(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456242 A
(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201680001481.5

(22)申请日 2016.01.27

(30)优先权数据
2015-029836 2015.02.18 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.11.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/052303 2016.01.27

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/132835 JA 2016.08.25

(71)申请人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 石川学

(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

(51)Int.Cl.
A61B 18/12(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 17/56(2006.01)
A61B 18/00(2006.01)

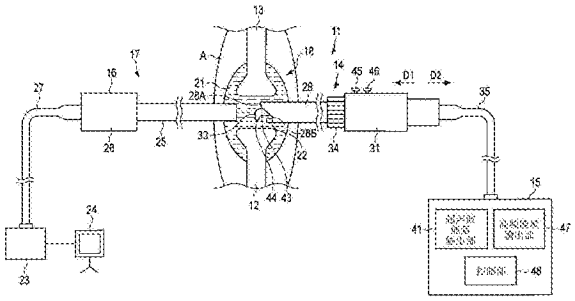
权利要求书2页 说明书17页 附图13页

(54)发明名称

关节用手术系统

(57)摘要

关节用手术系统具备:处置器具,其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置;高频输出部,其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量;超声波输出部,其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量;测量部,其测量所述液体的温度;以及控制部,在由所述测量部测量出的测量温度为规定温度以上的情况下,该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频能量,并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波能量。



CN 106456242 A

1.一种关节用手术系统,具备:

处置器具,其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置;

高频输出部,其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量;

超声波输出部,其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量;

测量部,其测量所述液体的温度;以及

控制部,在由所述测量部测量出的测量温度为规定温度以上的情况下,该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频能量,并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波能量。

2.根据权利要求1所述的关节用手术系统,其特征在于,

在所述测量温度为所述规定温度以上的情况下,所述控制部控制超声波输出部以使与所述测量温度低于规定温度的状态相比所述超声波能量增大。

3.根据权利要求1所述的关节用手术系统,其特征在于,

在所述测量温度为所述规定温度以上的情况下,所述控制部控制超声波输出部以使与所述测量温度低于规定温度的状态相比所述超声波能量减少。

4.根据权利要求1所述的关节用手术系统,其特征在于,还具备:

内窥镜装置,其用于对所述处置对象部位进行目视确认;以及

显示部,其显示由所述内窥镜装置拍摄到的影像,

其中,所述控制部使所述测量温度显示于所述显示部。

5.根据权利要求4所述的关节用手术系统,其特征在于,

所述控制部使基于所述测量温度而预测出的预测信息显示于所述显示部。

6.根据权利要求1所述的关节用手术系统,其特征在于,

所述测量部设置于所述处置器具的与所述液体接触的位置。

7.根据权利要求1所述的关节用手术系统,其特征在于,

还具备筒状部,该筒状部用于将所述处置器具向所述关节腔内引导,

所述测量部设置于所述筒状部的与所述液体接触的位置。

8.一种关节用手术系统,具备:

处置器具,其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置;

高频输出部,其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量;

超声波输出部,其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量;以及

控制部,其预测所述液体的温度,并且在预测出的预测温度为规定温度以上的情况下,该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频电流,并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波振动。

9.根据权利要求8所述的关节用手术系统,其特征在于,

在所述预测温度为所述规定温度以上的情况下,所述控制部控制超声波输出部以使与所述预测温度低于规定温度的状态相比所述超声波能量增大。

10.根据权利要求8所述的关节用手术系统,其特征在于,

在所述预测温度为所述规定温度以上的情况下,所述控制部控制超声波输出部以使与

所述预测温度低于规定温度的状态相比所述超声波能量减少。

11.根据权利要求8所述的关节用手术系统，其特征在于，还具备：

内窥镜装置，其用于对所述处置对象部位进行目视确认；以及

显示部，其显示由所述内窥镜装置拍摄到的影像，

其中，所述控制部使所述预测温度显示于所述显示部。

12.根据权利要求11所述的关节用手术系统，其特征在于，

所述控制部使基于所述预测温度而预测出的预测信息显示于所述显示部。

关节用手术系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够在关节镜视下手术中使用的关节用手术系统。

背景技术

[0002] 在整形外科领域的关节镜视下手术中，利用生理盐水等液体(灌流液)使关节腔内膨胀来确保手术区(operating field)并进行处置。例如在日本特表2001-511043号公报中公开了这种关节镜视下手术中使用的处置器具。该文献所公开的处置器具包括基于旋切刀片、棒的机械式切断部分和基于高频电流的电子式切断和烧灼部分。在该文献中，能够利用一个处置器具来进行多个处置。

[0003] 专利文献1：日本特表2001-511043号公报

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 另外，在关节镜视下手术中，在上述液体中进行处置。因此，在日本特表2001-511043的处置器具中，当通过高频电流来持续进行处置时，存在液体的温度上升的问题。

[0006] 本发明的目的在于提供一种能够防止对周围组织的烫伤并且能够有效地对处置对象部位进行处置的关节用手术系统。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了达成上述目的，在本发明的一个方式中，关节用手术系统具备：处置器具，其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置；高频输出部，其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量；超声波输出部，其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量；测量部，其测量所述液体的温度；以及控制部，在由所述测量部测量出的测量温度为规定温度以上的情况下，该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频能量，并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波能量。

[0009] 为了达成上述目的，在本发明的一个方式中，关节用手术系统具备：处置器具，其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置；高频输出部，其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量；超声波输出部，其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量；以及控制部，其预测所述液体的温度，并且在预测出的预测温度为规定温度以上的情况下，该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频电流，并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波振动。

[0010] 发明的效果

[0011] 根据本发明，能够提供一种能够防止热对周围组织的影响并且能够有效地对处置对象部位进行处置的关节用手术系统。

附图说明

[0012] 图1是示出第一实施方式所涉及的关节用手术系统的示意图。

[0013] 图2是放大地示出图1所示的关节用手术系统的处置器具的振动产生部附近的截面图。

[0014] 图3是示出使用了图1所示的关节用手术系统的切开或者切除处置的过程的流程图。

[0015] 图4是示出使用了图1所示的关节用手术系统的止血处置的过程的流程图。

[0016] 图5是示出第一实施方式的变形例所涉及的关节用手术系统的变形例的示意图。

[0017] 图6是示出第二实施方式所涉及的关节用手术系统的示意图。

[0018] 图7是示出使用了图6所示的关节用手术系统的切开或者切除处置的过程的流程图。

[0019] 图8是示出使用了图6所示的关节用手术系统的止血处置的过程的流程图。

[0020] 图9是示出第二实施方式的变形例所涉及的关节用手术系统的变形例的示意图。

[0021] 图10是示意性地示出第三实施方式所涉及的关节用手术系统中由控制部进行的估计时间的计算方法的图。

[0022] 图11是示出使用了第三实施方式所涉及的关节用手术系统的切开或者切除处置的过程的流程图。

[0023] 图12是示出使用了第三实施方式所涉及的关节用手术系统的止血处置的过程的流程图。

[0024] 图13是示出第四实施方式所涉及的关节用手术系统的示意图。

具体实施方式

[0025] [第一实施方式]

[0026] 参照图1至图4来说明本发明的第一实施方式。如图1所示，关节用手术系统11在对作为处置对象部位的例如肩、膝、肘等关节中的例如第一骨12与第二骨13之间进行处置时使用。关节用手术系统11具备处置器具14、作为用于使处置器具14进行动作的电源装置的电源单元15、包括关节镜16的内窥镜装置17、以及能够对手术时充满关节腔18内的灌流液21的温度进行测量的传感器22。

[0027] 如图1所示，内窥镜装置17具备关节镜16、图像处理单元23以及显示器等显示部24。

[0028] 关节镜16具备插入部25和保持部26。在使用了关节用手术系统11的处置中，插入部25的前端部插入关节腔18。通用线27的一端连接于保持部26。通用线27的另一端连接于图像处理器等图像处理单元23。图像处理单元23与监视器等显示部24电连接。

[0029] 在插入部25的前端部设置有摄像元件。摄像元件通过观察窗来拍摄被摄体。摄像元件经由穿过插入部25的内部、保持部26的内部以及通用线27的内部延伸设置的摄像电缆而与图像处理单元23电连接。由图像处理单元23来对拍摄到的被摄体像进行图像处理。然后，在显示部24显示被图像处理后的被摄体像。此外，未图示的光源单元连接于关节镜16，从光源单元射出的光向被摄体照射。

[0030] 传感器22(测量部)包括热电偶等在一般情况下能够得到的温度传感器。该传感器22测量关节腔18内的灌流液21的温度。例如,传感器22设置于后述的处置器具14的护套28的前端部且与关节腔18内的灌流液21接触的位置。如图1所示,传感器22既可以设置于护套28的圆筒的端面28B的位置,也可以在该端面28B附近设置于护套28的圆筒的内周面,还可以在该端面28B附近设置于护套28的圆筒的外周面。传感器22也可以设置于处置器具14以外的位置。

[0031] 如图1所示,处置器具14具备:构成外壳的壳体31;收纳在壳体31内的振动产生部32(转换器);棒状的探头33,其与振动产生部32连接;中空(圆筒形)的护套28,其覆盖探头33的周围来保护探头33;旋钮34(旋转旋钮),其以能够相对于壳体31旋转的方式固定;第一绝缘构件,其覆盖护套28的内周面;第二绝缘构件,其覆盖护套28的外周面;以及设置于壳体31的多个按钮45、46。此外,以下将图1所示的箭头D1设为探头33的前端方向,将箭头D2设为探头33的基端方向来进行说明。

[0032] 电缆35的一端连接于壳体31。电缆35的另一端连接于电源单元15。旋钮34以能够相对于壳体31绕探头33的中心轴C(参照图2)旋转的方式安装。该旋钮34经由未图示的连结机构而与探头33连结。因此,能够通过使旋钮34相对于壳体31进行旋转来使探头33一体地绕中心轴C进行旋转。由此,手术操作者在手术期间能够使探头33绕中心轴C进行旋转。

[0033] 如图2所示,振动产生部32具备超声波振子36和变幅构件37。在超声波振子36中设置有使电力(能量)变化为超声波振动的(本实施方式中例如是4个)压电元件38。第一电配线42a、42b的一端连接于超声波振子36。第一电配线42a、42b穿过电缆35的内部而在第一电配线42a、42b的另一端与电源单元15的超声波能量输出部41连接。超声波能量输出部41经由第一电配线42a、42b而输出用于驱动超声波振子36的电力(超声波能量)。由此,超声波振子36产生超声波振动。此外,第一电配线42a与超声波能量输出部41的正极连接,第一电配线42b与超声波能量输出部41的负极连接。

[0034] 超声波振子36安装于变幅构件37。变幅构件37由金属材料形成。对变幅构件37设置大致圆锥形的截面变化部,该截面变化部的截面积随着朝向探头33的前端方向D1而减少。由超声波振子36产生的超声波振动传递到变幅构件37,通过截面变化部来使超声波振动的振幅放大。

[0035] 如图1所示,探头33例如由具有生物适应性的金属材料(例如,钛合金等)形成为棒状。该探头33具有以棒状延伸的轴部43(主体部)。在该轴部43的前端侧(前端部)设置有处置部44,该处置部44向与轴部43延伸的方向交叉的方向突出为耙子状(钩状)。探头33(轴部43)的基端部与变幅构件37连结。因此,能够向探头33传递由超声波振子36产生的超声波振动并通过探头33的前端部(处置部44)来进行磨削骨的处置。

[0036] 另外,探头33与两个第二电配线中的一方的第二电配线的一端电连接。该一方的第二电配线的另一端与电源单元15的高频能量输出部47电连接。由此,探头33成为用于进行双极处置的双极性电极中的一个极。此外,在本实施方式中,该一方的第二电配线与高频能量输出部47的负极电连接。因此,探头33构成双极处置中的回路电极。

[0037] 护套28由具有能够使高频电流流过的导电性的材料构成。另外,护套28与两个第二电配线中的另一方的第二电配线的一端电连接。该另一方的第二电配线的另一端与电源单元15的高频能量输出部47电连接。由此,护套28成为用于进行双极处置的双极性电极中

的另一个极。此外，在本实施方式中，该另一方的第二电配线与高频能量输出部47的正极电连接。因此，护套28构成双极处置中的有源电极。

[0038] 第一绝缘构件和第二绝缘构件安装或者涂敷于护套28。该第一绝缘构件和第二绝缘构件例如是由合成树脂材料形成的绝缘管、涂敷了绝缘材料的覆盖膜。在本实施方式中，第一绝缘构件覆盖护套28的内周面，第二绝缘构件覆盖护套28的外周面。由此，护套28成为只有位于其前端的端面28A露出在外界的状态。因此，作为护套28的前端侧的一部分区域的护套28的端面28A作为双极性电极中的另一个极来发挥功能。而且，当从高频能量输出部47输出电力(高频能量)时，能够通过从护套28的端面28A向探头33的前端部提供高频能量来进行双极处置。换句话说，护套28的端面28A作为有源电极来发挥功能，探头33的前端部作为回路电极来发挥功能。这样，作为绝缘构件的第一绝缘构件和第二绝缘构件只使护套28的端面28A相对于外界露出而将除此之外的部分覆盖，由此能够在护套28的前端的端面28A与探头33的前端部之间进行双极处置。

[0039] 在壳体31例如设置有两个按钮45、46。按钮数量是2个，但是也可以是3个以上。第一按钮45与对生物体组织进行止血(凝固)并且切开或者切除骨、生物体组织的凝固/切开模式相对应。第二按钮46与从骨、生物体组织发生出血时进行止血等处置的凝固模式相对应。

[0040] 如图1所示，电源单元15具有超声波能量输出部41(超声波输出部)、高频能量输出部47(高频输出部)、控制它们的控制部48以及能够测量室温的感知部(第二传感器)。控制部48能够对从超声波能量输出部41进行的超声波能量的提供和从高频能量输出部47进行的高频能量的提供进行控制。即，当手术操作者操作第一按钮45时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的切开或者切除的第一能量和作为第一能量的代替能量来使用的第二能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。同样地，当手术操作者操作第二按钮46时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的凝固或者止血的第三能量和作为第三能量的代替能量来使用的第四能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。

[0041] 第一能量是包含在超声波处置中以一般情况下使用的振幅(普通振幅)进行振动的超声波振动(超声波能量)和高频电流(高频能量)这两方的能量。第二能量包含以比普通振幅例如大20％～40％的振幅进行振动的超声波振动，但不包含高频电流。第三能量包含高频电流，但不包含超声波振动。第四能量包含以比普通振幅例如小30％～50％的振幅进行振动的超声波振动，但不包含高频电流。

[0042] 在操作第一按钮45时，在由传感器22测量出的灌流液21的温度低于阈值(规定温度)的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第一按钮45时，在由传感器22测量出的灌流液21的温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置器具14输出。阈值是在一般情况下生物体组织会受到热的不良影响的温度，例如在40℃～60℃的范围内、更优选是45℃～50℃的范围内适当地设定。

[0043] 在操作第二按钮46时，在由传感器22测量出的灌流液21的温度低于规定的阈值的情况下，控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第二按钮46时，在由传感器22测量出的灌流液21的温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具输

出。成为操作第二按钮46时判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量的基准的阈值与上述的成为操作第一按钮45时判断输出第一能量和第二能量中的哪个能量的基准的阈值相同。

[0044] 接着，参照图1至图4来说明本实施方式的关节用手术系统11的作用(使用了关节用手术系统11的关节镜视下手术方法)。

[0045] 如图1所示，手术操作者向关节腔18内插入关节镜16的插入部25。在利用关节镜16观察的状态下，向关节腔18插入处置器具14的护套28和探头33。为了插入关节镜16和处置器具14，能够使用以贯穿患者的皮肤的方式预先配置的被称为套管51的筒状的引导件。另外，为了消除位于关节腔18周围的关节包A的一部分，能够利用进行超声波振动的探头33。因此，能够利用与后述对第一骨12进行处置的探头相同的探头33，不需要更换处置器具14。另外，在处置器具14进行处置之前，利用公知的方法向关节腔18内填充含有乳酸林格氏液的关节镜用灌流液或者生理盐水这样的具有导电性的液体(包含电解质的液体)。

[0046] 如图1所示，护套28和探头33插入到第一骨12与同第一骨12相向的第二骨13之间。以下，按照图3所示的流程图来说明切开或者切除处置。使探头33的处置部44抵接于处置对象的第一骨12，由手术操作者操作第一按钮45，由此能够向探头33赋予第一能量(超声波振动、高频电流)(步骤S11)。由此，探头33及其前端的处置部44进行超声波振动。与此同时，从护套28输出的高频电流以经过灌流液、第一骨12而返回到探头33的处置部44的方式被提供。手术操作者能够一边对护套28和探头33的位置和角度进行微调整一边利用探头33进行磨削处置对象的第一骨12的不良部分等处置。在该处置中，包含切除位于第一骨12的骨刺和位于该骨刺周围的皮质骨、软骨、海绵骨、切除滑膜、切除半月板以及去除位于第一骨12周边的其它生物体组织等各种处置。在灌流液21的温度不超过阈值就完成了手术的情况下，能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S12)。

[0047] 在磨削第一骨12的处置中，在持续提供第一能量的情况下，灌流液21的温度与流过灌流液21的电流成比例地上升。而且，在由传感器22测量出的灌流液21的温度为阈值以上的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第一能量切换为第二能量(步骤S13、S14)。第二能量是不使高频电流流过而只是超声波振动，因此灌流液21的温度不会在此基础上再继续上升。因此，能够防止灌流液21的温度上升，从而防止由于高温而对患者的生物体组织产生不良影响。在以切换为第二能量的状态完成手术的情况下，能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S15)。

[0048] 并且，在以切换为第二能量的状态继续进行手术期间，在由传感器22测量出的灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第二能量切换为第一能量(步骤S16、S11)。在以该状态完成了切开或者切除处置的情况下，能够完成切开或者切除处置(步骤S12)。

[0049] 另一方面，在由手术操作者处置包含血管的组织(例如，第一骨12及其周边组织)时，在从该组织发生出血的情况下，手术操作者能够根据需要来进行止血处置。以下，按照图4所示的流程图来说明止血处置。在进行止血处置的情况下，手术操作者使图1所示的护套28的端面28A抵接于发生出血的组织(例如，第一骨12及其周边组织)。在该状态下，当手术操作者操作第二按钮46时，从护套28的端面28A提供第三能量(步骤S11')。第三能量由高频电流构成，因此从护套28的端面28A提供高频电流，能够烧灼发生该出血的组织。

[0050] 从护套28的端面28A提供的高频电流经由充满骨和关节腔18内的具有导电性的液体而被回收到探头33。被探头33回收的高频电流返回到高频能量输出部47。此外，在本实施方式中，是只有护套28的端面28A没有被第一绝缘构件和第二绝缘构件覆盖的状态，因此高频电流集中在端面28A附近，即使在以具有导电性的液体充满的环境下也能够无问题地对发生该出血的组织进行止血处置。在灌流液21的温度不超过阈值就完成手术的情况下，能够在该状态下完成止血处置(步骤S12')。

[0051] 在止血处置时，在持续提供第三能量的情况下，高频电流流过灌流液21从而灌流液21的温度上升。而且，在由传感器22测量出的灌流液21的温度为阈值以上的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第三能量切换为第四能量(步骤S13'、步骤S14')。第四能量是不使高频电流流过且是振幅比普通振幅小的超声波振动，因此灌流液21的温度不会在此基础上再继续上升。因此，能够防止灌流液21的温度上升，从而防止由于高温而对患者的生物体组织产生不良影响。在以切换为第四能量的状态完成手术的情况下，能够在该状态下完成止血处置(步骤S15')。

[0052] 并且，在以切换为第四能量的状态继续进行止血处置期间，在灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第四能量切换为第三能量(步骤S16'、S11')。在以该状态完成了止血处置的情况下，能够完成止血处置(步骤S12')。

[0053] 在完成止血处置之后，手术操作者能够根据需要按照图3的流程图再次利用探头33的处置部44重新开始切开/去除第一骨12的不良部分或位于其周边的生物体组织。这样，在本实施方式中，手术操作者能够使用相同的处置器具14来进行骨等生物体组织的切开/切除处置和发生出血的情况下的止血处置。因此，从发生出血至实际进行止血处置为止没有时间上的浪费，不会发生手术操作者看丢出血地方那样的事情。另外，在灌流液21的温度上升时进行切换能量种类的控制，因此不会对位于处置对象部位的周边的生物体组织产生热的不良影响。

[0054] 根据第一实施方式，关节用手术系统11具备：处置器具14，其能够对以导电性的液体充满的关节腔18内的所述处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置；高频输出部，其向所述处置部44输出用于所述高频处置的高频能量；超声波输出部，其向所述处置器具14输出用于所述超声波处置的超声波能量；测量部，其测量所述液体的温度；以及控制部48，在由所述测量部测量出的测量温度为规定温度以上的情况下，控制所述高频输出部以停止输出所述高频能量，并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波能量。

[0055] 通常，在关节镜下手术中使用的乳酸林格氏液、生理盐水等灌流液由于含有电解质而具有导电性。因此，当在关节镜下手术中对生物体组织持续长时间进行流过高频电流的处置(高频处置)时，存在灌流液的温度持续上升的问题。由此，当灌流液21的温度成为某个固定的温度以上时，有可能对患者的生物体组织产生热的不良影响。另一方面，在基于超声波振动的超声波处置中，灌流液21不会发生温度上升，因此手术操作者能够利用超声波振动持续进行安全的处置。

[0056] 根据上述的结构，在由测量部测量出的灌流液21的温度为规定温度以上的情况下，控制部48进行使高频能量的输出停止并且使超声波能量的输出继续的控制，因此能够

防止灌流液21的温度继续上升，从而防止对位于周边的生物体组织产生高热的不良影响。由此，能够安全地进行手术。另外，即使在灌流液21的温度某种程度上升的状态下也能够继续进行手术，能够防止手术被中断、手术操作者在处置中的技能下降。因此，能够防止手术时间延长导致的麻醉时间的长期化和手术操作者的集中力下降。

[0057] 在该情况下，当所述测量温度为所述规定温度以上时，控制部48控制超声波输出部以使与所述测量温度为规定温度以下的状态相比所述超声波能量增大。根据该结构，主要在将处置对象部位切开或者切除的处置中，在灌流液21的温度为规定温度以上而使高频能量的输出停止的情况下，能够通过使超声波能量的输出增加来确保适于切开或者切除的能量量。由此，能够进行不逊色于灌流液21的温度超过规定温度之前的状态的处置(切开、切除)。由此，能够提高手术操作者的便利性并且能够缩短手术时间。

[0058] 在该情况下，当所述测量温度为所述规定温度以上时，所述控制部48控制超声波输出部以使与所述测量温度为规定温度以下的状态相比所述超声波能量减少。根据该结构，主要在使处置对象部位凝固的处置中，在灌流液21的温度为规定温度以上而使高频能量的输出停止的情况下，能够通过使超声波能量的输出减少来设为适于凝固的能量量。由此，能够进行不逊色于灌流液的温度超过规定温度之前的状态的处置(凝固)。

[0059] 所述测量部设置在处置器具14的与所述液体接触的地方。根据该结构，能够通过测量部准确地测量液体的温度。

[0060] (第一实施方式的变形例)

[0061] 接着，参照图5来说明第一实施方式的关节用手术系统11的变形例。在第一变形例中，与第一实施方式的不同之处在于没有设置传感器22(测量部)这一点，其它的部分与第一实施方式共同。因此，主要对与第一实施方式不同的部分进行说明，针对与第一实施方式共同的部分省略图示或者说明。

[0062] 电源单元15具有超声波能量输出部41(超声波输出部)、高频能量输出部47(高频输出部)、控制它们的控制部48、以及能够测量室温的感知部(第二传感器)。控制部48能够对从超声波能量输出部41进行的超声波能量的提供和从高频能量输出部47进行的高频能量的提供进行控制。

[0063] 即，当手术操作者操作第一按钮45时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的切开和切除的第一能量或者作为第一能量的代替能量来使用的第二能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。同样地，当手术操作者操作第二按钮46时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的凝固或者止血的第三能量和作为第三能量的代替能量来使用的第四能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。

[0064] 控制部48具有能够基于对灌流液21接通高频电流后的接通时间来预测相比于室温上升的灌流液21的温度的算法(软件)。该算法能够基于高频能量的接通时间来计算由此产生的热量并基于灌流液21的比热、灌流液21的液量、室温等来计算当前的灌流液21的温度作为预测温度。

[0065] 在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度低于阈值(规定温度)的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置

器具14输出。阈值与第一实施方式相同。

[0066] 在操作第二按钮46时，在灌流液21的预测温度低于阈值的情况下，控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第二按钮46时，在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具14输出。成为操作第二按钮46时判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量的基准的阈值与前面记述了的阈值相同。在本变形例的切开/切除处置和止血处置中，灌流液21的温度是否为阈值以上的判断和灌流液21的温度是否低于安全温度的判断不是根据由传感器22实际测量出的温度而是根据控制部48中计算出的预测温度来进行的，这一点与第一实施方式不同，除此之外以与第一实施方式相同的过程来进行。

[0067] 根据本变形例，关节用手术系统11具备：处置器具14，其能够对以导电性的液体充满的关节腔18内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置；高频输出部，其向所述处置器具14输出用于所述高频处置的高频能量；超声波输出部，其向所述处置器具14输出用于所述超声波处置的超声波能量；以及控制部48，其预测所述液体的温度，并且在预测出的预测温度为规定温度以上的情况下，控制所述高频输出部以停止输出所述高频电流，并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波振动。

[0068] 根据该结构，在由测量部测量出的灌流液21的预测温度为规定温度以上的情况下，控制部48能够进行使高频能量的输出停止并且使超声波能量的输出继续的控制。由此，能够防止灌流液21的温度继续上升，从而防止对位于周边的生物体组织产生高热的不良影响。另外，能够省略测量部(传感器22)，因此与第一实施方式的关节用手术系统11相比能够降低制造成本。

[0069] 在该情况下，当所述预测温度为所述规定温度以上时，控制部48控制超声波输出部以使与所述预测温度为规定温度以下的状态相比所述超声波能量增大。根据该结构，主要在将处置对象部位切开或者切除的处置中，在灌流液21的预测温度为规定温度以上而使高频能量的输出停止的情况下，能够通过使超声波能量的输出增加来确保适于切开或者切除的能量量。由此，能够进行不逊色于灌流液21的预测温度超过规定温度之前的状态的处置(切开、切除)。由此，能够提高手术操作者的便利性并且能够缩短手术时间。

[0070] 在该情况下，当所述预测温度为所述规定温度以上时，控制部48控制超声波输出部以使与所述预测温度为规定温度以下的状态相比所述超声波能量减少。根据该结构，主要在使处置对象部位凝固的处置中，在灌流液21的预测温度为规定温度以上而使高频能量的输出停止的情况下，能够通过使超声波能量的输出减少来设为适于凝固的能量量。由此，能够进行不逊色于灌流液21的预测温度超过规定温度之前的状态的处置(凝固)。

[0071] [第二实施方式]

[0072] 参照图6至图8来说明第二实施方式的关节用手术系统。第二实施方式的关节用手术系统11与第一实施方式的不同点在于使由传感器22等感知的灌流液21的温度等状态显示于显示部24，其它的部分与第一实施方式共同。因此，主要对与第一实施方式不同的部分进行说明，针对与第一实施方式共同的部分省略图示或者说明。

[0073] 如图6所示，电源单元15具有超声波能量输出部41(超声波输出部)、高频能量输出部47(高频输出部)、控制它们的控制部48、以及能够测量室温的感知部(第二传感器)。控制

部48能够对从超声波能量输出部41进行的超声波能量的提供和从高频能量输出部47进行的高频能量的提供进行控制。

[0074] 即，当手术操作者操作第一按钮45时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的切开或者切除的第一能量或者作为第一能量的代替能量来使用的第二能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。同样地，当手术操作者操作第二按钮46时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的凝固或者止血的第三能量或者作为第三能量的代替能量来使用的第四能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。第一能量至第四能量的组成与第一实施方式相同。

[0075] 控制部48能够使高频电流(高频能量)的输出状态和超声波振动(超声波能量)的振荡状态显示于显示部24。更具体地说，控制部48能够使超声波振动的振幅、频率等显示于显示部。控制部48还能够使当前的灌流液21的温度、当前为止的高频电流的接通次数和高频电流的总接通时间、高频电流的电压(强度)等各种状态显示于显示部24。

[0076] 在操作第一按钮45时，在灌流液21的温度低于阈值(规定温度)的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第一按钮45时，在灌流液21的温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置器具14输出。阈值是在一般情况下生物体组织受到热的不良影响的温度，例如在40℃～60℃的范围内、更优选是45℃～50℃的范围内适当地设定。

[0077] 在操作第二按钮46时，在灌流液21的温度低于规定的阈值的情况下，控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第二按钮46时，在灌流液21的温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具14输出。操作第二按钮46时成为判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量时的基准的阈值与上述的操作第一按钮45时成为判断输出第一能量和第二能量中的哪个能量时的基准的阈值相同。

[0078] 接着，参照图6至图8来说明本实施方式的关节用手术系统11的作用(使用了关节用手术系统11的关节镜视下手术方法)。

[0079] 如图6所示，手术操作者向关节腔18内插入关节镜16的插入部25。在利用关节镜16观察的状态下，向关节腔18插入处置器具14的护套28和探头33。另外，在处置器具14进行处置之前，利用公知的方法向关节腔18内填充含有乳酸林格氏液的关节镜用灌流液或者生理盐水这样的具有导电性的液体(含有电解质的液体)。

[0080] 如图6所示，护套28和探头33插入在第一骨12与同第一骨12相向的第二骨13之间。以下，按照图7所示的流程图来说明切开或者切除处置。使探头33的处置部44抵接于处置对象的第一骨12，由手术操作者操作第一按钮45，由此能够向探头33赋予第一能量(超声波振动、高频电流)(步骤S21)。由此，探头33及其前端的处置部44进行超声波振动。与此同时，从护套28输出的高频电流以经过灌流液、第一骨12而返回到探头33的处置部44的方式被提供。

[0081] 手术操作者能够一边对护套28和探头33的位置和角度进行微调整一边利用探头33进行磨削处置对象的第一骨12的不良部分等处置。在该处置中，包含去除位于第一骨12的不良的骨刺和位于第一骨12的周边的生物体组织等各种处置。在这样的切开/切除处置

中，控制部48能够使当前的灌流液21的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S22)。在灌流液21的温度不超过阈值就完成手术的情况下，能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S23)。

[0082] 在磨削第一骨12的处置中，在持续提供第一能量的情况下，灌流液21的温度与流过灌流液21的电流成比例地上升。而且，在灌流液21的温度超过阈值的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第一能量切换为第二能量(步骤S24、S25)。第二能量是不使高频电流流过而只是超声波振动，因此灌流液的温度不会在此基础上再继续上升。因此，能够防止灌流液的温度上升，并能够防止由于高温而对患者的生物体组织产生不良影响。

[0083] 在控制部48使第一能量切换为第二能量之后的状态下，控制部48能够使当前的灌流液21的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S26)。在以切换为第二能量的状态完成手术的情况下，能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S27)。

[0084] 并且，在以切换为第二能量的状态继续进行手术期间，在灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第二能量切换为第一能量(步骤S28、S21)。在控制部48使第二能量切换为第一能量之后的状态下，控制部48能够使当前的灌流液21的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S22)。在以该状态完成了切开或者切除处置的情况下，能够完成切开或者切除处置(步骤S23)。

[0085] 另一方面，在由手术操作者处置包含血管的组织(例如，第一骨12及其周边组织)时，在从该组织发生出血的情况下，手术操作者能够根据需要来进行止血处置。以下，按照图8所示的流程图来说明止血处置。在进行止血处置的情况下，手术操作者使图6所示的护套28的端面28A抵接于发生出血的组织(例如，第一骨12及其周边组织)。在该状态下，当手术操作者操作第二按钮46时，从护套28的端面28A提供第三能量(步骤S21')。第三能量由高频电流构成，因此从护套28的端面28A提供高频电流，能够烧灼发生该出血的组织。

[0086] 从护套28的端面28A提供的高频电流经由充满骨和关节腔18内的具有导电性的液体而被回收到探头33。被探头33回收的高频电流返回到高频能量输出部47。在这样的止血处置中，控制部48能够使当前的灌流液的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S22')。在灌流液21的温度不超过阈值就完成手术的情况下，能够在该状态下完成止血处置(步骤S23')。

[0087] 在止血处置时，在持续提供第三能量的情况下，高频电流流过灌流液21从而灌流液21的温度上升。而且，在灌流液21的温度为阈值以上的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第三能量切换为第四能量(步骤S24'、步骤S25')。第四能量是不使高频电流流过且振幅比普通振幅小的超声波振动，因此灌流液21的温度不会在此基础上再继续上升。在控制部48使第三能量切换为第四能量之后的状态下，控制部48能够使当前的灌流液21的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态(高频能量的输出停止的状态)等各种状态显示于显示部24(步骤S26')。在以切换为第四能量的状态完成手术的情况下，能够在该状态下完成止血处置(步骤S27')。

[0088] 并且，在以切换为第四能量的状态继续进行止血处置期间，在灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下，控制部48使向探头33提供的能量从第四

能量切换为第三能量(步骤S28'、S21')。在控制部48使第四能量切换为第三能量之后的状态下,控制部48能够使当前的灌流液21的温度、处置器具14的超声波能量的输出状态以及处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S22')。在以该状态完成了止血处置的情况下,能够完成止血处置(步骤S23')。

[0089] 在完成止血处置之后,手术操作者能够根据需要按照图7的流程图再次利用探头的处置部44重新开始切开/去除第一骨12的不良部分或位于其周边的生物体组织。这样,在本实施方式中,手术操作者能够使用相同的处置器具14来进行骨等生物体组织的切开/切除处置和发生出血的情况下的止血处置。另外,在本实施方式中,在灌流液21的温度上升时进行切换能量的种类的控制,因此不会对位于处置对象部位的周边的生物体组织产生热的不良影响。

[0090] 根据本实施方式,关节用手术系统11具备对所述处置对象部位进行目视确认的内窥镜装置17、以及显示由内窥镜装置17拍摄到的影像的显示部24,控制部48使所述测量温度显示于显示部24。根据该结构,手术操作者能够通过显示部24确认由测量部测量出的测量温度。因此,手术操作者能够在把握灌流液21的温度的基础上进行手术,因此能够安全地进行手术并且能够提高手术操作者的便利性。

[0091] 此外,在本实施方式中,在灌流液21的温度为阈值以上的情况下,控制部48自动进行第一能量与第二能量之间的切换和进行第三能量与第四能量之间的切换,但是也可以是手术操作者基于显示于显示部24的测量温度、显示了灌流液21为高温的意思的警告显示来对它们进行手动切换。

[0092] (第二实施方式的变形例)

[0093] 接着参照图9来说明第二实施方式的关节用手术系统11的变形例。在变形例中,与第二实施方式的不同点在于没有设置传感器22(测量部),其它的部分与第二实施方式共同。因此,主要对与第二实施方式不同的部分进行说明,针对与第二实施方式共同的部分省略图示或者说明。

[0094] 电源单元15具有超声波能量输出部41(超声波输出部)、高频能量输出部47(高频输出部)、控制它们的控制部48、以及能够测量室温的感知部(第二传感器)。控制部48能够对从超声波能量输出部41进行的超声波能量的提供和从高频能量输出部47进行的高频能量的提供进行控制。

[0095] 即,当手术操作者操作第一按钮45时,控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的切开或者切除的第一能量或者作为第一能量的代替能量来使用的第二能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。同样地,当手术操作者操作第二按钮46时,控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的凝固或者止血的第三能量或者作为第三能量的代替能量来使用的第四能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。第一能量至第四能量的组成与第二实施方式相同。

[0096] 控制部48具有能够基于对灌流液21接通高频电流后的接通时间来预测相比于通常的室温上升的灌流液21的温度的算法(软件)。该算法能够基于高频电流的接通时间来计算由此产生的热量,并基于灌流液21的比热、灌流液21的液量、室温等来计算当前的灌流液21的温度作为预测温度。

[0097] 控制部48能够使高频电流(高频能量)的输出状态和超声波振动(超声波能量)的

振荡状态显示于显示部24。更具体地说，控制部48能够使超声波振动的振幅、频率等显示于显示部24。控制部48还能够使当前的灌流液21的预测温度、高频电流的接通次数和高频电流的总接通时间、高频电流的电压(强度)等显示于显示部24。

[0098] 在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度低于阈值(规定温度)的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置器具14输出。阈值与第二实施方式相同。

[0099] 在操作第二按钮46时，在灌流液21的预测温度低于阈值的情况下，控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第二按钮46时，在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具14输出。操作第二按钮46时成为判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量时的基准的阈值与前面记述了的阈值相同。在本变形例的切开/切除处置和止血处置中，灌流液21的温度是否为阈值以上的判断不是根据由传感器22实际测量出的温度而是根据控制部48中计算出的预测温度来进行的，这一点与第二实施方式不同，除此之外以与第二实施方式相同的过程来进行。控制部48能够使计算出的预测温度与处置器具14的能量的输出状态等其它的状态一同显示于显示部24。

[0100] 根据本变形例，关节用手术系统11具备对所述处置对象部位进行目视确认的内窥镜装置17、以及显示由内窥镜装置17拍摄到的影像的显示部24，控制部48使所述预测温度显示于显示部24。根据该结构，手术操作者能够通过显示部24确认由测量部测量出的测量温度。因此，手术操作者能够在把握灌流液21的温度的基础上进行手术，因此能够安全地进行手术并且能够提高手术操作者的便利性。

[0101] 此外，在本变形例中，在灌流液21的预测温度为阈值以上的情况下，控制部48自动进行第一能量与第二能量之间的切换和进行第三能量与第四能量之间的切换，但是也可以是手术操作者基于显示于显示部24的预测温度、显示了灌流液21为高温的意思的警告显示来对它们进行手动切换。

[0102] [第三实施方式]

[0103] 参照图10至图12来说明第三实施方式的关节用手术系统。第二实施方式的关节用手术系统11与第二实施方式的不同点在于使由传感器22等感知的灌流液21的温度等状态和基于测量温度而预测出的温度的预测信息显示于显示部24，其它的部分与第二实施方式共同。因此，主要对与第二实施方式不同的部分进行说明，针对与第二实施方式共同的部分省略图示或者说明。第三实施方式的关节用手术系统11具有与图6所示的第二实施方式的关节用手术系统11相同的外观。

[0104] 电源单元15的控制部48能够使高频电流(高频能量)的输出状态和超声波振动(超声波能量)的振荡状态显示于显示部24。更具体地说，控制部48能够使超声波振动的振幅、频率等显示于显示部24。控制部48还能够使高频电流的接通次数和高频电流的总接通时间、高频电流的电压(强度)等显示于显示部24。

[0105] 并且，控制部48能够基于室温、当前为止的高频电流的总接通时间、灌流液21的比热、灌流液21的液量、当前时间点的灌流液21的温度等来计算将来灌流液21的温度达到阈

值的估计时间。在开始处置之前的状态下，灌流液21的温度是室温(r.t.)。控制部48通过感知部测量室温并且基于高频电流的总接通时间、灌流液21的比热、灌流液21的液量、当前时间点的灌流液21的温度等计算直线的斜率。控制部48能够如图10所示制作该直线的图，并能够利用求出该直线的图与阈值温度的直线的交点的方法来计算灌流液21的温度达到阈值温度的估计时间。控制部48在计算出估计时间和至估计时间为止的剩余时间之后，使剩余时间例如显示为“高频能量还能够使用几分钟(或者几秒钟)”。控制部48在经过了剩余时间时能够使切换为超声波振动(超声波能量)的意思显示于显示部24。上述的估计时间和剩余时间是显示于显示部24的预测信息的一例。

[0106] 在操作第一按钮45时，在灌流液21的温度低于阈值(规定温度)的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置器具14输出。阈值与第二实施方式相同。

[0107] 在操作第二按钮46时，在灌流液21的温度低于阈值的情况下，控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面，在操作第二按钮46时，在灌流液21的温度为规定的阈值以上的情况下，控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具14输出。操作第二按钮46时成为判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量时的基准的阈值与上述阈值相同。

[0108] 接着，参照图11至图12来说明本实施方式的关节用手术系统11的作用(使用了关节用手术系统11的关节镜视下手术方法)。

[0109] 如图6所示，手术操作者向关节腔18内插入关节镜16的插入部25。在利用关节镜16观察的状态下，向关节腔18插入处置器具14的护套28和探头33。另外，在处置器具14进行处置之前，利用公知的方法向关节腔18内填充含有乳酸林格氏液的关节镜用灌流液或者生理盐水这样的具有导电性的液体(含有电解质的液体)。

[0110] 如图6所示，护套28和探头33插入在第一骨12与同第一骨12相向的第二骨13之间。以下，按照图11所示的流程图来说明切开或者切除处置。使探头33的处置部44抵接于处置对象的第一骨12，由手术操作者操作第一按钮45，由此能够向探头33赋予第一能量(超声波振动、高频电流)(步骤S31)。由此，探头33及其前端的处置部44进行超声波振动。与此同时，从护套28输出的高频电流以经过灌流液、第一骨12而返回到探头33的处置部44的方式被提供。

[0111] 手术操作者能够一边对护套28和探头33的位置和角度进行微调整一边利用探头33进行磨削处置对象的第一骨12的不良部分等处置。在这样的切开/切除处置中，控制部48能够使处置器具14的超声波能量和高频能量的输出状态、灌流液21的温度达到阈值的估计时间和至估计时间为止的剩余时间等各种状态显示于显示部24(步骤S32)。同样地，控制部48使灌流液21的温度达到阈值的估计时间、至估计时间为止的剩余时间显示(步骤S32)。在灌流液21的温度不超过阈值就完成手术的情况下，能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S33)。

[0112] 在磨削第一骨12的处置中，在持续提供第一能量的情况下，灌流液21的温度与流过灌流液21的电流成比例地上升。而且，在灌流液21的温度为阈值以上的情况下，控制部48

使向探头33提供的能量从第一能量切换为第二能量(步骤S34、S35)。

[0113] 在控制部48使第一能量切换为第二能量之后的状态下,控制部48能够使处置器具14的超声波能量的输出状态和处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态显示于显示部24(步骤S36)。在以切换为第二能量的状态完成手术的情况下,能够在该状态下完成切开或者切除处置(步骤S37)。

[0114] 并且,在以切换为第二能量的状态继续进行手术期间,在灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下,控制部48使向探头33提供的能量从第二能量切换为第一能量(步骤S38、S31)。在控制部48使处置器具14的超声波能量的输出状态和处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态、灌流液21的温度达到阈值的估计时间、至估计时间为止的剩余时间显示于显示部24(步骤S32)。在以该状态完成了切开或者切除处置的情况下,能够完成切开或者切除处置(步骤S33)。

[0115] 另一方面,在由手术操作者处置包含血管的组织(例如,第一骨12及其周边组织)时,在从该组织发生出血的情况下,手术操作者能够根据需要来进行止血处置。以下,按照图12所示的流程图来说明止血处置。在进行止血处置的情况下,手术操作者使图6所示的护套28的端面28A抵接于发生出血的组织(例如,第一骨及其周边组织)。在该状态下,当手术操作者操作第二按钮46时,从护套28的端面28A提供第三能量(步骤S31')。第三能量由高频电流构成,因此从护套28的端面28A提供高频电流,能够烧灼发生该出血的组织。

[0116] 从护套28的端面28A提供的高频电流经由充满骨和关节腔18内的具有导电性的液体而被回收到探头33。被探头33回收的高频电流返回到高频能量输出部47。在这样的止血处置中,控制部48能够使处置器具14的超声波能量的输出状态和处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态、灌流液21的温度达到阈值的估计时间、至估计时间为止的剩余时间显示于显示部24(步骤S32')。在灌流液21的温度不超过阈值就完成手术的情况下,能够在该状态下完成止血处置(步骤S33')。

[0117] 在止血处置时,在持续提供第三能量的情况下,高频电流流过灌流液21从而灌流液21的温度上升。而且,在灌流液21的温度为阈值以上的情况下,控制部48使向探头33提供的能量从第三能量切换为第四能量(步骤S34'、步骤S35')。第四能量是不使高频电流流过且振幅比普通振幅小的超声波振动,因此灌流液21的温度不会在此基础上再继续上升。在控制部48使第三能量切换为第四能量之后的状态下,控制部48能够使处置器具14的超声波能量的输出状态和处置器具14的高频能量的输出状态(高频能量的输出停止的状态)等各种状态显示于显示部24(步骤S36')。在以切换为第四能量的状态完成手术的情况下,能够在该状态下完成止血处置(步骤S37')。

[0118] 并且,在以切换为第四能量的状态继续进行止血处置期间,在灌流液21的温度低于比阈值低例如5℃至10℃的安全温度的情况下,控制部48使向探头33提供的能量从第四能量切换为第三能量(步骤S38'、S31')。在控制部48使第四能量切换为第三能量之后的状态下,控制部48能够使处置器具14的超声波能量的输出状态和处置器具14的高频能量的输出状态等各种状态、灌流液21的温度达到阈值的估计时间、至估计时间为止的剩余时间显示于显示部24(步骤S32')。在以该状态完成了止血处置的情况下,能够完成止血处置(步骤S33')。

[0119] 在完成止血处置之后,手术操作者能够根据需要按照图12的流程图再次利用探头

33的处置部44重新开始切开/去除第一骨12的不良部分或位于其周边的生物体组织。这样，在本实施方式中，手术操作者能够使用相同的处置器具14来进行骨等生物体组织的切开/切除处置和发生出血的情况下的止血处置。另外，在本实施方式中，在灌流液21的温度上升时进行切换能量的种类的控制，因此不会对位于处置对象部位的周边的生物体组织产生热的不良影响。

[0120] 控制部48使基于上述测量温度而预测出的预测信息显示于显示部24。根据该结构，手术操作者能够基于预测信息来决定手术的过程，能够提高手术操作者的便利性。

[0121] 此外，在本实施方式中，在灌流液21的温度为阈值以上的情况下，控制部48自动进行第一能量与第二能量之间的切换和进行第三能量与第四能量之间的切换，但是也可以是手术操作者基于显示于显示部24的测量温度、显示了灌流液21为高温的意思的警告显示来对它们进行手动切换。

[0122] (第三实施方式的变形例)

[0123] 接着，说明第三实施方式的关节用手术系统11的变形例。在第一变形例中，与第三实施方式的不同点在于不设置传感器22(测量部)，其它的部分与第三实施方式共同。因此，主要对与第三实施方式不同的部分进行说明，针对与第三实施方式共同的部分省略图示或者说明。第三实施方式的变形例的关节用手术系统11具有与图9所示的第二实施方式的变形例的关节用手术系统11相同的外观。

[0124] 电源单元15具有超声波能量输出部41(超声波输出部)、高频能量输出部47(高频输出部)、以及控制它们的控制部48。控制部48能够对从超声波能量输出部41进行的超声波能量的提供和从高频能量输出部47进行的高频能量的提供进行控制。

[0125] 当手术操作者操作第一按钮45时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的切开或者切除的第一能量或者作为第一能量的代替能量来使用的第二能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。同样地，当手术操作者操作第二按钮46时，控制部48能够使适于骨组织(生物体组织)的凝固或者止血的第三能量或者作为第三能量的代替能量来使用的第四能量中的某一个从处置器具14(探头33、护套28)输出。第一能量至第四能量的组成与第三实施方式相同。

[0126] 控制部48具有能够基于对灌流液21接通高频电流后的接通时间来预测相比于通常的室温上升的灌流液21的温度的算法(软件)。该算法能够基于高频电流的接通时间来计算由此产生的热量，并基于灌流液21的比热、灌流液21的液量、室温等来计算当前的灌流液21的温度作为预测温度。

[0127] 并且，控制部48能够基于室温、高频电流的总接通时间、灌流液21的比热、灌流液21的液量、当前时间点的灌流液21的预测温度等来计算将来灌流液21的温度达到阈值的估计时间。在开始处置之前的状态下，灌流液21的温度是室温(r.t.)。控制部48能够测量室温并且能够基于高频电流的总接通时间、灌流液21的比热、灌流液21的液量来计算直线的斜率，从而能够计算灌流液21的温度达到阈值温度为止的估计时间。控制部48在计算出估计时间之后，使达到估计时间为止的剩余时间显示为例如“高频能量还能够使用几分钟(或者几秒钟)”。控制部48在经过了估计时间时能够使切换为超声波振动(超声波能量)的意思显示于显示部24。上述的估计时间和剩余时间是显示于显示部24的预测信息的一例。

[0128] 在操作第一按钮45时，在灌流液21的预测温度低于阈值(规定温度)的情况下，控

制部48控制超声波能量输出部41和高频能量输出部47来使第一能量(超声波振动、高频电流)从处置器具14输出。另一方面,在操作第一按钮45时,在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下,控制部48控制超声波能量输出部41来使第二能量(超声波振动)从处置器具14输出。阈值与第三实施方式相同。

[0129] 在操作第二按钮46时,在灌流液21的预测温度低于阈值的情况下,控制部48控制高频能量输出部47来使第三能量(高频电流)从处置器具14输出。另一方面,在操作第二按钮46时,在灌流液21的预测温度为规定的阈值以上的情况下,控制部48控制超声波能量输出部41来使第四能量(超声波振动)从处置器具14输出。操作第二按钮46时成为判断输出第三能量和第四能量中的哪个能量时的基准的阈值与前面记述了的阈值相同。在本变形例的切开/切除处置和止血处置中,灌流液21的温度是否为阈值以上的判断不是根据由传感器22实际测量出的温度而是根据控制部48中计算出的预测温度来进行的,这一点与第三实施方式不同,除此之外以与第三实施方式相同的过程来进行。

[0130] 同样地,在本变形例的切开/切除处置和止血处置中,灌流液21的温度是否低于安全温度的判断不是根据由传感器22实际测量出的温度而是根据控制部48中计算出的预测温度来进行的,这一点与第三实施方式不同。即,在本变形例中,控制部48保持如果将一定液量的灌流液21放置一定时间则温度下降几度这样的信息。控制部48基于预先输入的灌流液21的液量来计算达到阈值的灌流液21的温度下降到安全温度为止的时间,在经过了下降到安全温度的时间之后进行从第二能量向第一能量的切换或者从第四能量向第三能量的切换。

[0131] 根据本变形例,关节用手术系统11具备对所述处置对象部位进行目视确认的内窥镜装置17、以及显示由内窥镜装置17拍摄到的影像的显示部24,控制部48使所述预测温度显示于显示部24。根据该结构,手术操作者能够通过显示部24确认由测量部测量出的测量温度。因此,手术操作者能够在把握灌流液21的温度的基础上进行手术,因此能够安全地进行手术并且能够提高手术操作者的便利性。

[0132] 此外,在本变形例中,在灌流液21的预测温度为阈值以上的情况下,控制部48自动进行第一能量与第二能量之间的切换和进行第三能量与第四能量之间的切换,但是也可以是手术操作者基于显示于显示部24的预测温度、显示了灌流液21为高温的意思的警告显示来对它们进行手动切换。

[0133] 根据本变形例,控制部48使基于上述预测温度而预测出的预测信息显示于显示部24。根据该结构,手术操作者能够基于预测信息来决定手术的过程,能够提高手术操作者的便利性。

[0134] 此外,在本实施方式中,在灌流液21的预测温度为阈值以上的情况下,控制部48自动进行第一能量与第二能量之间的切换和进行第三能量与第四能量之间的切换,但是也可以是手术操作者基于显示于显示部24的预测温度、显示了灌流液21为高温的意思的警告显示来对它们进行手动切换。

[0135] [第四实施方式]

[0136] 参照图13来说明第四实施方式的关节用手术系统11。第四实施方式的关节用手术系统11与第三实施方式的不同点在于对套管51的前端部设置传感器22,其它的部分与第三实施方式共同。因此,主要对与第三实施方式不同的部分进行说明,针对与第三实施方式共

同的部分省略图示或者说明。

[0137] 关节用手术系统11具备处置器具14、用于使处置器具14进行动作的电源单元15、包括关节镜16的内窥镜装置17、以贯穿患者的皮肤的方式配置来将处置器具14向关节腔18内引导的筒状的套管51(筒状部)以及能够测量手术时充满关节腔18内的灌流液21的温度的传感器22。

[0138] 传感器22(测量部)由热电偶等在一般情况下能够得到的温度传感器构成。传感器22设置在套管51的前端部且与关节腔18内的灌流液21接触的位置。传感器22能够测量关节腔18内的灌流液21的温度。传感器22既可以如图13所示设置于套管51的圆筒的端面的位置,也可以设置于该端面附近且套管51的圆筒的内周面,还可以设置于该端面附近且套管51的圆筒的外周面。

[0139] 使用了本实施方式的关节用手术系统11的关节镜视下手术方法与第三实施方式相同。

[0140] 根据本实施方式,关节用手术系统11具备将处置器具14向关节腔18内引导的筒状部,测量部设置于所述筒状部的与所述液体接触的位置。根据该结构,测量部设置于与处置器具14不同的筒状部侧,因此在手术时测量部不会阻碍作业而能够提高手术操作者的便利性。

[0141] 本发明不限于上述的实施方式,能够在不超出其主旨的范围内适当变形实施。并且,当然也能够将上述各实施方式的关节用手术系统进行组合来构成一个关节用手术系统。

[0142] 附图标记说明

[0143] 11:关节用手术系统;12:第一骨;14:处置器具;17:内窥镜装置;18:关节腔;21:灌流液;22:传感器;24:显示部;41:超声波能量输出部;47:高频能量输出部;48:控制部;51:套管。

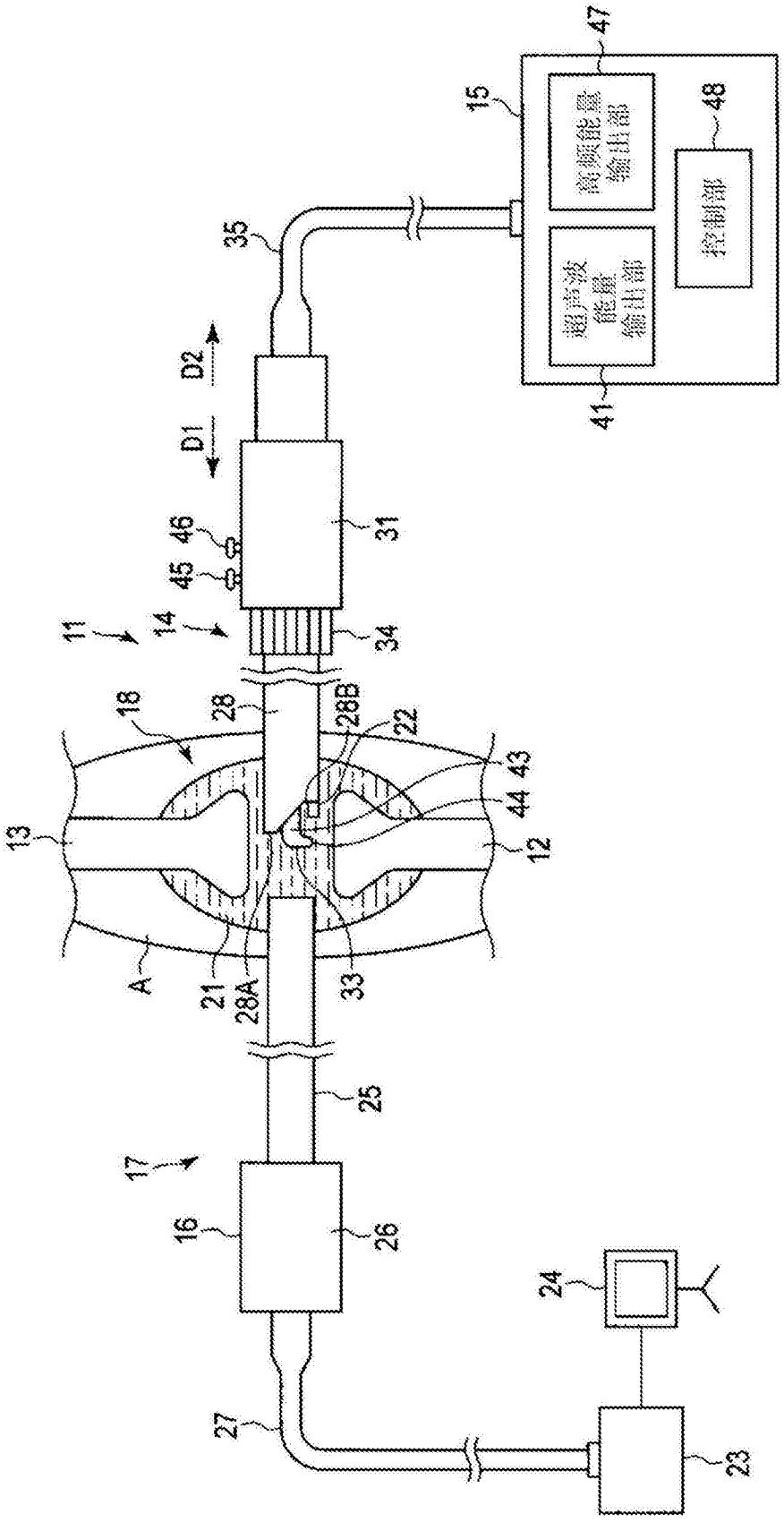

47
15
高频能量输出部
48
控制部
超声波能量输出部
41
35
D2
D1
46
45
31
11
14
34
18
28
28B
22
43
44
13
12
A
21
28A
33
25
17
16
26
24
27
23

图1

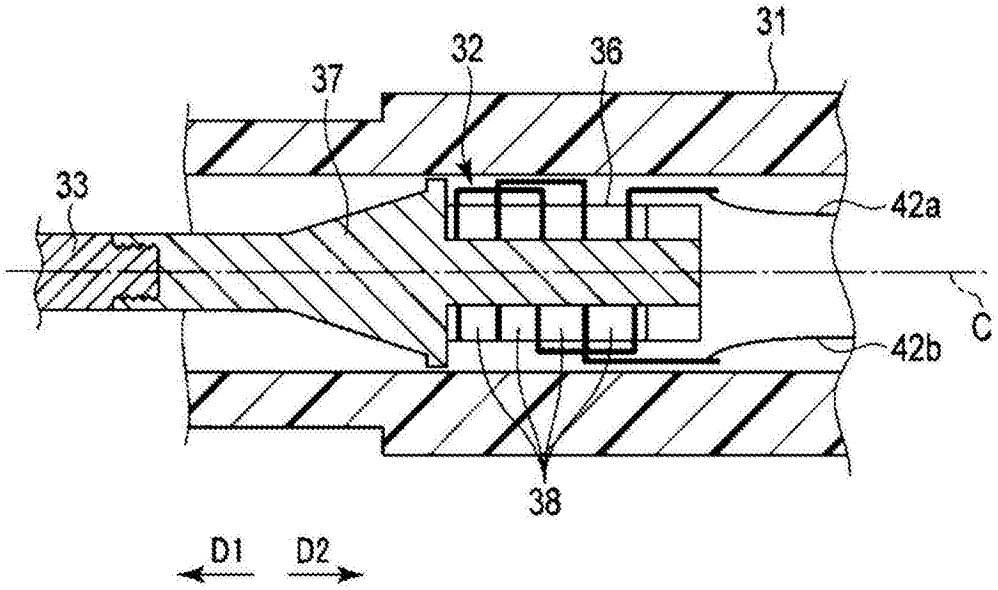


图2

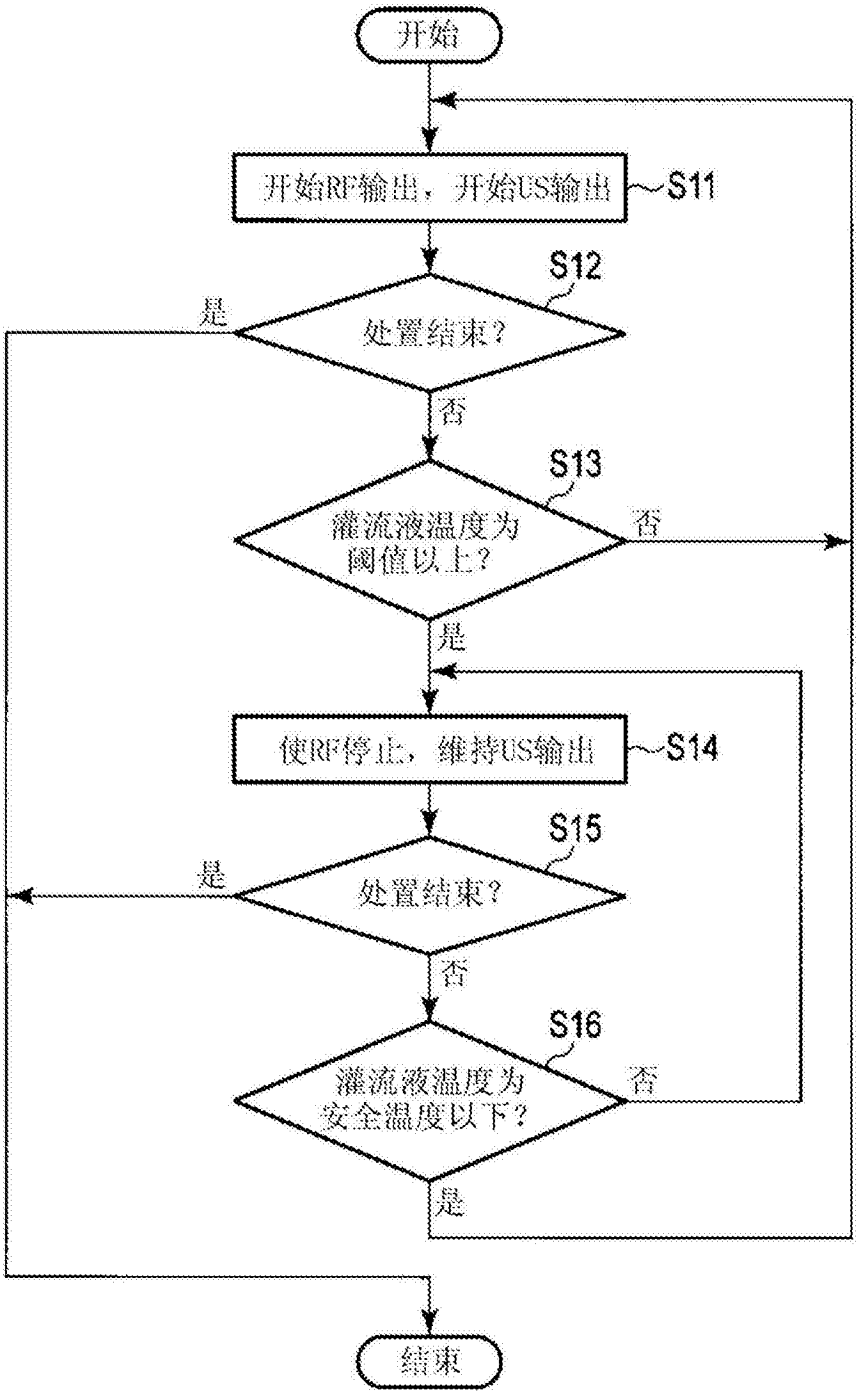

开始
开始RF输出，开始US输出
S11
S12
处置结束？
是
否
S13
灌流液温度为阈值以上？
否
是
使RF停止，维持US输出
S14
S15
处置结束？
是
否
S16
灌流液温度为安全温度以下？
否
是
结束

图3

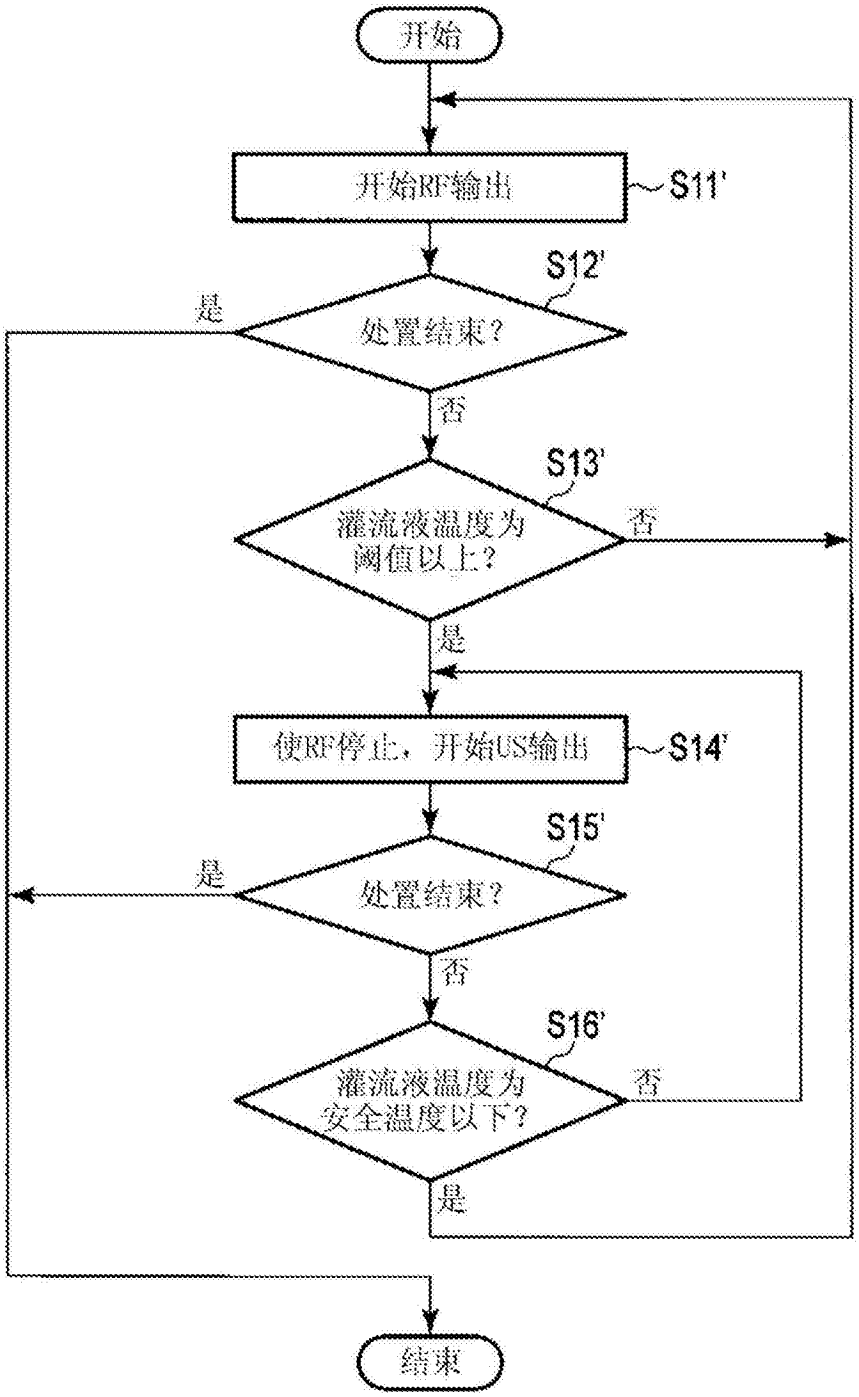

开始
开始RF输出
S11'
S12'
处置结束？
是
否
S13'
灌流液温度为
阈值以上？
否
是
使RF停止，开始US输出
S14'
S15'
处置结束？
是
否
S16'
灌流液温度为
安全温度以下？
否
是
结束

图4

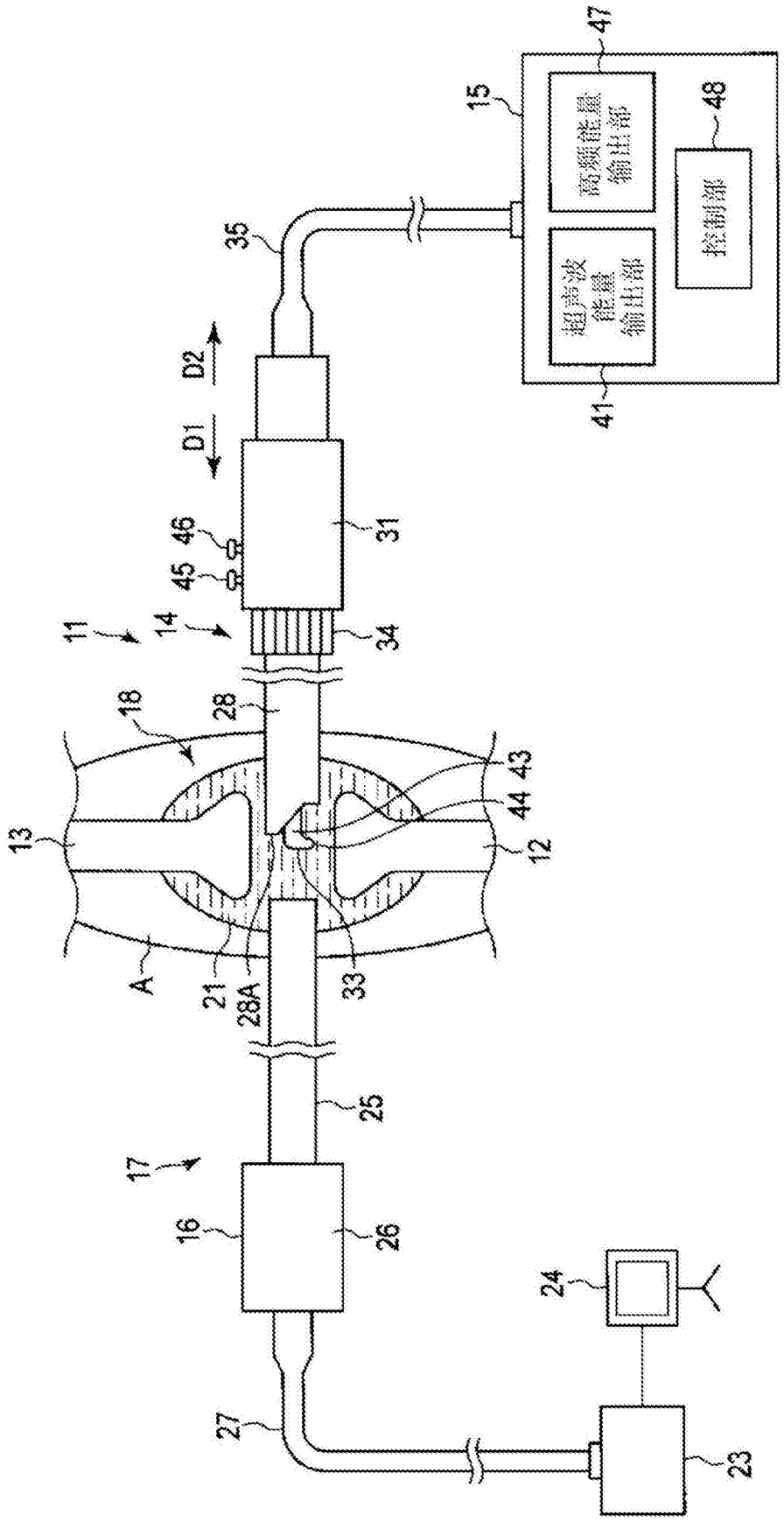

47
15
高频能量输出部
48
控制部
超声波能量输出部
35
41
D2
D1
46
45
31
11
14
34
18
28
43
44
13
12
A
21
28A
33
25
17
16
26
24
27
23

图5

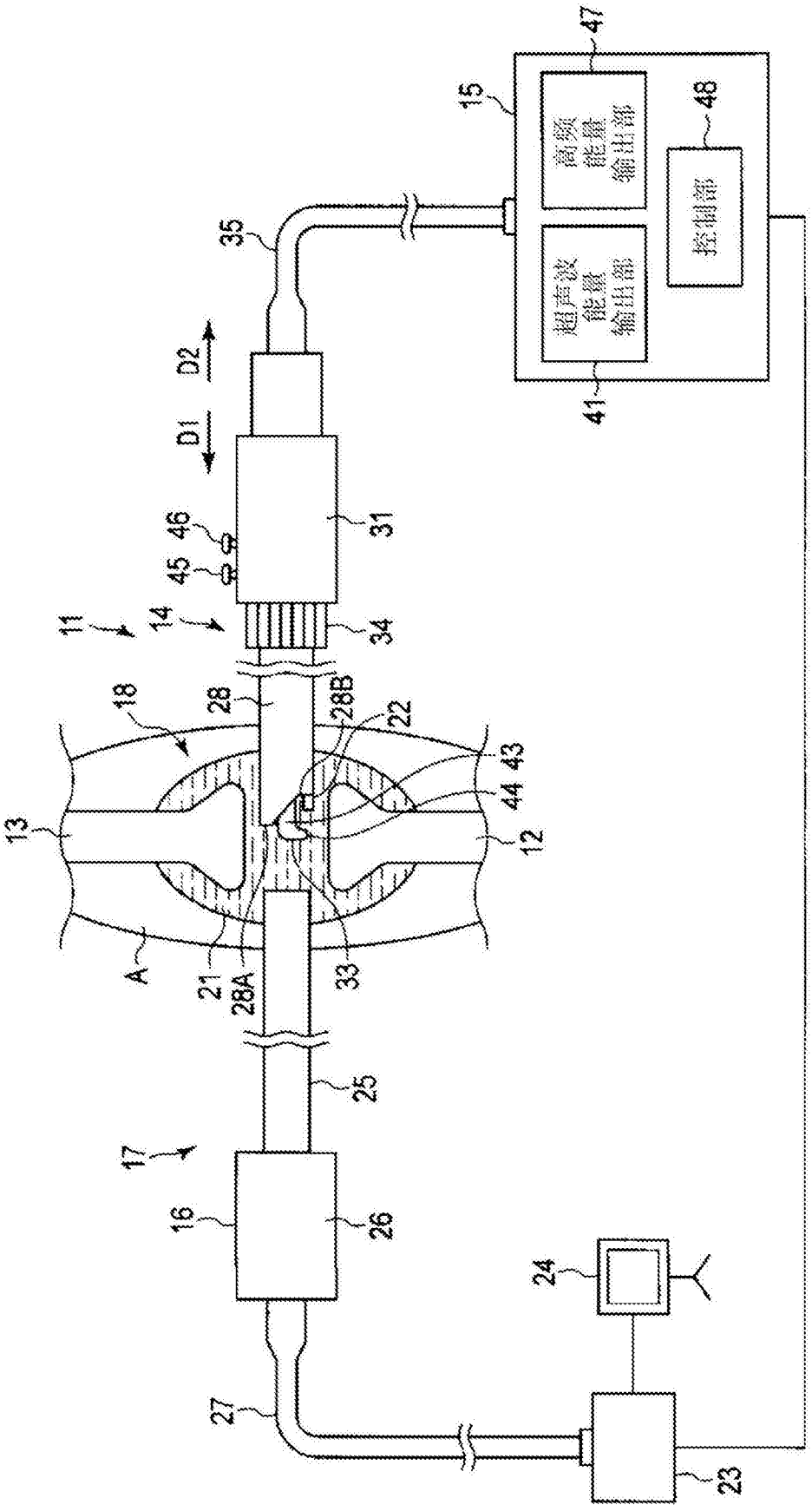

47
15
高级能量输出部
48
控制部
超声波能量输出部
41
35
D2
D1
46
45
31
11
14
34
18
28
28B
22
43
44
13
12
A
21
28A
33
25
17
16
26
24
27
23

图6

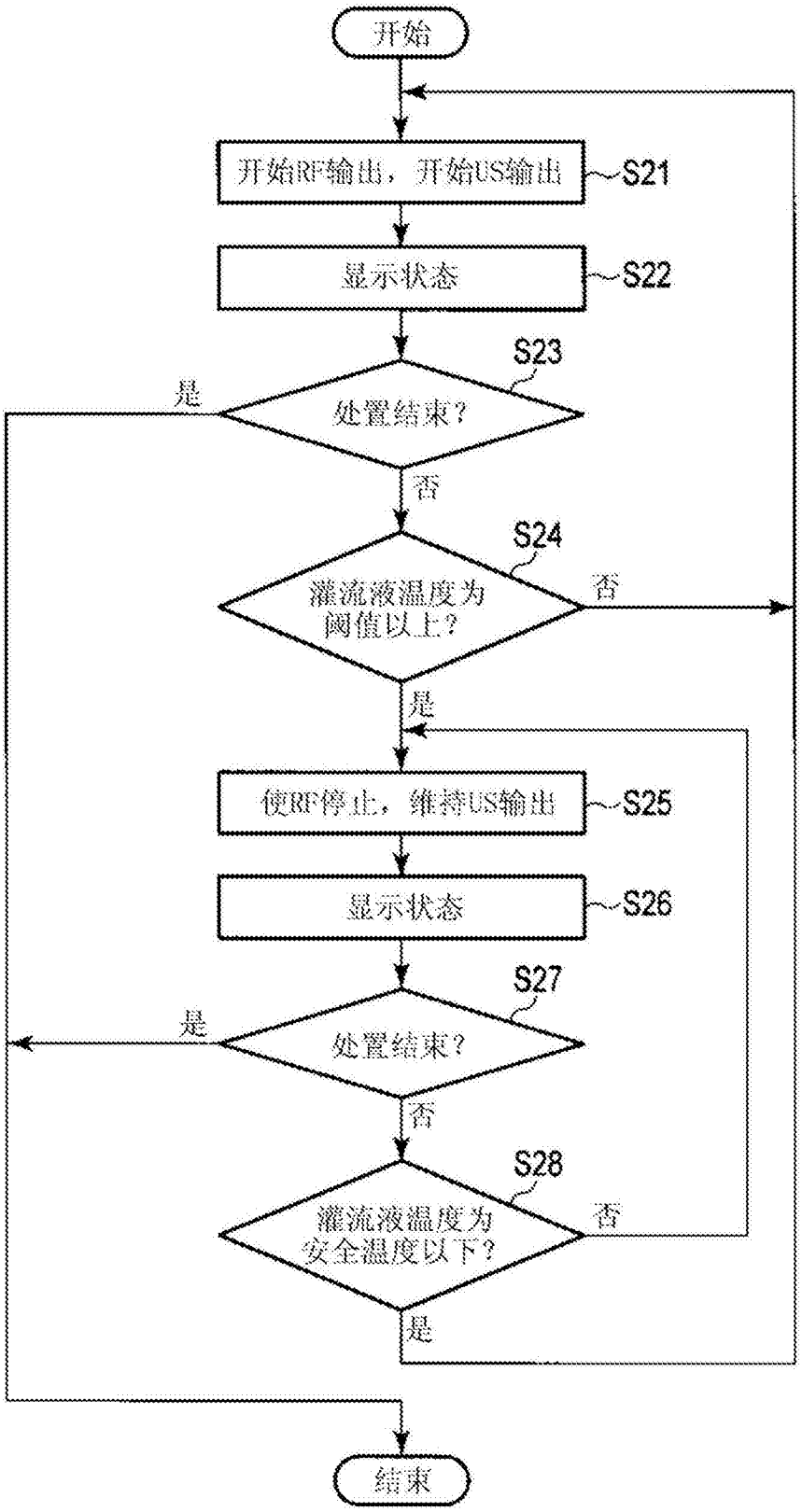

开始
开始RF输出，开始US输出
S21
显示状态
S22
S23
处置结束？
是
否
S24
灌流液温度为阈值以上？
否
是
使RF停止，维持US输出
S25
显示状态
S26
S27
处置结束？
是
否
S28
灌流液温度为安全温度以下？
否
是
结束

图7

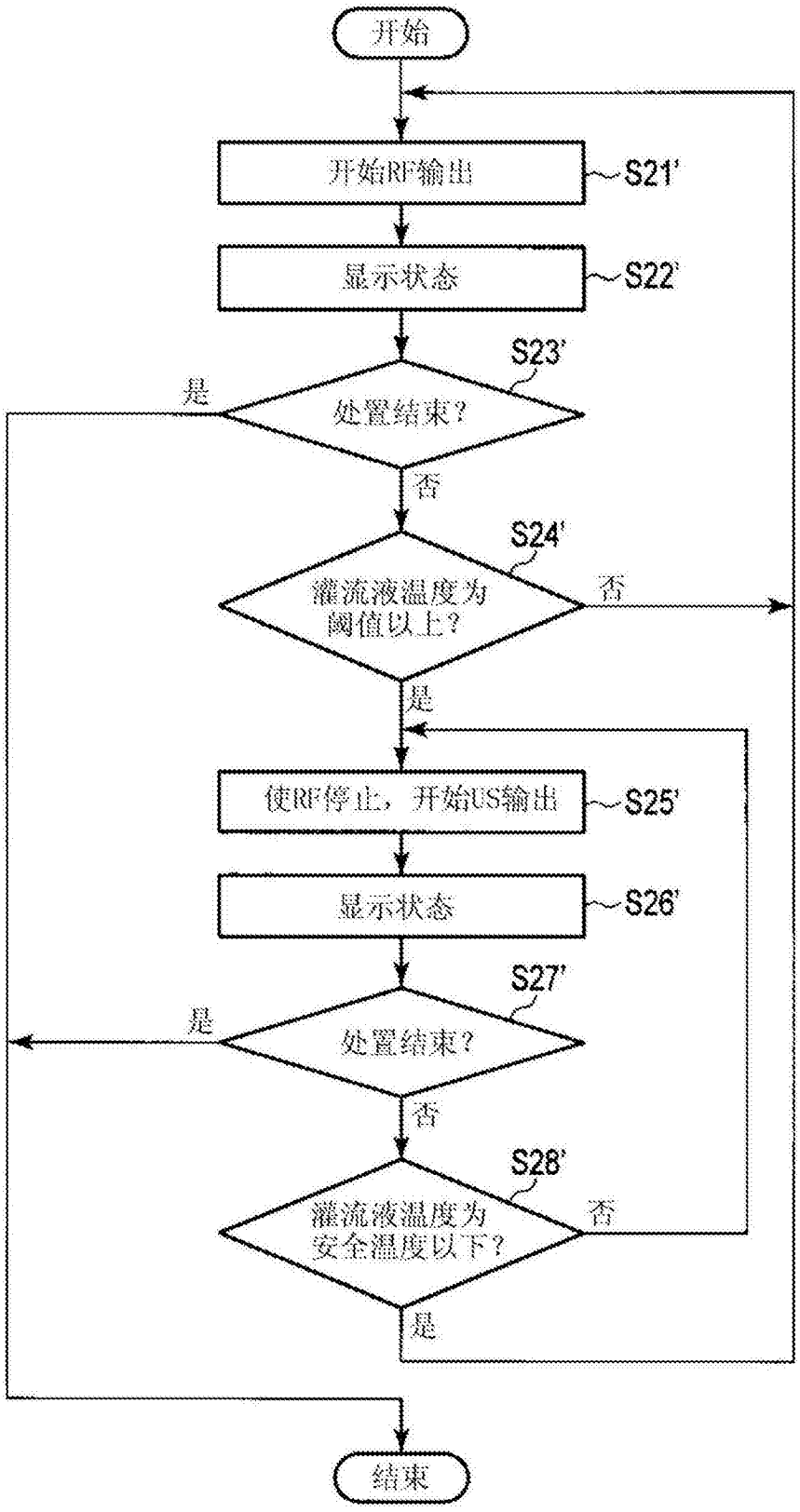

开始
开始RF输出
S21'
显示状态
S22'
S23'
处置结束?
是
否
S24'
灌流液温度为
阈值以上?
否
是
使RF停止，开始US输出
S25'
显示状态
S26'
S27'
处置结束?
是
否
S28'
灌流液温度为
安全温度以下?
否
是
结束

图8

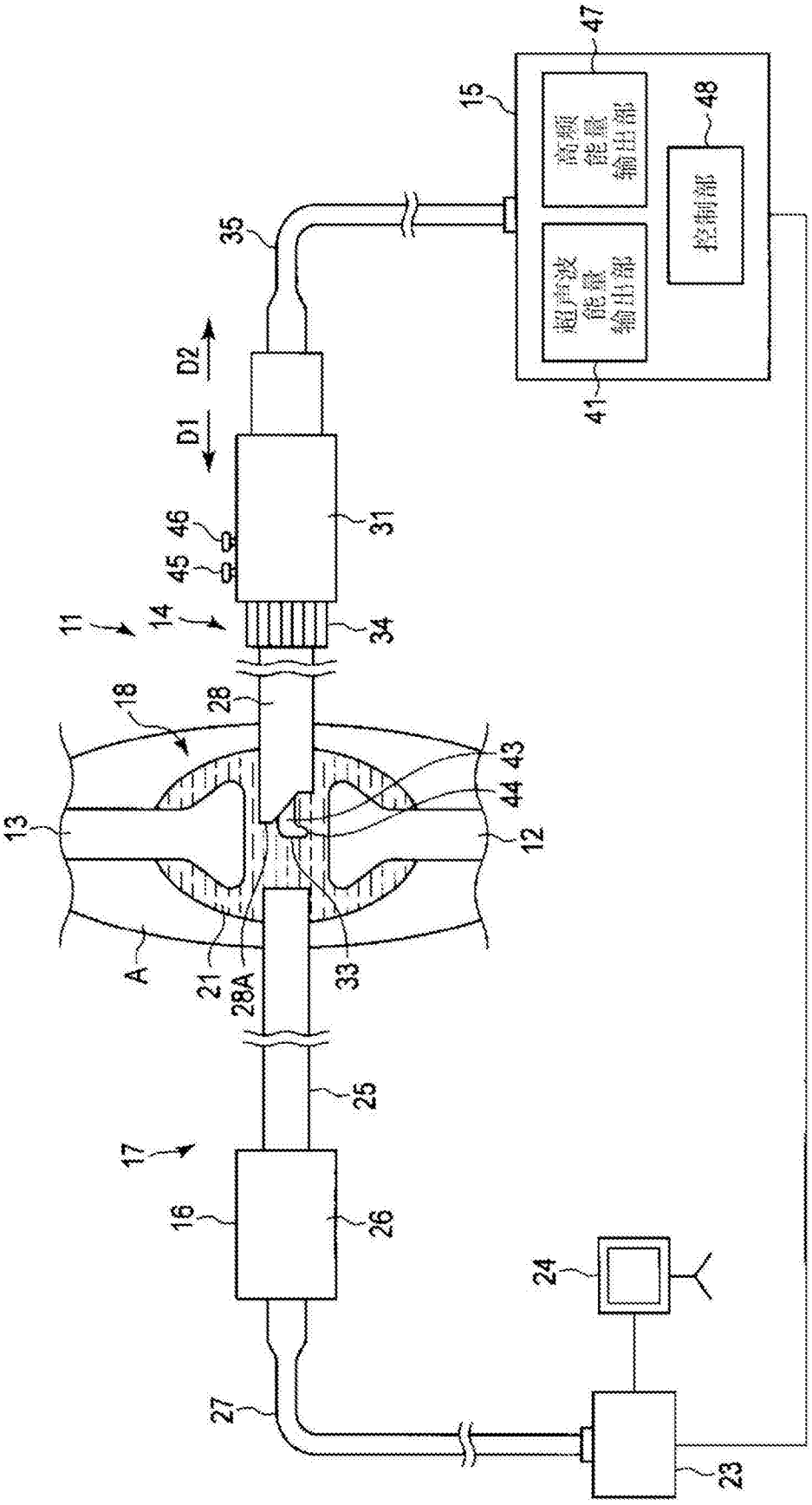

47
15
高频能量输出部
48
控制部
超声波能量输出部
41
35
D2
D1
46
45
31
11
14
34
18
28
43
44
13
12
A
21
28A
33
25
17
16
26
24
27
23

图9

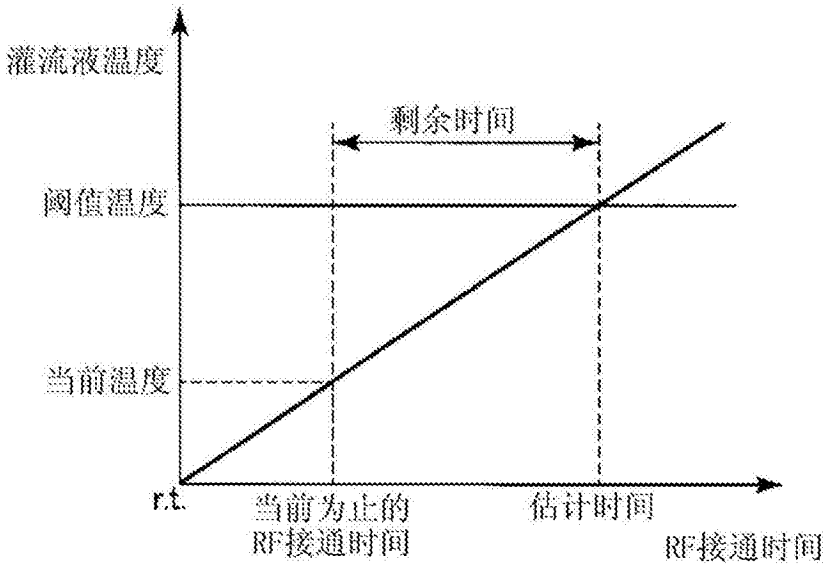


图10

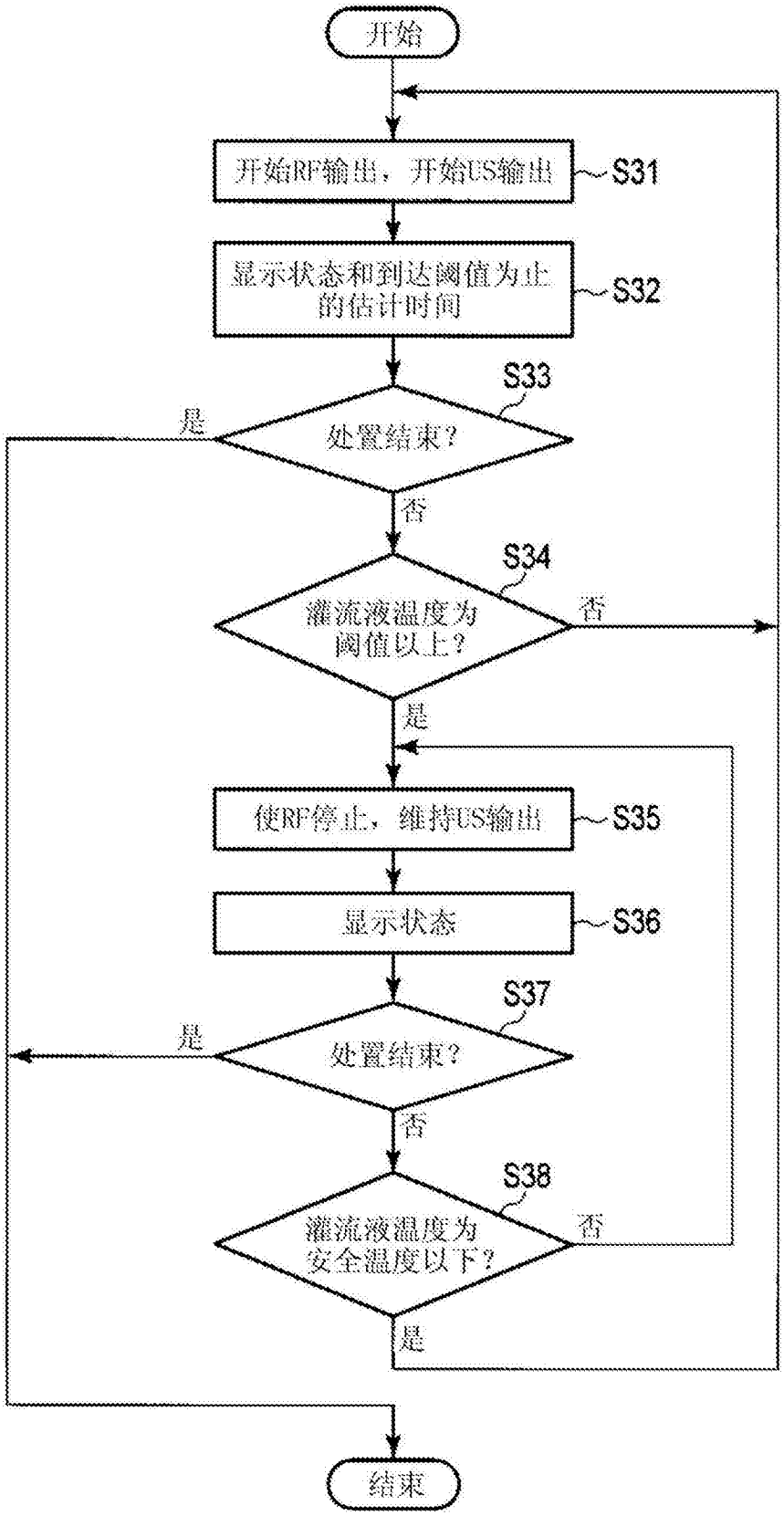

开始
开始RF输出，开始US输出
S31
显示状态和到达阈值为止的估计时间
S32
S33
处置结束？
是
否
S34
灌流液温度为阈值以上？
否
是
使RF停止，维持US输出
S35
显示状态
S36
S37
处置结束？
是
否
S38
灌流液温度为安全温度以下？
否
是
结束

图11

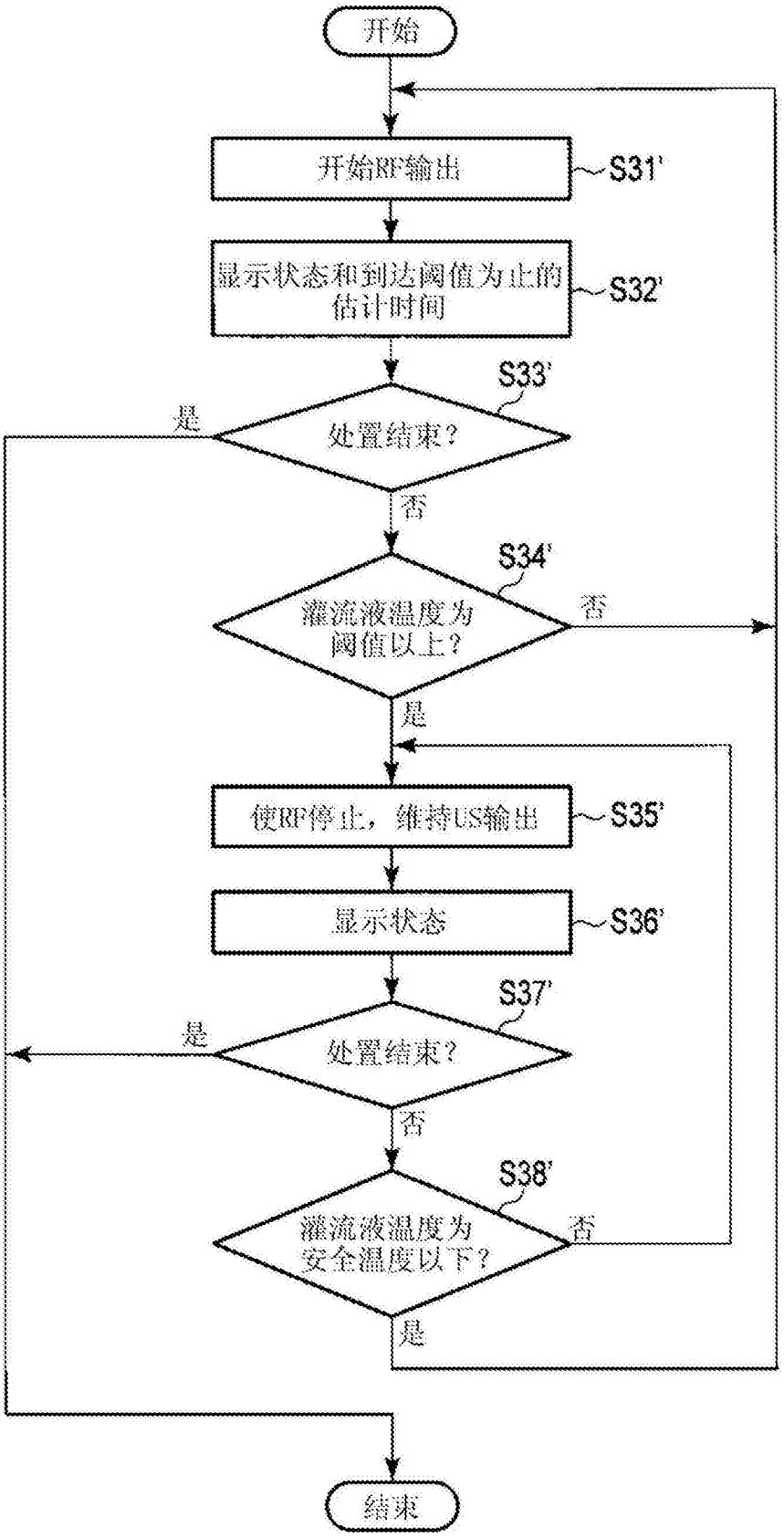

开始
开始RF输出
S31'
显示状态和到达阈值为止的估计时间
S32'
S33'
处置结束？
是
否
S34'
灌流液温度为阈值以上？
否
是
使RF停止，维持US输出
S35'
显示状态
S36'
S37'
处置结束？
是
否
S38'
灌流液温度为安全温度以下？
否
是
结束

图12

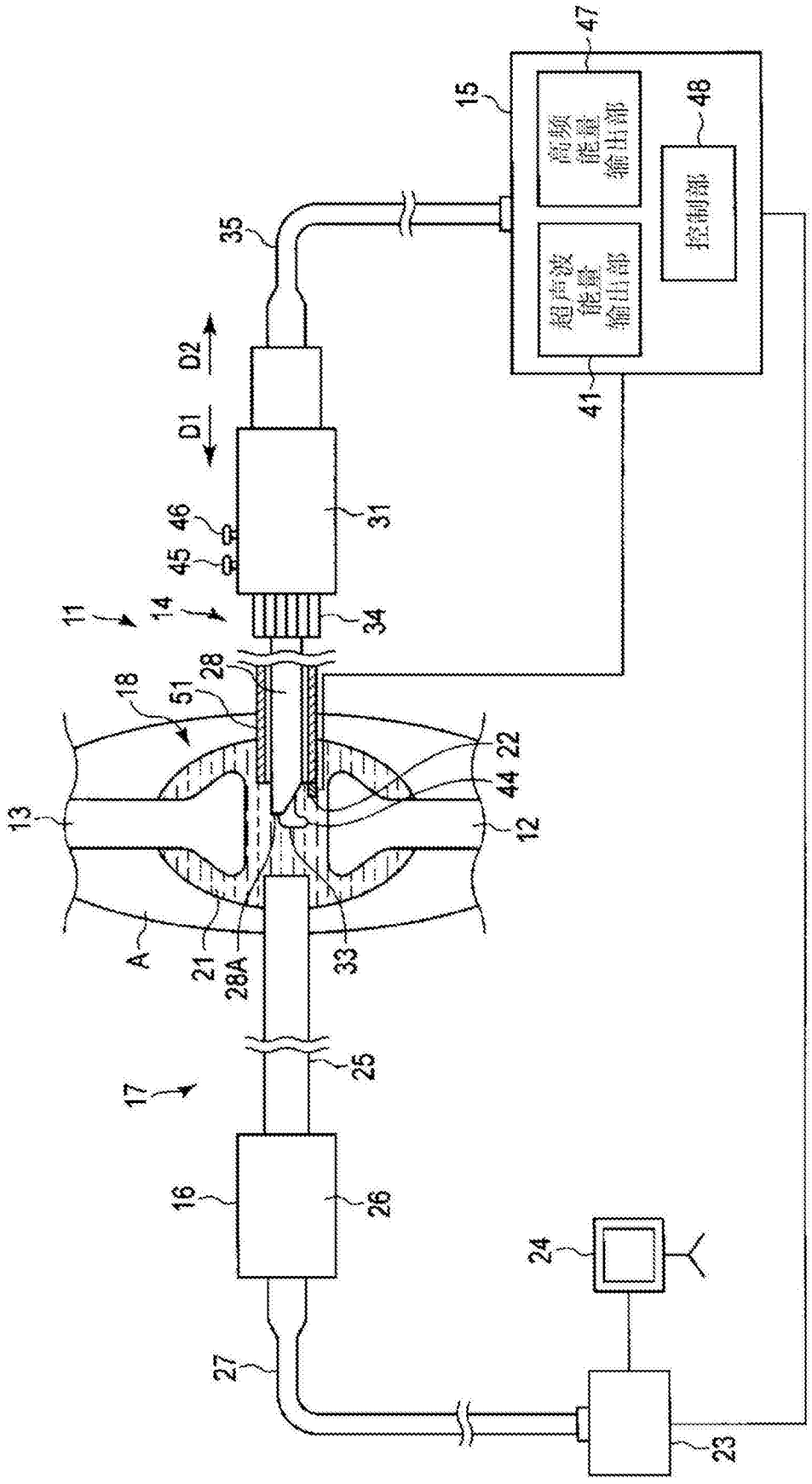
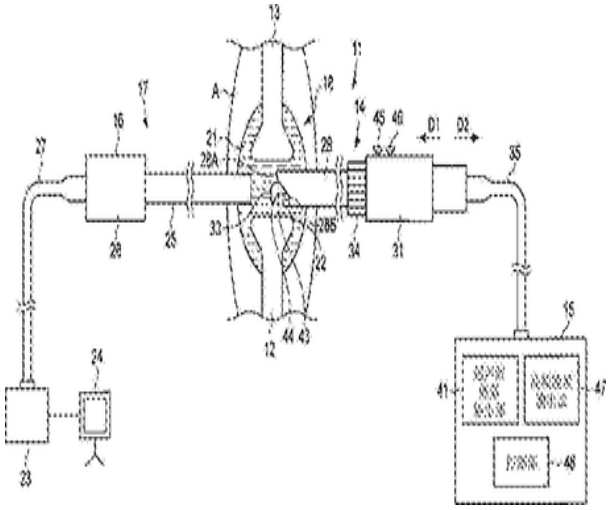

47
15
高频能量输出部
48
控制部
超声波能量输出部
35
D2
D1
41
31
46
45
11
14
34
28
18
51
22
44
13
12
A
21
28A
33
25
17
16
26
24
27
23

图13

专利名称(译)	关节用手术系统		
公开(公告)号	CN106456242A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201680001481.5	申请日	2016-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	石川学		
发明人	石川学		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/56 A61B18/00		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2015029836 2015-02-18 JP		
其他公开文献	CN106456242B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

关节用手术系统具备：处置器具，其能够对以导电性的液体充满的关节腔内的处置对象部位进行基于高频电流的高频处置和基于超声波振动的超声波处置；高频输出部，其向所述处置器具输出用于所述高频处置的高频能量；超声波输出部，其向所述处置器具输出用于所述超声波处置的超声波能量；测量部，其测量所述液体的温度；以及控制部，在由所述测量部测量出的测量温度为规定温度以上的情况下，该控制部控制所述高频输出部以停止输出所述高频能量，并控制所述超声波输出部以继续输出所述超声波能量。