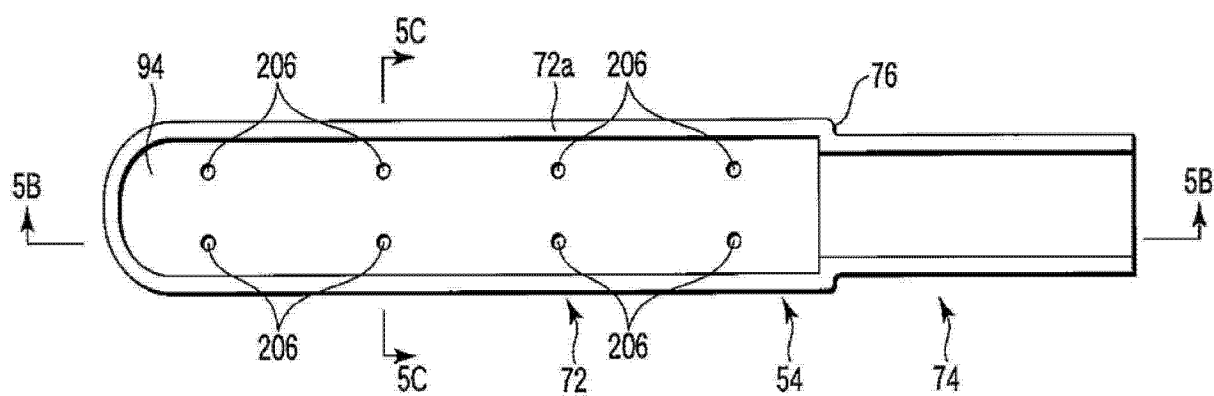


图 5A

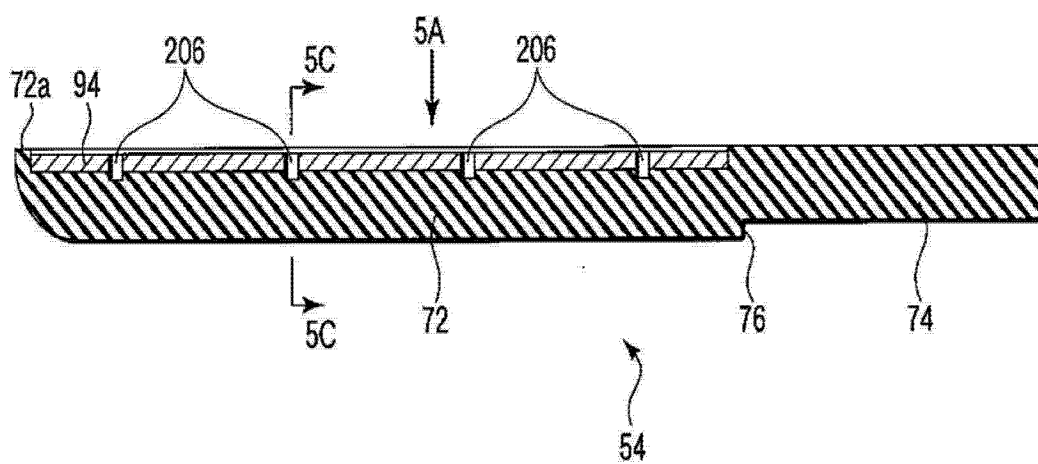


图 5B

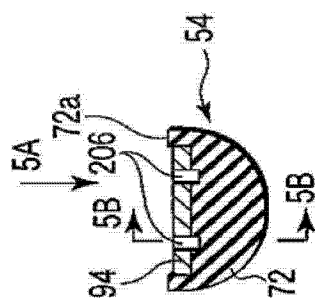


图 5C

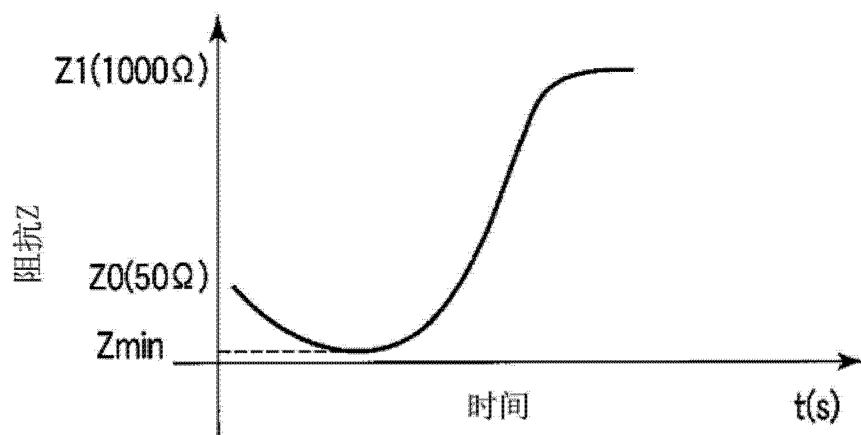


图 6A

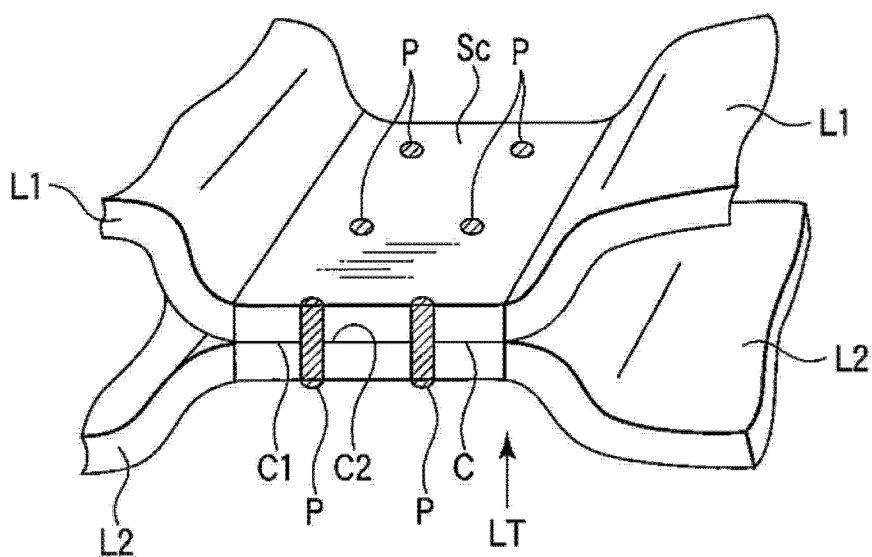


图 6B

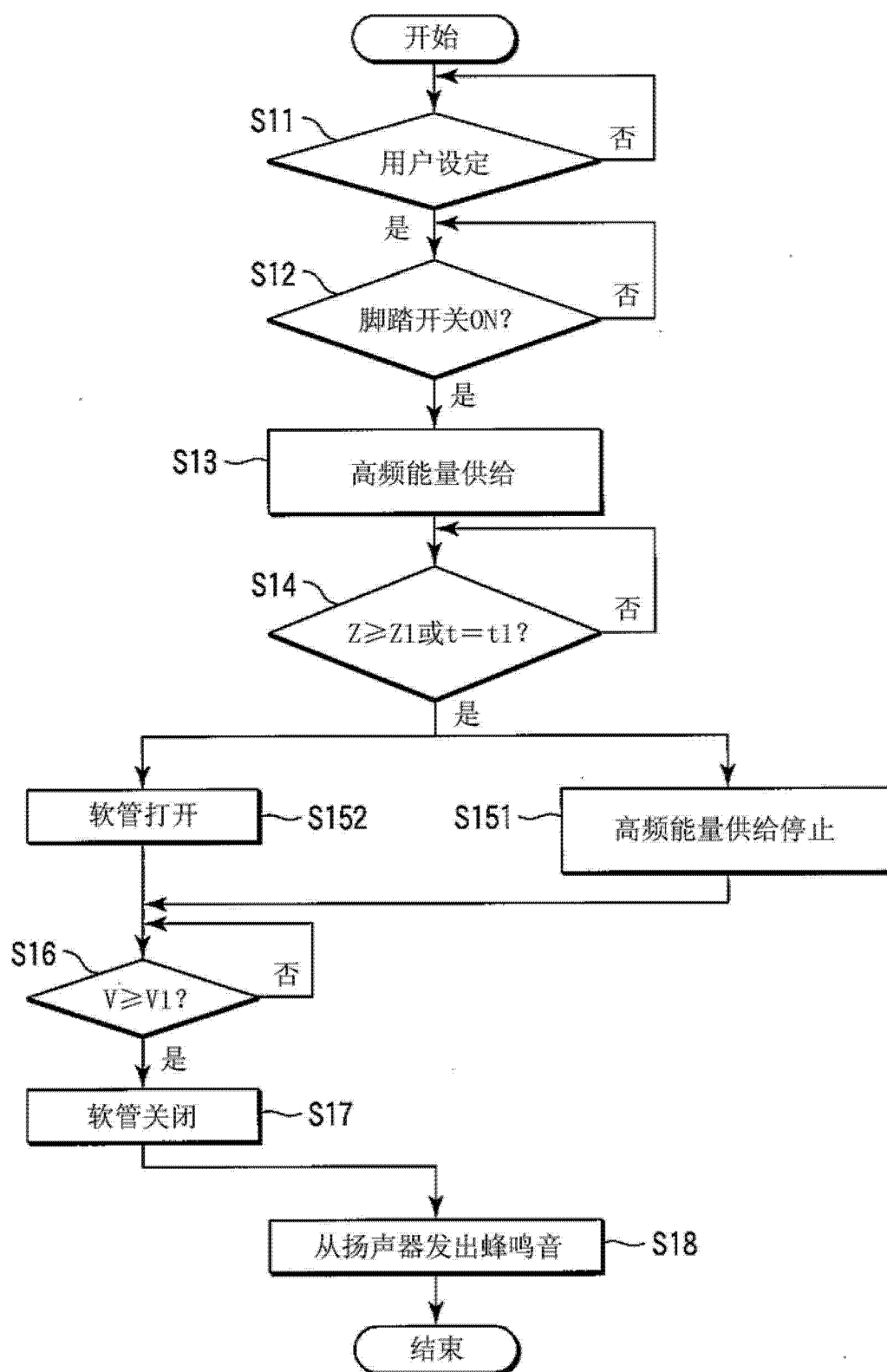


图 7

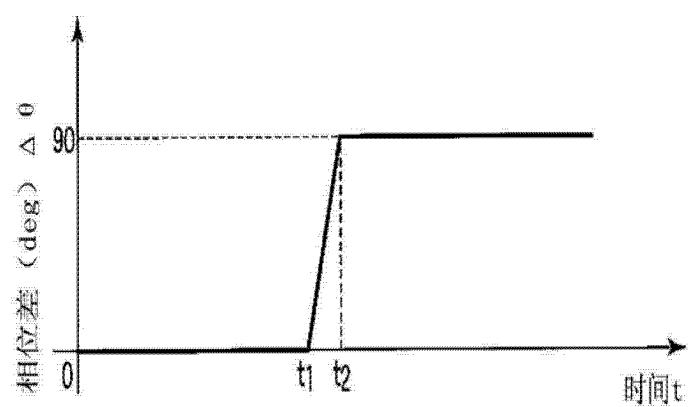


图 8

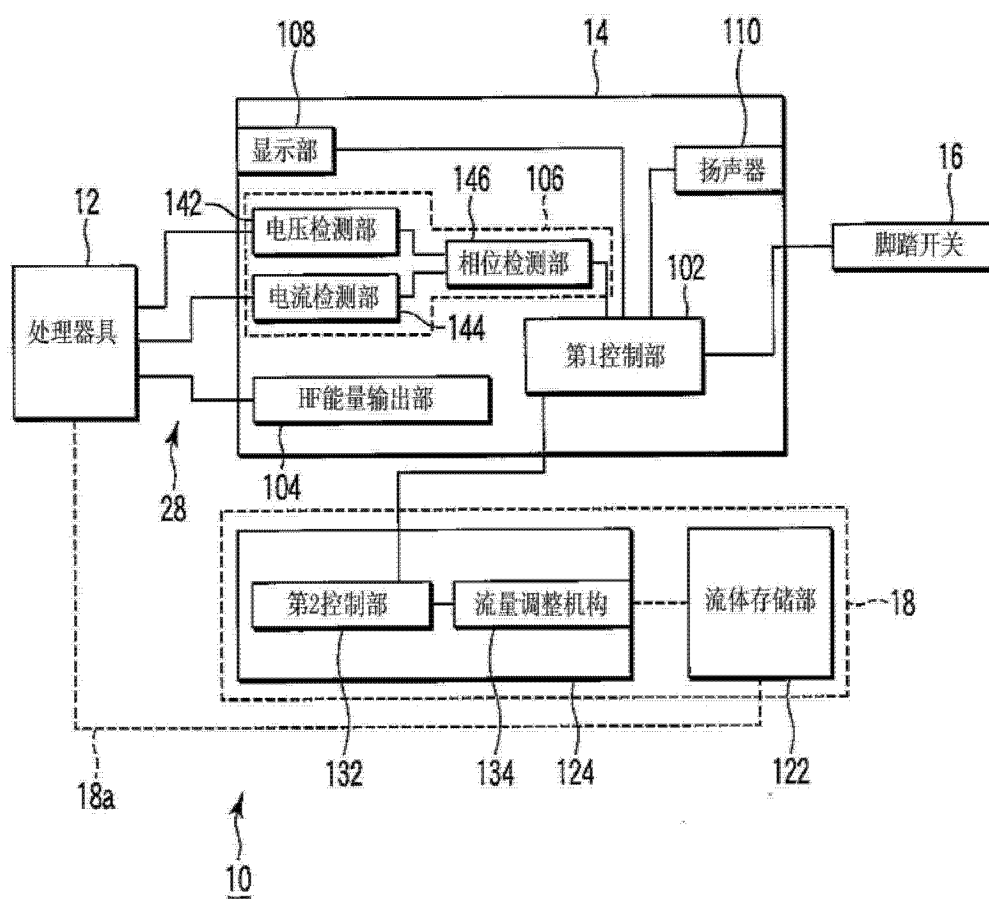


图 9

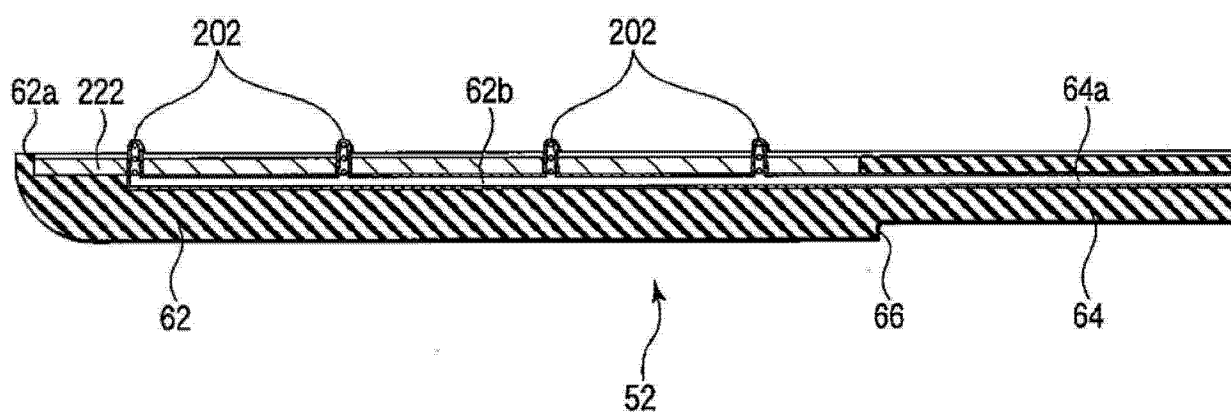


图 10A

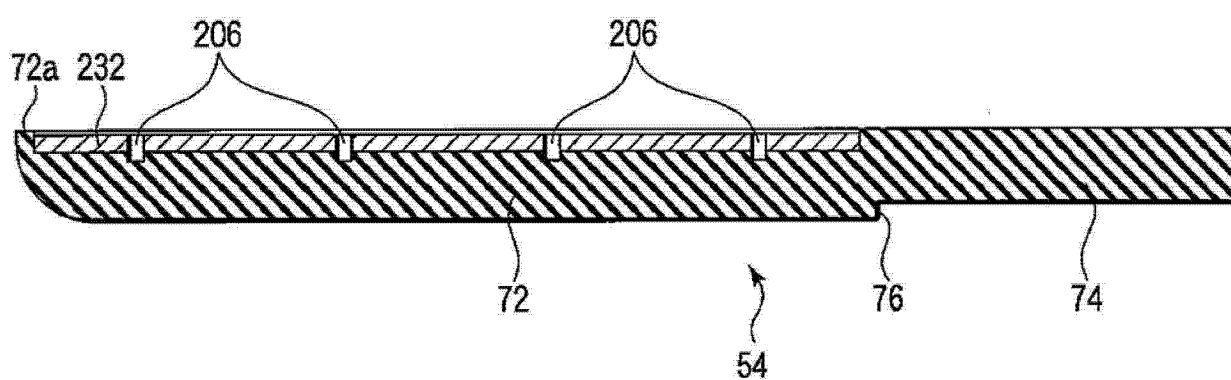


图 10B

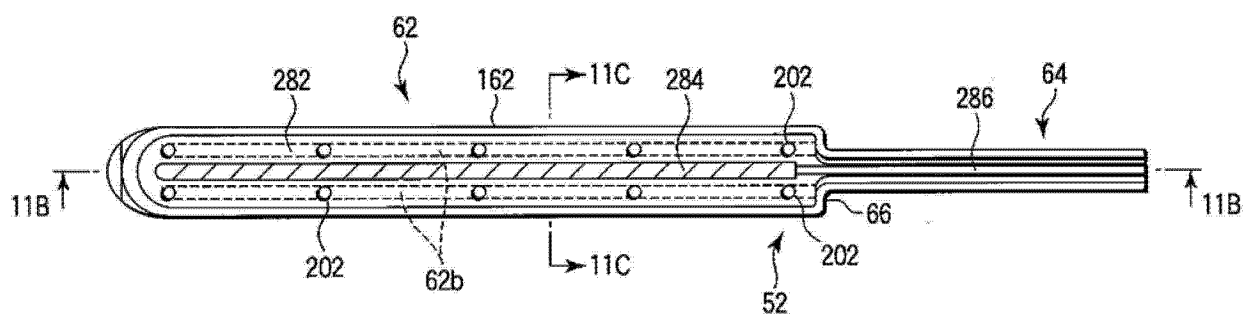


图 11A

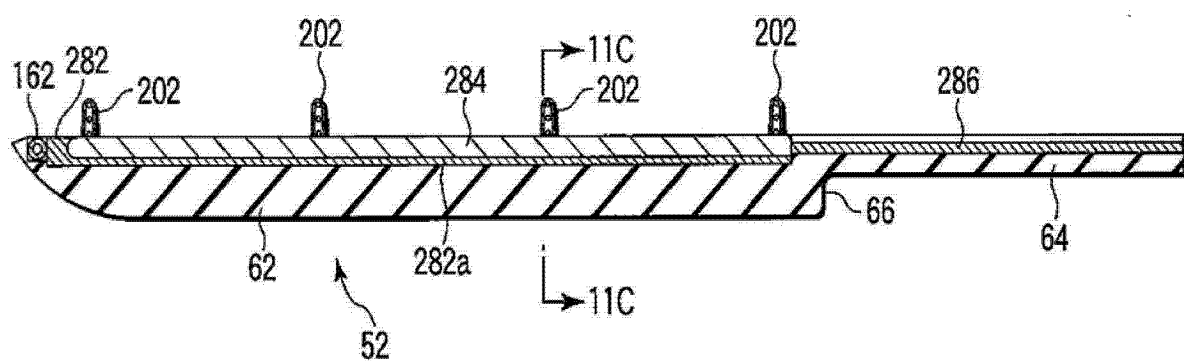


图 11B

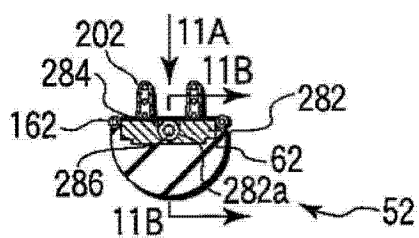


图 11C

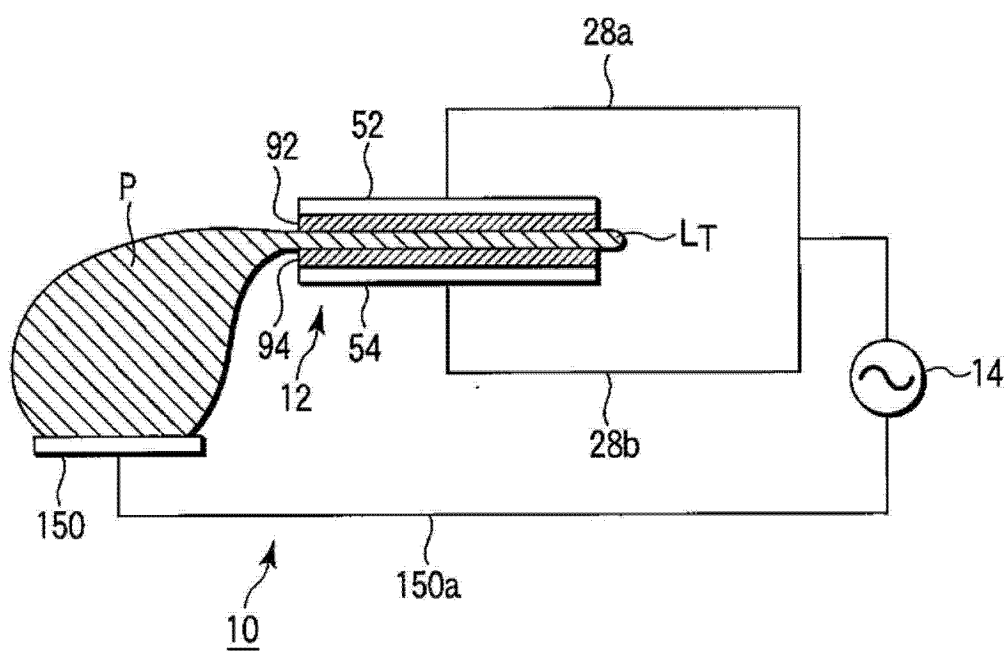


图 12

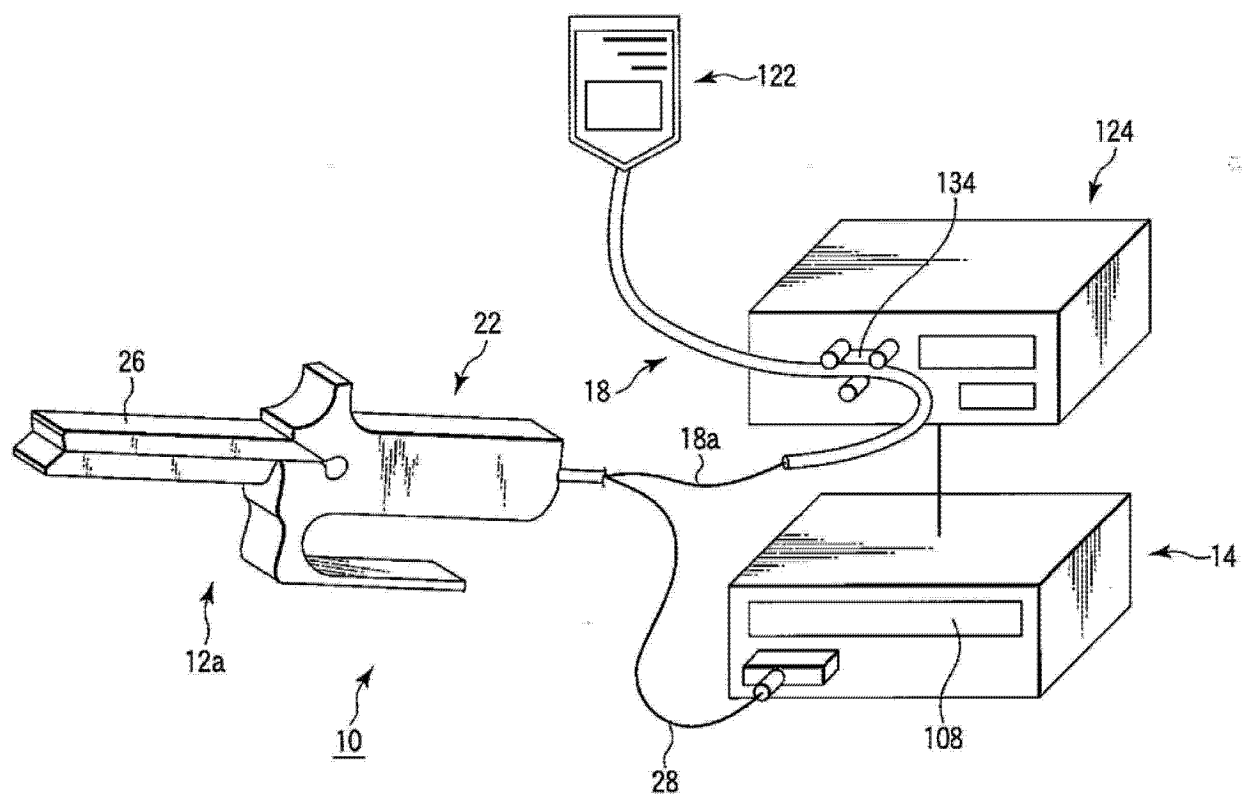


图 13

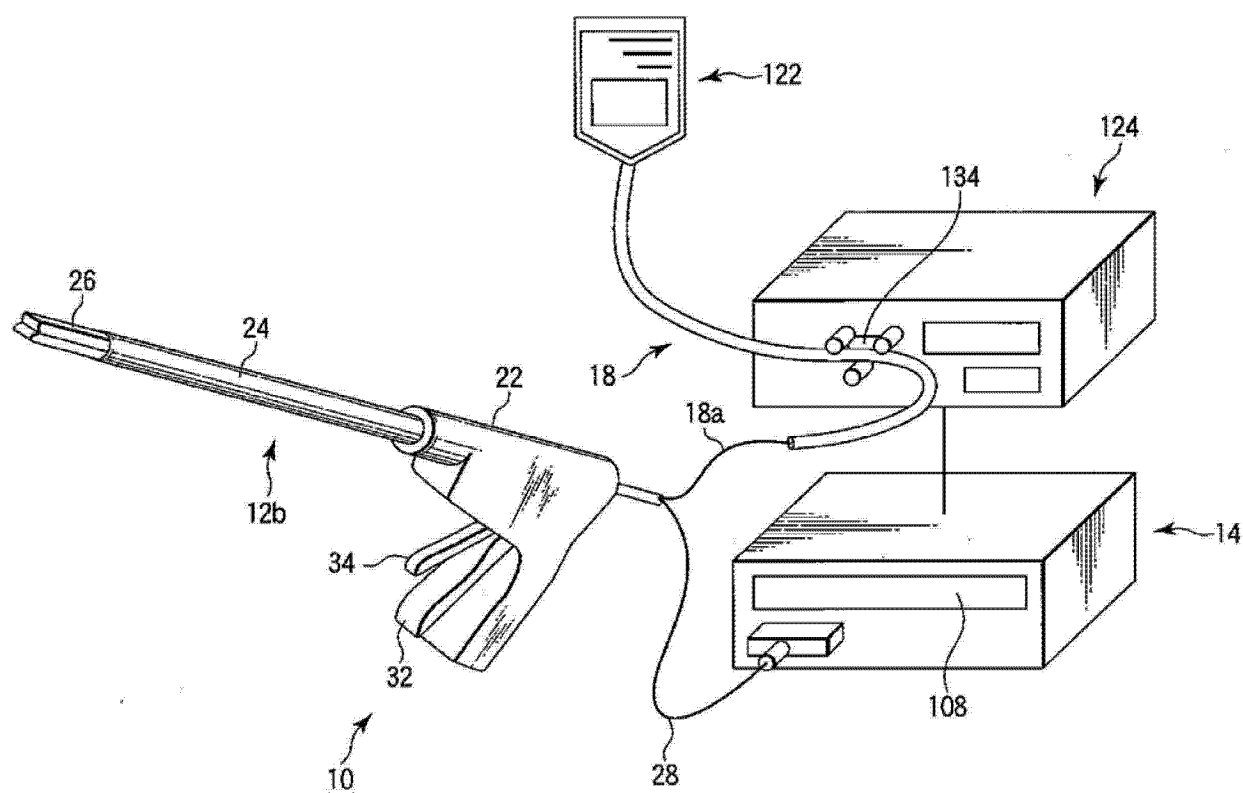


图 14

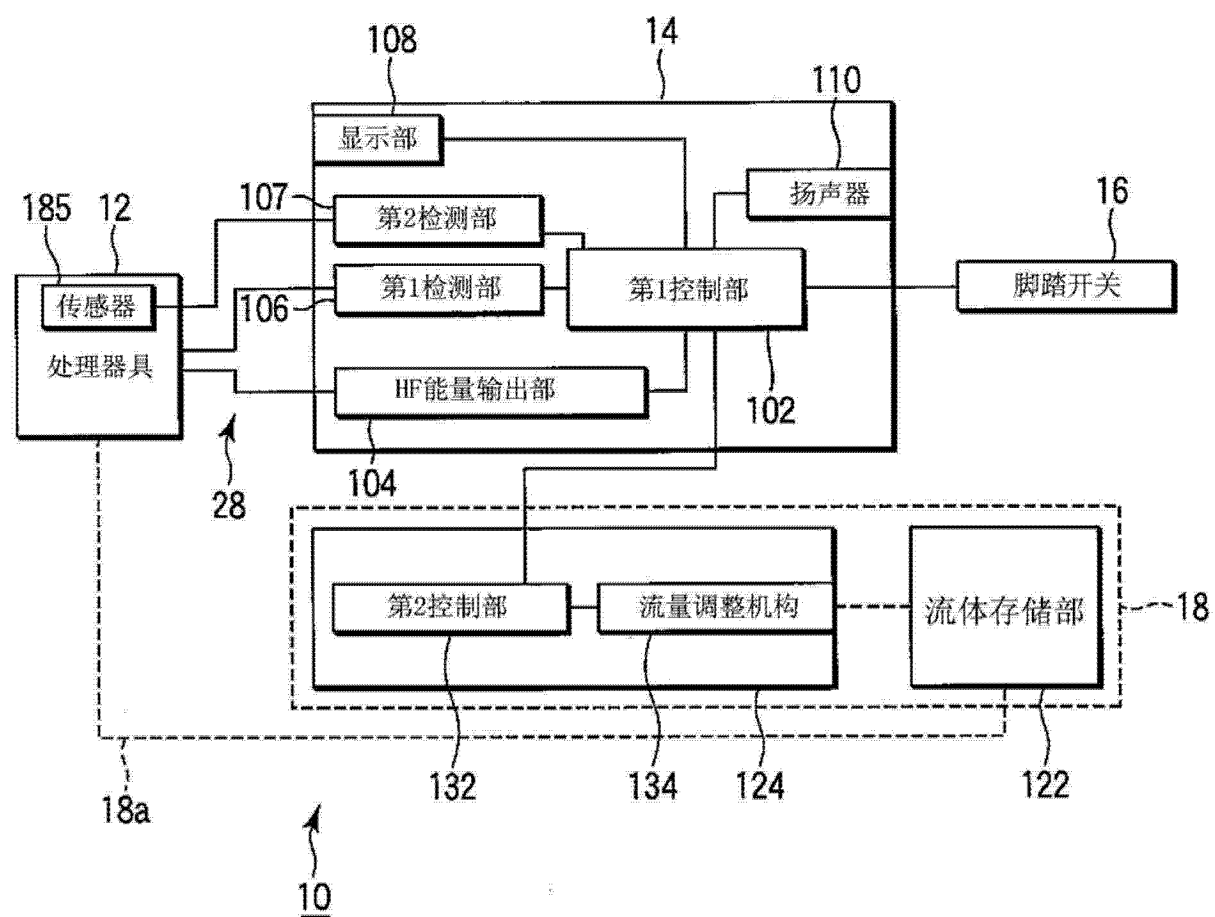


图 15

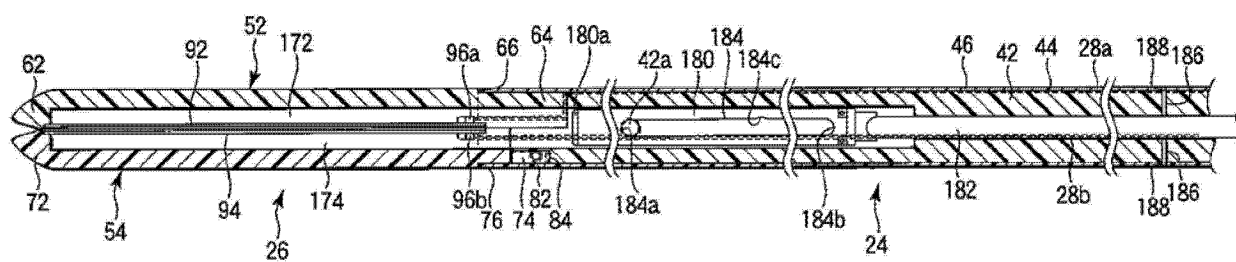


图 16A

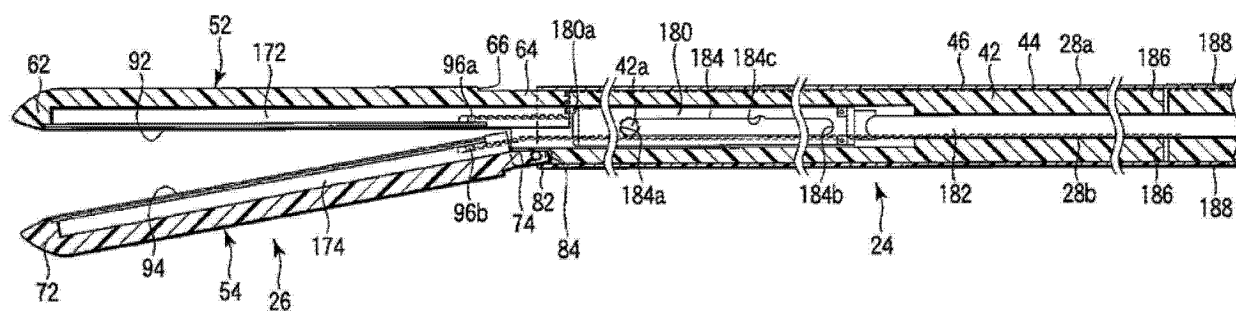


图 16B

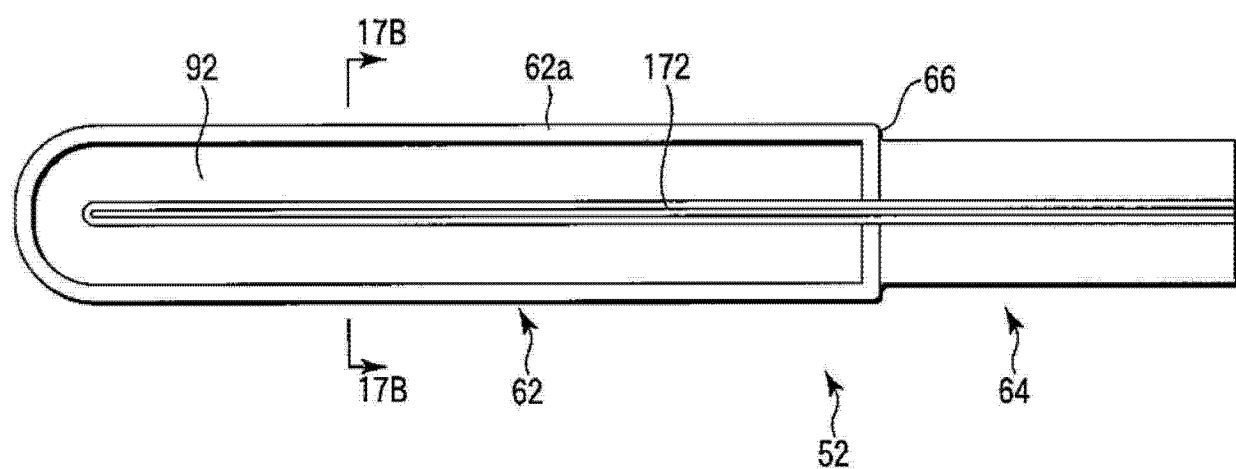


图 17A

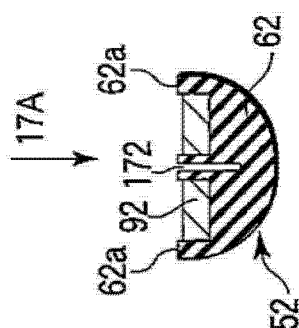


图 17B

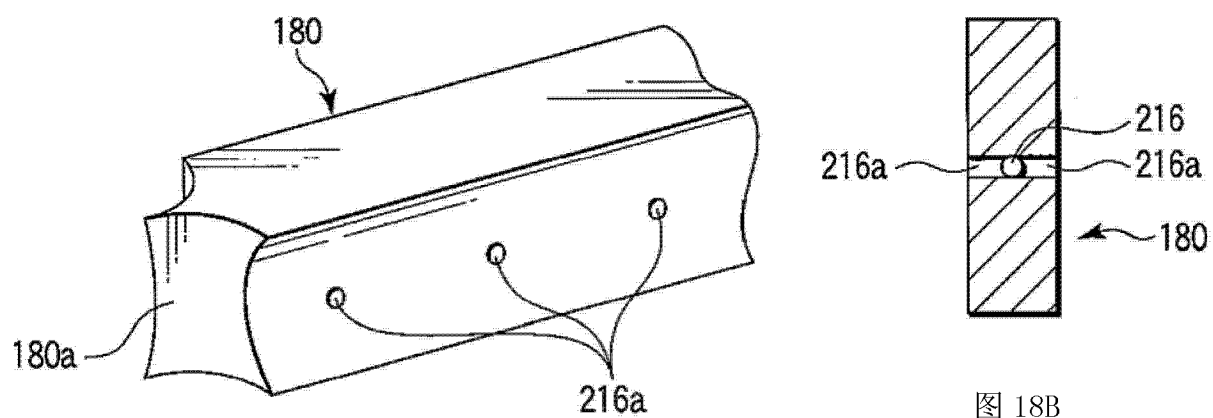


图 18A

图 18B

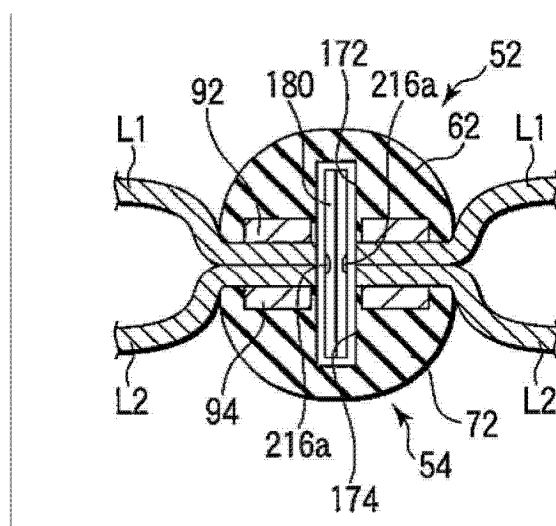


图 18C

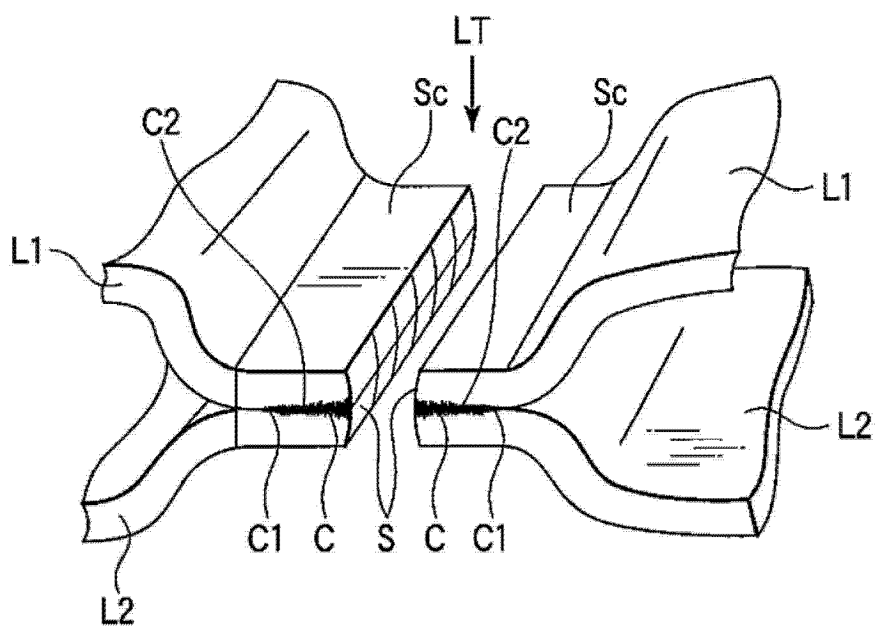


图 18D

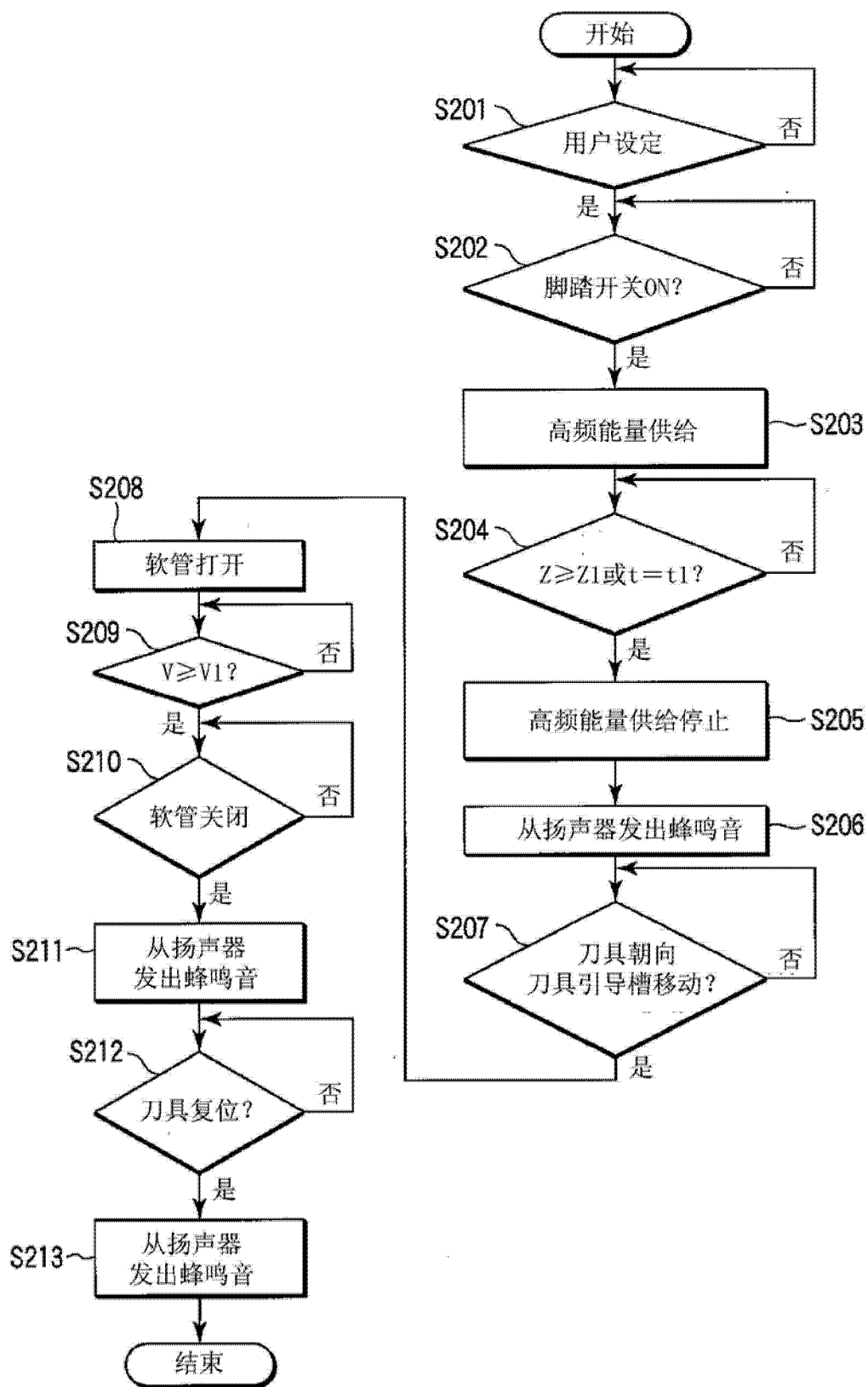


图 19

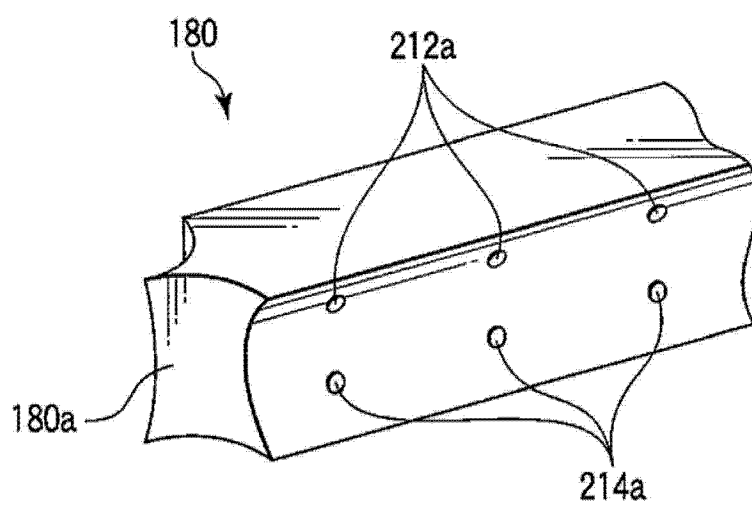


图 20A

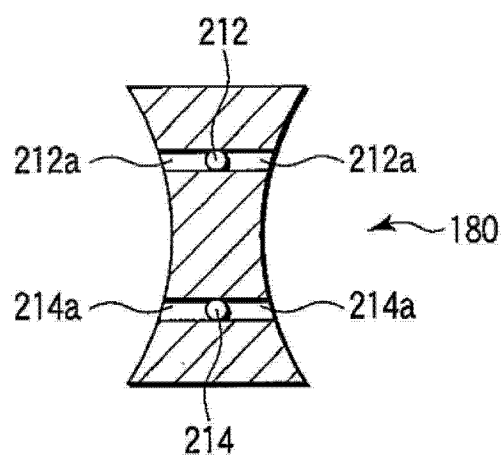


图 20B

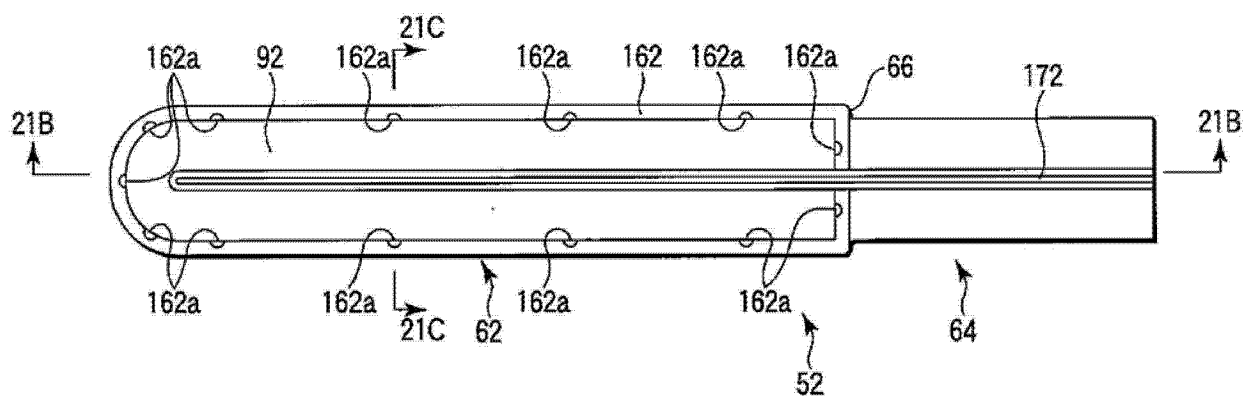


图 21A

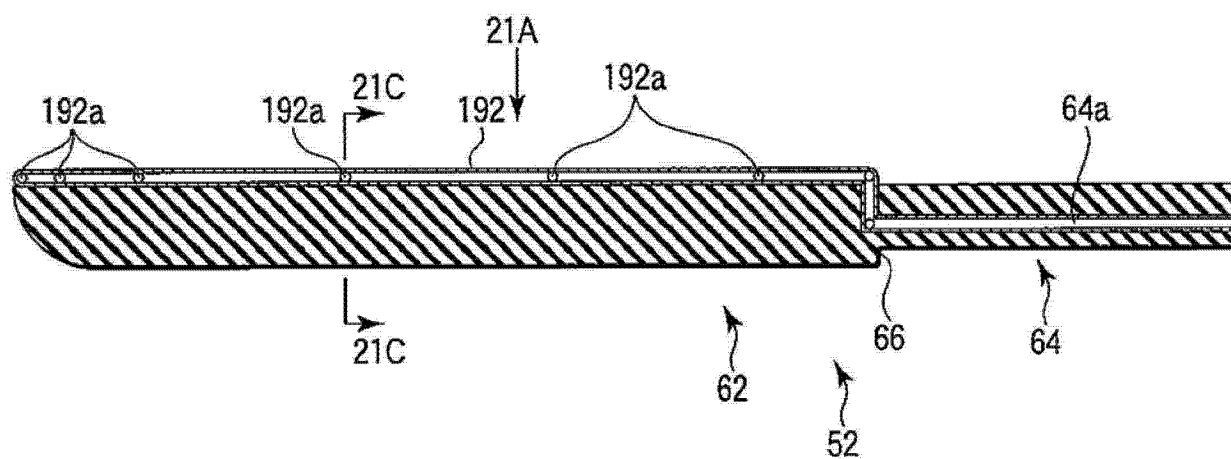


图 21B

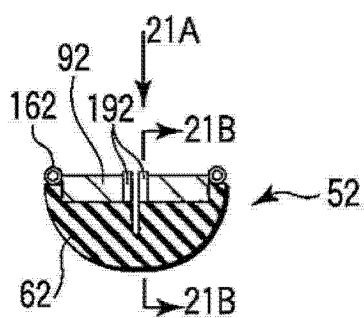


图 21C

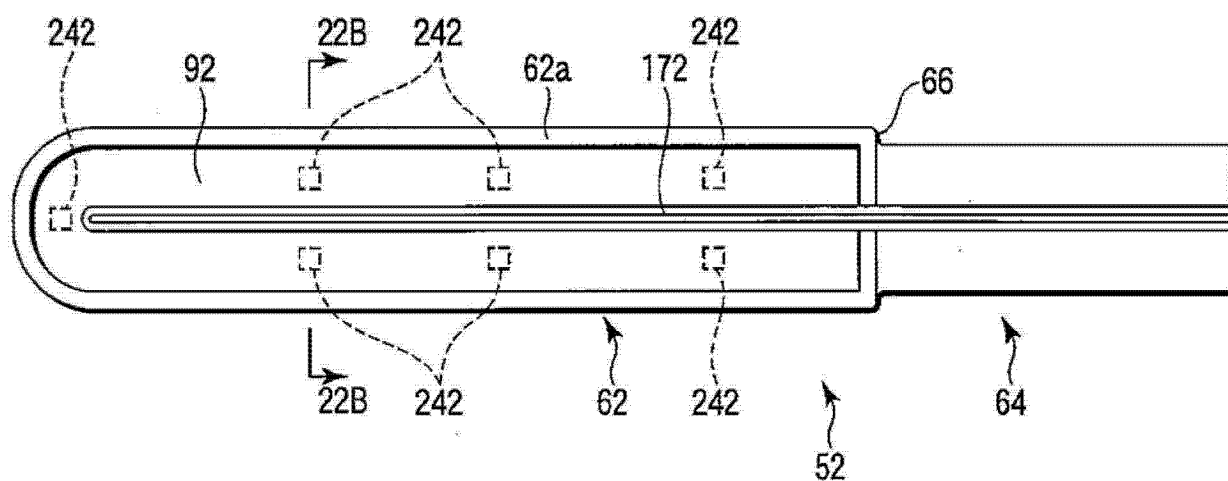


图 22A

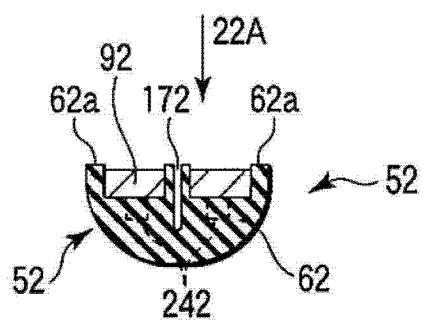


图 22B

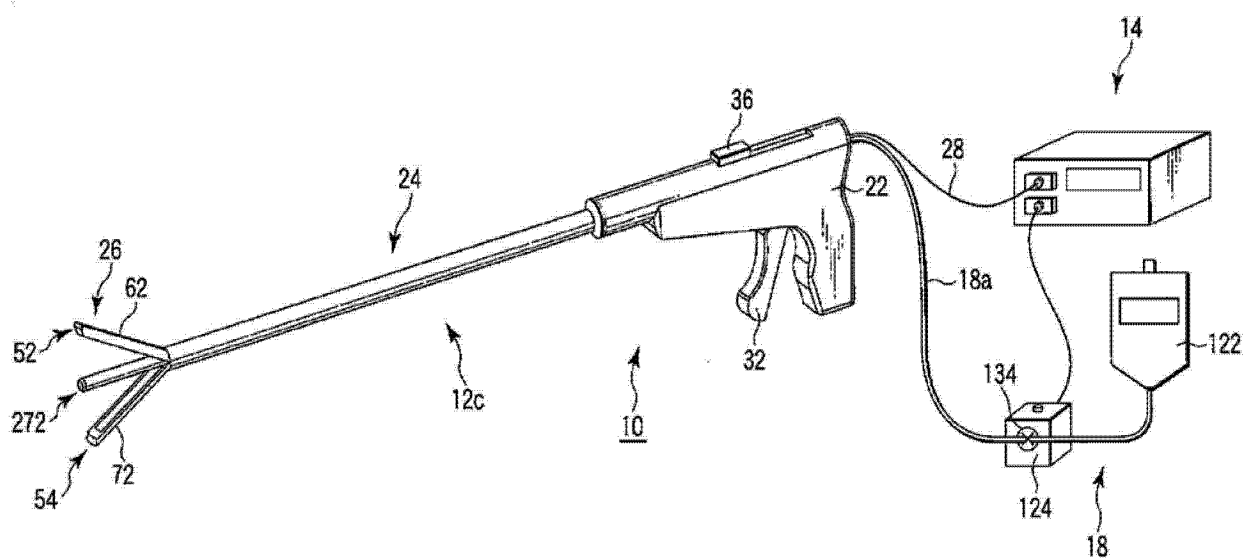


图 23A

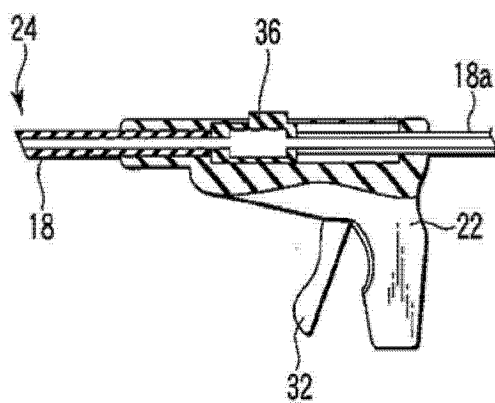


图 23B

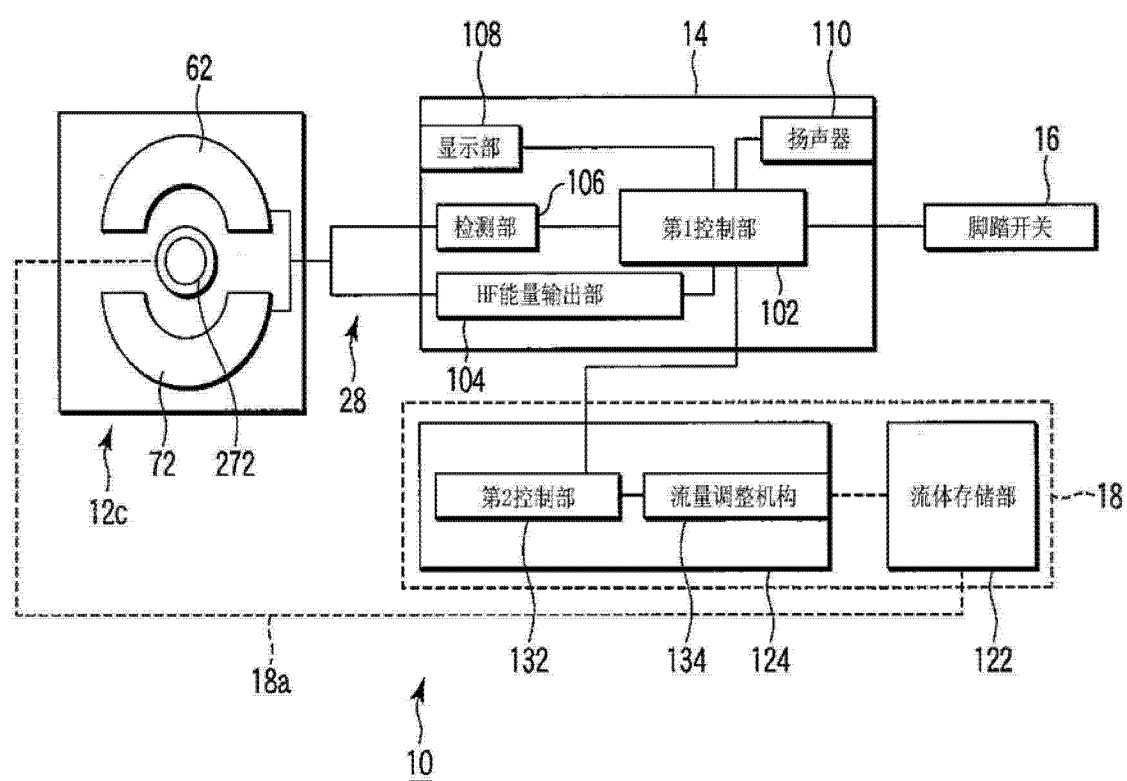


图 24

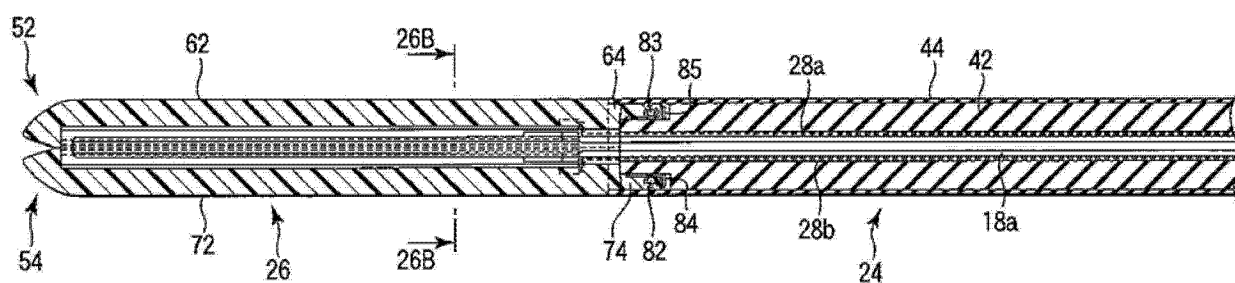


图 25A

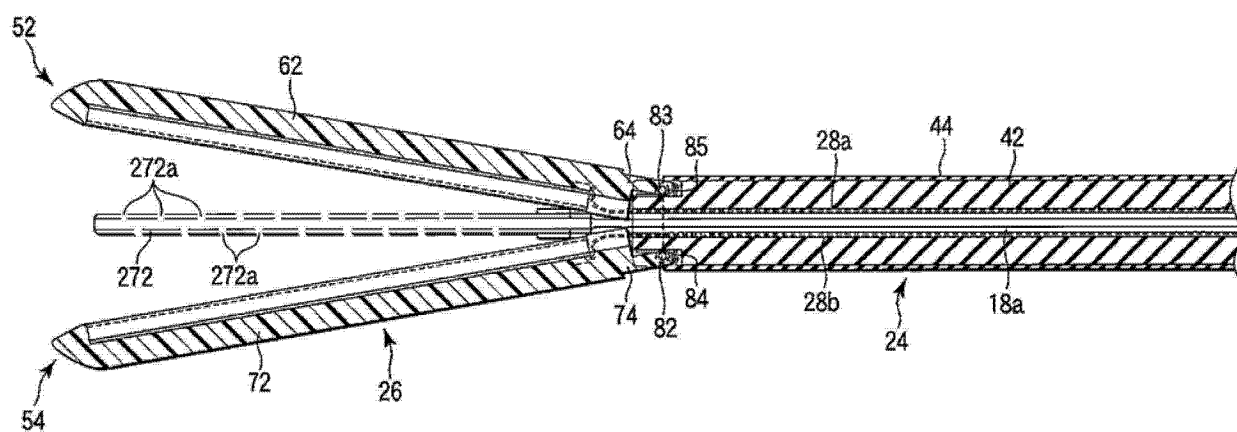


图 25B

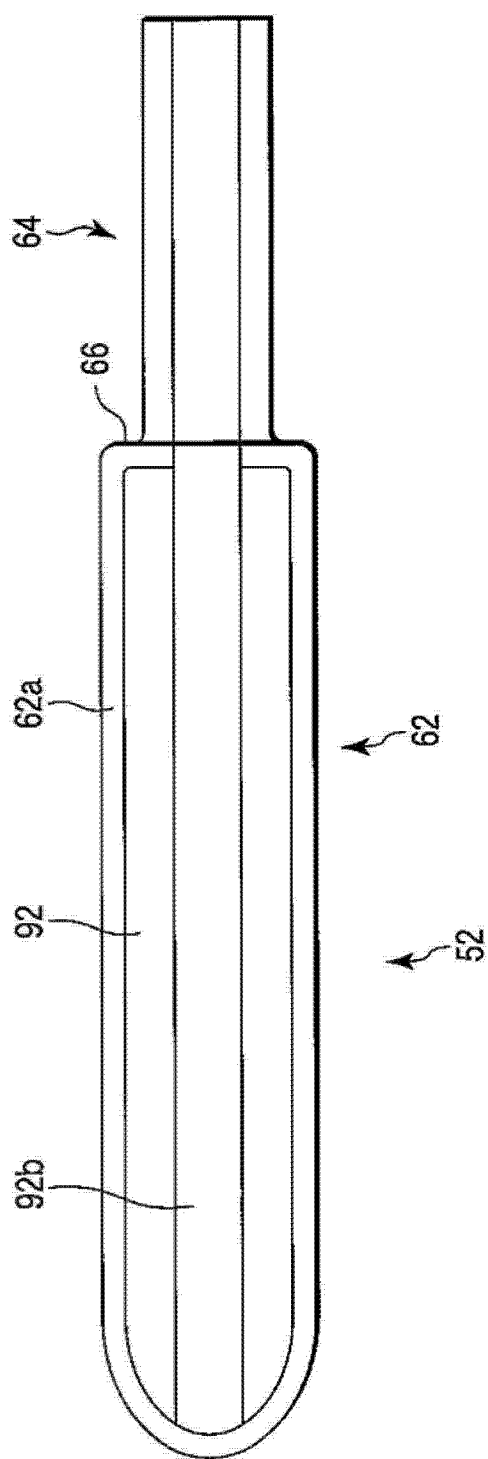


图 26A

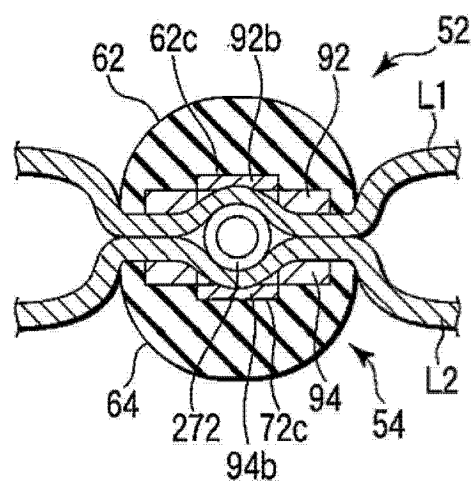


图 26B

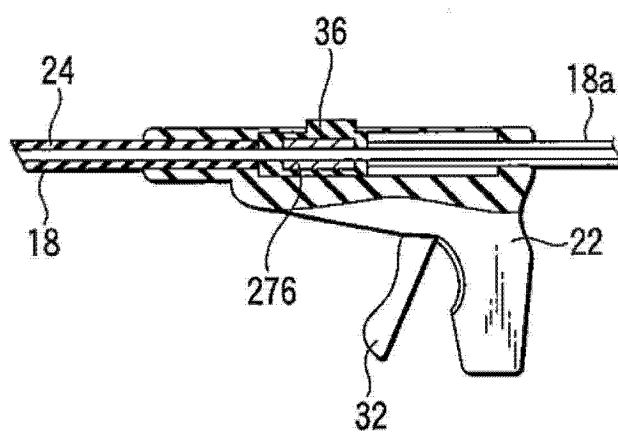


图 27

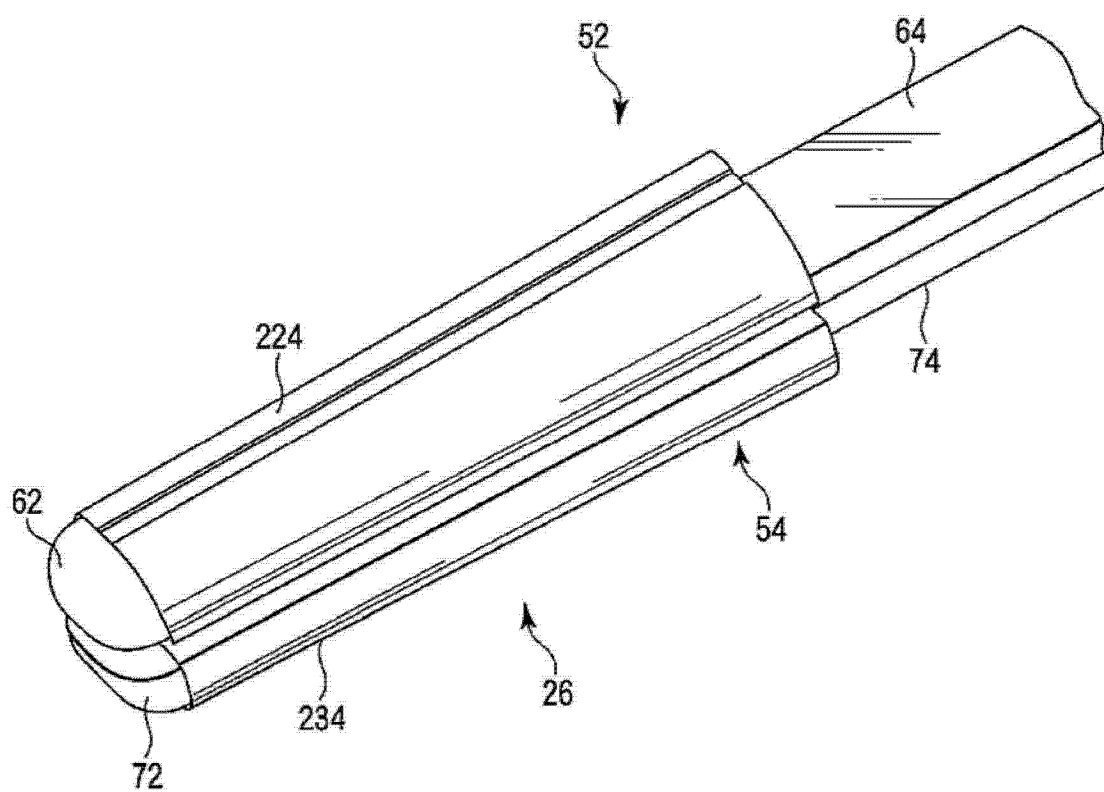


图 28A

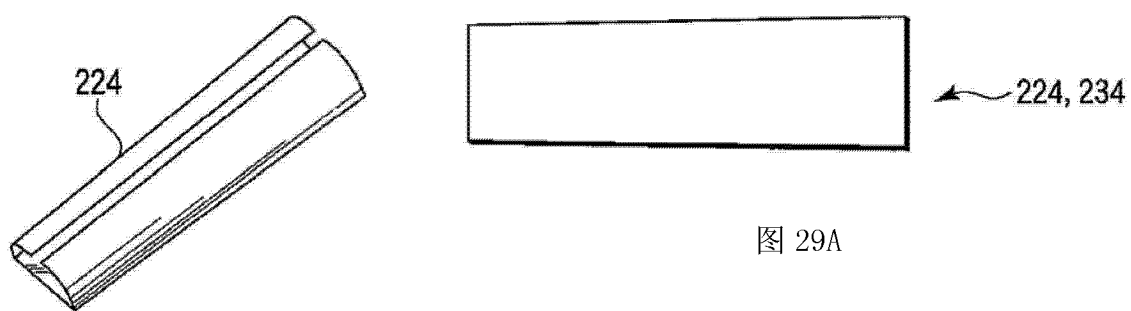


图 29A

图 28B

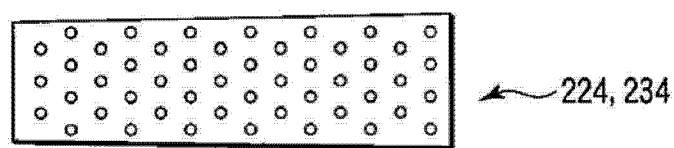


图 29B

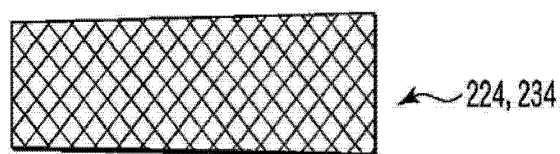


图 29C

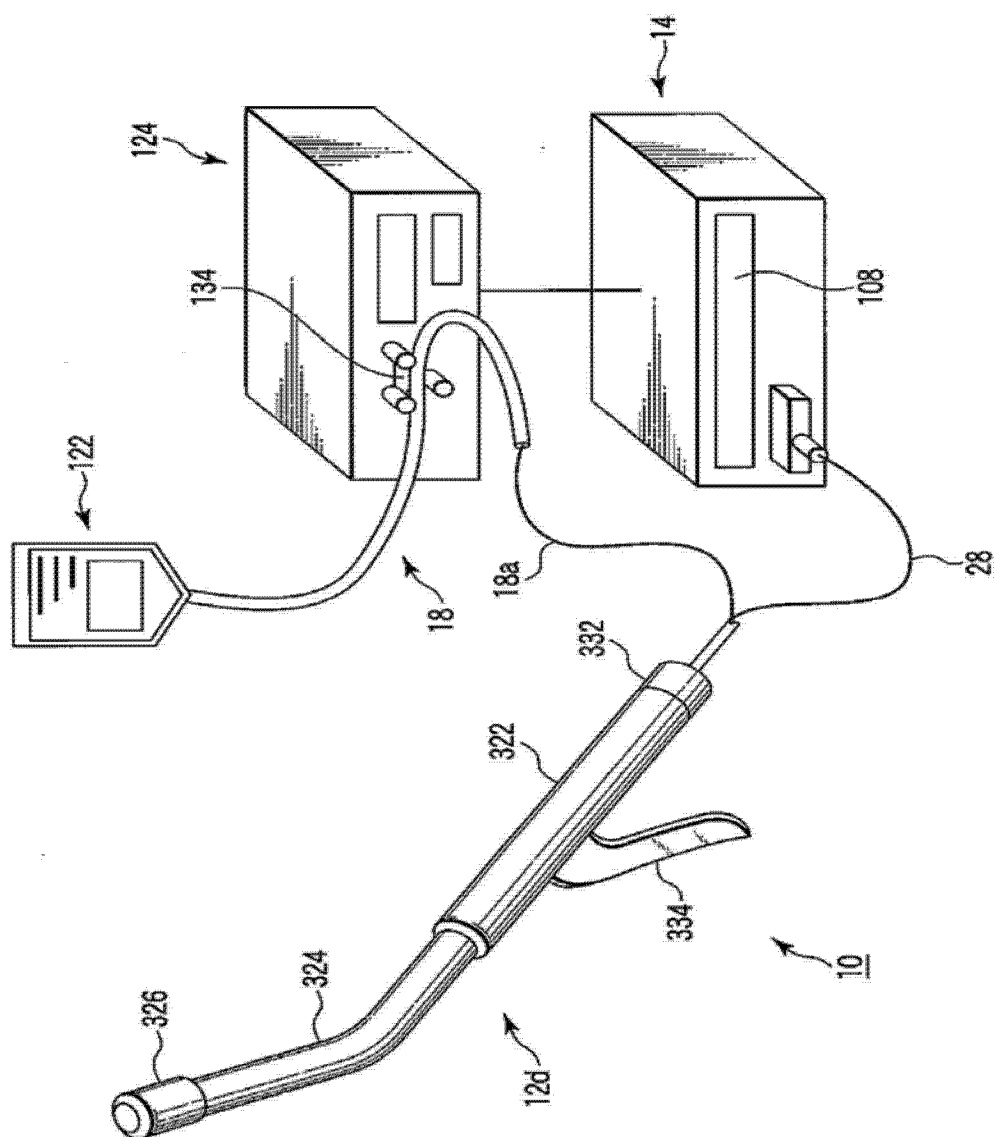


图 30

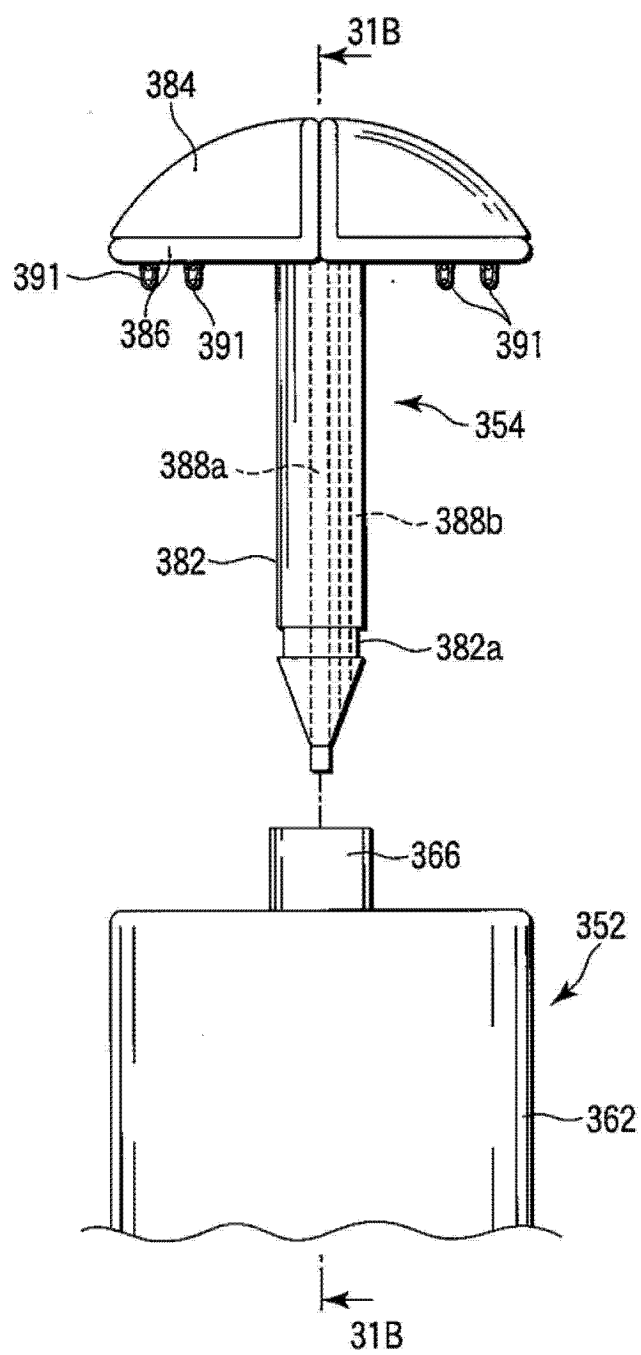


图 31A

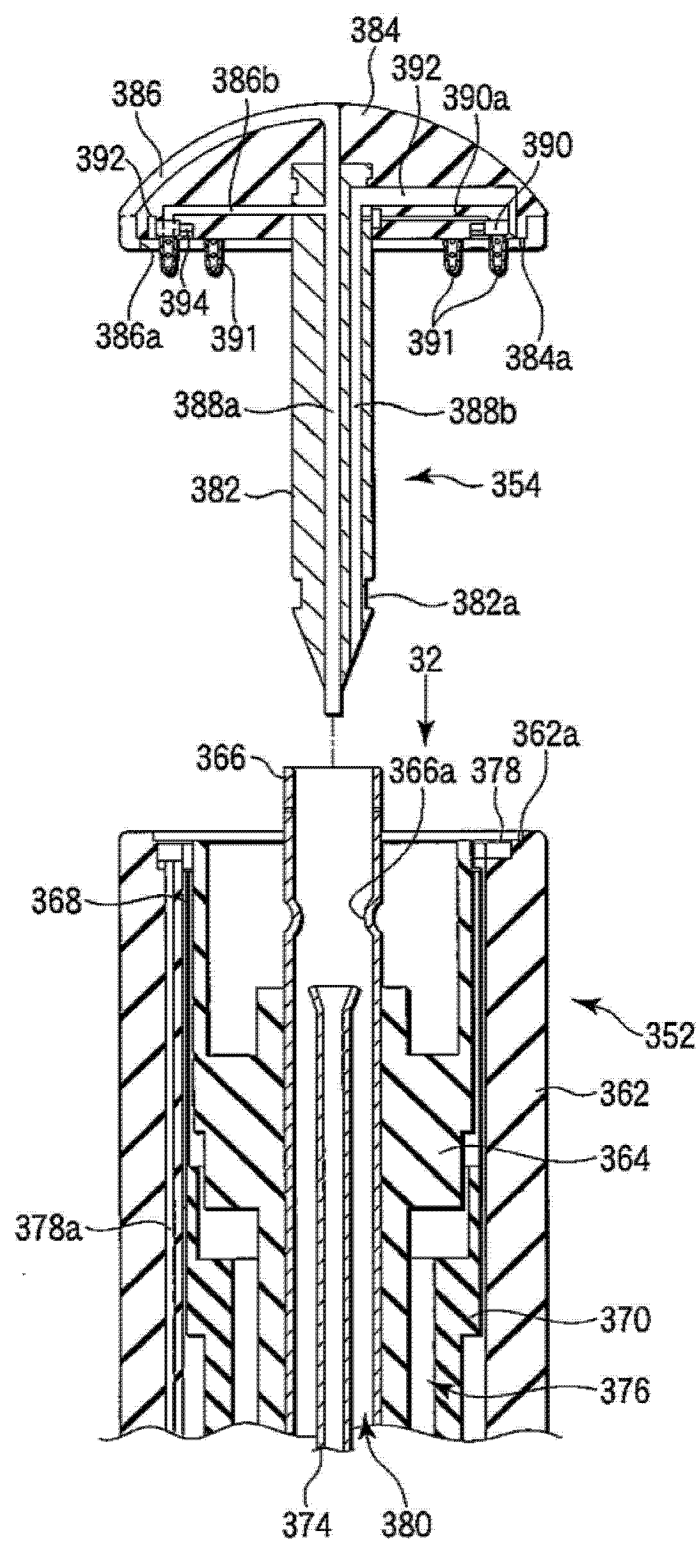


图 31B

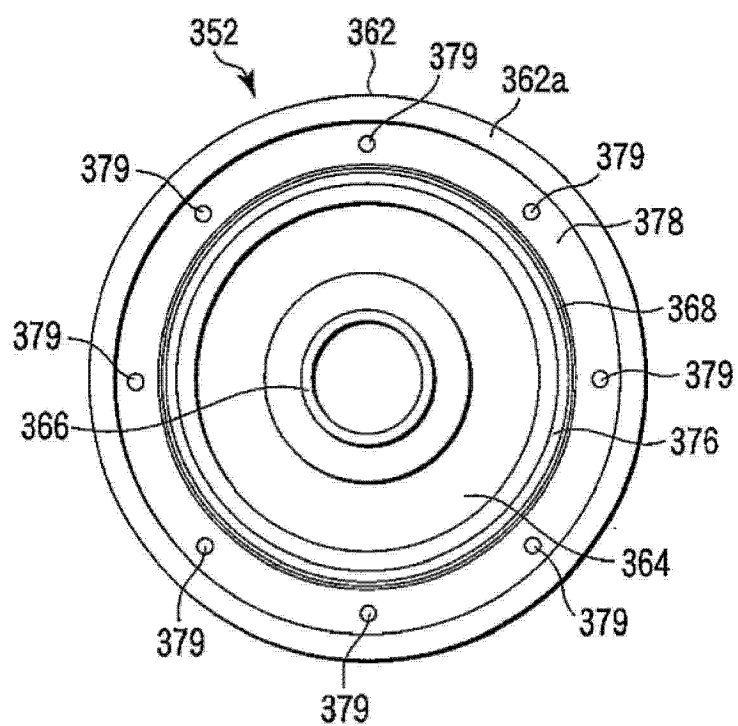


图 32

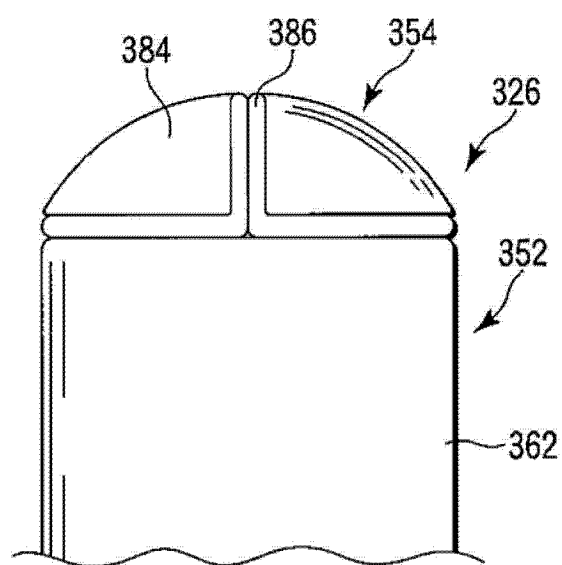


图 33A

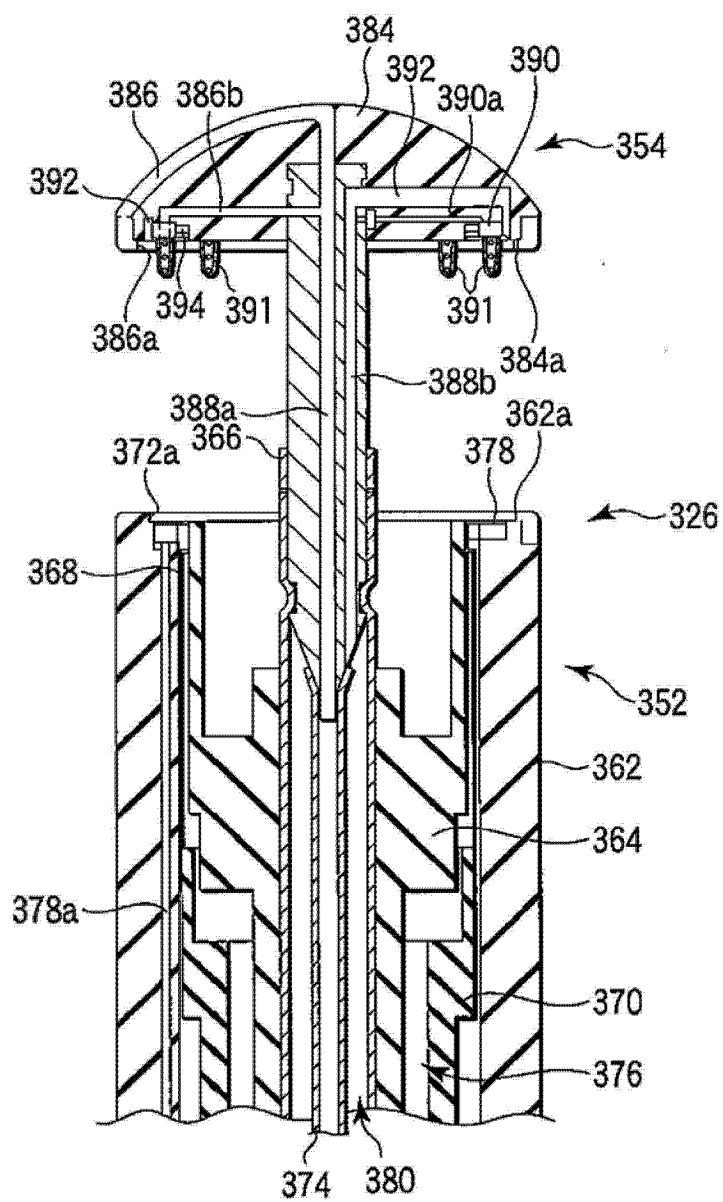


图 33B

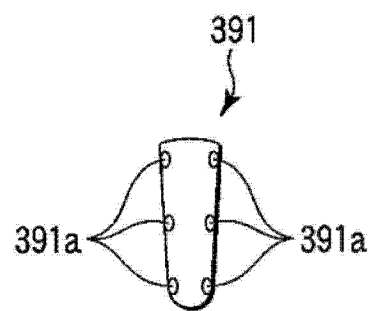


图 33C

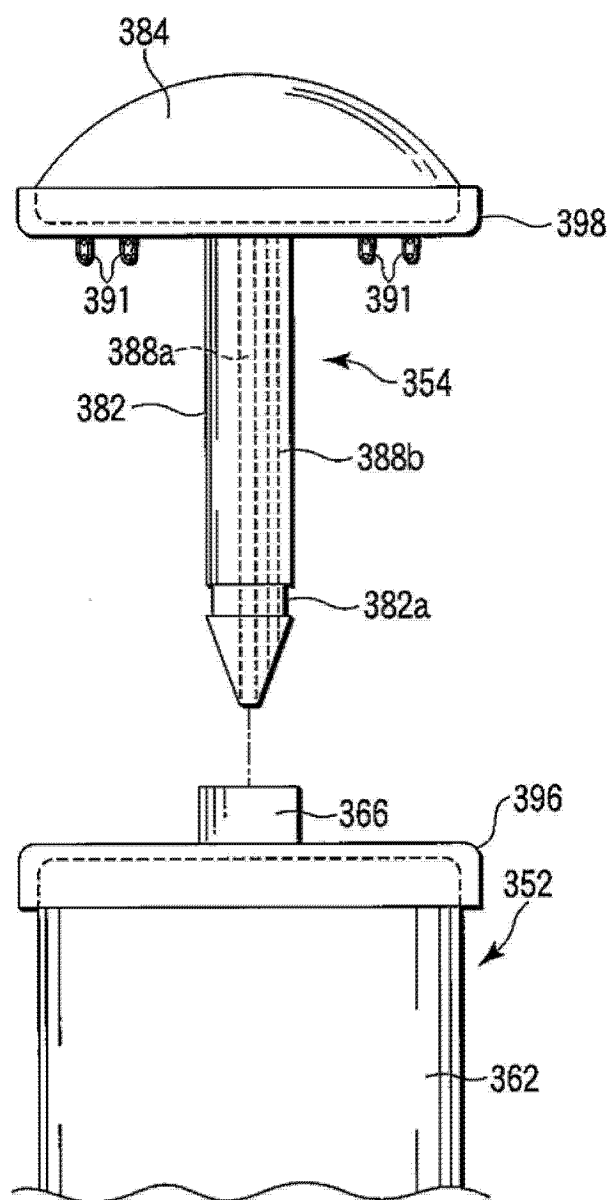


图 34

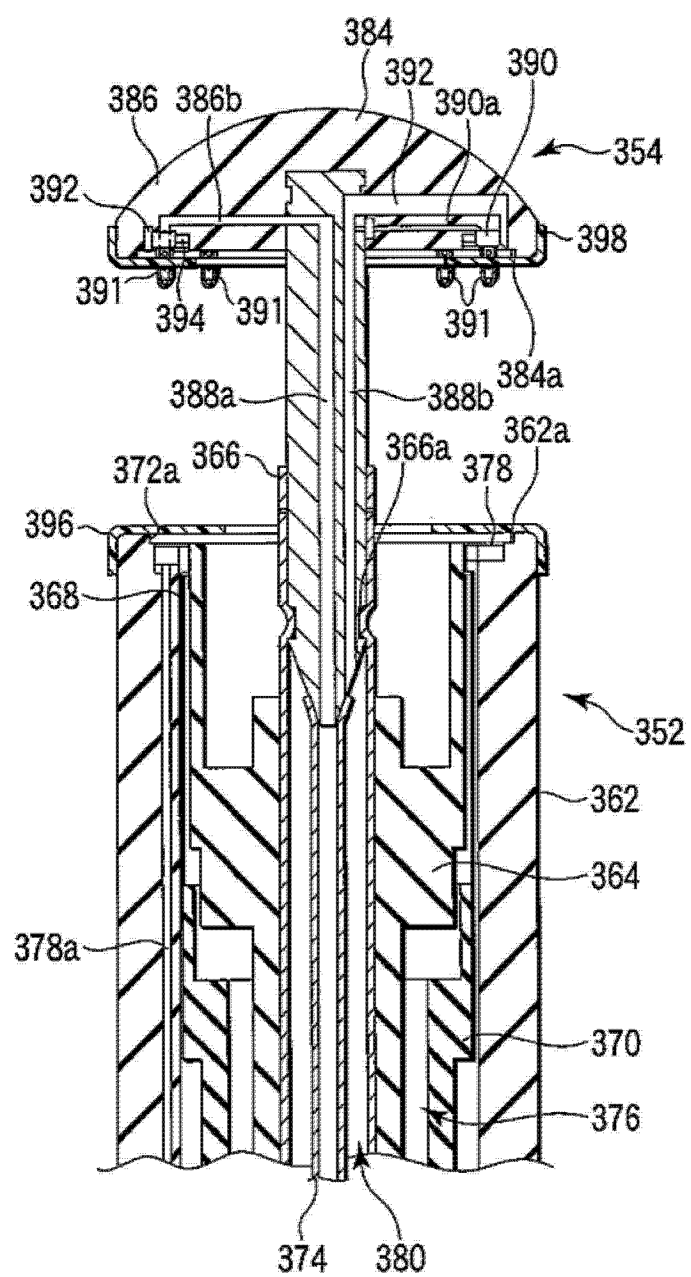


图 35

专利名称(译)	治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法		
公开(公告)号	CN102802548A	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	CN201080065455.1	申请日	2010-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	高篠智之		
发明人	高篠智之		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B2018/00196 A61B2018/1455 A61N2007/025 A61B2018/0063 A61B18/1445 A61B2018/00428 A61B18/1815 A61B2017/00075 A61B2218/002 A61B18/148 A61B18/085 A61B2018/0016 A61B18/20 A61M5/14212		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
其他公开文献	CN102802548B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种治疗用处理器具、治疗用处理装置及治疗处理方法。用于对生物体组织进行接合处理的治疗用处理器具(12)包括：至少一对保持构件(52、54)，其用于保持生物体组织；能量输出部(92、94)，其设置在上述保持构件的至少一者上，并且与能量源(14)相连接，并用于向利用上述一对保持构件保持的生物体组织供给能量来接合生物体组织之间而形成接合部；以及接合覆盖部(202)，其用于在对生物体组织施加能量进行接合时或接合之后、利用用于防止水分渗入的物质从生物体组织的接合部附近覆盖接合面(C1、C2)。

