



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03817580.0

[43] 公开日 2005 年 9 月 21 日

[11] 公开号 CN 1671331A

[22] 申请日 2003.5.9 [21] 申请号 03817580.0

[30] 优先权

[32] 2002.5.23 [33] US [31] 10/155,462

[86] 国际申请 PCT/US2003/014781 2003.5.9

[87] 国际公布 WO2003/099149 英 2003.12.4

[85] 进入国家阶段日期 2005.1.24

[71] 申请人 艾迪安那公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 布雷特·S·鲍曼 维贾伊·达卡

肯尼斯·基特拉斯

道格拉斯·C·哈林顿

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

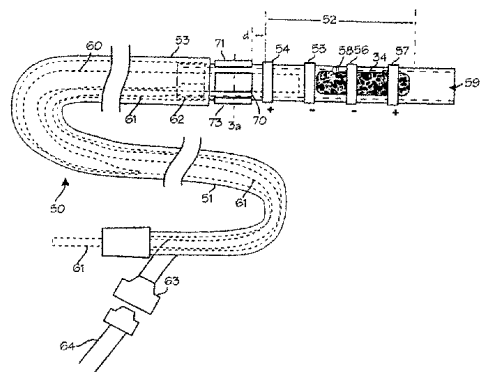
代理人 王 英

权利要求书 8 页 说明书 19 页 附图 9 页

[54] 发明名称 导管放置检测系统及操作界面

[57] 摘要

一种便于将导管放置到人体内的体腔或脉管如输卵管，并在放置后对导管(50)进行控制的系统。该系统基于导管(50)上的位置检测电极(70、71、72和73)的电参数所导出的信息来调整处理电极(54、55、56和57)的操作并将信息显示给操作人员并对操作人员进行提示。



ISSN 1008-4274

1、一种通过将导管经子宫颈放置到女性患者的卵巢通路中来处理女性患者的卵巢通路的系统，所述系统包括：

一种导管，适用于经子宫颈引入到卵巢通路中；

一个处理段，布置在所述导管的末梢；

一个阻抗检测电路，包括一个位置检测电极阵列以及一个阻抗测量电路，所述位置检测电极阵列布置在所述导管上处理段的附近，从而一旦所述导管插入到卵巢通路中就会与卵巢通路接触，所述阻抗测量电路与该阵列的电极可操作地相连，所述阻抗测量电路可用于提供一个与所述阻抗检测电路在所述位置检测电极处测得的阻抗相对应的输出；

一个控制盒，包括一个计算机系统和一个显示屏，所述计算机系统被编程来接收来自所述阻抗检测电路并对应于在所述阵列的电极处测得阻抗的输入，并根据所测得的阻抗生成一个指示所述电极和所述卵巢通路之间的接触程度的显示图。

2、如权利要求 1 所述的系统，其中：

所述位置检测电极围绕所述导管沿周向布置，并与同样布置在所述导管上的返回电极形成电路；

该计算机系统还被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被划分成扇形部分的圆形图案，所述扇形部分的数目对应于所述位置检测电极的数目，并且使每一个扇形部分都与一个位置检测电极相关联，并且对应于在所述相关联的位置检测电极处测得的阻抗，在所述扇形部分内提供视觉指示。

3、如权利要求 1 所述的系统，其中：

所述计算机系统被编程为，在一个位置检测电极处测得的阻抗落入第一预定范围内并且在所有电极处测得的阻抗均落入第二预定范围内时，确定该位置检测电极与卵巢通路处于第一接触程度，并据此改变显示图。

4、如权利要求 3 所述的系统，其中：

所述计算机系统被编程为，在该电极处测得的阻抗落入第一预定范围内并且在所有电极处测得的阻抗均落入第三预定范围内时，确定该检测电极与卵巢通路处于第二接触程度，并据此改变显示图以提供一个附加视觉指示。

5、如权利要求 4 所述的系统，其中所述第一预定范围为 0 到 30K Ω ，所述第二预定范围大约为 17K Ω ，而所述第三范围大约为 4K Ω 。

6、如权利要求 2 所述的系统，其中：

所述计算机系统进一步被编程为，在一个位置检测电极处测得的阻抗落入第一预定范围内并且在所有电极处测得的阻抗均落入第二预定范围内时，确定该位置检测电极与卵巢通路处于第一接触程度，并据此改变显示图。

7、如权利要求 6 所述的系统，其中：

所述计算机系统进一步被编程为，在该电极处测得的阻抗落入第一预定范围内并且在所有电极处测得的阻抗均落入第三预定范围内时，确定该检测电极与卵巢通路处于第二接触程度，并据此改变显示图以提供一个附加视觉指示。

8、如权利要求 7 所述的系统，其中所述第一预定范围为 0 到 $30\text{K}\Omega$ ，所述第二预定范围大约为 $17\text{K}\Omega$ ，而所述第三范围大约为 $4\text{K}\Omega$ 。

9、如权利要求 2 所述的系统，其中

所述位置检测电极包括围绕着所述导管的末梢沿周向布置并靠近所述处理段的四个电极；以及

所述计算机系统被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被分成四个扇形部分的圆，并进一步根据所述四个电极处测得的阻抗来改变所述四个扇形部分的外观。

10、如权利要求 3 所述的系统，其中

所述位置检测电极包括围绕着所述导管的末梢沿周向布置并靠近所述处理段的四个电极；以及

所述计算机系统被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被分成四个扇形部分的圆，并进一步根据所述四个电极处测得的阻抗来改变所述四个扇形部分的外观。

11、如权利要求 4 所述的系统，其中

所述位置检测电极包括围绕着所述导管的末梢沿周向布置并靠近所述处理段的四个电极；以及

所述计算机系统被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被分成四个扇形部分的圆，并进一步根据所述四个电极处测得的阻抗来改变所述四个扇形部分的外观。

12、如权利要求 6 所述的系统，其中

所述位置检测电极包括围绕着所述导管的末梢沿周向布置并靠

近所述处理段的四个电极；以及

所述计算机系统被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被分成四个扇形部分的圆，并进一步根据所述四个电极处测得的阻抗来改变所述四个扇形部分的外观。

13、如权利要求 7 所述的系统，其中

所述位置检测电极包括围绕着所述导管的末梢沿周向布置并靠近所述处理段的四个电极；以及

所述计算机系统被编程来生成一个显示图，该显示图包括一个被分成四个扇形部分的圆，并进一步根据所述四个电极处测得的阻抗来改变所述四个扇形部分的外观。

14、如权利要求 1 所述的系统，其中

所述处理段包括至少一个创伤元件，并且所述控制盒包括处理装置和输入装置，其中所述处理装置用于通过所述创伤元件将能量施加到卵巢通路上，而所述输入装置用于从操作员接收输入以开始施加能量；

所述计算机系统在操作上与所述处理装置相连，并且所述计算机系统进一步被编程为根据所测得的阻抗来确定所述导管何时与卵巢通路达到预定程度的接触，并根据该接触程度来控制所述处理装置的可操作性。

15、如权利要求 14 所述的系统，其中

在所述计算机系统确定已达到预定接触程度时，所述计算机系统进一步被编程为改变显示图以通知操作员，并提示操作员提供输入以便开始施加能量，并且只有在达到预定接触程度时才允许施加能量。

16、如权利要求 14 所述的系统，其中：

在所述计算机系统确定已经失去预定程度的接触时，所述计算机系统进一步被编程为改变显示图以通知操作员，并提供失去接触的视觉指示，并且当已经失去预定程度的接触时中断能量的施加。

17、如权利要求 14 所述的系统，其中：

所述计算机系统一旦接收到操作员的输入要求开始施加能量，就进一步被编程为使所述处理装置工作一个预定的处理周期。

18、如权利要求 17 所述的系统，其中

在所述计算机系统确定已经失去预定程度的接触时，所述计算机系统进一步被编程来改变显示图以通知操作员，并提供一个失去接触的视觉指示，并且当已经失去预定程度的接触时中断能量的施加。

19、如权利要求 18 所述的系统，其中：

所述计算机系统在确定所述导管与卵巢通路之间失去接触时，被编程为提示操作员重新布置所述导管，并重新开始施加能量达一个完整的预定处理周期。

20、如权利要求 1 所述的系统，其中所述阻抗测量电路进一步包括：

一个振荡器，所述振荡器用来给所述位置检测电极提供一个 RF 或 AC 阻抗检测信号；

一个分压器和包络检波电路，用来生成一个对应于所述位置检测电极处测得的阻抗的输出阻抗信号，并将该阻抗信号提供给所述计算机系统。

21、如权利要求 1 所述的系统，其中所述阻抗测量电路进一步包括：

一个恒流源，其用来给所述位置检测电极提供一个恒定电流；

包络检波电路，用来生成一个对应于所述位置检测电极处测得的电压的输出阻抗信号，并将该阻抗信号提供给所述计算机系统。

22、一种通过将导管经子宫颈放置到女性患者的卵巢通路中来处理女性患者的卵巢通路的系统，所述系统包括：

一种导管，适用于经子宫颈引入到卵巢通路中；一个处理段，布置在所述导管的末梢；

一个阻抗检测电路，包括多个位置检测电极以及一个阻抗测量电路，所述位置检测电极布置在所述导管上的所述处理段的附近，并且围绕着所述导管沿周向布置，从而一旦所述导管插入到卵巢通路中所述位置电极会与卵巢通路接触，所述阻抗测量电路与该阵列的电极可操作地相连，所述阻抗测量电路用来提供一个与所述阻抗检测电路在所述位置检测电极处测得的阻抗相对应的输出；

一个控制系统和一个指示器，所述控制系统设计成接收来自所述阻抗检测电路并对应于所述阵列的电极处测得阻抗的输入，并根据所测得的阻抗生成一个指示，其用来指示所述电极和卵巢通路之间的接触程度。

23、一种通过将导管经子宫颈放置到女性患者的卵巢通路中来处理女性患者的卵巢通路的系统，所述系统包括：

一种导管，适用于经子宫颈引入到卵巢通路中；一个处理段，布置在所述导管的末梢；

一个阻抗检测电路，包括多个位置检测电极以及一个阻抗测量电路，所述位置检测电极布置在所述导管上所述处理段的附近，并且围

绕着所述导管沿周向布置，从而一旦所述导管插入到卵巢通路中所述位置电极会与卵巢通路接触，所述阻抗测量电路与所述阵列的电极可操作地相连，所述阻抗测量电路用来提供一个与所述阻抗检测电路在所述位置检测电极处测得的阻抗相对应的输出；

一个控制盒，包括一个计算机系统和一个显示屏，所述计算机系统被编程来接收来自所述阻抗检测电路并对应于在所述阵列的电极处测得阻抗的输入，并根据所测得的阻抗生成一个显示图以指示所述电极和卵巢通路之间的接触程度。

24、如权利要求 22 所述的系统，其中所述多个位置检测电极围绕着所述导管沿周向布置，并围绕所述导管均匀分布。

25、如权利要求 22 所述的系统，其中所述多个位置检测电极包括：

四个绕着所述导管沿周向布置的电极，并且这四个电极中的每一个均与相邻电极绕中心大约呈 90 度。

26、如权利要求 22 所述的系统，其中所述多个位置检测电极布置成靠近所述处理段。

27、如权利要求 22 所述的系统，其中所述多个位置检测电极布置在所述导管上靠近所述处理段的位置处，并且选择所述位置检测电极与所述处理段之间的距离，以使所述位置检测电极与卵巢通路之间的接触能够表明所述处理段位于卵巢通路的所需部位上。

28、如权利要求 27 所述的系统，其中所述处理段的直径大约为 1 到 2mm，并且所述位置检测电极与所述处理段之间的距离大约为

1.5mm。

29、如权利要求 23 所述的系统，其中所述多个位置检测电极围绕着所述导管沿周向布置，并围绕所述导管均匀分布。

30、如权利要求 23 所述的系统，其中所述多个位置检测电极包括：

四个绕着所述导管沿周向布置的电极，并且这四个电极中的每一个均与相邻电极绕中心大约呈 90 度。

31、如权利要求 23 所述的系统，其中所述多个位置检测电极布置成靠近所述处理段。

32、如权利要求 23 所述的系统，其中所述多个位置检测电极布置在所述导管上靠近所述处理段的位置处，并且选择所述位置检测电极与所述处理段之间的距离，以使所述位置检测电极与卵巢通路之间的接触能够表明所述处理段位于卵巢通路的所需部位上。

33、如权利要求 32 所述的系统，其中所述处理段的直径大约为 1 到 2mm，并且所述位置检测电极与所述处理段之间的距离大约为 1.5mm。

导管放置检测系统及操作界面

发明领域

本发明涉及导管以及其它适于插入人体的体腔内的装置，并且特别涉及那些需要确保导管和人体体腔之间的接触才能够正确操作的导管。

发明背景

下面介绍的导管放置系统以及操作界面旨在帮助导管放置到体腔中。我们已经研制出一种用来处理女性卵巢通路（ovarian pathway）的导管。这种导管在美国专利 US 6, 309, 384 中进行了介绍，其末梢带有两对双极环状电极，并且在末梢中有封堵物。该导管通过下面的方式来堵塞卵巢通路，即将该导管的末梢插到输卵管的管口并使该末梢牢牢地安置在所述卵巢通路中，而后通过所述电极将 RF（射频）能量施加到所述卵巢通路以灼伤一段输卵管，然后将所述封堵物注入到所述卵巢通路（灼伤段）中。这种方法非常有效。采用我们这种新的放置检测系统及操作界面能增加所述系统的使用的方便性，同时也能更为容易地确定其放置的正确性。此外，还能通过所述界面实现多个程序性的安全措施。

发明内容

下面所述的方法和装置能够使导管，例如我们的输卵管处理导管更为确定地插入到人体的体腔中。该导管自身安装有一组环绕的电极阵列，当布置在一个电路当中以监测其阻抗或阻值时，这些电极会根据其与输卵管内腔组织接触与否而对被测量的阻抗或阻值有不同的

影响。该阻抗和阻值还会以一个可预见的方式随着所述电极与输卵管内腔组织的接触程度不同而改变。本发明还提供一个操作界面以便将所述阻抗测量信息以直观显示的方式传送给操作者，并允许该操作者对所述导管进行控制。此外，本发明还提供一个控制系统来控制所述导管以避免某些不希望的操作模式，并在正常操作出现中断的情况下能对控制所述导管的操作。最后，还要用到一个 RF 电路，其特别适合于提供所需的 RF 信号并测量与所述电极接触的组织所述阻抗和阻值，这里假定所述电路包括所述导管结构（其有几英尺长，并且包括有多条为所述电极供电以及读出所述电极所需的导线，所述导线在必须是非常细的导管中紧靠着延伸）中固有的占决定性的容性阻抗。

附图说明

图 1 是女性生殖系统的部分示图；

图 2 是女性生殖系统的子宫输卵管连接部的剖视图；

图 3 示出了一根带有多个环形电极的导管，所述电极由一个 RF 发生器提供电能；

图 3a 示出了在所述位置检测电极所处区域中所述导管的剖视图；

图 4 示出了控制盒，该控制盒提供将结合图 3 中的所述导管来使用的用户界面；

图 5 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 6 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 7 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 8 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 9 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 10 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 11 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 12 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 13 示出了在所述系统的操作中所述控制盒提供的一种显示图；

图 14 示出了一个图标，用于将导管接触的状态告知用户；

图 15 示出了一个图标，用于将导管接触的状态告知用户；

图 16 示出了一个图标，用于将导管接触的状态告知用户；

图 17 示出了一个适用于测量所述电极在使用环境下的阻抗的电路；

图 18 示出了另一个适用于测量所述电极在使用环境下的阻抗的电路；

图 19 示出了多路复用电路在所述位置检测电路中的使用情况；

图 20 示出了多路复用电路在所述位置检测电路中的使用情况。

发明详述

图 1 和 2 示出了所述导管放置装置和方法的研制环境。该导管设计成要在女性患者的输卵管的一段较短的长度上形成均匀的损伤，并且实现这一过程所遇到的挑战示于下面的附图。图 1 示出了女性生殖系统的一些主要器官。子宫 2 是女性骨盆的一个器官，其形状为梨形。它是由一个很厚的肌肉层，子宫肌 3，一个具有内粘膜层的被称为子宫内膜 4 的厚度可变腔体，以及一个称为子宫腔 5 的内腔构成。子宫颈 6 限定了子宫颈管 7，其朝下开口于阴道 8。输卵管 9（或者是壶腹）是一个将子宫与卵巢 10 相连的中空器官。所述卵巢 10 在女性生殖期的每一个周期生成一个或多个卵子。在女性的生殖系统中，（在正常情况下）存在一个子宫、两个输卵管和两个卵巢。输卵管与子宫相连的位置被称为子宫-输卵管连接部 11。这是一段长约 10mm 的管形部分。其内径在静止状态时小于 1mm，但是当气体或液体挤压流过子宫和输卵管时，该子宫输卵管连接部的直径可拉伸达约 2mm。该子宫输卵管连接部在子宫和输卵管之间形成一个过渡，从子宫腔到子宫输卵管连接部内腔的过渡区域被称为口部或子宫角（用条

目编号 12 标记)。输卵管口部和峡部 13 之间的过渡区域被称为输卵管子宫部(用条目 14 标记)。所述口部、子宫—输卵管连接部、输卵管子宫部、峡部以及输卵管都是从卵巢通向子宫的通道的一部分,并且该通道有时被称为输卵管。为了清楚起见,我们引入了术语卵巢通路来表示卵子从卵巢运输到子宫腔所通过的整个通道。

图 2 示出了所述子宫—输卵管连接部 11,还包括了所述口部 12、所述峡部 13 以及所述输卵管子宫部 14。其剖面示出了构成所述子宫输卵管连接部的各层组织。内腔 20 穿过输卵管,并且该内腔衬有一层由上皮细胞 21 和固有层(lamina propria) 23 构成的粘膜组织。在该输卵管中,这层粘膜组织被称为输卵管内膜(endosalpinx),用条目 22 表示。上皮层下面的这层组织是所述固有层,用条目 23 表示。该固有层由一层环肌 24 包绕,而所述环肌 24 则由一层纵肌 25 包绕。所述纵肌层可由第二层环肌包绕。所述第一环肌层 24 通常包括大约十到十四层肌细胞。本专利文件介绍的处理方法的一个方案是这些层在插入阻塞体之前所述这些层的每一层损伤的程度。由一个带有多个环形电极的导管来生成所希望的损伤,其中所述电极由 RF 发生器来提供电能。

图 3 示出了适用于该系统的导管。导管 50 包括一个带有创伤段 52 的管体 51,所述创伤段 52 包括一段可滑动地安装在导管末梢 53 内的较短的管状延伸部分。导管管体的末梢伸出所述管状延伸部分的近端 2—25mm 的一段较短的长度,该长度在使用中足以将所述管状延伸部分牢牢地固定住。四个环形电极 54、55、56 和 57 均沿所述创伤段的外表面对齐排列。在所述创伤段上安装有一个或多个温度传感器 58。所述末梢和创伤段的外径大约为 55mil。RF 实施例中的所述创伤段大约为 6 到 8 mm 长,并且所述电极为大约 0.037 到 0.050 英寸宽(沿所述导管的纵轴测量)的环形电极,并且缠绕在所述导管上。在所述导管管体的内腔 59 中保存有一个或多个泡沫塞 34,并如图所

示，该泡沫塞 34 装在所述创伤段中。通过布置所述电极，即，将带电电极或热电极 54 和 57 布置在所述创伤段的末梢和近端，同时将接地电极 55 和 56 布置在所述热电极之间，当所述电极被施加适当的电压时，在所述卵巢通路中可形成一条长而浅的伤口。作为相反的模式，也可以采用将接地电极布置在所述创伤段的末梢和近端，同时将带电电极布置在所述接地电极之间，这样也能形成所需的长而浅的伤口。

所述塞体可以被压缩以装入所述导管的所述创伤段的内腔。固定杆 60 布置在所述管体 51 中，并沿纵向固定在所述管体靠近所述创伤段的任何位置处（其可通过将所述固定杆的近端胶接或热封到所述管体的内壁上而固定起来），由此适当拉回所述创伤段就能释放所述塞体。通过拉线 61 末梢上的突起 62 的粘接，所述拉线 61 被固定到所述创伤段的近端。该拉线从所述创伤段延伸到所述管体的近端。所述拉线 61 可以在所述导管的近端进行手动操作，在所述管体内将所述创伤段向管体的近端拉。当所述创伤段被拉近时，所述固定杆 60 将所述塞体（或多个塞体）保持在所述卵巢通路内的位置处，从而将所述塞体从所述导管的末梢推出，并使所述塞体在初始布置后相对于卵巢通路的创伤段不会移动（同时所述管体相对于病人也不会移动）。用来给所述电极提供 RF 能量的电线可以沿着所述拉线穿过所述导管管体的内腔，或者也可以将这些电线封装在所述导管管体内，并且在所述导管的近端装一个电接头 63 以便通过电缆 64 将导管中的电线与所述 RF 电源相连。该电缆在长度上应便于所述控制盒的放置，且通常为三到六英尺长。

在使用当中，将所述导管经子宫颈（transcervically）插入到子宫中，并将所述导管的末梢进入到卵巢通路中，直到所述创伤段沿着所述卵巢通路安放到所需的点（所述子宫输卵管连接部是放置所述创伤段和所述塞体的优选位置）。外科医生用内窥镜或子宫镜来查看放置的情况，并且 / 或者可以用 X 线透视法或超声波来确定所述通路中的放

置情况。这样仅仅凭借触觉反馈而不用看就可以完成所述导管的放置。一旦将创伤段放好，就可施加受限的能量来损伤塞体放置区域的上皮层 / 内膜而形成合适的伤口，从而避免了不必要的生理反应。在对所述卵巢通路进行创伤后，将所述拉线向近端牵拉以回抽所述创伤段，同时所述导管仍固定在原处。这样就可以将所述塞体推出，而在操作者放置好所述导管以备使用之后，不要所述塞体和所述伤口之间相对移动。

将这种导管正确地放置在所述卵巢通路中非常重要，且由图 3 导管上的位置检测电极来进行确保，该电极与通过图 4 所示控制盒表示的所述用户界面结合使用。再次参考图 3，多个电极 70、71、72（在该图中隐藏）和 73 绕着所述导管的外周布置以形成一组位置检测阵列（PDA）。如图 3a 所示，图 3a 示出了所述位置检测电极处的所述导管的横截面，所述电极 70、71、72 和 73 绕着所述导管的外侧面，在所述管体 51 上均匀地间隔开。这四个电极绕所述导管沿周向分散开，从而这四个电极的每一个均与相邻电极呈 90 度绕心布置。这些电极被弯曲成与所述导管的外径相符的一个直径，其长度大约为 0.010-0.030”，跨度大约为 0.006-0.012”，优选为 0.009”，并跨过大约所述管体外周的 60 度到 90 度角。这些电极与一个 AC 电源或 RF 发生器以及一个阻抗检测电路相连，这样就能测出由这些电极以及所述环形电极中的一个建立的电路的阻抗。

所述阻抗会随着所述导管的各个电极与身体组织之间接触的程度而变化。不论该过程中所用的膨胀介质如何，当所述电极从悬在所述介质中变为与身体组织接触，并且同样当接触力变化时，所述阻抗会可测量且可预测地发生变化。通过检测这种阻抗变化，就能确定所述卵巢通路与所述导管之间的接触情况。对所述位置检测电极阵列和所述创伤段之间的距离 D 进行选择，使之对应于所述创伤段在所述卵巢通路中所需的放置深度。以常规解剖学为基础，可将所述距离 D

设定为大约 1.5mm，对于直径大约为 1 到 2mm 的导管，当所述位置检测阵列安置在所述口部时，该创伤段将位于所述卵巢通路的输卵管子宫部。如果需要，可将第二位置检测电极阵列放置得靠近所示阵列。该阵列可用来检测它与所述卵巢通路之间的接触情况。当需要将一个处理段放在任何口部中同时又不需要插入太多时（这里，是指不希望在输卵管中放置很深），这种第二位置检测阵列能够使该系统检测出插入过量，并确定没有发生过量插入，并且当所述创伤段处于所述卵巢通路中的过深位置时避免施加创伤的能量。由此，该第二检测阵列应位于一个靠近所述处理段的位置处，从而在给定所述第二位置检测阵列直径的情况下，所述第二位置检测阵列与所述处理段之间的接触就可以表示过量插入。该第二位置检测阵列可以与所述位置检测阵列同样的方式来进行操作。还可以在所述导管上的其它位置放置另外的位置检测阵列，这一点在确定所述导管在所述卵巢通路或身体其它内腔的插入深度时特别有用，特别是在所需的放置深度随着过程的不同而变化时更是如此。也可以将所述的这些附加位置检测阵列放置在所述处理段上或者所述处理段的末梢，并且该系统或系统操作员可以用这些位置检测阵列来选择处理过程中所要激励的处理电极或其它处理装置。

所述位置检测电极的每一个可以被放置成对应于一个病人可辨别的方向，即，一旦插入到病人体内，操作该设备的外科医生就能辨别出哪一个电极相对于手术台朝上（由于病人通常是平躺在一张倾斜的手术台上，脸朝上，因此朝上是指朝着病人的前方），哪一个电极相对于病人朝下（病人的后方），而哪一个相对于病人朝左，哪一个相对于病人朝右。这一点在辅助外科医生响应于所述用户界面而对所述导管进行操纵时很有用。然而，在没有任何电极方向指示的情况下也很容易操作所述导管，这是因为随意地操纵（摆动）所述导管使末梢进入所述卵巢通路中从而得到所需的显示结果（如下所述）已经证

明对于安全并且正确的放置来说已经足够了。

图 4 示出了所述控制盒，该控制盒提供了要结合图 3 中的导管一起使用的用户界面，而下面的附图示出了该界面的各个方面。该控制盒 80 包括界面显示器 81、用来为所述导管提供阻抗测量信号以及处理电源并从所述位置检测电极接收阻抗信号的电源及信号接头 82。主电源开关 83 用来控制给所述控制盒的电源，从而为显示器、指示灯、任何所需的声音信号以及所述导管提供电源。导管电源开关 84 用来控制给图 3 中导管上的电极 54、55、56 和 57 的处理电源的供应。复位开关 85 控制该系统的重新启动，这在下面情况下需要用到。如本实施例所示，每一个开关均做成一种与指示灯结合的按钮拨动开关的形式。图 4 中，该显示器显示的仅仅是启动屏幕，其表示系统开启并且操作系统所需的软硬件均已成功初始化或引导。该控制盒中封装有电子设备和一个计算机系统，其中该计算机系统用来翻译来自所述位置检测电极的信号，驱动该显示器、接收操作者输入同时相应地控制所述导管。

图 5 到 13 示出了该控制盒所产生的各种文本、文字提示、图标、图标提示以及其它显示要素。图中所示的显示器是为一种价廉、低分辨率并且双色调的 LCD 显示器而设计的，但其也可由更为简单或复杂的显示器来实现。在图 5 中，显示区域由装在所述控制盒中的计算机来驱动，从而给操作者显示一个初始的提示信息。在图 6 中，该系统示出了一系列状态信息和提示。其中的提示信息“进入输卵管 (Access Tube)”、“完成 RF”和“放置基质”作为提示和状态信息同时显示出来。最开始是在所述“进入输卵管”提示之后生成背景区域和单选按钮显示（或者是任何其它的强调形式），来作为一个指示器，以指示必须完成本步骤，并且该系统已经准备好接收来自所述导管的输入并提供相应的显示。此时，外科医生会将导管经子宫颈插入到患者的卵巢通路中。（外科医生可通过子宫镜或其它装置，或者也可以

完全依赖该显示器来查看插入的情况。在给出了子宫和输卵管的解剖模型（anatomy）的情况下，显示器上不可能出现模糊的指示，并且在插入到所述卵巢通路之后很难提供导管的端头的直接显示。然而，如果为所述导管增加内窥能力就可进行直接观查了。）

在插入的过程中，当所述导管端头被膨胀介质或插入通道中空隙所包围时，测出的阻抗很有特点（通常，与从一个和所述卵巢通路接触的电极检测到的阻抗相比，将检测到一个非常高的阻抗）。当一个或多个位置检测电极与身体组织形成接触时，所检测到的阻抗会发生变化，显示结果也会发生变化以指示接触上了。图 7 示出了当一个位置检测电极与所述卵巢通路内的组织接触时的所提供的显示图。该显示包括一个用来显示四个环形布置的四分之一圆形图标的图形区域，这四个图标对应于分布在所述导管端头周围的四个环形布置的位置检测电极。当每一个电极与所述卵巢通路中的组织接触时，所对应的一个图形区域的象限就会被显示器填上或标上弧形标记。图 7 所示的是只有一个电极与所述卵巢通路的组织接触的情况。从该显示图可以看出，所述导管端头没有置入所述卵巢通路中，这是因为只有一个电极提供了表明接触上了的阻抗测量结果。图 8 所示的显示图是所有四个位置检测电极均与所述卵巢通路接触上时的状态。这表明整个导管端头均布置在所述卵巢通路中的适当位置，并由所述位置电极阵列与所述创伤段之间设定的距离来确保（参见图 3）。

图 9 中，显示图向外科医生表明该导管被正确地放置，并且可以通过环形电极来施加创伤能量。该控制系统操作，以允许能量加到病人上。以这种方式，在加上创伤能量之前，外科医生和该系统必须相一致，以正确放置该系统。为了施加能量，外科医生按下该导管电源开关 84（参见图 4），并且该系统通过环形电极来施加 RF 能量，达一段预定的时间。对该控制系统进行编程，以分析来自下述位置检测装置的输入，并确定所述导管和输卵管之间何时已完全接触，然后调

整显示图以通知操作员接触已经建立，并且只有在建立了完全接触时才能在操作员手动输入的情况下施加 RF 能量。如果在该导管上使用邻近的第二位置检测阵列，那么可以对该系统进行编程，以对来自所述第二位置检测阵列的输入进行分析，并且在该第二阵列检测到接触时停止或禁止施加 RF 能量。通过在该控制盒的面板上提供一个附加的输入装置或控制按钮，该系统可以进一步具有超越（override）能力，以便外科医生能够超越在检测到接触之前系统禁止施加 RF 能量。这一点在生理结构不同于一般情况时非常有用。（或者，如果检测到的所有电极的阻抗满足一个非常低的阈值，例如 1000Ω 时，此时认为可以比较确定地表明创伤段处于正确位置，则可以对该系统进行编程，以自动开始施加 RF 能量。）

图 10 和 11 表示的是在将 RF 能量施加到该导管上时该系统的响应。该系统将施加一个预定的功率达一段预定时间周期（在所示实施例中，为 0.5 到 3W，达 60 秒钟），并为外科医生提供一个倒数计数器。图 10 示出了该控制系统已经为这 60 秒周期施加能量，并且在显示器上提供了一个倒数计数器。图 11 示出了该系统已经倒计时过这 60 秒。

通过试验，我们预定了要施加到输卵管的能量以及这一功率所要施加的时间，从而确保输卵管闭塞。然而也可以更长时间地施加能量，因为施加能量的时间较短将导致更高的失效几率。在图 12 中，该系统已向所述导管施加了 60 秒的 RF 能量，同时也对接触情况整整观察了 60 秒，并因此指示将塞体或基质（参见图 3）从该导管中推出。通过突出文本提示“Place Matrix”（放置基质）来完成这一工作，并提供附加警告信息来提示抓稳该导管，以确保该导管和塞体不会相对于所述卵巢通路的创伤部位产生移动。

对该控制系统进行编程，以在处理的过程中连续地监测该导管的位置，并且，如果在该导管和该输卵管之间失去接触时，向操作员提

供一个清楚的指示，即失去接触，并且停止施加处理能量。此外，对该控制系统进行编程，以提示操作员重新放置该导管并重新启动处理。在重新启动处理时，该控制系统不会让操作员继续一段中断的处理周期，而是重新开始一个全新的处理周期。由此，如果在局部处理后接触中断，则该系统会提示操作员重新放置该导管并重新开始处理操作，并且将处理计时器重新设定到 60 秒整的处理周期。该系统不会给操作员机会去恢复中断了的处理周期所剩余时间的处理。

在图 13 中，从该导管的反馈信息表明所述塞体已经被推出，因此可以将该导管移除。然后将该导管扔掉，因为在这种情况下很难对导管进行消毒，同时在没有专门的设备和控制的情况下也很难将塞体重新装上。通常，需要闭塞一侧输卵管的病人也需要闭塞另一侧的输卵管，因此，可以用第二根导管对另一侧输卵管重复该过程。

图 14 示出了图 7 和 8 中示出的显示图的接触指示部分。该显示图的一部分被划分成四个象限 86、87、88 和 89，并且这四个象限对应于该导管上的所述位置检测阵列的四个电极。当放入病人体内时，且病人处于标准位置方向时（即，面朝上并稍稍倾斜），为该导管定向，以使其中一个电极相对于病人朝前（可以形成该装置的手柄，以便于正确的取向，并且可在所述电极或导管上做上标记从而确定将假定哪一个电极来对应于病人的基本方位）。如果没有使特定的电极基本方位（相对于病人的上、下、前、后）对应于该显示图的象限，那么外科医生可以试着快速移动该导管，作为响应，显示器就能确定出该导管的哪一侧或哪几个侧面没有与所述卵巢通路接触上。

现在参见图 15，电极和所述卵巢通路之间一旦形成接触，系统就会检测到阻抗变化，从而改变相关显示象限中的显示。如果接触较弱，那么外四分之一圆或环形区域 90 就会改变，例如亮显或者如象限 87 所示填上对比色，而内圆象限 91 则不亮显。如果接触紧密，那么相关的外环形区域 92 和相关的内圆区域 93 均会改变，如象限 88 所示。

这里所示的显示图向外科医生表明有一个电极处于弱接触，而相邻的一个电极则与所述卵巢通路紧密接触。这表明该导管的端头处于口部，或者可能斜插在所述卵巢通路中，亦或仅仅部分插在所述卵巢通路中。作为响应，外科医生可操纵并转动该导管端头，从而将其末梢进一步插入或者将该末梢与所述卵巢通路的轴线对齐。当该导管被放置成使所有的位置检测电极均与所述卵巢通路紧密接触时，该显示器的接触指示部分就会显示出图 16 所示的样子。

为了使这种基于象限的显示器普遍适用，在采用了不同数目电极的情况下，该显示器的接触指示部分可被驱动成表示任意数目的扇形部分（即扇形区），该扇形部分对应于使用的电极数量，并且这些扇形部分可根据该系统检测出的接触程度而被照亮或者是部分或全部填充。也可以采用其它基于图标或文本的显示器，包括有一系列能随着测得的阻抗改变长度的垂直或水平条。在最简单的实施例中，可用一个视觉或声音指示（一个绿灯或钟）来表示所有的位置检测电极均与输卵管形成接触。第二种表示紧密接触的指示也可以用变化的视觉指示来实现，其包括与电极相关的显示区域的亮度变化，或者是这些区域颜色的变化。这样，例如可用单个扇形部分来代替上面的内外扇形或环形部分，这种扇形部分用一种颜色、亮度、透明度等照亮来表示弱接触，并用第二种颜色、亮度、透明度等照亮来表示紧密接触。

该系统为所述电极提供 RF 测量功率并测量与所述电极接触的组织阻抗或电阻（输卵管中的组织阻抗几乎全都是阻性的，而这里的阻抗则既包括电阻又包括阻抗）。对该系统进行编程，以检测该阻抗何时处于试验上确定为表示与所述卵巢通路接触（而不是与膨胀介质或空气接触）的阻抗范围内，并产生一个显示图来表明接触已经形成。在一个简单的实施形式中，在我们使用的电路中，以及所述导管中的所述电极的尺寸和导线的长度和位置，零到 30000Ω 范围内的阻抗表示接触上了，而 $6K\Omega$ 到 $12K\Omega$ 范围内的阻抗则表示所述电极稍稍用力

压在所述卵巢通路时的紧密接触。相反，在空气中测得的阻抗为无穷大，而在膨胀介质如氨基乙酸中测得的阻抗则大约为 $50\text{K}\Omega$ （其表示由于血痕或氨基乙酸中的离子流而产生的轻微导电性）。在将这些数字用于我们构建的设备中时，该导管和 RF 电路的其它实现形式时所需的数字可能会有不同，但是其可由试验来确定。优选的膨胀介质为无离子型的，例如氨基乙酸，在这种情况下在所述电极测得的阻抗在与所述卵巢通路接触时会下降。然而，也可以采用离子型膨胀介质。

病人不同的生理条件、不同的膨胀介质特性、按相同参数制造出来的导管的细微差别以及放置的不同紧密程度，都会给测得的阻抗带来变化。考虑到阻抗测量中的这些变化，计算机系统在程序上用软件来分析所测得的这几个阻抗并对这些测量结果进行比较，从而确定所述 PDA 电极与输卵管是否实现可靠的接触。我们将这种系统称为双阈值方案。在这种方案中，从每一个 PDA 电极测得的阻抗必须满足或者是超过第一阈值，并且从所有接触测得的阻抗必须落入一个预定的数值范围之内。当这些条件都满足时，则操作该显示器来指示所述导管已经被正确放置。由此，该控制盒内的计算机系统在程序上就在某一位置检测电极测得的阻抗落入第一预定范围之内并且在所有电极测得的阻抗落入第二预定范围内时，确定该位置检测电极与所述卵巢通路接触，并相应地改变显示图。该计算机系统在程序上还可以在所有电极测得的阻抗落入第三预定范围（通常，是比第二范围小的一个范围，其可理解为更紧密的接触）时，提供一个额外的指示，来表明接触是否紧密或者指示出接触的程度。

首先，如果在一个位置检测电极测得的阻抗大于一个预定水平（对于我们特定的导管结构，我们采用了 24000Ω ，但是也可以采用在大约 $20\text{K}\Omega$ 到 $30\text{K}\Omega$ 范围内的一个阈值），那么不管其它位置检测电极测得的阻抗如何，该系统均会将其解释为没有接触。如果在具有最低阻抗的位置检测电极处测得的阻抗小于所述预定数值

(24000Ω)，并且所有四个电极的阻抗均在一个预定范围 (17000Ω) 之内，那么该系统会将其解释为该导管与输卵管之间属于弱接触。如果在该位置检测电极测得的阻抗的最小阻抗小于所述预定数值 (24000Ω)，并且所有四个电极的阻抗均在一个较窄的预定范围 (4000Ω) 之内，那么该系统会将其解释为该导管与输卵管之间属于紧密接触。(通过首先为每一个电极确定一个阈值，然后再确定是否所有的电极均落入一个阻抗范围之内的确定接触的方法也可以其它的形式来实现。例如，如果在一个位置检测电极(指示最小阻抗的电极)测得的阻抗小于所述第一预定水平，但所有电极测得的阻抗没有落在预定范围内(我们采用 17000Ω)，那么不管该特定电极的阻抗有多低，该系统都会将其解释为没有接触，如果在一个位置检测电极测得的阻抗小于所述预定水平，并且这一个位置检测电极与具有最低阻抗的电极所测得的阻抗在一个宽的预定范围(我们采用 17000Ω)中，那么系统会将其解释为该电极与输卵管之间为弱接触。如果在一个位置检测电极测得的阻抗小于所述预定水平，并且这一个位置检测电极与具有最低阻抗的电极所测得的阻抗在一个窄的预定范围(我们采用 4000Ω)中，那么该系统会将其解释为该电极与输卵管之间为紧密接触。)相应地，当确定为弱接触时，该系统会控制该显示器，通过在该显示器上生成一个相应的图形来表明该位置检测电极与输卵管为弱接触；而当确定为紧密接触时，该系统会控制该显示器，通过在该显示器上生成一个相应的图形来表明该位置检测电极与输卵管为紧密接触。如图 15 和 16 所示，该显示器使用了外弧形或环形部分来表示弱接触，并用内象限来表示紧密接触。该操作可概述成下表：

测得的阻抗	阻抗范围	外弧形	内象限
大于 24000Ω	任意范围	关	关
小于或等于 24000Ω	大于 17000Ω	关	关
小于或等于 24000Ω	在 4000Ω到 17000Ω 之间, 包含两边界	开	关
小于或等于 24000Ω	小于或等于 4000Ω	开	开

上表中, 所述范围涉及到被分析的电极与所有四个电极中的最小阻抗之间的差值, 其计算式可表示为范围=[这四个 PDA 电极的最小值—当前 PDA 电极的阻抗]的绝对值。因此, 如果所研究的电极测得的阻抗小于 24000Ω, 并且这个电极是阻抗最小的电极, 那么无论其它电极的阻抗有多高, 该系统均会将这解释为其处于紧密接触。如果所研究的电极测得的阻抗为 23000Ω, 但测得的最小阻抗只有 4000Ω, 那么该系统会将其解释为没有接触上。当所有四个电极的阻抗均小于 24000Ω并且它们之间的差值小于 17000Ω时, 该系统会将其解释为所有四个位置检测电极均为弱接触。只有当所有四个电极的阻抗均小于 24000Ω并且它们之间的差值小于 4000Ω时, 该系统才会将其解释为所有四个位置检测电极均为紧密接触。该系统在程序上会在所有四个位置检测电极都满足紧密接触条件并达到大约 200 毫秒时确定与输卵管完全接触。对于特定的导管结构, 所有的阻抗阈值、范围以及时间周期的值均根据经验来得到, 而其它的结构需要其它的数值。对于输卵管的导管, 已经得到了这些数值, 而对于用于人体的其它内腔或脉管如血管、心室和食道的导管可根据经验确定出适当的数值。

该阻抗测量电路用所选电极和地线之间的低电压、低频 (3KHz) RF 电流 (这也可以被认为是高频交流电) 来驱动所述位置检测电极。

在所述位置检测电极的电阻上生成的电压经过放大、滤波（以略去当前优选的 460KHz 处理电压，从而可以同时进行位置检测和处理），转换成 DC 电压信号并输出到该控制系统。该控制系统软件将该电压测量值与该计算机相关的存储器中的查寻表中存储的数值进行比较，从而确定出在所述电极之间测得的阻抗。该阻抗测量电路的输出是一个与测得阻抗成比例（或者相对应）的电压，并且该输出被所述控制系统接收。该系统根据所述阻抗检测电路的电压输出驱动该显示器来表明接触已经形成。我们将该电压或者其它任何测得的表示阻抗的参数称为阻抗信号。

图 17 所示是一个适用于在输卵管中测量所述电极阻抗的电路。该电路包括用来检测位置的各个电极、四个用来处理的电极、一个用于检测阻抗的电源、滤波器、前置放大器以及一个包络检波器。创伤段 52、电极 54、55、56 和 57 以及位置检测电极 70 和 71（以及在此图中虚显的电极 72 和 73）与图 3 和 3a 所示的相同。所述处理电极带有通过导线 102（其末梢部分为 102d，近端部分为 102p）从 RF 发生电路 101 提供的 RF 能量以进行处理，这不是所述阻抗测量电路的一部分，但可以与所述阻抗测量电路共用一些元件如地线和电源。该 RF 发生器提供 400 到 500KHz 频率范围内的 RF 功率。

振荡电路 103 提供频率相对较低的 RF 电流（其频率为 1 到 30KHz，优选为约 3KHz），并且 DC 电源 104 通过所述单一导线 105p 和 105d 向同向双工器 106 提供 DC 电源。（我们将导线 105d 和 105p 称为一根导线，尽管该导线包括由连接器 63 分开的两个部分，以便将这种结构与一根导线用于 RF 而第二根导线用于 DC 电源的变形情况区分开来，第二种情况需要两根平行导线。）该 DC 电流流过滤波 / 前置放大器 107 从而给该滤波 / 前置放大器提供电能，同时所述 RF 信号则经电阻 R_s 流到所述位置检测电极，然后经所述处理电极 55 和所述位置检测电极上面的身体组织流到所述处理电极，并从这里流

过该电路的其余部分。该电路从所述处理电极经导线 108d 和 108p(导线 108p 从该连接器 63 开始, 而相应的导线 108d 则从该连接器一直连到该导管的末梢) 一直连到系统的地线。电阻 R_S 连同连接所述位置检测电路和所述近端处理电极的部件组成了一个基本分压器。该滤波 / 前置放大器 107 在分压器分接头 109 处检测所述 PDA 电极的电压, 并通过导线 110 传输相应的信号, 最终送到变压器 T 和包络检波器 111。该滤波 / 前置放大器包括一个高通滤波器, 所述高通滤波器将所有的高频 RF 信号从该处理电流中滤掉, 这样其输出就仅涉及来自该振荡器的信号所产生的电压。可以将该滤波前置放大器布置在所述连接器 63 邻近的一侧, 并将其布置在该控制盒中的电路板上, 这种情况下可以省掉该同向双工器以便于该滤波 / 前置放大器和所述 PDA 信号分开连接到合适的电源。

该包络检波器产生一个 DC 电压, 其对应于从该前置放大器传输来的 AC 信号的电压。该电压依次是多个电路元件的阻抗之间的关系的函数, 这些电路元件包括电极 55、所述位置检测电极 71 以及任何在这两类电极之间建立电路的元件(是空气、膨胀介质还是输卵管的腔壁)。这种函数可以由一个包络检波器及其许多等价物来实现。所述滤波器和放大器从该分压器分接头处获取输入, 并用来(1) 将包络检波器与该输入隔离, 并对由处理能量提供给所述创伤段中的电极的高频高压信号的施加所产生的 R_S 处测得的电压产生影响; 以及(2) 提升 AC 信号, 这样穿过电缆的多根导线之间的高电容所产生的串扰不会不恰当地影响该包络检波器检测到的电压信号。该放大器应该尽可能地靠近电极, 优选为远离该连接器 63 并靠近病人的身体, 如果可能, 应紧贴着所述电极阵列, 这样就能(在使用该导管时) 处于子宫中, 或者是恰好放置在病人的体外。该同向双工器用来(1) 为该滤波器和放大器提供电源; 以及(2) 通过电阻 R_S 给所述 PDA 电极提供 PDA 测量信号, 并通过所述单一导线 105d 和 105p 来实现这两

个功能，同时不会对所述分压器提供给所述包络检波器的信号产生影响。如果省去该同向双工器，布置在末梢的前置放大器以及所述振荡器信号需要使用分离的导线，增大了电缆和导管中的多根导线之间固有串扰的问题。每一个位置检测电极都带有自己专门的阻抗检测电路，这样每一个位置检测电路都会带有滤波 / 前置放大器、变压器和包络检波器这样的电路组件，并且每一套组件均通过所述导线 112、113 和 114 与一个位置检测电极相连。

在本实施例中，在小 RF 电流从所述位置检测电极流到所述环形电极，然后流到系统地线的双极布置中，该环形电极 55 在具有位置检测电极的电路中用作返回电极。由此，本实施例测量的是跨过所述环形电极和所述 PDA 电极之间的间隙的这一部分电路的阻抗。也可以变更该电路以测量各个位置检测电极之间的阻抗，这样位置检测电极就布置成双极对并带电，或者用所述阻抗检测信号来连续地激励这些电极，同时将环绕电极用作接地电极。该电路还可将任意的环形电极用作该阻抗检测电路的返回电极来加以实施。

图 18 所示为另一个适用于测量所述电极在使用环境下的阻抗的电路。该电路的操作类似于图 17 的电路的操作，只是用一个恒流源来代替图 17 中的振荡器。该恒流源 115 提供的电流不会随着该电路遇到的组织的阻抗或电阻的变化而变化。相反，它会调整其电压，从而不管接触到的电阻如何（当然是在一定限度内），均能提供相同的电流。所述滤波和前置放大器 107 检测该 PDA 电极处的电压，并将一个相应放大的电压输出到该变压器 T 和包络检波器 111。该恒流源可以被限定为 20 到 30 微安的范围内，优选为 25 微安，从而当该系统在高阻性介质如空气中操作时（即，当由于疏忽，而该系统在体外操作时），避免在该电路中产生过高的电压。

图 19 示出了应用到图 17 和 18 中的电路的变形。在该图中，为所述 PDA 电极提供该 RF 检测信号，同时所述返回信号通过该控制

盒中的一套组件检测、放大，并传给该软件系统。多路复用器 116 和多路分离器 117 相互结合使用，以将所述返回信号多路复用到一套电路分析组件如滤波器、前置放大器和包络检波器中，并将它们多路分离从而将对应于这四个 PDA 电极的四个阻抗信号提供到该系统软件部分的输入端。还可以通过用于分析所述阻抗信号的软件来实现该多路分离功能。

图 20 示出了在该位置检测电路中的多路复用电路的使用情况。在该电路中，多路复用器 116 自身放置在导管中靠近所述 PDA 电极的地方，而图 19 中所需的四根导线 110、112、113 和 114 则由一根连接在该多路复用器和该滤波前置放大器 107 之间的导线 118 来代替。该滤波器 / 前置放大器和包络检波器的输出由多路分离器 117 分离。由此，一个阻抗检测电路通过穿过该电缆和导管的单一导线就能按顺序并反复地对每一个位置检测电极进行检测 (poll)。

我们介绍了将导管放置到输卵管中所要用到的各种装置和方法。然而，这些装置和方法也可用于人体的其它腔体和脉管中。尽管这里我们讨论的是用 RF 能量来给该电路供电，但是也可以使用 AC 电源或脉冲 DC 电源。该位置检测系统可与这里所述的创伤段或者是其它处理系统如放环系统、化学切除或者治疗的输送系统、激光处理系统、热处理系统、或者是低温切除 (cryoablation) 或延展输送系统以及其它处理系统一起使用。双或多阈值检测系统的好处也可以由各种尺寸的位置检测阵列，包括纵向散布的环形电极来实现。因此，尽管本发明已经结合开发环境介绍了所述装置和方法的优选实施例，但这些实施例仅用来展示本发明的原理。在不脱离本发明的精神和所附权利要求的范围的情况下，还可以想到其它实施例和结构。

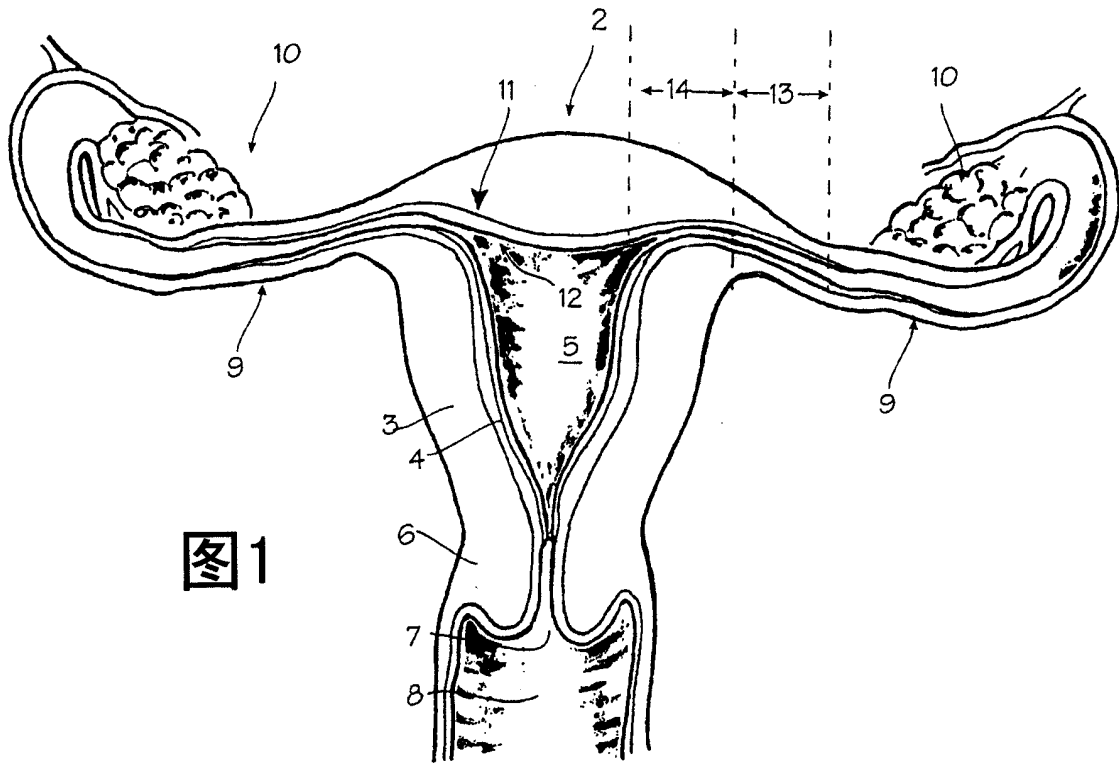


图1

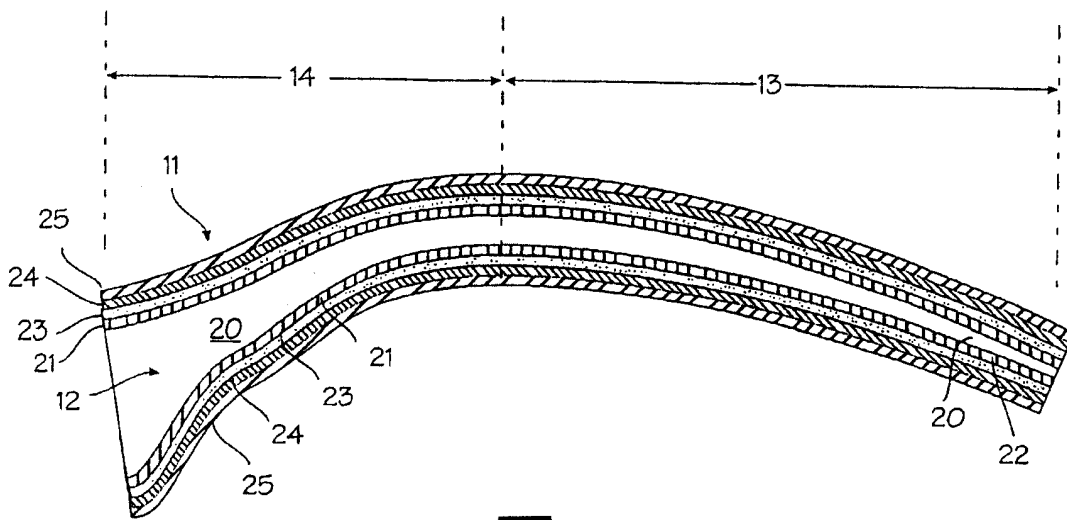


图2

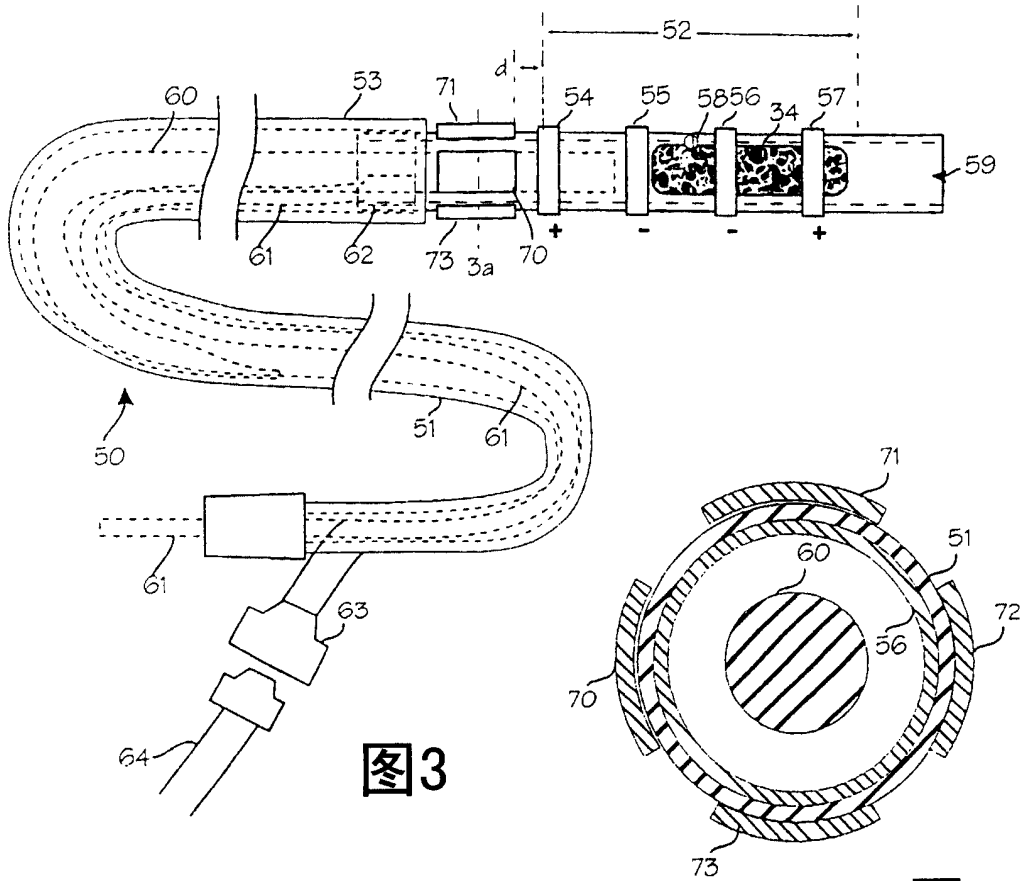


图3

图3a

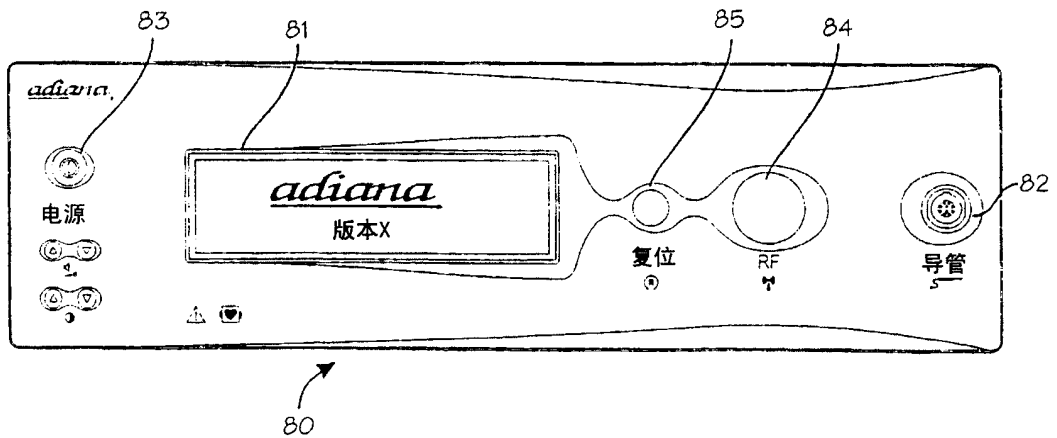


图4

图5

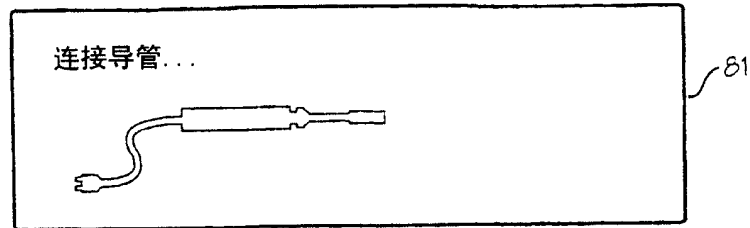


图6

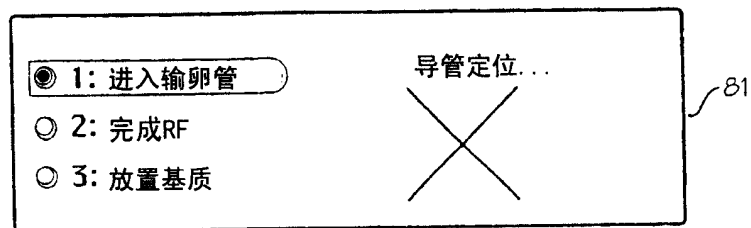


图7

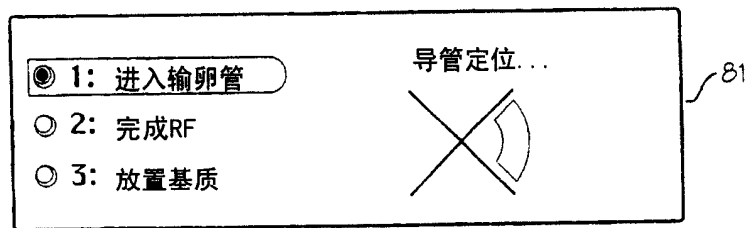


图8

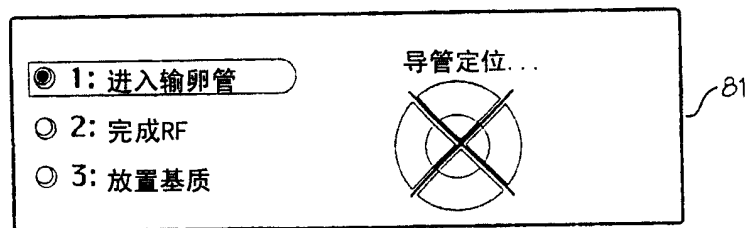


图9

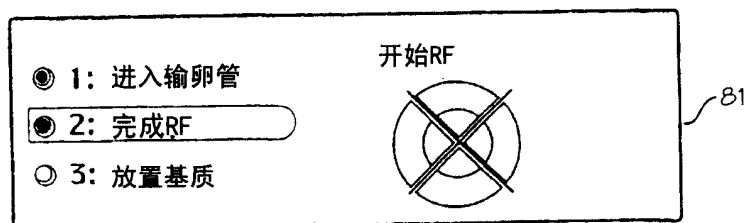


图10



图11

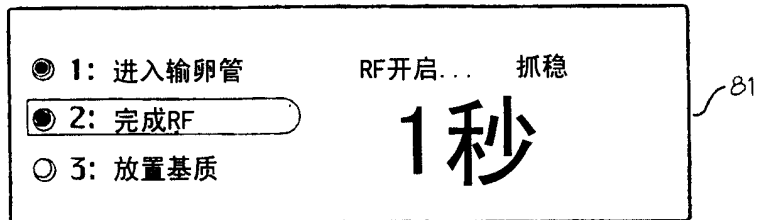


图12

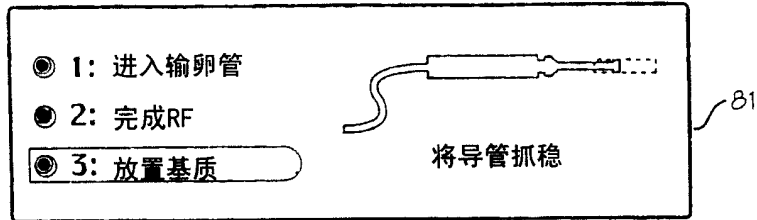
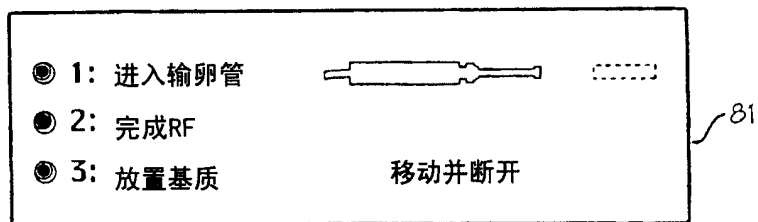
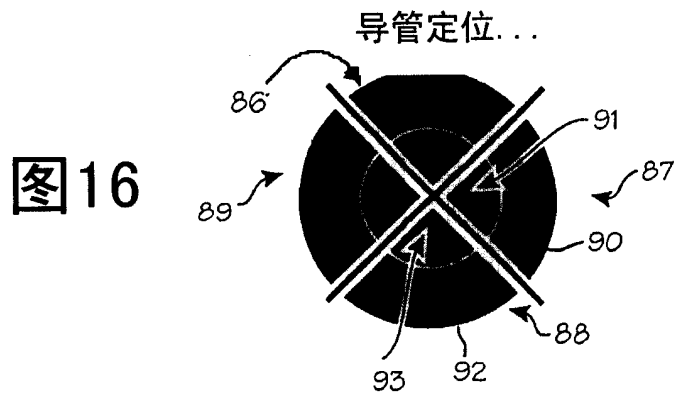
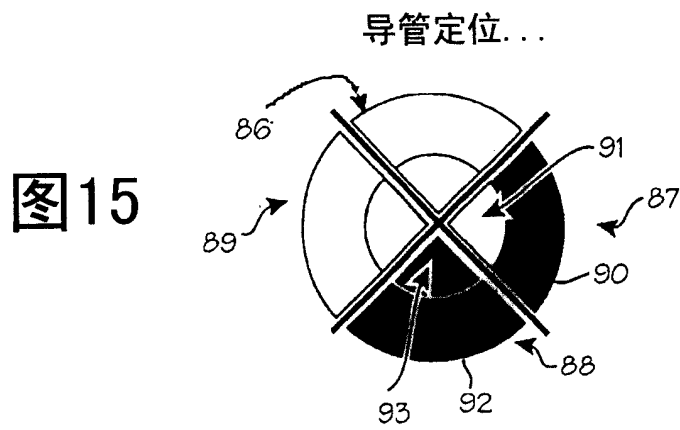
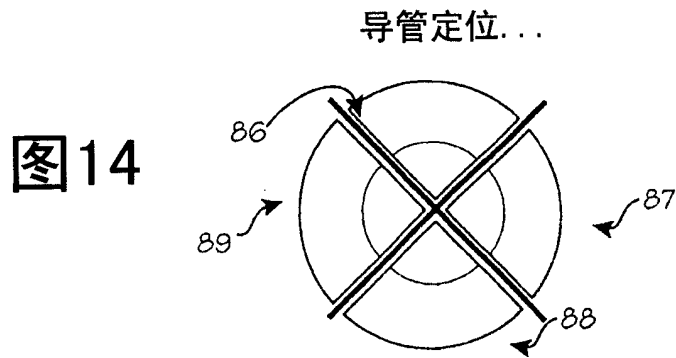


图13





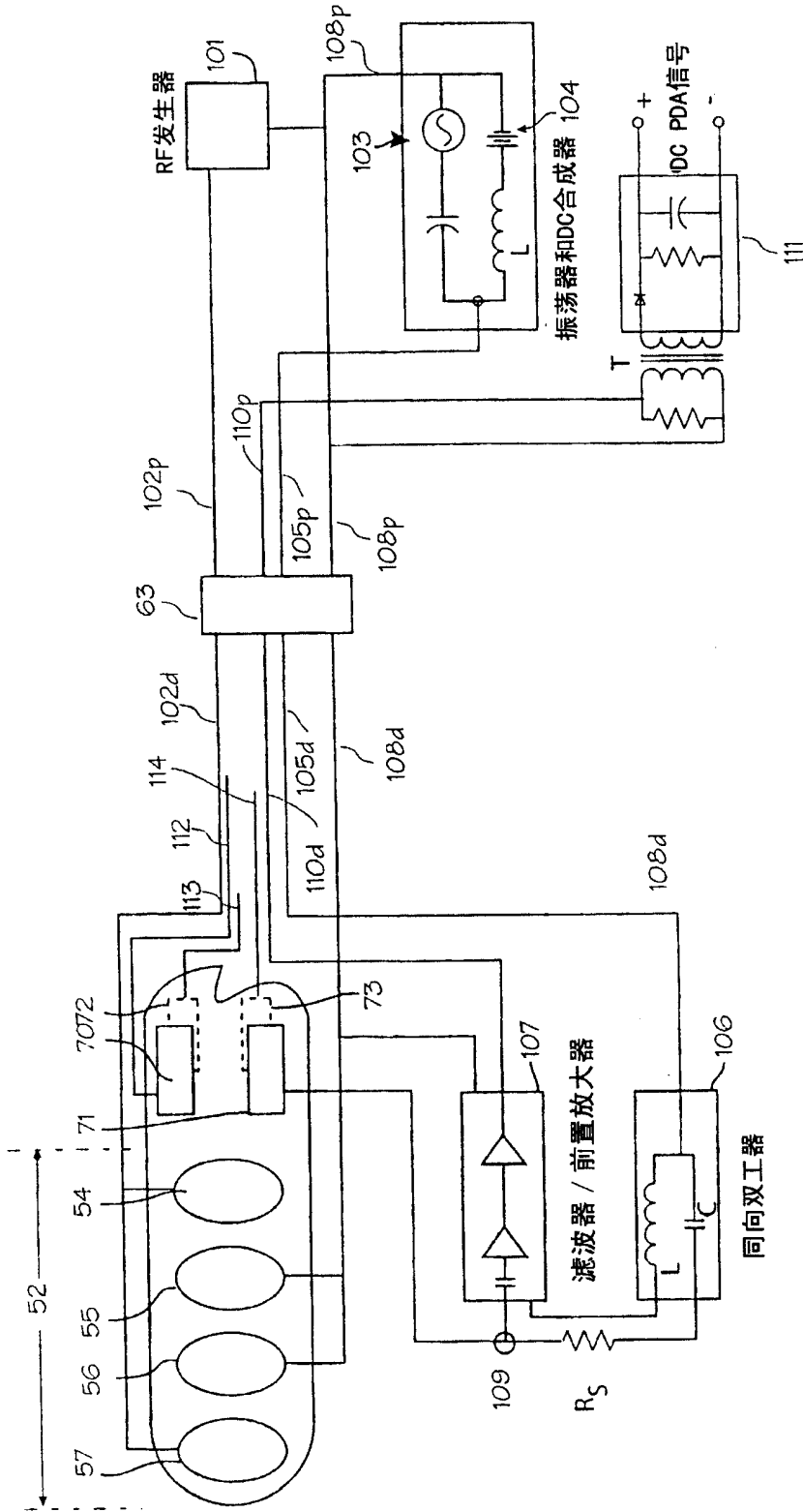


图17

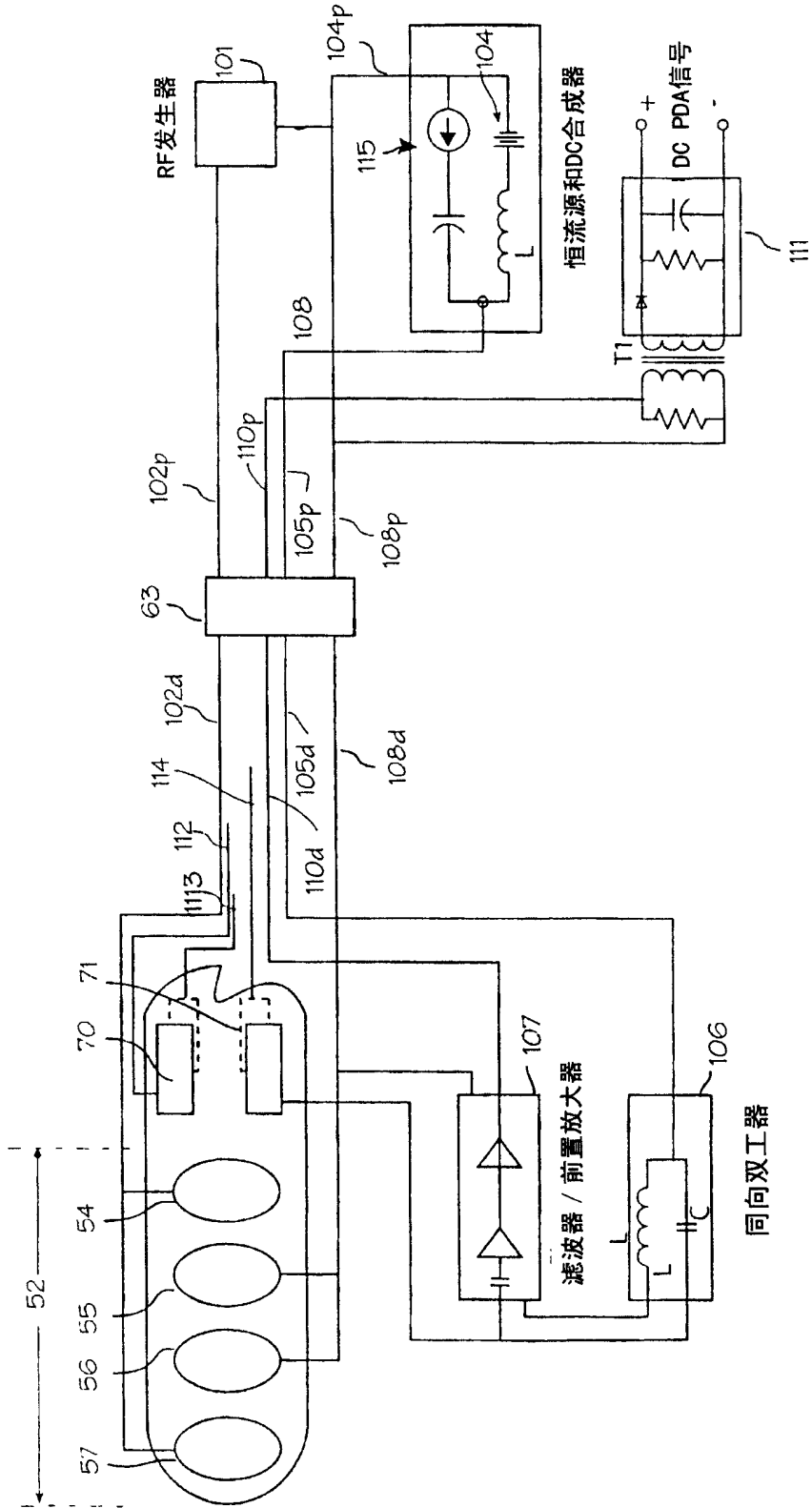


图18

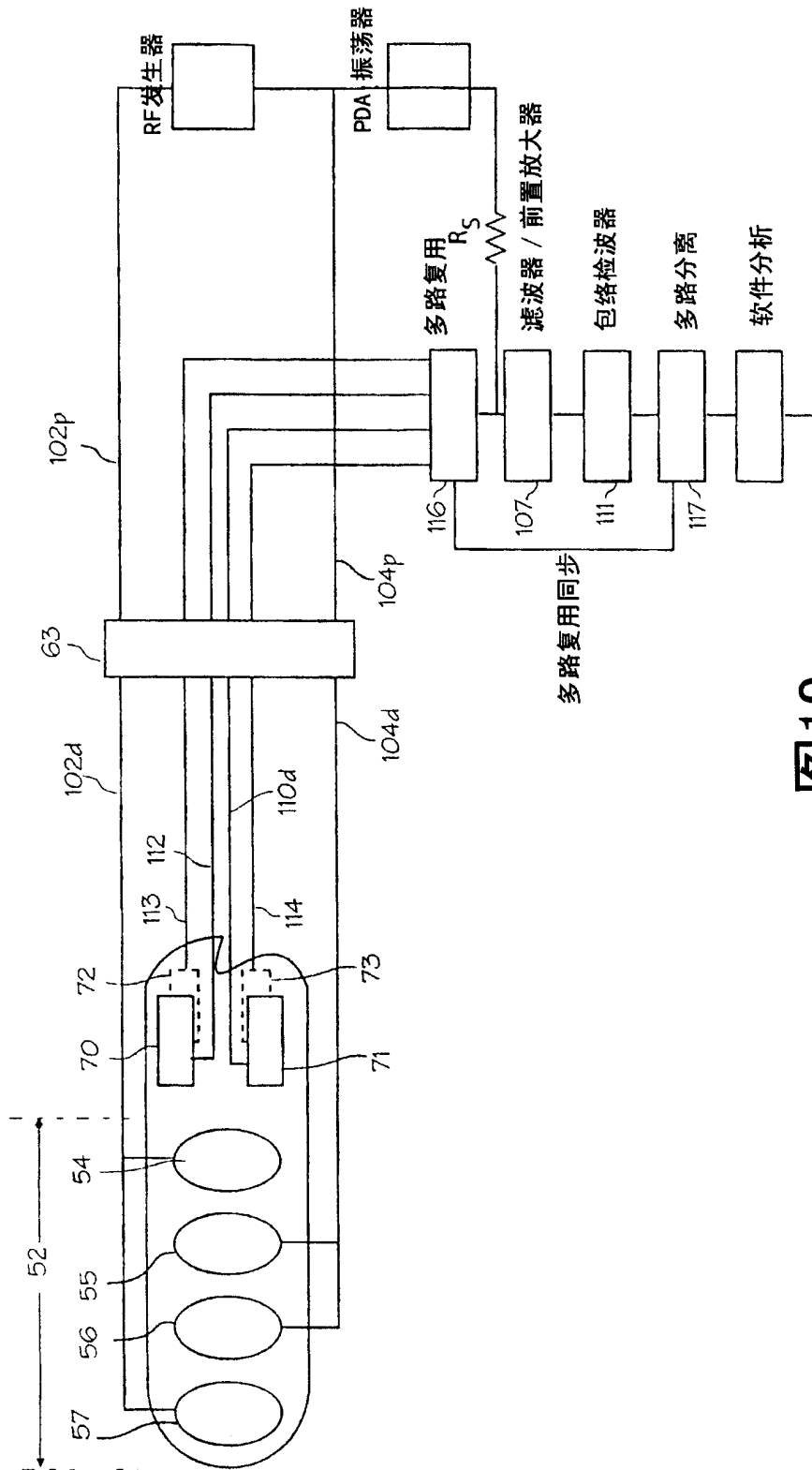


图19

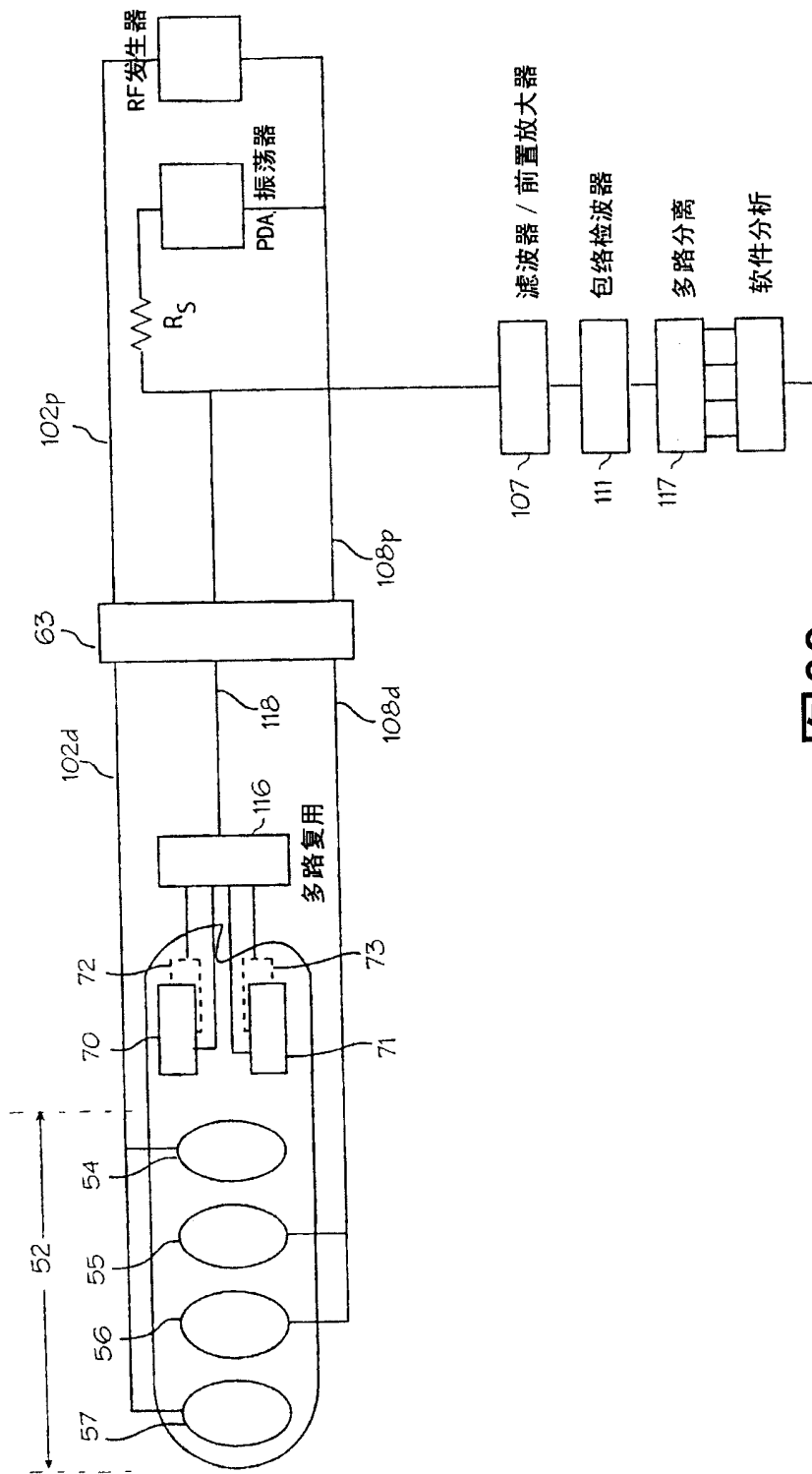


图20