



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105682595 B

(45)授权公告日 2018.05.08

(21)申请号 201480053916.1  
 (22)申请日 2014.05.29  
 (65)同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 105682595 A  
 (43)申请公布日 2016.06.15  
 (30)优先权数据  
 14/041,641 2013.09.30 US  
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日  
 2016.03.30  
 (86)PCT国际申请的申请数据  
 PCT/US2014/039915 2014.05.29  
 (87)PCT国际申请的公布数据  
 W02015/047459 EN 2015.04.02  
 (73)专利权人 捷锐士阿希迈公司  
 地址 美国马萨诸塞州  
 (72)发明人 N·M·马尔德斯瓦尔  
 J·J·纳尔逊  
 (74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127  
 代理人 吕俊刚

(51)Int.Cl.  
*A61B 18/14*(2006.01)  
*A61B 18/12*(2006.01)  
 (56)对比文件  
 US 2007/0016183 A1,2007.01.18,  
 US 2007/0249936 A1,2007.10.25,  
 US 2006/0189972 A1,2006.08.24,  
 US 2008/0033493 A1,2008.02.07,  
 CN 103025261 A,2013.04.03,  
 CN 102413788 A,2012.04.11,  
 Skrablin S et al.Successful pregnancy  
 after spontaneous rupture of scarred  
 uterus following fundal myomectomy.  
 《European journal of Obstetrics and  
 Gynecology and Reproductivebiology》.2005,  
 第121卷(第2期),第251-252页. (续)

审查员 黄晓荣

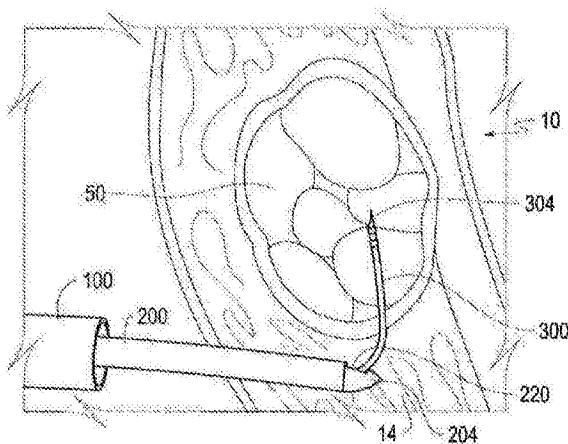
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

电外科肌瘤消融系统和方法

(57)摘要

电外科肌瘤消融系统和方法采用具有至少两个电极(320、330)的探头(300)以执行双极消融。探头(300)沿着椭球形肌瘤(50)的长轴(B)方向(大致平行于子宫壁(14)的方向)插入到子宫肌瘤(50)中以进入肌瘤(50)。沿该方向插入探头(300)便于用单次探头(300)穿透进行肌瘤(50)的消融,因为消融的区域常常在具有与肌瘤(50)的椭球形状对齐的椭球形状的容积内生长。此外,由该过程留下的任意伤痕(170B)常常沿平行于子宫壁(14)的方向延伸,由此不太可能在怀孕期间蔓延并引起子宫壁(14)的断裂。



CN 105682595 B

[接上页]

**(56)对比文件**

贾利英等. 妊娠子宫破裂的临床分析.《中华医学杂志》.2013,第93卷(第33期),第2674-2676页.

Gokhan Goynumer et al.Spontaneous

uterine rupture during a second trimester pregnancy with a history of laparoscopic myomectomy.《the Journal of Obstetrics and Gynaecology Reseach》.2009,第35卷(第6期),第1132-1135页.

1. 一种电外科肌瘤消融系统,该系统包括:

导管(200),该导管(200)具有(i)被构造成刺穿组织的锋利远尖端(204)、(ii)中空内部、(iii)与所述远尖端(204)相邻的面向侧向的出口孔(220)以及(iv)与所述出口孔(220)相邻的引导构件,该引导构件的至少一部分位于所述导管(200)的所述中空内部内;和

挠性探头(300),该挠性探头(300)可移动地设置在所述导管(200)的所述中空内部内,并且具有远端(304),当所述导管(200)的所述出口孔(220)被定位为与肌瘤(50)相邻时该远端(304)能够穿过所述出口孔(220)向外延伸出所述导管(200)以进入所述肌瘤(50),所述探头(300)的所述远端(304)为挠性的且包括用于执行双极消融的至少两个电极(320、330),

其中,当使所述探头(300)前进穿过所述导管(200)时所述引导构件使所述探头(300)的所述远端(304)转向,使得所述探头(300)的所述远端(304)相对于所述导管(200)以预定角度离开所述出口孔(220)。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述探头(300)能够穿过所述出口孔(220)缩回以完全驻留在所述导管(200)的所述中空内部内。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的系统,其中,所述预定角度近似为直角。

4. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述引导构件可调,以调节所述探头(300)的所述远端(304)穿过所述出口孔(220)离开的所述预定角度。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述引导构件为枢转板(240)。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述枢转板(240)完全驻留在所述导管(200)的所述中空内部内。

7. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述引导构件为支架(250),该支架(250)具有指引所述探头(300)的所述远端(304)离开所述出口孔(220)的角度的远端。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述支架(250)可移动地设置在所述导管(200)的所述中空内部内,并且所述支架的所述远端能够穿过所述出口孔(220)向外延伸出所述导管(200)以调节所述探头(300)的所述远端(304)穿过所述出口孔(220)离开的所述预定角度。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述支架(250)能够穿过所述出口孔(220)缩回以完全驻留在所述导管(200)的所述中空内部内。

10. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述探头(300)的挠性的所述远端(304)包括彼此可移动地链接的多个区段。

11. 一种电外科肌瘤消融系统,该系统包括:

导管(200),该导管(200)具有(i)被构造成刺穿组织的锋利远尖端(204)、(ii)中空内部、(iii)与所述远尖端(204)相邻的面向侧向的出口孔(220)以及(iv)与所述出口孔(220)相邻的引导构件,所述引导构件的至少一部分位于所述导管(200)的所述中空内部内;和

挠性探头(300),该挠性探头(300)可移动地设置在所述导管(200)的所述中空内部内,并且具有远端(304),当所述导管(200)的所述出口孔(220)被定位为与肌瘤(50)相邻时,所述远端(304)能够穿过所述出口孔(220)向外延伸出所述导管(200)以进入所述肌瘤(50),并且所述探头(300)的所述远端(304)能够穿过所述出口孔(220)缩回以完全驻留在所述导管(200)的所述中空内部内,所述探头(300)的所述远端(304)为挠性的且包括用于执行双

极消融的至少两个电极(320、330)，

其中，当所述探头(300)前进穿过所述导管(200)时，所述引导构件使所述探头(300)的所述远端(304)转向，使得所述探头(300)的所述远端(304)相对于所述导管(200)以预定角度离开所述出口孔(220)，

其中，所述引导构件可调，以调节所述探头(300)的所述远端(304)穿过所述出口孔(220)离开的所述预定角度。

12. 根据权利要求11所述的系统，其中，所述引导构件能够穿过所述出口孔(220)缩回以完全驻留在所述导管(200)的所述中空内部内。

## 电外科肌瘤消融系统和方法

### 背景技术

[0001] 本公开涉及用于消融子宫肌瘤的方法和设备。

[0002] 子宫肌瘤是女性最常见的盆腔肿瘤,这在她们的育龄期间影响大约四分之一的育龄女性。子宫肌瘤通常非癌,但是如果它们在怀孕期间发生,则可能潜在地导致不孕或引起不良反应。典型症状包括异常出血、压感或疼痛。

[0003] 子宫肌瘤基于子宫上的位置来分类。粘膜下肌瘤形成在子宫的内侧壁上;浆膜下肌瘤形成在子宫的外侧壁上;壁内肌瘤形成在子宫的壁内;并且有蒂肌瘤连接到子宫的内侧壁或外侧壁。

[0004] 目前子宫肌瘤治疗包括药物技术和手术技术这两种。药物治疗经常不足以治疗子宫肌瘤的症状,最终需要手术介入。手术技术包括子宫切除术、肌瘤切除术、子宫内膜消融术、肌溶解术以及子宫动脉阻断术。另外,对于子宫肌瘤的治疗,存在介入放射技术和高频聚焦超声技术。

[0005] 所有这些治疗技术遭受诸如复发的风险、不孕以及仅应用于一种或几种类型的子宫肌瘤等的缺点。

### 发明内容

[0006] 一些子宫肌瘤治疗使用探头,以将一个或多个电极插入到肌瘤中,以消融肌瘤。当电极被激活,以在沿垂直于子宫壁的方向延伸的同时施加消融能量时,子宫壁将留有沿子宫的厚度方向延伸的伤痕(缺陷)。这种伤痕使子宫壁变弱,并且在怀孕期间容易蔓延且可能导致子宫壁的断裂。

[0007] 此外,因为肌瘤常常随着尺寸的增大而从球形变为椭球形,并且常常关于它们平行于子宫壁的长(更长)轴来自我定向,所以为了有效消融整个肌瘤,需要沿着这种椭圆形的肌瘤的长度(沿长轴方向延伸的长度)穿透它们多次。肌瘤和子宫壁的这种多次穿透使得子宫壁进一步变弱,这使得子宫壁在怀孕期间甚至更容易断裂。

[0008] 本发明的方面涉及电外科肌瘤消融系统和方法,该系统和方法中,具有执行双极消融的至少两个电极的探头被插入到子宫肌瘤中以沿着肌瘤的长轴方向进入肌瘤。沿肌瘤的长轴方向插入探头便于用单次探头穿透进行的肌瘤的消融,这是因为消融的区域常常在具有与肌瘤的椭球形状对齐的椭球形状的体积内生长。此外,由该过程留下的任何伤痕常常沿平行于子宫壁的方向延伸,由此不太可能在怀孕期间蔓延并引起子宫壁的断裂。由此,即使在消融较大肌瘤(例如,具有3-6cm的长度)时,该系统和方法也便于子宫保护。

[0009] 根据一些实施方式,电外科肌瘤消融系统包括导管和挠性探头。导管(可以为挠性或刚性的)包括(i)被构造成刺穿组织的锋利远尖端、(ii)中空内部、(iii)与所述远尖端相邻的面向侧向的出口孔以及(iv)与所述出口孔相邻的倾斜引导构件。所述倾斜引导构件的至少一部分位于所述导管的所述中空内部内。挠性探头可移动地设置在所述导管的所述中空内部内,并且包括锋利远端,当所述导管的所述出口孔被定位为与肌瘤相邻时,该锋利远端可以穿过所述出口孔向外延伸出所述导管以进入所述肌瘤。所述探头的所述远端为挠性

的且包括用于执行双极消融的至少两个电极。当所述探头穿过所述导管前进时,所述倾斜引导构件使所述探头的所述远端转向,使得所述探头的所述远端相对于所述导管的纵轴以预定角度离开所述出口孔。

[0010] 根据一些实施方式,所述预定角度近似为直角。因此,即使导管为了刺穿子宫壁而沿垂直于子宫壁的方向插入到子宫壁中,探头也将沿大致平行于(沿着)子宫壁的方向延伸到肌瘤中,从而留下平行于壁而不是沿壁的厚度方向延伸的伤痕。

[0011] 根据一些实施方式,所述倾斜引导构件可调,以调节所述探头的所述远端穿过所述出口孔离开的所述预定角度。

[0012] 根据一些实施方式,所述探头的所述挠性远端包括彼此可移动地链接以形成所述探头的所述挠性远端的多个区段。

[0013] 肌瘤消融系统可以用于:(1)用导管的锋利远端刺穿子宫的壁;(2)将导管的出口孔定位为与肌瘤的两个相对端中的一端相邻,肌瘤的两端沿着肌瘤的长轴彼此分离;(3)使探头前进穿过导管的中空内部,使得探头的挠性远端穿过出口孔离开并沿着肌瘤的长轴引入到肌瘤中,至少直到至少两个电极位于肌瘤内为止;以及(4)对至少两个电极通电,以至少部分地消融肌瘤。

[0014] 当肌瘤形状为椭球形以包括短于长轴的短轴(大致垂直于长轴的短轴)时,探头沿着肌瘤的长轴前进到肌瘤中。

[0015] 优选地,在被引入到肌瘤中时,包括至少两个电极的探头的远端沿与子宫的壁的厚度方向大致垂直的方向延伸(即,远端沿平行于子宫壁的方向延伸)。

[0016] 优选地,探头被单次插入到肌瘤中,以消融肌瘤,由此减少留下伤痕。

[0017] 根据一些实施方式,导管经皮引入到子宫中。根据其他实施方式,导管经阴道引入到子宫中。插入的方式依赖于肌瘤的位置。

[0018] 一种用于消融患者的子宫的壁中的肌瘤的方法,该方法包括以下步骤:(1)用导管的锋利远尖端刺穿子宫的壁;(2)将导管的出口孔定位为与肌瘤的两个相对端中的一端相邻,肌瘤的两端沿大致平行于子宫的壁的方向(即,在肌瘤的形状为椭球形时沿着肌瘤的长轴的方向)彼此分离;(3)使探头前进穿过导管,使得探头的远端穿过出口孔离开并沿大致平行于子宫的壁的方向(即,在肌瘤的形状为椭球形时沿着肌瘤的长轴的方向)引入到肌瘤中,至少直到探头的远端上所设置的至少两个电极位于肌瘤内为止;以及(4)对至少两个电极通电,以至少部分地消融肌瘤。

[0019] 根据优选的实施方式,导管的出口孔面向侧向,并且位于与导管的远尖端相邻,导管还包括与出口孔相邻的引导构件,并且引导构件的至少一部分位于导管的中空内部内。具有至少两个电极的探头的至少远端为挠性的,由此引导构件在使探头前进穿过导管时使探头的远端转向,使得探头的远端相对于导管以预定角度离开出口孔。

## 附图说明

[0020] 将参照以下附图详细描述示例性实施方式,附图中:

[0021] 图1例示了子宫肌瘤的各种位置;

[0022] 图2是示出了锋利尖端的导管将双极消融探头引入到肌瘤中的方式的图;

[0023] 图3A和图3B是根据本发明的实施方式的导管的侧视图;

[0024] 图4是根据本发明的实施方式的导管的立体图；

[0025] 图5是部分以横截面示出的根据实施方式的双极消融探同以及该探头一起使用的部件的图，该部件包括射频发生器、冷却系统以及微处理器；

[0026] 图6示出了当消融探头沿平行于肌瘤的短轴的方向延伸时可以在椭球形肌瘤内创建的消融区；

[0027] 图7示出了当消融探头沿平行于肌瘤的长轴的方向延伸时可以在椭球形肌瘤内创建的消融区；以及

[0028] 图8示出了分别因用沿图6和图7的方向插入的消融探头进行的肌瘤消融而产生的子宫壁伤痕的位置。

### 具体实施方式

[0029] 下面将在子宫肌瘤治疗的背景下，并且特别是在使用射频感生温热疗法技术(RFITT)进行子宫肌瘤的消融的背景下，参照附图描述以下示例性实施方式。

[0030] 图1例示了可能潜在折磨患者的子宫肌瘤的不同解剖位置。粘膜下肌瘤40位于子宫10的内侧壁上。浆膜下肌瘤20位于子宫10的外侧壁上。壁内肌瘤50位于子宫10的壁14内。有蒂肌瘤30附着到子宫10的外壁。因为肌瘤30附着到子宫10的外壁，所以肌瘤30更具体地称为有蒂浆膜下肌瘤。肌瘤34称为有蒂粘膜下肌瘤，因为它附着到子宫10的内壁。

[0031] 首先经由一个或更多个已知成像技术确定患者肌瘤的位置、尺寸以及方位。例如，可以使用放置在患者身体外部或位于子宫内(例如，在经阴道插入的超声探头的端部处)的换能器来执行超声成像(称为“超声检查”)。还可以使用MRI。

[0032] 在确定了肌瘤(或各肌瘤)的位置、尺寸以及方位时，外科医生将确定如何触及肌瘤。例如，粘膜下肌瘤和有蒂粘膜下肌瘤通常经阴道来触及，而浆膜下肌瘤、有蒂浆膜下肌瘤以及壁内肌瘤通常从盆腔经皮来触及(即，经腹腔镜触及的)。然而，触及各肌瘤的方式还依赖于期望的手术结果(例如，生育能力、患者症状的消退等)、各肌瘤的尺寸以及子宫内其他肌瘤的位置。

[0033] 如图2所示，套管装置(例如，内窥镜100)用于将锋利尖端的导管200引入到肌瘤的位置。内窥镜包括插入导管所穿过的第一通道。第一通道包括在内窥镜100的远端处或附近的远侧开口，并且导管200的远端可以由外科医生(使用导管200的近端处所设置的手持件)来操纵，以从第一通道的远侧开口延伸。内窥镜100通常还将包括可以将其他装置引入到手术部位所穿过的附加通道。另外，光学系统和/或成像系统(诸如超声换能器等)可以设置在内窥镜的远端附近，或者设置为穿过内窥镜的通道引入到手术部位的独立装置。光学系统和/或成像系统在该过程期间由外科医生用于监测如下所述的导管200和挠性双极探头300的位置并从而精确地定位如下所述的导管200和挠性双极探头300。

[0034] 另外，外部成像系统(例如，患者身体上外部放置的超声换能器)可以由外科医生用于在该过程期间监测导管200和探头300的位置。

[0035] 作为将内窥镜用于引入导管200的另选例，导管200可以经皮或穿过其自身套管来传送。还可以在仅需要可视化的经皮过程中使用导管200(如果外科医生技艺精湛且经验丰富)。还可以使用荧光透视。

[0036] 如图2所示，面向侧向的出口孔(孔隙)220被设置为与导管200的远尖端204相邻。

导管200具有可以使挠性探头300移动穿过的中空内部。如图2所示,导管200的远尖端204被设置为与肌瘤50的一端相邻,使得导管200的出口孔220被定位为与肌瘤50的该一端相邻。因此,当使挠性探头300前进穿过导管200的中空内部时,最终探头300的挠性远端穿过出口孔220离开并沿着肌瘤50的长轴引入到肌瘤50中。即使肌瘤大致为球形而不是椭球形,也可以使用所公开的技术(导管200以及探头300),使得探头300的远端沿大致平行于子宫壁14的方向在肌瘤内延伸。

[0037] 由此,图2的电外科肌瘤消融系统包括导管200和挠性探头300。导管200包括被造成刺穿组织(诸如子宫组织等)的锋利远尖端204。导管200可以为刚性的或挠性的。导管200还包括中空内部和位于与远尖端204相邻的面向侧向的出口孔220。导管包括与出口孔220相邻的引导构件(下面将要讨论),引导构件的至少一部分位于导管的中空内部内。挠性探头300可移动地设置在导管200的中空内部内,并且包括足够锋利以穿过肌瘤的远端304。可以使挠性探头300移动穿过导管200的中空内部,使得探头300的远端304可以在导管的出口孔被定位为与肌瘤相邻时,穿过出口孔220向外延伸出导管以进入肌瘤。如下面将进一步描述的,探头的远端为挠性的且包括至少两个电极,使得探头可以用于使用RFITT执行双极消融。导管200的引导构件在使探头前进穿过导管200时使探头的远端转向,使得探头的远端相对于导管以预定角度离开出口孔220。在图2所示的示例中,预定角度大致为直角。然而,根据一些实施方式,引导构件可调,使得可以调节探头的远端穿过出口孔离开的预定角度。

[0038] 图3A和图3B是根据一个实施方式的具有引导构件240的导管200的侧视图。图3A是直接窥视面向侧向的出口孔220的导管200的侧视图,而图3B是导管200相对于图3A旋转90度的侧视图。

[0039] 图3A和图3B中的引导构件240为关于枢轴点242可移动地安装到枢轴的板构件240。连杆机构244从导管200的手持件延伸穿过导管200的中空内部,使得用户可以调节引导构件240将使探头300的远尖端转向所成的角度。图3B示出了完全位于导管200的中空内部内(即,处于使探头300向远侧充分移动以便接触引导构件240之前的状态)的探头300。

[0040] 图4是可用于本发明的且具有不同类型的引导构件的导管的另一个实施方式的立体图。如同先前的实施方式,导管200包括锋利远尖端204和被设置为与远尖端204相邻的面向侧向的出口孔220。在图4实施方式中,引导构件为在其远端处具有预定弯曲部分的斜槽或支架250。支架250指引探头300所成的角度将依赖于支架250已经延伸穿过出口孔220的距离。例如,参照图4实施方式,当支架250延伸穿过出口孔220少量(小于图4中所示的量)时,探头300将相对于导管200的纵轴以大致小于90度的角度来指引。然而,随着使斜槽250前进进一步超出出口孔220,斜槽250将使探头300的远尖端转向更大的量。如图4所示,已使斜槽250前进充分足够远,以使得探头300相对于导管200的纵轴以大致90度延伸。斜槽可以由诸如例如镍钛诺等的形状记忆材料制成。由此,导管200的手持件将包括用于使斜槽250在导管200的中空内部内纵向移动且用于使探头300在导管200内前进并超出出口孔220的控制装置。

[0041] 图5是双极消融探头300连同与探头300一起使用的其他部件在横截面上部分示出的图。适于用于RFITT的探头和系统通常已知,如例如美国专利第6,506,189号、美国专利申请第US2004/0167517号公报、美国专利申请第US2003/0097130号公报以及美国专利申请第



US2009/0204060号公报所示,此处以引证的方式将上述申请的公开全文并入。美国专利第6,506,189号示出了一种单极探头,该单极探头热消融活组织并包括循环的流体冷却剂,以冷却探头的接触面。系统基于探头的感测温度来控制RF加热能量和流体冷却剂供给。美国专利申请第US2004/0167517号公报公开了一种由流体冷却的双极凝固探头。美国专利申请第US2003/0097130号公报公开了一种流体冷却双极或单极探头。美国专利申请第US2009/0204060号公报公开了一种由流体冷却的双极探头/导管。

[0042] 根据图5实施方式,探头300包括由诸如例如聚四氟乙烯(PTFE)或聚酰亚胺等的挠性、电绝缘塑料材料制成的外部挠性管道310,该外部挠性管道310。例如参见美国专利第6,379,349号,此处以引证的方式将上述申请的公开全文并入。将探头300的远尖端304弄尖,使得可以穿透肌瘤。虽然图5实施方式中的尖端304电绝缘并可以由与制成管道310的材料类似的材料制成,但根据一些实施方式,尖端304可以为导电电极。在图5实施方式中,第一电极320被形成为与远尖端304相邻,并且第二电极330形成在第一电极320的近侧。电极320和330例如可以通过将导电材料涂布到塑料管道310上来形成。电极320和330经由管道310的电绝缘区段彼此分离。在这一点上,电极可以被认为彼此可移动地链接的区段。电极320包括附接到射频发生器380的第一端子的导电铅线或导线320A。第二电极330包括附接到射频生成器380的第二端子的导电铅线或导线330A。通过应用来自RF发生器380的适当调制后的信号,电流将穿过位于这些电极之间的任何组织(即,肌瘤)从电极320流向电极330(或反之亦然)。

[0043] 中心冷却剂供给管道340被设置为穿过探头300的中心,并且向探头的远尖端供给冷却流体(诸如水或盐水)。特别地,一个或更多个孔隙342设置在管道340的远端附近,使得冷却流体流过管道310的内表面。如图5所示,冷却剂源390被耦合到管道340,并且还从位于管道340外部的通道接收用于冷却探头的流体。在流体穿过了探头300时,可以再循环或简单地丢弃。管道340也为挠性的,并且可以由塑料材料制成。诸如例如热电偶等的温度传感器360设置在电极320和330所位于的远侧区域中的管道310的内表面上。温度传感器360经由铅线或导线360A耦合到微处理器400,使得微处理器400可以感测探头远端处的温度。基于所感测的温度,微处理器400控制RF能量发生器380和冷却剂源390以将探头的远端维持在用于执行射频感生温热疗法的适当温度。特别地,监测温度,使得探头300的尖端(和由此与探头300的尖端相邻的肌瘤组织)变得足够热以如RFITT中众所周知的,在未变得太热而烧焦组织的情况下将组织消融。

[0044] 如前所述,随着肌瘤尺寸增大,肌瘤的形状变为椭球形。图6和图7示出了具有短轴A和长轴B的椭球形肌瘤50。图6示出了消融区150由插入到肌瘤50中的双极消融探头300形成使得探头的轴线平行于肌瘤50的短轴A的方式。虽然消融区150从探头300向外增大,但不足以消融肌瘤50以有效。因此,当探头沿平行于短轴A的方向插入到肌瘤中时,必须沿着肌瘤50的长度进行多次探头插入(即,必须沿平行于短轴A的方向进行多次插入),多次插入在长轴B的方向上彼此相邻。

[0045] 另一方面,当将探头300如图7所示沿平行于长轴B的方向插入到肌瘤50中时,消融区150能够占据肌瘤50的大部分。消融区150也具有与肌瘤50的椭球形状对齐的椭球形状。因此,可以用探头300到肌瘤50中的单次插入来消融肌瘤,甚至具有3-6cm长度(沿长轴方向)的大椭球形肌瘤。如果肌瘤在主轴方向上特别长,则可以沿着探头300的远端的一部分

设置多对双极电极320、330,使得增大消融区150的尺寸。因为图6中的消融区150的形状未与图6中的肌瘤50的形状对齐,所以如果沿平行于短轴A的方向插入探头,则这种变化将几乎不具有效果。

[0046] 由此,如图6和图7所展示,如果沿平行于椭球形肌瘤的长轴的方向插入探头,则可以用双极探头到肌瘤中的单次插入来消融肌瘤,甚至大肌瘤。

[0047] 图8示出了分别因用沿图6和图7的方向插入的消融探头进行的肌瘤消融而产生的子宫壁伤痕的位置和方位。特别地,当探头300插入到肌瘤中使得激活电极以在探头沿垂直于子宫壁的方向延伸的同时施加消融能量时(例如,当根据图6消融椭球形肌瘤50时),将产生图8所示的伤痕170A。因为伤痕170A沿子宫壁的厚度方向延伸,所以伤痕常常使子宫壁变弱,然后子宫壁变得容易在怀孕期间(伤痕)蔓延和子宫壁断裂。

[0048] 另一方面,当激活探头300以在探头沿大致平行于子宫壁14的方向延伸的同时施加消融能量时(即,当以图7所示的方式消融椭球形肌瘤时),产生诸如图8中的伤痕170B等的伤痕。因为伤痕170B沿平行于子宫壁(即,平行于椭球形肌瘤的长轴)的方向延伸,所以伤痕更不太可能在怀孕期间蔓延并引起子宫壁的断裂。由此,根据本发明的方面的子宫消融可以在保护子宫和降低任何随后的怀孕期间子宫断裂的风险方面是有效的。该过程还不需要肌瘤提取,并且在已经结束该过程时,通常不需要子宫的缝合。

[0049] 虽然关于椭球形肌瘤的消融描述了该过程,但该过程同样地适于大致圆形的更小的肌瘤。即,可以使用所述实施方式,使得探头300延伸穿过大致球形的肌瘤,探头沿大致平行于子宫壁的方向延伸穿过肌瘤。此外,导管200将被定位为使得导管200的出口孔220被设置为与肌瘤的两个相对端中的一端相邻,肌瘤的两端沿大致平行于子宫壁的方向彼此分离。然后,使探头300前进穿过导管200,使得探头300的远端穿过出口孔220离开且沿大致平行于子宫的壁的方向引入到肌瘤中,至少直到双极电极位于肌瘤内为止。然后,将对电极通电,以至少部分地消融肌瘤。这种技术将有益于大致球形的肌瘤(因为这种技术将留下平行于子宫壁而不是垂直于子宫壁的伤痕)。

[0050] 所例示的示例性实施方式旨在为例示的而不是限制性的。可以在不偏离本发明的精神和范围的情况下进行各种变化。例如,可以对其他类型的子宫肌瘤执行该方法。

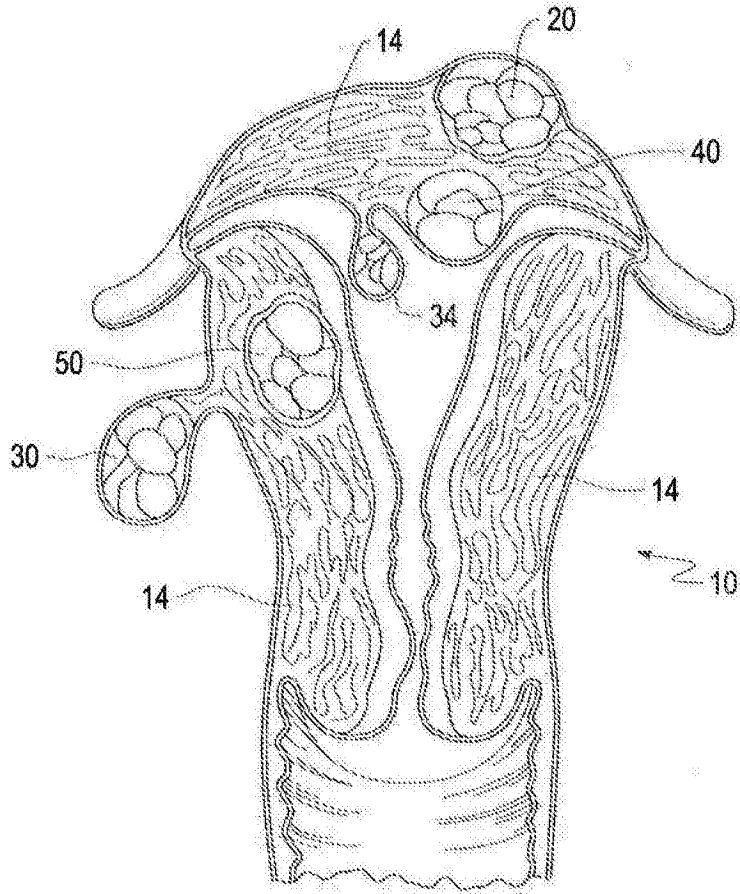


图1

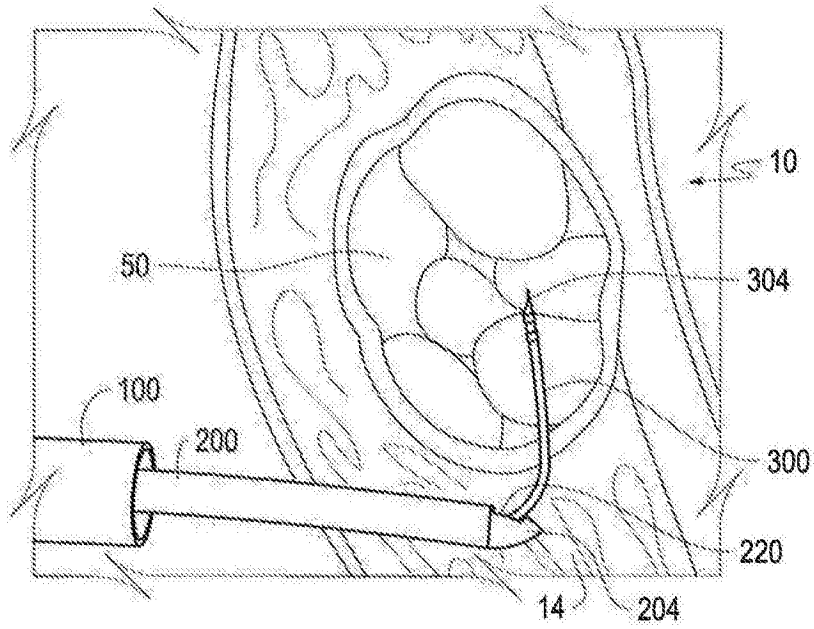


图2

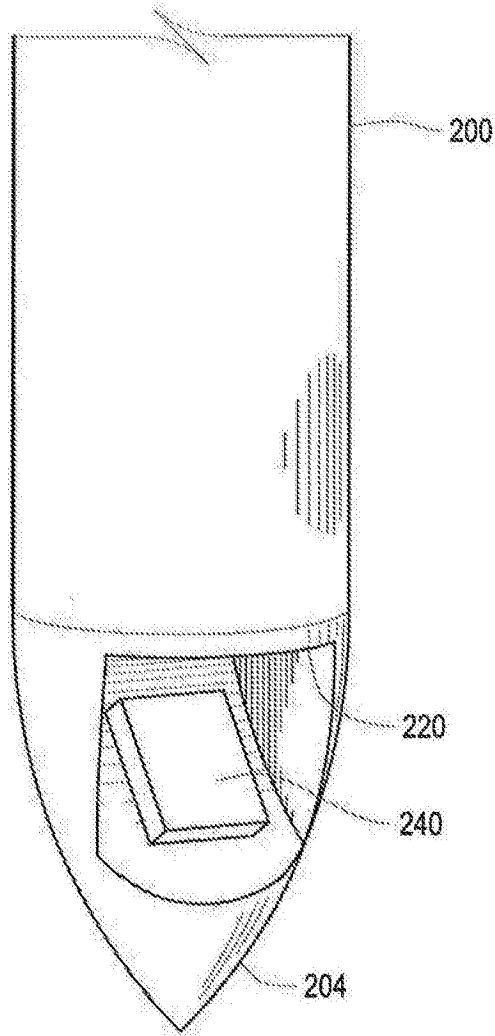


图3A

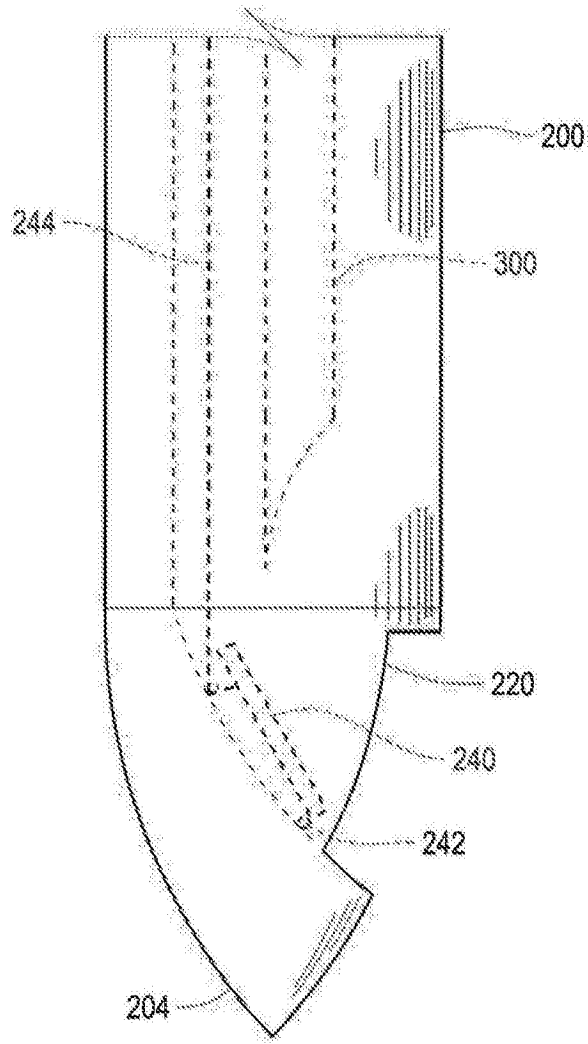


图3B

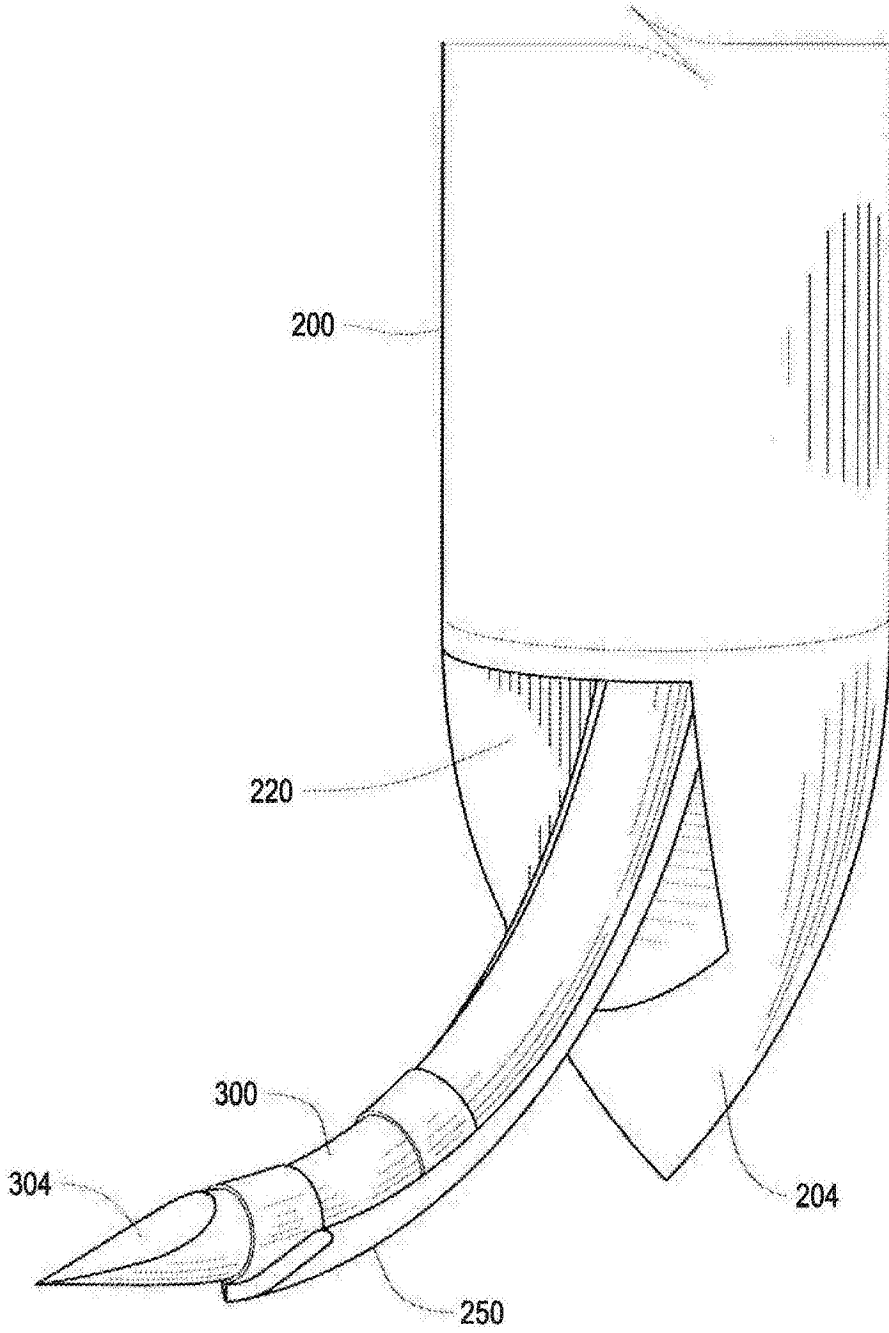


图4

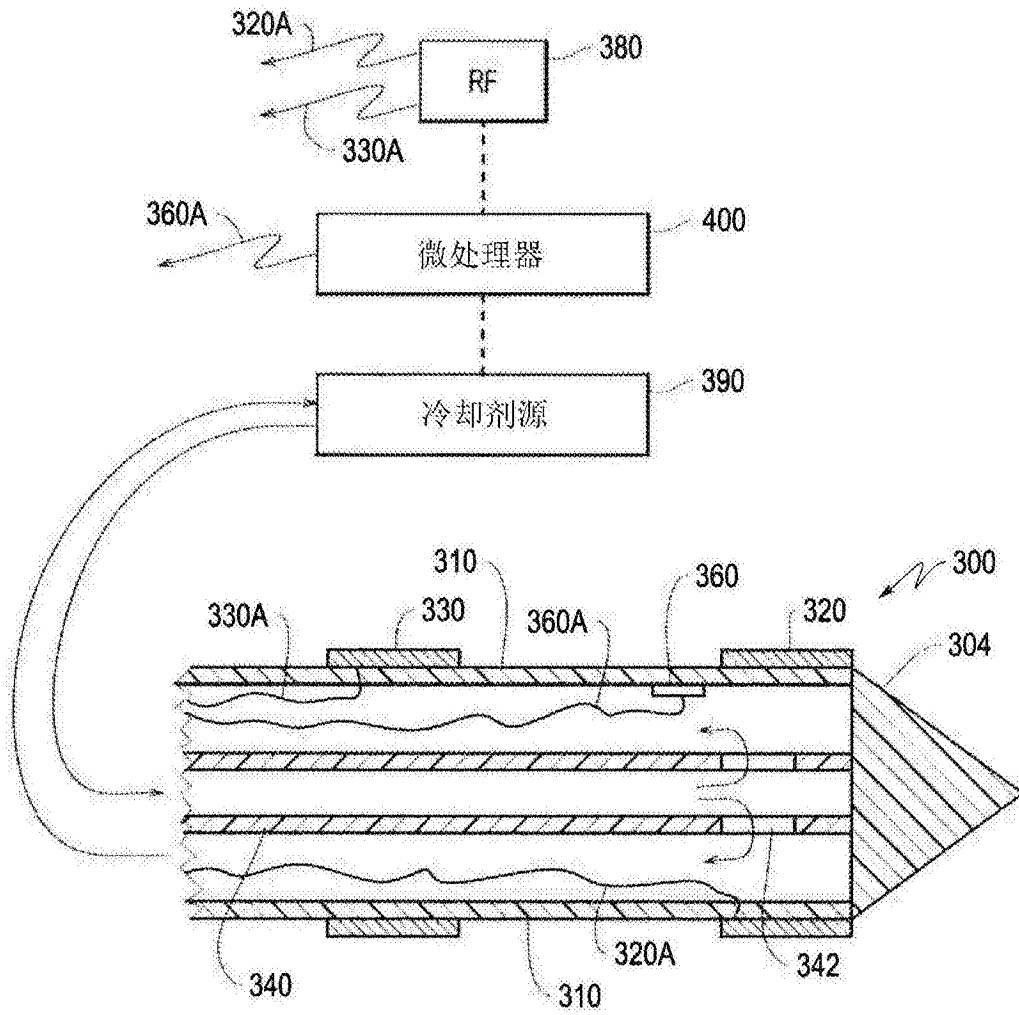


图5

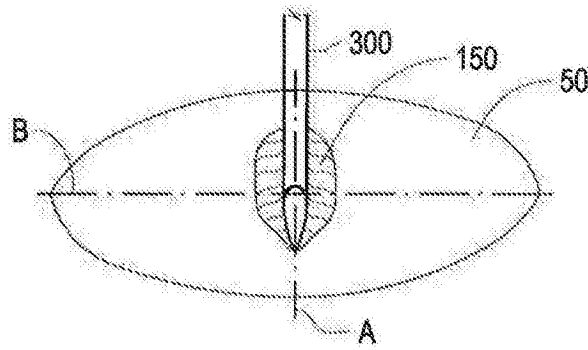


图6

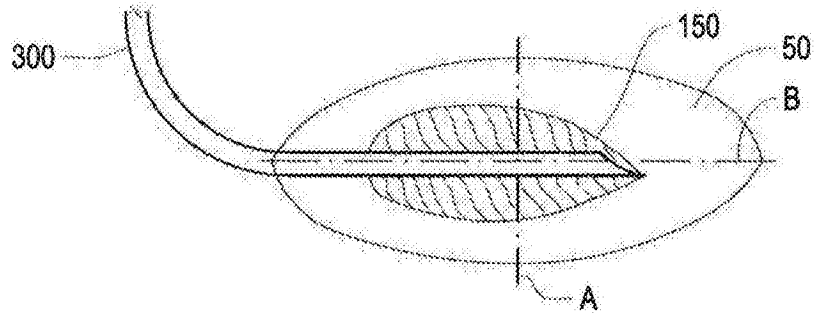


图7

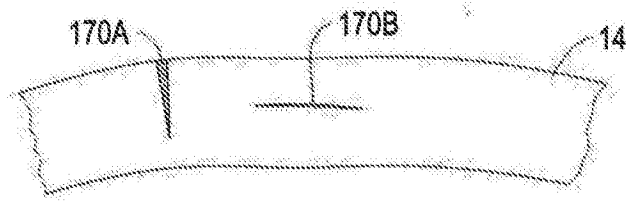


图8