



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103505289 A

(43) 申请公布日 2014.01.15

(21) 申请号 201310254473.X

(22) 申请日 2013.06.25

(30) 优先权数据

61/664,555 2012.06.26 US

13/836,353 2013.03.15 US

(71) 申请人 科维蒂恩有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 G·H·阿茨 D·R·彼得森

J·D·布兰南 J·R·万图诺

E·W·拉森

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专  
利商标事务所 11038

代理人 袁玥

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

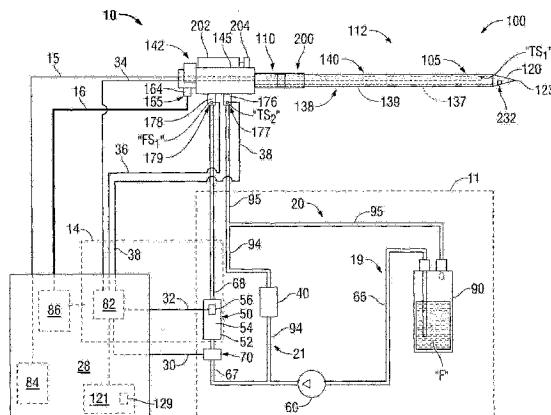
权利要求书1页 说明书18页 附图5页

(54) 发明名称

用于增强能量输送设备在组织内的超声可见  
性的方法与系统

(57) 摘要

本公开涉及用于增强能量输送设备在组织内  
的超声可见性的方法与系统。根据本公开的各  
方面，提供了通常包括用于在插入或嵌入组织时向  
组织输送能量的至少一个能量输送设备的电外科  
系统。如本领域中众所周知的，能量输送设备可以  
是用于消融组织的组织消融设备，例如消融探头、  
针等。电外科系统包括用于在超声检查过程中增  
强能量输送设备的超声可见性的至少一个结构和  
/或操作特性。



1. 一种电外科系统,包括:

能量输送设备,适于把能量引导到组织;及

振动设备,与能量输送设备机械连通,用于在所述振动设备被激励时把振动能量发送到所述能量输送设备,所述振动能量使所述能量输送设备振动。

2. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括手柄组件,而且其中振动设备耦合到该手柄组件。

3. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括连接到振动设备的重锤。

4. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备选自包括电极、探头和天线的组。

5. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括连接到能量输送设备的轮毂,其中振动设备利用该轮毂定位。

6. 如权利要求1所述的电外科系统,其中振动设备是电动机。

7. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括控制器,用于以下中的至少一个:调节振动设备的速度以便确定能量输送设备的共振频率,及调节振动设备的速度以便确定与电外科系统操作通信的超声成像系统的谐振频率。

8. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括控制器,用于扫描振动设备的频率。

9. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括位于能量输送设备的远端的至少一个加速度计。

10. 如权利要求1所述的电外科系统,还包括与能量输送设备的远端流体连通的组件,用于把流体输送到该远端,而且其中所述组件使得气泡从该远端释放。

11. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备包括在其中限定的气腔。

12. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备包括金属带。

13. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备包括在该能量输送设备的外表面周围缠绕的金属丝。

14. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备的外表面是多面的。

15. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备的远端包括以下中的至少一个:多个凹窝和多个突起。

16. 如权利要求1所述的电外科系统,其中能量输送设备的远端包括凹表面。

17. 一种用于增加电外科系统的能量输送设备在组织内的超声可见性的方法,该方法包括:

为电外科系统提供与能量输送设备机械连通的振动设备;

激励振动设备,用于在超声检查过程中把振动能量发送到所述能量输送设备,其中所述振动能量使所述能量输送设备振动,使得所述能量输送设备的超声可见性增加。

18. 如权利要求17所述的方法,还包括利用电外科系统的手柄组件定位振动设备。

19. 如权利要求17所述的方法,还包括以下中的至少一个:调节振动设备的速度以便确定能量输送设备的共振频率,及调节振动设备的速度以便确定与电外科系统操作通信的超声成像系统的谐振频率。

20. 如权利要求17所述的方法,还包括扫描振动设备的频率。

# 用于增强能量输送设备在组织内的超声可见性的方法与系统

## 技术领域

[0001] 本公开涉及适于组织消融应用的电外科设备，而且，更具体地说，涉及用于增强能量输送设备在组织内的超声可见性的方法与系统。

## 背景技术

[0002] 某些疾病的治疗需要破坏恶性组织生长，例如肿瘤。电磁辐射可以用于加热并破坏肿瘤细胞。治疗可以涉及把消融探头插入已经识别出癌性肿瘤的组织。一旦探头被定位，电磁能量就通过探头传递到周围组织中。

[0003] 在例如癌症的疾病的治疗中，已经发现某些类型的肿瘤细胞在稍低于通常对健康细胞有害的温度的升高的温度下变性。已知的治疗方法，例如高热疗法，把患病细胞加热至高于 41° C 的温度，同时保持相邻的健康细胞低于发生不可逆的细胞破坏的温度。这些方法涉及应用电磁辐射来加热、消融和 / 或凝固组织。微波能量有时候用于执行这些方法。利用电磁辐射加热组织的其它程序还包括组织的凝固、切割和 / 或消融。

[0004] 已经开发出了用于多种用途和应用的、利用电磁辐射的电外科设备。有多种设备可以用于短时段提供高能量爆发，以便对各种组织实现切割和凝固效果。有多种不同类型的装置可以用于执行消融程序。一般来说，用在消融程序中的微波装置包括充当能量源的微波发生器及具有用于把能量引导到目标组织的天线组件的微波外科器械（例如，微波消融探头）。微波发生器和外科器械一般由具有多个导体的线缆组件操作耦合，用于把微波能量从发生器发送到器械，并且用于在器械与发生器之间传送控制、反馈和识别信号。

[0005] 有几种类型可以用在组织消融应用中的微波探头，例如，单极、偶极和螺旋的。在单极和偶极天线组件中，微波能量通常远离导体的轴垂直地辐射。单极天线组件一般包括单个长导体。典型的偶极天线组件包括两个长导体，这两个导体相对于彼此线性对准并端对端地定位，中间放置电绝缘体。螺旋天线组件包括各种维度（例如，直径和长度）的螺旋形状的导体配置。螺旋天线组件的主要操作模式是正常模式（宽边），其中由螺旋辐射出的场在与螺旋轴垂直的平面内最大化，还有轴向模式（端射），其中最大辐射沿螺旋轴。

[0006] 在某些程序过程中，探头可以直接插入组织、通过腔管（例如静脉、针或导管）插入或者利用外科技术放到体内。多种探头可以用于协同创建大的消融或者同时消融分离的位置。

[0007] 超声检查或计算机断层摄影（CT）引导可以在消融治疗之前使用，用于帮助放置探头。通过记录引导到组织中并且被密度存在变化的组织平面反射的高频超声波或声波的脉冲回声，超声检查是对体内深处结构的成像。密度的变化沿两种类型的组织之间或者组织与非解剖结构（例如能量输送设备，如组织内的消融探头）之间的平面或边界存在。由于不同类型解剖结构及组织内非解剖结构之间的不同声学阻抗，超声检查产生体内解剖与非解剖结构的可视图像。

[0008] 但是，在某些外科程序过程中，难以利用超声检查可视化体内的消融探头、针、导

管等。因此,难以把外科器械引导到体内正确的地点和 / 或位置,例如,把消融探头引导到要消融的组织块中。由此,需要增强超声检查过程中外科器械(尤其是能量输送设备)在组织内的可视化的技术与改进。

## 发明内容

[0009] 本公开的各种实施例提供了用于增强能量输送设备的超声可见性的方法与系统。如在此所使用的,术语“远”指所描述的离用户更远的部分,而术语“近”指所描述的离用户更近的部分。另外,就彼此一致 的程度而言,在此所述的任何方面都可以与在此所述的任何其它方面结合使用。

[0010] 术语“超声可见性”在这里定义为超声检查过程中对象在组织内可见或者可与周围组织区分开的量。术语“能量输送设备”在这里定义为包括能够输送能量到组织的任何外科器械、设备或装置,其中的能量包括但不限于射频和微波能量。尽管本公开描述了增强能量输送设备的超声可见性,但是本领域技术人员可以具体化在此所述的新颖方面,以便增强在组织内插入、植入、引导、定位等的其它设备的超声可见性,这些其它设备例如外科补片、支架、金属棒、脊柱植入物、人工关节等。

[0011] 根据本公开的各方面,提供了通常包括用于在插入或嵌入组织内时向组织输送能量的至少一个能量输送设备的电外科系统。如本领域中众所周知的,能量输送设备可以是用于消融组织的组织消融设备,例如消融探头、针等。电外科系统包括用于在超声检查过程中增强能量输送设备的超声可见性的至少一个结构和 / 或操作特性。

[0012] 根据本公开,公开了用于增强超声检查过程中例如消融探头的能量输送设备的至少一个结构的超声可见性的不同方面,所述增强又有助于能量输送设备在组织内的定位和放置。所述至少一个结构可以包括但不限于,从手柄组件或轮毂(hub)延伸的柄、消融探头、消融针、位于消融探头远端的套管针及冷却套。

[0013] 在本公开的一个方面,例如消融探头的能量输送设备在组织内的超声可见性是通过机械振动来增强的。根据本公开的这方面,提供了能够执行组织消融的电外科系统。该电外科系统包括手柄组件、至少部分地位于柄内并且从手柄组件延伸的能量输送设备,及高速电动机。该电外科系统还包括用于激活能量输送设备和电动机的控制装置。电动机可以由电池或者由发电机供电,从而给电外科系统提供动力。电外科系统还可以包括用于激励泵(例如蠕动泵)的控制装置,用于使冷却流体循环通过能量输送设备。控制装置可以在手柄组件上提供。

[0014] 电动机在能量输送设备的近端位于手柄组件内。电动机经机械链接组件与位于能量输送设备内部在其远端的重锤(例如偏心重锤)操作机械连通。

[0015] 在能量输送设备放置到组织内的过程中或者在期望能量输送设备在组织内的增强的超声可见性的任何时候,都激励电动机,由此造成重锤在能量输送设备的远端的振动。重锤的振动使能量输送设备振动。振动的能量输送设备增强了其超声可见性。

[0016] 在本公开的类似的方面,高速电动机放在手柄组件上。例如偏心重锤的重锤连接到电动机。当电动机被激励时,机械振动能量传输或发送到能量输送设备的远端,使能量输送设备振动。振动的能量输送设备增强了其超声可见性。

[0017] 以上所述的机械振动方面的变化包括调节电动机的速度以便确定能量输送设备

的共振频率、调节电动机的速度以便确定超声成像系统的谐振频率及在能量输送设备的远端定位重锤中的至少一个。

[0018] 在本公开的又一方面，电外科系统包括控制器，例如处理器，用于执行上述机械振动动作中的至少两个或更多个，用于振动能量输送设备，例如快速改变或扫描(sweep)频率，以便允许能量输送设备持续地通过能量输送设备的共振频率或者超声成像系统的谐振频率。

[0019] 在与以上关于具有手柄组件的电外科系统所述的那些类似的各方面中，与手柄组件相反，电外科系统可以是具有轮毂的类型，能量输送设备可以从该轮毂延伸。在这种电外科系统中，电动机可以在轮毂上或者其中定位，用于把机械振动能量传输到能量输送设备的远端。

[0020] 在本公开的另一方面，能量输送设备在组织内的超声可见性是通过液压振动来增强的。根据本公开的这方面，可以使电外科系统的能量输送设备通过循环冷却流体来振动。在本公开的类似方面，电外科系统的能量输送设备的超声可见性是通过选择性地阻挡冷却流体的流体流来增强的。这在流体流中造成高压脉冲。高压脉冲又造成能量输送设备的振动，这增强了能量输送设备的超声可见性。

[0021] 在本公开的又一类似方面，控制装置可以用于控制泵的速度。在较高的泵速，通过能量输送设备循环冷却流体的流体压力增加，由此造成能量输送设备的增加的振动。在本公开的类似方面，还可以调节泵速，来确定能量输送设备的共振频率或者超声成像系统的谐振频率。

[0022] 在本公开的另一方面，电外科系统包括与泵操作连通的脉动设备。该脉动设备快速交替变换流体流的方向，用于实现能量输送设备中的最大液压变化和能量输送设备的振动。能量输送设备的振动增强了能量输送设备的超声可见性。

[0023] 在本公开的又一方面，电外科系统能够执行上述用于振动能量输送设备的液压振动动作中的至少两个或更多个，例如在控制器(例如处理器)快速改变或扫描频率的同时阻挡流体流，以便允许能量输送设备持续地通过超声成像系统的共振频率(或谐振频率)。

[0024] 在本公开的另一方面，能量输送设备在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备的远端或者其附近(例如在消融探头的尖端、RF电极或微波天线或者其附近)提供气腔来增强的。该气腔是通过在能量输送设备周围沿圆周(例如在消融探头周围在其尖端附近沿圆周)创建环形槽创建的。该环形槽提供了气袋。气袋可以在热收缩被放置到能量输送设备的顶部之上时创建。在放置过程中气袋增强了能量输送设备的超声可见性，因为，由于密度和声学属性的不同，与周围组织相比，空气具有非常高的超声对比度。

[0025] 在本公开的又一方面，能量输送设备在组织内的超声可见性是通过把金属带定位到能量输送设备来增强的，例如把金属带定位到从手柄组件延伸的柄或冷却套上、定位到消融探头或针的远端或者定位到位于消融组件远端的套管针与冷却套之间。金属带可以具有小的凹窝，以便进一步增强能量输送设备的超声可见性。

[0026] 在本公开的又一方面，能量输送设备在组织内的超声可见性是通过使能量输送设备的冷却套或柄的形状为多面的(multi-sided)来增强的，例如使能量输送设备的外表面呈六边形。冷却套或柄可以在能量输送设备的辐射部分的区域或者其附近(例如在消融探头的远端或者其附近)是多面的。冷却套或柄的平或基本平的侧面增强了能量输送设备的

超声可见性。至少一侧的表面可以是凹的和 / 或具有小的凹窝,用于能量输送设备的增强的超声可见性。

[0027] 在本公开的另一方面,能量输送设备在组织内的超声可见性是通过利用多根金属丝缠绕能量输送设备来增强的。金属丝可以是单独的回环或者以线圈或弹簧的形式缠绕。金属丝放在能量输送设备的辐射部分附近,以便帮助识别辐射部分的开始,而不干扰所发射的能量,例如微波能量。在 RF 电极的情况下,例如 Cool-tip<sup>TM</sup> 电极,金属丝还可以放在辐射部分的有源区域之上。

[0028] 在本公开的又一方面,能量输送设备在组织内的超声可见性是通过沿柄的内室或者在沿柄放置的囊或球囊中添加流体(例如凝胶、液体或气体)来增强的。当期望能量输送设备的超声可见性时,所述内室、囊或球囊可以充有流体,例如空气。在一种配置中,在超声检查过程中,流体添加在冷却套与最外面的热收缩(例如 PET 热收缩)之间。如果液体用作流体,超声能量被吸收,而且,与周围组织相比,液体看起来更暗。如果空气用作流体,超声能量被反射,而且,与周围组织相比,空气看起来更亮。流体可以在能量输送设备在组织内的引导、定位和放置过程中添加,而且可以在消融程序过程中除去。囊或球囊可以定位在能量输送设备的辐射部分附近的区域中或者辐射部分上。

[0029] 在本公开的另一方面,能量输送设备在组织内的超声可见性是通过增加能量输送设备的远端或者其附近的(例如在套管针的)超声反射来增强的。超声反射是通过在远端创建凹表面和 / 或对远端的表面添加多个凹窝来增加的。超声可见性还通过使套管针多面来增加。

[0030] 远端可以由陶瓷材料制成,其被模塑成在其上具有凹表面和 / 或多个凹窝。凹表面和 / 或多个凹窝增加了由能量输送设备反射的超声能量的量,由此增强了超声可见性。凹窝还可以在能量输送设备的冷却套、柄、热收缩或其它结构上添加。

[0031] 在本公开的另一方面,能量输送设备在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备的远端或者辐射部分附近释放气泡来增强的。气泡增加了能量输送设备的远端或者其附近的超声反射。气泡可以通过利用阳极和阴极布置的电解产生。

[0032] 最后,在本公开的又一方面,能量输送设备在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备的远端或者辐射部分或其附近添加硬材料的微球或突起来增强的,其中的硬材料例如陶瓷、玻璃、不锈钢等。微球或突起还可以在能量输送设备的冷却套、柄、热收缩或其它结构上添加。

[0033] 根据以上各方面,本公开提供了一种包括适于把能量引导到组织的能量输送设备的电外科系统。所述系统还包括与能量输送设备机械连通的振动设备,用于在振动设备被激励时把振动能量发送到能量输送设备。振动能量使能量输送设备振动。该电外科系统还包括连接到振动设备的重锤,例如偏心重锤。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0034] 该电外科系统还包括连接到能量输送设备的轮毂。振动设备可以利用该轮毂定位。振动设备是电动机。

[0035] 所述电外科系统还包括控制装置或控制器,例如处理器,用于调节振动设备的速度以便确定能量输送设备的共振频率及调节振动设备的速度以便确定与该电外科系统操作连通的超声成像系统的谐振频率中的至少一个。控制器还可以扫描振动设备的频率。至少一个加速度计定位在能量输送设备的远端。

[0036] 所述电外科系统还包括与能量输送设备的远端流体连通的组件,用于把流体输送到该远端。该组件使得气泡从远端释放。

[0037] 能量输送设备包括在其中限定的气腔。能量输送设备可以还包括金属带。

[0038] 能量输送设备包括在该能量输送设备的外表面周围缠绕的金属丝。能量输送设备的外表面可以是多面的。能量输送设备的远端可以包括多个凹窝和多个突起二者中的至少一个。能量输送设备的远端可以包括凹表面。

[0039] 本公开还提供了用于增加电外科系统的能量输送设备在组织内的超声可见性的方法。该方法包括为电外科系统提供与能量输送设备机械连通的振动设备。该方法还包括激励该振动设备,用于在超声检查过程中把振动能量发送到能量输送设备。振动能量使能量输送设备振动,并由此增加能量输送设备的超声可见性。

[0040] 该方法还包括利用电外科系统的手柄组件定位所述振动设备。

[0041] 该方法还包括调节振动设备的速度以便确定能量输送设备的共振频率及调节振动设备的速度以便确定与电外科系统操作连通的超声成像系统的谐振频率中的至少一个。该方法可以还包括扫描振动设备的频率。

[0042] 在根据本公开的附加实施例中,提供了一种电外科系统,该电外科系统包括:适于把能量引导到组织的能量输送设备;及在该能量输送设备上定位的金属带。金属带可以固定地或者可拆卸地在能量输送设备上定位。金属带包括多个凹窝。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0043] 在根据本公开的另一附加实施例中,提供了一种电外科系统,该电外科系统包括适于把能量引导到组织的能量输送设备。能量输送设备在其远端限定了气腔。能量输送设备可以是在远端具有套管针的探头,而且其中气腔是在该套管针附近限定的。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0044] 根据本公开的另一实施例,还提供了一种电外科系统,包括:适于把能量引导到组织的能量输送设备;及具有在能量输送设备上定位的可膨胀球囊和与流体源流体连通的至少一个管道的球囊组件,其中管道用于把流体输送到球囊和从其收回流体,以便选择性地使球囊膨胀或收缩。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0045] 根据本公开的另一实施例,还提供了一种电外科系统,包括:适于把能量引导到组织的能量输送设备;及液压组件。该液压组件包括与能量输送设备的远端流体连通的流体源。该液压组件还包括用于选择性地阻挡和接通(unblock)流体流或者控制流体流的速率的流控制设备。该液压组件创建液压能量并把它发送到能量输送设备,用于振动能量输送设备。流控制设备可以是阀门。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0046] 该电外科系统还包括与流控制设备操作连通的脉动设备。该脉动设备交替变换流体流的方向。

[0047] 根据另一实施例,本公开还包括一种用于在超声检查过程中增加电外科系统的能量输送设备在组织内的超声可见性的方法。该方法包括为电外科系统提供与能量输送设备的远端流体连通的液压组件和流控制设备。该方法还包括控制流控制设备,用于选择性地阻挡和接通流体流,或者控制流体流的速率,以便创建并向能量输送设备发送液压能量,从而振动能量输送设备。流控制设备可以是阀门。能量输送设备选自电极、探头和天线。

[0048] 控制步骤包括改变流控制设备的速度,以便选择性地调节流体流的速率。控制步

骤创建高压脉冲形式的液压能量并把它发送到能量输送设备。控制步骤是由处理器单元执行的。控制步骤包括控制流体流被阻挡的时间量。控制步骤还包括控制流体流的速率。控制步骤还包括利用从至少一个温度传感器接收到的温度数据控制流控制设备。

[0049] 该方法还包括在能量输送设备上定位流控制设备。该方法还包括利用液压组件来冷却能量输送设备。此外，该方法包括调节流控制设备的速度，以便确定能量输送设备的共振频率或者执行超声检查的超声成像系统的谐振频率。

[0050] 该方法还包括交替变换流体流的方向。此外，该方法包括扫描频率，以便允许能量输送设备通过执行超声检查的超声成像系统的共振频率或谐振频率。

## 附图说明

[0051] 当参考附图阅读其各种实施例的描述时，对本领域普通技术人员来说，目前所公开的用于增强能量输送设备在组织内的超声可见性的方法与系统的目标与特征将变得显而易见，在附图中：

[0052] 图 1A 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有能量输送设备和在轮毂上定位的振动设备；

[0053] 图 1B 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有能量输送设备和在轮毂内定位的振动设备；

[0054] 图 2 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和在该手柄组件内定位的振动设备；

[0055] 图 3 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和在该手柄组件上定位的振动设备；

[0056] 图 4 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和限定气腔的能量输送设备；

[0057] 图 5 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和具有金属带的能量输送设备；

[0058] 图 6 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和具有多面远端的能量输送设备；

[0059] 图 7 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和能量输送设备，其中金属丝在该能量输送设备的外表面的周围缠绕；

[0060] 图 8 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和具有可膨胀的球囊的能量输送设备图；及

[0061] 图 9 是根据本公开一实施例的电外科系统的示意图，该电外科系统具有手柄组件和能量输送设备，其中该能量输送设备在远端具有多面套管针和突起。

## 具体实施方式

[0062] 下文中，参考附图描述用于增强电外科系统的能量输送设备（或者其它部件）在组织内的超声可见性的目前所公开的方法与系统的实施例。贯穿附图的描述，相似的标号可以指类似或完全相同的元件。

[0063] 本描述可以使用短语“在一实施例中”、“在实施例中”、“在有些实施例中”或者“在

其它实施例中”，这些短语中的每一个都可以指根据本公开的一个或多个相同或不同的实施例。对于本描述，形式为“A/B”的短语意味着A或者B。对于本描述，形式为“*A和/或B*”的短语意味着“(A)、(B)或者(A和B)”。对于本描述，形式为“*A、B或C中的至少一个*”的短语意味着“(A)、(B)、(C)、(A和B)、(A和C)、(B和C)或者(A、B和C)”。

[0064] 根据本公开，提供了通常包括至少一个能量输送设备的电外科系统，当插入或嵌入到组织内时，能量输送设备把能量输送到组织。该电外科系统包括用于在超声检查过程中增强能量输送设备在组织内的超声可见性的至少一个结构和/或操作特性。

[0065] 利用超声成像系统增强能量输送设备的超声可见性对于在经皮肤的和外科程序过程中帮助放置能量输送设备是有益的。这是因为在组织与能量输送设备之间存在非常小的超声对比度，这使得在能量输送设备通过组织时难以区分能量输送设备。

[0066] 如本领域中众所周知的，能量输送设备可以是用于消融组织的组织消融设备，例如消融探头、针等。在描述本公开的各种实施例中为了示例性的目的，消融探头是包括流体冷却天线组件的消融探头。

[0067] 此外，为了示例性的目的，在此所述的电外科系统包括控制到消融探头的流体流的速率的热反馈。预期本公开用于增强电外科系统的能量输送设备或者其它部件在组织内的超声可见性的实施例可以实现、集成和/或以别的方式结合在这里未描述或提到的其它系统与能量输送设备中。本公开的实施例对某些系统(尤其是电外科系统)的描述仅仅是示例性的而不应当认为是把在此所述的实施例限定到只有这些系统及其变体。即，例如，实施例可以利用处于微波频率或其它频率的电磁辐射来实现。

[0068] 根据各种实施例，电外科系统设计并配置成工作在大约300MHz与大约10GHz之间。如在此所描述的，用于增强能量输送设备的超声可见性的系统可以结合各种类型的设备来使用，例如具有直的或回环形辐射天线部分的微波天线组件等，这些设备可以插入要治疗的组织中。

[0069] 利用用于增强能量输送设备的超声可见性的方法与系统的目前所公开的电外科系统的各种实施例适于微波消融并且用于预凝固要进行微波消融辅助的外科手术切除的组织。尽管以下所述的各种方法与系统针对目标组织的消融与完全破坏，但是应当理解，用于引导电磁辐射的方法可以供其中目标组织被部分破坏或损伤的其它疗法使用，例如，为了防止电脉冲在心脏组织中的传导。

[0070] 图1A示出了根据本公开一实施例的电外科系统10，系统10包括：形式为消融探头100的能量输送设备；电外科发电源28，例如微波或RF电外科发电机；及与能量输送设备100的远端流体连通的电解组件84。根据本公开的一个实施例，电解组件84使得气泡在消融探头100的远端生成和释放，以便增强超声可见性。

[0071] 气泡是由电解组件84通过利用阳极和阴极布置的电解产生的。气泡增强了超声检查过程中消融探头100的超声可见性。气泡反映超声检查过程中由超声发生器输送的超声能量，使得它们与周围组织和消融探头相比来说更亮。相应地，通过注意更亮的对比度，可以确定组织内消融探头100的远端的地点和位置。

[0072] 电外科系统10还包括与冷却剂供应系统11操作关联的反馈控制系统14。探头100操作耦合到电外科发电源28，并且布置成与冷却剂供应系统11流体连通。

[0073] 在有些实施例中，冷却剂供应系统11的一个或多个部件可以完全或部分地集成

到电外科发电源 28 中,在本描述中随后更具体描述的冷却剂供应系统 11 适于向探头 100 提供冷却剂流体“F”。在本描述中随后更具体描述的探头 100 可以与配置成向探头 100 提供电和 / 或冷却剂连接的轮毂 142 整体关联。

[0074] 在有些实施例中,电外科系统 10 包括能够生成指示与其接触的介质的温度的信号的一个或多个传感器(在这里被称为温度传感器)和 / 或能够生成指示流体流的速率的信号的一个或多个传感器(在这里被称为流传感器)。在这种实施例中,反馈控制系统 14 可以适于利用从与探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道操作关联的一个 或多个温度传感器和 / 或一个或多个流传感器输出的一个或多个信号向探头 100 提供流体流的热反馈控制的速率。

[0075] 如图 1A 所示的探头包括应变消除装置 200。应变消除装置 200 固定到轮毂 142 的表面,以便在电外科程序过程中当探头 100 弯曲时抵消机械应力。如由几个图示出的,在有些实施例中,探头 100 可以从手柄组件延伸。

[0076] 在根据本公开的实施例中,如由图 1A 和 1B 示出的,能量输送设备(例如消融探头 100)在组织内的超声可见性是通过机械振动来增强的。图 1A 的电外科系统 10 具有电动机 202。电动机 202 在消融探头 100 从其延伸的轮毂 142 上定位。电动机 202 可以包括偏心重锤(weight)204。电动机 202 和偏心重锤 204 使得当电动机 202 被激励时机械振动能量从消融探头 100 的近端传输或发送到消融探头 100 的远端。机械振动能量使消融探头 100, 包括其远端在内, 振动。消融探头 100 的振动的远端具有比不振动的远端更大的超声可见性。

[0077] 电动机 202 还可以在轮毂 142 内部定位,如图 1B 所示。当电动机 202 位于轮毂 142 内时,偏心重锤 204A 可以在消融探头 100 的远端提供。偏心重锤 204A 经机械链接组件 206 (例如刚性杆) 机械连接到电动机 202, 其中机械链接组件 206 设计成从电动机 202 向偏心重锤 204A 传输机械振动能量。机械振动能量使位于探头 100 远端的偏心重锤 204A 振动, 并由此把振动能量传至消融探头 100 的远端。振动能量使消融探头 100, 尤其是其远端, 振动, 并由此增加探头 100 的超声可见性。

[0078] 图 2-4 说明了具有手柄组件 208 的电外科系统 10A。在由图 2 所示的第一实施例中,手柄组件 208 在其中提供了电动机 210, 类似于图 1B 所示的实施例。电动机 210 可以是本领域中已知的高速电动机。电动机 210 与位于消融探头 214 的远端的偏心重锤 212 操作连通。

[0079] 偏心重锤 212 经机械链接组件 216 机械连接到电动机 210, 其中机械链接组件 216 设计成从电动机 210 通过探头 214 的纵向构件 213 (例如柄或者冷却套) 向偏心重锤 212 传输机械振动能量。链接组件 216 可以包括一个或多个刚性杆。机械振动能量使偏心重锤 212 振动, 并由此把振动能量传至消融探头 214 的远端 211。振动能量使消融探头 214, 尤其是其远端 211, 振动, 并由此增加探头 214 的超声可见性。手柄组件 208 可以包括一个或多个控制装置 217, 用于操作电外科系统的消融探头 214, 包括在超声检查过程中激励电动机 210 或者其它振动设备。

[0080] 电动机 210 还可以在手柄组件 208 上,如图 3 所示,类似于如图 1A 所示的轮毂 142 上的电动机 210。当电动机 210 在手柄组件 208 上定位时,偏心重锤 212A 可以经机械连接 219, 例如至少一个刚性杆, 连接到手柄组件 208。电动机 210 的激活把机械振动能量经探头

214 的纵向构件 213 (例如柄或者冷却套) 传输到探头 214 的远端 211。机械振动能量使消融探头 214 的远端 211 振动，并由此增加探头 214 的超声可见性。消融探头 214 的振动的远端具有比不振动的远端更大的超声可见性。

[0081] 以上所述机械振动实施例的变化包括使用控制装置 217 或者控制器，例如处理器，来执行以下至少一个：调节电动机或其它振动设备的速度以便确定能量输送设备 100、214 的共振频率，及调节电动机 210 的速度以便确定与电外科系统操作连通的超声成像系统的谐振频率。

[0082] 预期电外科系统可以包括控制器，例如处理器，用于执行上述用于振动能量输送设备的机械振动动作中的至少两个或更多个，例如，快速改变或扫描频率，以便允许能量输送设备持续地通过能量输送设备的共振频率或者用于执行超声检查的超声成像系统的谐振频率。

[0083] 在实施例中，能量输送设备的振动可以通过使用除电动机之外的、能够生成机械振动能量的其它振动设备(例如微电机、IC 芯片、电磁体等) 来实现。

[0084] 在图 1A 和 1B 所示的电外科系统 10 的实施例中，处理器单元 82 位于电外科发电源 28 内或者以别的方式与其关联。处理器单元 82 可以通信耦合到电外科发电源 28 的一个或多个部件或模块，例如用户接口 121 和发电机模块 86。处理器单元 82 可以附加地，或者替代地，通信耦合到一个或多个温度处理器(例如，图 1A 和 1B 中所示的两个传感器“TS<sub>1</sub>”和“TS<sub>2</sub>”) 和 / 或一个或多个流传感器(例如，图 1A 和 1B 中所示的一个传感器“FS<sub>1</sub>”)，用于接收一指示温度的个或多个信号(在这里被称为温度数据)和 / 或指示流速率的一个或多个信号(在这里被称为流数据)。可以提供传输线，以把温度传感器、流传感器和 / 或其它传感器，例如压力传感器，耦合到处理器单元 82。

[0085] 电外科发电源 28 可以包括任何适用于电外科设备的发电机，而且可以配置成提供各种频率的电磁能量。在有些实施例中，电外科发电源 28 配置成提供从大约 300MHz 到大约 10GHz 的工作频率的微波能量。在有些实施例中，电外科发电源 28 配置成提供从大约 400KHz 到大约 500KHz 的工作频率的电外科能量。

[0086] 探头 100 可以包括任何合适类型的一个或多个天线，例如适用于组织消融应用中的天线组件(或者天线阵列)。为了方便解释和理解，探头 100 被描述为包括单个天线组件 112。在有些实施例中，天线组件 112 基本上位于护套 138 中。探头 100 通常包括在天线组件 112 周围限定的冷却剂室 137。在有些实施例中，冷却剂室 137 包括由护套 138 限定的内腔。

[0087] 探头 100 可以包括耦合到天线组件 112 的馈线 110。可以提供传输线 16，以把馈线 110 电耦合到电外科发电源 28。馈线 110 可以耦合到连接轮毂 142，以方便冷却剂和 / 或缓冲流体流进入和离开探头 100，其中连接轮毂 142 在本描述中随后更具体地描述。

[0088] 在图 1A 和 1B 所示并且根据本公开的实施例中，反馈控制系统 14 与流控制设备 50 操作关联，流控制设备 50 布置成与流体耦合到探头 100 的冷却剂供应系统 11 的流体流路径(例如，第一冷却剂路径 19) 流体连通。流控制设备 50 可以包括能够调整或控制流经流控制设备 50 的流体流的速率或者选择性地阻挡流体流的任何合适设备，例如，可以操作成选择性地阻止或限制流体流通过其中的通道的任何合适类型的阀门，主要是为了使得高压脉冲形式的液压能量传输或发送到消融探头 100。

[0089] 液压能量经通过消融探头 100 的流体流路径传输或发送,使消融探头 100 振动。消融探头 100 的振动增强了其超声可见性。可以想象到,一个或多个附加流控制设备可以定位在沿流体流路径的不同位置,包括在消融探头 100 上,用于选择性地阻挡和接通流体流,以便把液压能量传输到消融探头 100,尤其是传输到消融探头 100 的锥形部分 120。液压能量造成消融探头 100 的振动,这增强了其超声可见性。

[0090] 在实施例中,流控制设备 50 可以包括具有阀门体 54 和操作耦合到阀门体 54 的机电激励器 56 的阀门 52。阀门体 54 可以实现为球阀、闸阀、蝶阀、旋塞阀或者任何其它合适类型的阀门。在图 1A 和 1B 所示的实施例中,激励器 56 经传输线 32 通信耦合到处理器单元 82。处理器单元 82 可以配置成通过激活激励器 56 来控制流控制设备 50,以便选择性地阻挡流体流,或者调节流体耦合到连接轮毂 142 的流体流路径(例如,冷却剂供应系统 11 的第一冷却剂路径 19)中的流体流速率,以便实现期望的流体流速率。流体流被阻挡的时间量或者期望的流体流速率可以由与处理器单元 82 关联的计算机程序和 / 或逻辑电路确定。流体流被阻挡的时间量或者期望的流体流速率可以附加地,或者替代地,选自查找表或者由计算机算法确定。

[0091] 在根据本公开的其它实施例中,控制装置可以用于控制泵的速度,以便创建传输到或发送到消融探头 100 的高压脉冲。例如,代替阀门,多速泵可以在流体流路径上提供,类似于以下进一步描述的流体运动设备 60,而且处理器单元 82 可以配置成改变泵的速度,以便选择性地调节流体流速率,以获得期望的流体流速率,并且选择性地开启或关闭泵。

[0092] 在较高的泵速,通过能量输送设备的循环冷却流体的流体压力增加,由此造成能量输送设备 100 的增加的振动。泵的速度还可以被调节成确定能量输送设备 100 的共振频率或者执行超声检查的超声成像系统的谐振频率。

[0093] 在本公开的另一实施例中,电外科系统 10 包括与泵操作连通的脉动设备。该脉动设备快速地交替变换流体流的方向,用于实现能量输送设备 100 内的最大液压变化和能量输送设备 100 的振动。能量输送设备 100 的振动增强了能量输送设备 100 的超声可见性。

[0094] 在本公开的又一实施例中,电外科系统 10 执行用于振动能量输送设备 100 的以上所述的至少两个或更多个液压振动动作,例如在控制器(例如处理器)快速改变或扫描频率的同时阻挡流体流,以便允许能量输送设备 100 持续地通过超声成像系统的共振频率(或者谐振频率)。

[0095] 处理器单元 82 还可以配置成基于利用从一个或多个温度传感器(例如,“ $TS_1$ ”和“ $TS_2$ ”)接收到的温度数据对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50。

[0096] 继续参考图 1A 和 1B,电外科系统 10 包括布置成与导流路径 21 流体连通的合适压力释放设备 40,这条路径允许流体运动设备 60 以基本上恒定的速度和 / 或在近恒定的负载(头压力)下运行,而不管第一冷却剂路径 19 中流体流速率的选择性调节。根据本公开,利用布置成与导流路径 21 流体连通的合适压力释放设备 40 可以允许流体运动设备 60 被实现为单速设备,例如单速泵。

[0097] 反馈控制系统 14 可以利用存储在查找表中的数据“D”(例如,代表温度数据到设置的映射的数据,所述设置用于适当地调节流控制设备 50 的一个或多个操作参数,以便获得期望的温度和 / 或期望的消融)或者其它数据结构,来确定期望的流体流速率。在图 1A 和 1B 所示的实施例中,电外科系统 10 包括能够生成指示与其接触的介质的温度的信号的

第一温度传感器“ $TS_1$ ”和能够生成指示与其接触的介质的温度的信号的第二温度传感器“ $TS_2$ ”。反馈控制系统 14 可以配置成利用从第一温度传感器“ $TS_1$ ”和 / 或第二温度传感器“ $TS_2$ ”接收到的信号来控制流控制设备 50。

[0098] 在有些实施例中,电外科系统 10 包括例如经传输线 36 通信耦合到处理器单元 82 的流传感器“ $FS_1$ ”。在有些实施例中,流传感器“ $FS_1$ ”可以布置成与第一冷却剂路径 19 或者第二冷却剂路径 20 流体连通。处理器单元 82 可以配置成基于利用从流传感器“ $FS_1$ ”接收到的一个或多个信号对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50。在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成基于利用从流传感器“ $FS_1$ ”接收到的一个或多个信号结合从第一温度传感器“ $TS_1$ ”和 / 或第二温度传感器“ $TS_2$ ”接收到的一个或多个信号对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50。尽管图 1A 和 1B 中所示的电外科系统 10 包括一个流传感器“ $FS_1$ ”,但是备选实施例可以实现为具有适于提供对进入和 / 或离开探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道的流体流的速率的测量的多个流传感器。

[0099] 电外科系统可以附加地,或者替代地,包括一个或多个适于提供对探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道中的流体压力的测量的一个或多个压力传感器。在有些实施例中,与位于探头 100 内的压力传感器相反,电外科系统 10 包括布置成与冷却剂供应系统 11 的一个或多个流体流路径(例如,第一冷却剂路径 19)流体连通的一个或多个压力传感器(例如,压力传感器 70),从而降低探头 100 的成本和复杂度。

[0100] 在图 1A 和 1B 所示的实施例中,处理器单元 82 与布置成与冷却剂供应系统 11 的流体流路径流体连通的压力传感器 70 操作关联。处理器单元 82 可以经传输线 30 或者无线链路通信耦合到压力传感器 70。处理器单元 82 可以附加地,或者替代地,与位于探头 100 内的例如布置成与冷却剂室 137 流体连通的一个或多个压力传感器操作关联,用于监测探头 100 内的流体流压力。

[0101] 压力传感器 70 可以包括任何合适类型的压力传感器、压力换能器、压力发送器或者压力开关。压力传感器 70(在这里也称为“压力换能器”)可以包括多种部件,例如电阻性元件、电容性元件和 / 或压电电阻元件,而且可以位于冷却剂供应系统 11 中任何合适的位置。在有些实施例中,压力换能器 70 布置成与位于流体运动设备 60 和流控制设备 50 之间的第一冷却剂路径 19 流体连通,例如,放在流控制设备 50 处或者其附近。

[0102] 在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成基于利用从一个或多个压力传感器接收到的压力数据和 / 或从一个或多个加速度计 232 接收到的振动数据对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50 和 / 或控制流体流的其它阀门,用于把液压能量传输到消融探头 100。所述一个或多个加速度计可以在探头 100 的远端定位,如由图 1A 和 1B 所示。

[0103] 在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成基于利用从第一温度传感器“ $TS_1$ ”和 / 或第二温度传感器“ $TS_2$ ”和 / 或流传感器“ $FS_1$ ”接收到的一个或多个信号结合从压力换能器 70 和 / 或一个或多个加速度计 232 接收到的一个或多个信号对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50。所述一个或多个加速度计可以在探头 100 上定位,用于监测探头 100 从其轴(例如其纵轴)振动或移位的量。

[0104] 在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成基于由用户提供的时间与功率设置结合指示介质的温度的所感测到的温度信号来控制输送到天线组件 112 的功率量,其中介质例如冷却剂流体“F”,与和天线组件 112 和 / 或连接轮毂 142 操作关联的一个或多个温度

传感器接触。在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成,当处理器单元 82 接收到指示低于预定温度阈值的温度的所感测到的温度信号例如超过预定时间间隔时,减少输送到天线组件 112 的功率量。

[0105] 处理器单元 82 可以配置成利用基于从一个或多个压力处理器(例如压力换能器 70)接收到的压力数据对探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道中的流体的压力水平是否高于预定阈值的确定来控制与电外科发电源 28 关联的一个或多个操作参数。与电外科发电源 28 关联的操作参数的例子包括但不限于温度、阻抗、功率、电流、电压、工作模式及电磁能量施加的持续时间。

[0106] 在有些实施例中,代表压力值并且有可能被合适的部件(未示出)放大和 / 或调节的、压力换能器 70 的输出信号由处理器单元 82 接收并用于确定探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道中的流体的压力水平是否高于预定阈值,以便控制何时将功率输送到天线组件 112。在有些实施例中,响应确定探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道中的流体的压力水平低于预定阈值,处理器单元 82 可以配置成减小输送到天线组件 112 的功率量和 / 或停止在电外科发电源 28 和探头 100 之间的能量输送。在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成基于确定探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道中的流体的压力水平高于预定阈值而启用电外科发电源 28 和探头 100 之间的能量输送。

[0107] 在有些实施例中,压力换能器 70 适于输出预定信号,以指示感测到的压力低于压力释放设备 40 的爆发压力。与处理器单元 82 关联的计算机程序和 / 或逻辑电路可以配置成响应来自压力换能器 70 的信号而启用电外科发电源 28 和流控制设备 50。与处理器单元 82 关联的计算机程序和 / 或逻辑电路可以配置成,如果在启用到探头 100 的能量输送的点与检测到压力信号的时刻之间经过了某个时间量,则输出指示错误代码的信号和 / 或激活指示器单元 129,例如,以便确保在可以激活天线组件 112 之前流体运动设备 60 被开启和 / 或探头 100 正接收流体流。

[0108] 如图 1A 和 1B 中所示,馈线 110 把天线组件 112 耦合到连接轮毂 142。连接轮毂 142 可以具有多种合适的形状,例如圆柱形、矩形等。连接轮毂 142 通常包括限定出口流体端口 177 和入口流体端口 179 的轮毂体 145。轮毂体 145 可以包括从轮毂体 145 的一个或多个部分延伸的一个或多个分支,例如三个分支 164、178 和 176。在有些实施例中,从轮毂体 145 延伸的一个或多个分支可以配置成安置一个或多个连接器和 / 或端口,例如,以方便冷却剂流和 / 或缓冲流体进入和离开连接轮毂 142。

[0109] 在图 1A 和 1B 所示的实施例中,轮毂体 145 包括适于安置线缆连接器 165 的第一分支 164、适于安置入口流体端口 179 的第二分支 178 及适于安置出口流体端口 177 的第三分支 176。但是,应当理解,其它的连接轮毂实施例也可以使用。轮毂实施例的例子在 2009 年 3 月 10 日提交的名称为“COOLED DIELECTRICALLY BUFFERED MICROWAVE DIPOLE ANTENNA”的共同受让的美国专利申请序列号 12/401,268 和名称为“DEVICES AND METHODS FOR COOLING MICROWAVE ANTENNAS”的美国专利号 7,311,703 中公开,这两者的内容都通过引用并入本文。

[0110] 在有些实施例中,流传感器“ $FS_1$ ”布置成与第一冷却剂路径 19 流体连通,例如,布置在入口流体端口 179 内或者以别的方式与第二分支 178 关联,而第二温度传感器“ $TS_2$ ”布置成与第二冷却剂路径 20 流体连通,例如,布置在出口流体端口 177 内或者以别的方式与

第三分支 176 关联。在其它实施例中，第二温度传感器“ $TS_2$ ”可以布置在入口流体端口 179 内或者以别的方式与第二分支 178 关联，而流传感器“ $FS_1$ ”可以布置在出口流体端口 177 内或者以别的方式与第三分支 176 关联。

[0111] 冷却剂供应系统 11 通常包括具有通向探头 100 的第一冷却剂路径 19 和离开探头 100 的第二冷却剂路径 20 的基本上闭合的回路、冷却剂源 90 和例如布置成与第一冷却剂路径 19 流体连通流体运动设备 60。在有些实施例中，冷却剂供应系统 11 包括布置成与第一冷却剂路径 19 和第二冷却剂路径 20 流体连通的第三冷却剂路径 21（在这里也称为“导流路径”）。第一冷却剂路径 19、第二冷却剂路径 20 和第三冷却剂路径 21 的管道布局可以与图 1A 和 1B 中所绘出的配置不同。

[0112] 在有些实施例中，压力释放设备 40 可以布置成与导流路径 21 流体连通。压力释放设备 40 可以包括适于在预定设置压力打开并且以指定的过压力流动额定容量的任何类型的设备，例如，弹簧加载的压力释放阀门。在有些实施例中，适于阻止流体回流到第一冷却剂路径 19 中的一个或多个限流器设备（未示出）可以设置成与导流路径 21 流体连通。限流器设备可以包括止回阀或者任何其它合适类型的单向限流器或回流防止器，而且可以设置在导流路径 21 中任何合适的位置，以防止流体从导流路径 21 回流到第一冷却剂路径 19 中。

[0113] 在有些实施例中，第一冷却剂路径 19 包括从冷却剂源 90 通向流体运动设备 60 的第一冷却剂供应线 66、从流体运动设备 60 通向流控制设备 50 的第二冷却剂供应线 67 及从流控制设备 50 通向在连接轮毂体 145 的第二分支 178 中限定的入口流体端口 179 的第三冷却剂供应线 68，而且第二冷却剂路径 20 包括从在连接轮毂体 145 的第三分支 176 中限定的出口流体端口 177 通向冷却剂源 90 的第一冷却剂返回线 95。包括导流路径 21 的实施例可以包括流体耦合到第二冷却剂供应线 67 和第一冷却剂返回线 95 的第二冷却剂返回线 94。压力释放设备 40 可以设置在第二冷却剂返回线 94 中任何合适的位置。冷却剂供应线与冷却剂返回线的间距与相对维度可以与图 1A 和 1B 中所绘出的配置不同。

[0114] 冷却剂源 90 可以是包含冷却剂流体“F”的储蓄器的任何合适的壳体。冷却剂流体“F”可以是可用于冷却或缓冲探头 100 的任何合适的流体，例如，去离子水，或者其它合适的冷却介质。冷却剂流体“F”可以具有介电属性而且可以提供用于天线组件 112 的介电阻抗缓冲。冷却剂流体“F”可以是导电流体，例如盐水，它可以被输送到目标组织，例如，以减小阻抗并且允许增加的功率被输送到目标组织。依赖于期望的冷却速率和期望的组织阻抗匹配属性，冷却剂流体“F”的成分可以变化。可以使用各种流体，例如，包括但不限于水、盐水、全氟化碳、液态一氯二氟甲烷等的液体，其中全氟化碳是例如由 Minnesota Mining and Manufacturing Company (3M) 提供的商业可用 Fluorinert® 全氟化碳液体。在其它变体中，气体（例如，一氧化氮、氮气、二氧化碳等）也可以用作冷却流体。在又一变体中，液体和 / 或气体的组合，包括例如以上提到的那些，可以用作冷却剂流体“F”。

[0115] 在图 1A 和 1B 所示的实施例中，流体运动设备 60 在第一冷却剂路径 19 中提供，以便移动冷却剂流体“F”通过第一冷却剂路径 19 并且进入和离开探头 100。流体运动设备 60 可以包括阀门、泵、动力单元、激励器、配件管、歧管等。流体运动设备 60 的位置，例如关于冷却剂源 90 的位置，可以与图 1A 和 1B 中所绘出的配置不同。尽管图 1A 和 1B 中所示的冷却剂供应系统 11 包括位于第一冷却剂路径 19 中的单个流体运动设备 60，但是不同数量

的、彼此尺寸变化的和间距变化的流体运动设备的各种组合可以在第一冷却剂路径 19 和 / 或第二冷却剂路径 20 中提供。

[0116] 在有些实施例中,探头 100 包括把天线组件 112 耦合到轮毂(例如连接轮毂 142)的馈线 110,其中轮毂向探头 100 提供电和 / 或冷却剂连接。馈线 110 可以由合适的柔性、半刚性或刚性微波传导线缆形成。馈线 110 可以由多种导电材料,例如铜、金或者具有类似电导率值的其它导电金属,构成。馈线 110 可以由不锈钢制成,它通常提供刺破组织和 / 或皮肤所需的强度。

[0117] 在有些变体中,天线组件 112 包括远端辐射部分 105 和近端辐射部分 140。在有些实施例中,通常由介电材料制成的接合构件(未示出)耦合近端辐射部分 140 和远端辐射部分 105。在有些实施例中,远端和近端辐射部分 105、140 在接合构件处对准而且由至少部分地延伸通过远端辐射部分 105 的内部导体(未示出)支撑。

[0118] 天线组件 112 或探头 214 可以具有端帽或锥形部分 120,这个部分可以结尾于尖锐的尖端 123,以便允许以最小的阻力插入组织。具有适于使用的尖锐尖端的直探头的一个例子以 Covidien 提供的商标 EVIDENT™ 商业可用。端帽或锥形部分 120 可以包括其它形状,例如变圆的、平的、方形的、六边形的或者圆锥形的尖端 123。端帽或锥形部分 120 可以由具有高介电常数的材料形成,而且可以是套管针。

[0119] 护套 138 通常包括限定腔管的外套 139,天线组件 112 或者其一部分可以定位到腔管中。在有些实施例中,护套 138 位于馈线 110、近端辐射部分 140 和远端辐射部分 105 之上并且包围它们,而且可以至少部分地包围端帽或锥形部分 120。外套 139 可以由任何合适的材料形成,例如聚合物或陶瓷材料。外套 139 可以是由具有低电导率的材料形成的水冷式导管。

[0120] 根据图 1A 和 1B 中所示的实施例,冷却剂室 137 由外套 139 和端帽或锥形部分 120 限定。冷却剂室 137 布置成与入口流体端口 179 和出口流体端口 177 流体连通并且适于使冷却剂流体“F”循环通过其,而且可以包括挡板、多个腔管、限流设备或者可以依赖于其形状而重定向、集中或分散流体的其它结构。冷却剂室实施例的例子在 2009 年 1 月 8 日提交的名称为“CHOKED DIELECTRIC LOADED TIP DIPOLE MICROWAVE ANTENNA”的共同受让的美国专利申请序列号 12/350,292、2009 年 3 月 10 日提交且的名称为“COOLED DIELECTRICALLY BUFFERED MICROWAVE DIPOLE ANTENNA”的共同受让的美国专利申请序列号 12/401,268 及名称为“DEVICES AND METHODS FOR COOLING MICROWAVE ANTENNAS”的美国专利号 7,311,703 中公开,这些参考物的内容都通过引用并入本文。护套 138 和延伸通过其的冷却剂室 137 的尺寸与形状可以与图 1A 和 1B 中所绘出的配置不同。

[0121] 在例如利用电外科系统 10 的微波消融过程中,探头 100 插入组织或者放置成与组织相邻,而且向组织提供微波能量。根据本公开,超声检查用于准确地把探头 100 引导到要治疗的组织区域中。例如,由外科手术人员利用常规的外科技术,探头 100 可以经皮放置或者放在组织上。临床医生可以预先确定施加微波能量的时间长度。施加持续时间可以依赖许多因素,例如肿瘤的尺寸和位置及肿瘤是继发性癌症还是原发性癌症。利用探头 100 的微波能量施加的持续时间可以依赖于要破坏的组织区域内和 / 或周围组织内的热分布的进展。单个或多个探头 100 可以用于在短程序时间(例如几秒钟至几分钟)内提供消融,来破坏目标组织区域中的癌细胞。

[0122] 多个探头 100 可以放在不同布置的配置中,以便基本上同时消融目标组织区域,从而使得程序可以更快。多个探头 100 可以用于协同创建大的消融或者同时消融分离的部位。组织消融尺寸和几何形状受许多因素影响,例如能量施加器的设计、同时使用的能量施加器的数量、时间和瓦数。

[0123] 在操作中,具有波长  $\lambda$  的微波能量被发送通过天线组件 112,例如,沿着近端和远端辐射部分 140、105,并且辐射进周围介质,例如组织。用于高效辐射的天线的长度可以依赖于有效波长  $\lambda_{\text{eff}}$ ,该有效波长又依赖于所辐射的介质的介电属性。依赖于周围介质,例如与乳腺组织相对的肝脏组织,微波能量通过其以波长  $\lambda$  发送的天线组件 112 可以具有不同的有效波长  $\lambda_{\text{eff}}$ 。

[0124] 在有些实施例中,电外科系统 10 包括位于天线组件 112 的远端辐射部分 105 内的第一温度传感器“ $TS_1$ ”。第一温度传感器“ $TS_1$ ”可以位于端帽或锥形部分 120 内或者与其接触。应当理解,第一温度传感器“ $TS_1$ ”可以位于任何合适的位置,以便允许感测温度。处理器单元 82 可以由传输线 34 电连接到第一温度传感器“ $TS_1$ ”。指示与第一温度传感器“ $TS_1$ ”接触的介质的温度的所感测到的温度信号可以由处理器单元 82 用于控制电外科能量的流和 / 或冷却剂的流速,以便获得期望的消融。

[0125] 电外科系统 10 可以附加地,或者替代地,包括位于出口流体端口 177 内或者以别的方式与轮毂体 145 的第三分支 176 关联的第二温度传感器“ $TS_2$ ”。处理器单元 82 可以由传输线 38 电连接到第二温度传感器“ $TS_2$ ”。第一温度传感器“ $TS_1$ ”和 / 或第二温度传感器“ $TS_2$ ”可以是热电偶、热敏电阻或者其它温度感测设备。可以使用多个传感器,包括在尖端 123 外部延伸的单元,以便测量尖端 123 附近各个位置的温度。

[0126] 如共同拥有的美国专利申请序列号 13/043,694 中所描述的,可以提供与处理器单元 82 操作连接的存储器设备。在有些实施例中,该存储器设备可以与电外科发电源 28 关联。该存储器设备还可以实现为集成到电外科发电源 28 中的存储设备。在有些实施例中,该存储器设备可以实现为通信耦合到电外科发电源 28 的外部设备。

[0127] 处理器单元 82 可以例如经传输线通信耦合到流控制设备 50,而且可以例如经传输线通信耦合到流体运动设备 60。在有些实施例中,处理器单元 82 可以配置成控制流体运动设备 60 的一个或多个操作参数,以便选择性地调节冷却剂供应系统 11 的流体流路径(例如,第一冷却剂路径 19)中的流体流速率。在一个非限制性的例子中,流体运动设备 60 实现为多速泵,而且处理器单元 82 可以配置成改变泵速,来选择性地调节流体流速率,以便获得期望的流体流速率。

[0128] 处理器单元 82 可以配置成执行一系列指令,以基于利用从一个或多个温度传感器(例如“ $TS_1$ ”和“ $TS_2$ ”)接收到的温度数据对期望的流体流速率的确定来控制流控制设备 50 的一个或多个操作参数。温度数据可以经传输线发送或者无线发送。一个或多个流传感器可以附加地,或者替代地,例如经传输线通信耦合到处理器单元 82。在有些实施例中,从一个或多个流传感器接收到的、指示进入和 / 或离开探头 100 和 / 或流体耦合到探头 100 的管道的流体流的速率的信号可以由处理器单元 82 用于确定期望的流体流速率。在这种实施例中,流数据可以由处理器单元 82 结合温度数据或者独立于温度数据用于确定期望的流体流速率。期望的流体流速率可以选自查找表或者由存储在存储器设备内的计算机算法确定。

[0129] 在有些实施例中,与温度传感器(例如热电偶)检测到的温度成比例的模拟信号可以作为电压输入,该电压输入可以被与用于温度和流体流速率的查找表比较,而且与处理器单元 82 关联的计算机程序和 / 或逻辑电路可以用于确定控制阀门(例如,阀门 52)的激励的脉冲宽度调制的所需占空比,以便获得期望的流体流速率。处理器单元 82 可以配置成执行一系列指令,使得流控制设备 50 和流体运动设备 60 被处理器单元 82 例如基于利用温度数据和 / 或流数据对期望的流体流速率的确定来合作控制,以便选择性地调节冷却剂供应系统 11 的流体流路径(例如,第一冷却剂路径 19)中的流体流速率。

[0130] 反馈控制系统 14 可以适于控制流控制设备 50,以便随着感测到的温度上升而允许流动(例如,阀门 52 保持打开)长时间段,并且 随着感测到的温度下降而允许流动短时间段。电外科系统 10 可以适于超控 override 流控制设备 50 的 PWM 控制,以便在天线组件 112 的初始激活时保持阀门 52 打开。为此,可以使用定时器来在激活天线组件 112 之后阻止控制设备 50 工作预定的时间间隔(例如,大约一分钟)。在有些实施例中,超控流控制设备 50 的 PWM 控制的预定时间间隔可以依赖由用户提供的设置(例如时间与功率设置)而变化。在有些实施例中,电外科发电源 28 可以适于执行自检查例程,该自检查例程包括在启用电外科发电源 28 与探头 100 之间的能量输送之前确定流控制设备 50 是打开的。

[0131] 在实施例中,为具有能量输送设备 100 的电外科系统 10 描述的特征可以提供给具有如图 2-4 所示的手柄组件 208 的手柄组件的电外科系统。本文中以下参考能量输送设备 214 描述的其它实施例可以提供给由图 1A 和 1B 所示的系统 10 的能量输送设备 100,反之亦然。本公开用于增加或增强能量输送设备的超声可见性的另外其它实施例将参考图 4-9 来描述。

[0132] 参考图 4,示出了本公开的一实施例,其中电外科系统的能量输送设备 214 在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备 214 的远端 211 或者其附近(例如在消融探头(如图 4 中所示)、RF 电极或者微波天线的尖端前面)提供气腔或气袋 222 来增强的。气腔 222 是由环形槽 224 限定的。但是,预期腔体 222 可以是任何形状或配置。

[0133] 继续参考图 4,环形槽 224 在能量输送设备 214 周围沿圆周定位。气腔或气袋 222 可以在热收缩被放置在能量输送设备 214 的顶部之上时创建。在放置过程中,气腔 222 增强了能量输送设备 214 的超声可见性,因为,由于密度和声学属性的不同,与周围组织相比,空气具有非常高的超声对比度。

[0134] 参考图 5,示出了用于通过把金属带 226 定位到能量输送设备 214 来增强能量输送设备 214 在组织内的超声可见性的一实施例,所述定位例如,在消融探头或针的远端,固定地或可拆卸地把金属带定位到从手柄组件 208 延伸的柄 213 上。金属带 226 还可以位于在消融 组件的远端 211 的套管针与冷却套之间。金属带 226 可以具有小的凹窝,以便进一步增强能量输送设备的超声可见性。金属带 226 反射在超声检查过程中生成的超声波,并且由此增加能量输送设备 214 的超声可见性。

[0135] 参考图 6,示出了用于增强或增加能量输送设备 214 在组织内的超声可见性的又一实施例。在这一特定的实施例中,能量输送设备 214 的冷却套或柄 213 的形状是多面的,而不是圆形的,例如是六边形。在能量输送设备 214 辐射部分的区域处或者其附近,例如在消融探头的远端 211 处或者其附近,冷却套或柄 213 的外表面可以做成多面的。冷却套或柄 213 的平或基本平的侧面 228 在超声检查过程中反射超声波,并且由此增强能量输送设

备 214 的超声可见性。至少一个侧面 228A 的表面可以做成凹的和 / 或具有小的凹窝, 以便进一步增强能量输送设备 214 的超声可见性。

[0136] 图 7 说明了增加或增强能量输送设备 214 在组织内的超声可见性的又一实施例。在这一实施例中, 能量输送设备 214 的冷却套或柄 213 具有在冷却套或柄 213 的周围盘绕的多根金属丝或一根金属丝。金属丝 230 可以是单独的回环或者以线圈或弹簧的形式缠绕。金属丝 230 放到能量输送设备 214 辐射部分附近, 以便帮助识别辐射部分的开始, 而不干扰所发射的能量, 例如微波能量。在 RF 电极的情况下, 例如 Cool-tip™ 电极, 金属丝 230 还可以放到辐射部分的有源区域之上。金属丝 230 反射在超声检查过程中所生成的超声波, 并且由此增加能量输送设备 214 的超声可见性。

[0137] 图 8 示出了用于增强能量输送设备 214 在组织内的超声可见性的另一实施例。在这一实施例中, 超声可见性是通过利用可膨胀的气球或者气囊组件 232 来增强的。组件 232 包括与流体源(未示出)流体连通的至少一个管道 236 及可膨胀的气囊或球囊 234, 用于把流体(液体、气体、凝胶等)输送到气囊 234 并从其收回。气囊 234 及至少一个管道 236 是沿柄 213 定位的。通过把流体输送到气囊 234, 气囊 234 膨胀。

[0138] 当期望能量输送设备 214 的超声可见性时, 流体经至少一个管道 236 输送到气囊 234。还预期流体被输送到位于室内的室, 例如内室。在一种配置中, 在超声检查过程中, 流体被添加在冷却套与最外面的热收缩(例如 PET 热收缩)之间。

[0139] 如果液体用作流体, 则超声能量被吸收, 并且, 与周围组织相比, 液体看起来更暗。如果空气用作流体, 则超声能量被反射, 并且, 与周围组织相比, 空气看起来更亮。流体可以在能量输送设备 214 在组织内的引导、定位与放置的过程中添加, 并且在消融过程中被除去。气囊或球囊 234 可以在靠近能量输送设备 214 的辐射部分的区域中或者其辐射部分上定位。气囊 234 可以与冷却流体流体连通, 使得冷却流体用于使气囊 234 膨胀。

[0140] 在附加的实施例中, 能量输送设备 214 在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备 214 远端 211 或者其附近(例如在套管针 238 处)增加超声反射来增强的。通过在远端 211 创建凹表面 240 和 / 或给远端的表面添加多个凹窝 242, 超声反射可以在远端 211 增加。超声可见性也通过使套管针 238 多面来增加。

[0141] 远端 211 可以由陶瓷材料制成, 其被模塑成具有凹表面和 / 或在其上具有多个凹窝。凹表面和 / 或多个凹窝增加了由能量输送设备 214 反射的超声能量的量, 由此增强其超声可见性。凹窝还可以在能量输送设备 214 的冷却套、柄、热收缩或者其它结构上添加。

[0142] 在又一实施例中, 继续参考图 9, 能量输送设备 214 在组织内的超声可见性是通过在能量输送设备 214 的辐射部分或者其附近或者远端 211 添加硬材料的微球或突起 244 来增强的, 其中硬材料例如陶瓷、玻璃、不锈钢等。微球或突起 244 还可以在能量输送设备 214 的冷却套、柄、热收缩或者其它结构上添加。

[0143] 以上所述用于增强电外科系统的能量输送设备或者其它部件的超声可见性的方法与系统可以结合适于治疗组织的多种电外科设备使用。以上所述的系统与方法可以适于多种用途和应用, 包括医疗程序, 例如组织消融、切除、烧灼、血管栓塞、心律失常和节律障碍的治疗、电外科手术等。

[0144] 可以想象到, 由各个附图示出和 / 或在此描述的各个方面与特征可以组合, 以形成电外科系统 10 的附加实施例。例如, 电外科系统 10 的探头 100 可以具有位于远端的气

腔和 / 或金属带,如分别由图 4 和 5 的实施例示出的。

[0145] 尽管为了说明和描述的目的已经参考附图具体地描述了实施例,但是应当理解,所述发明性方法与装置不应当认为是由此限定的。对本领域普通技术人员来说很显然,在不背离本公开的范围的情况下,可以对前面的实施例进行各种修改。

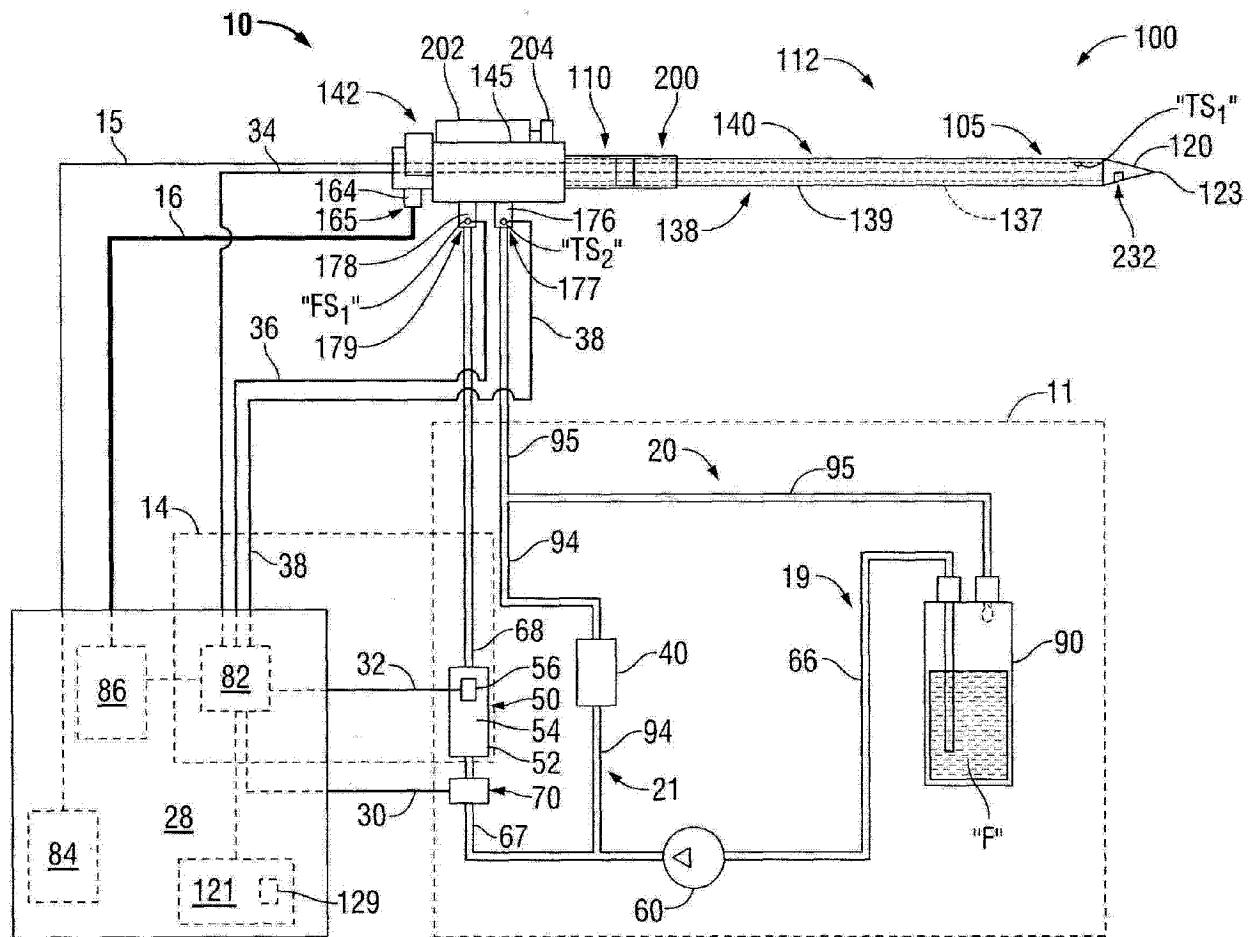


图 1A

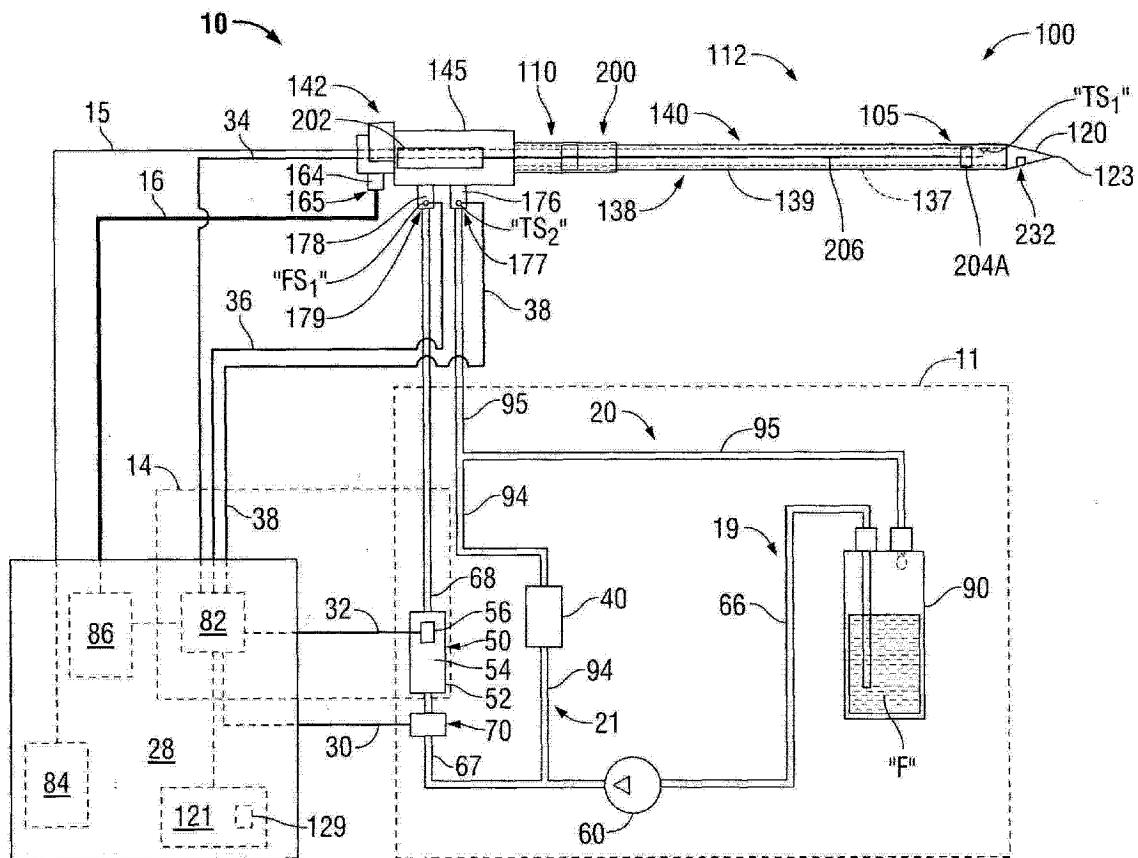
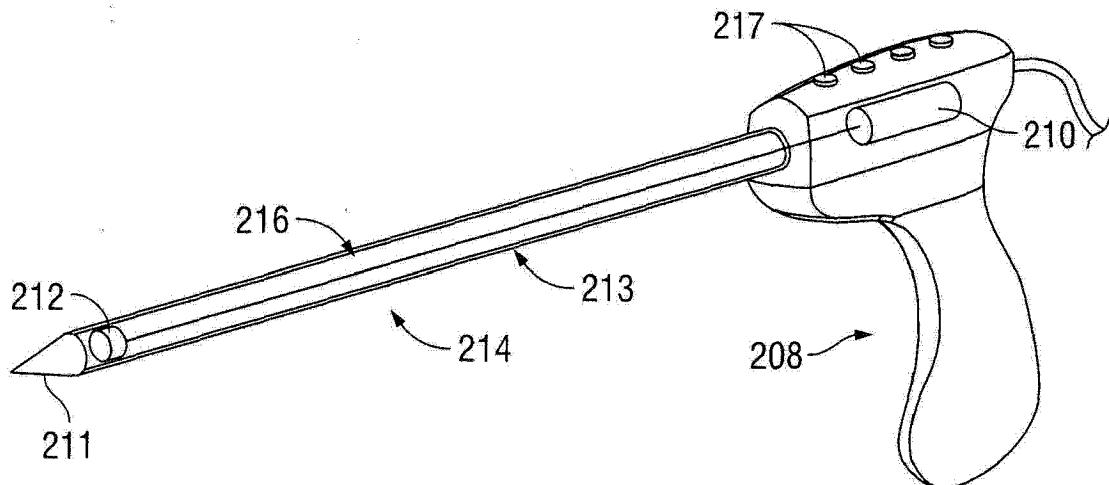


图 1B



冬 2

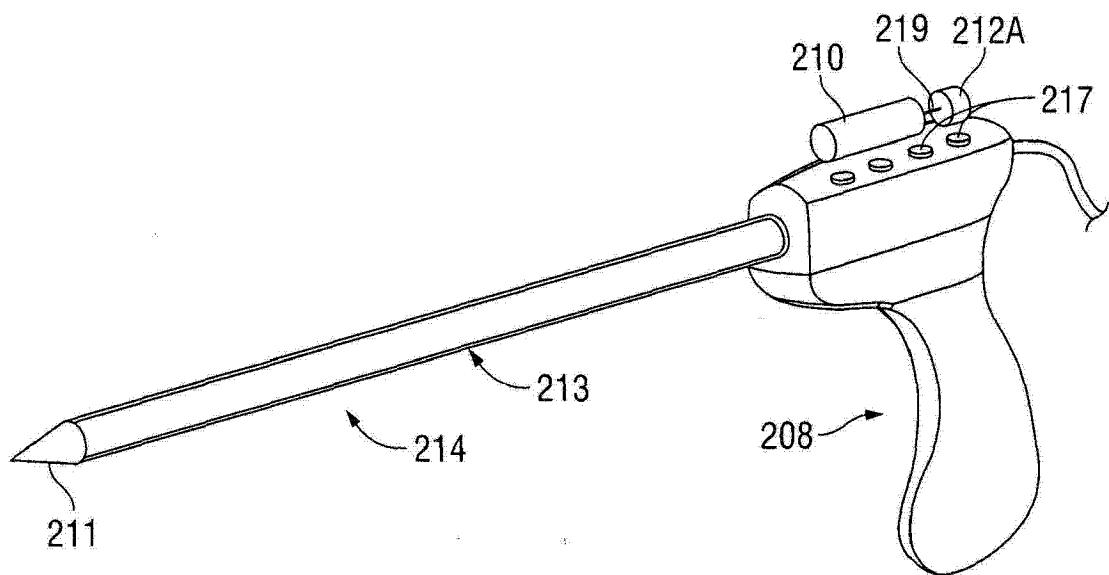


图 3

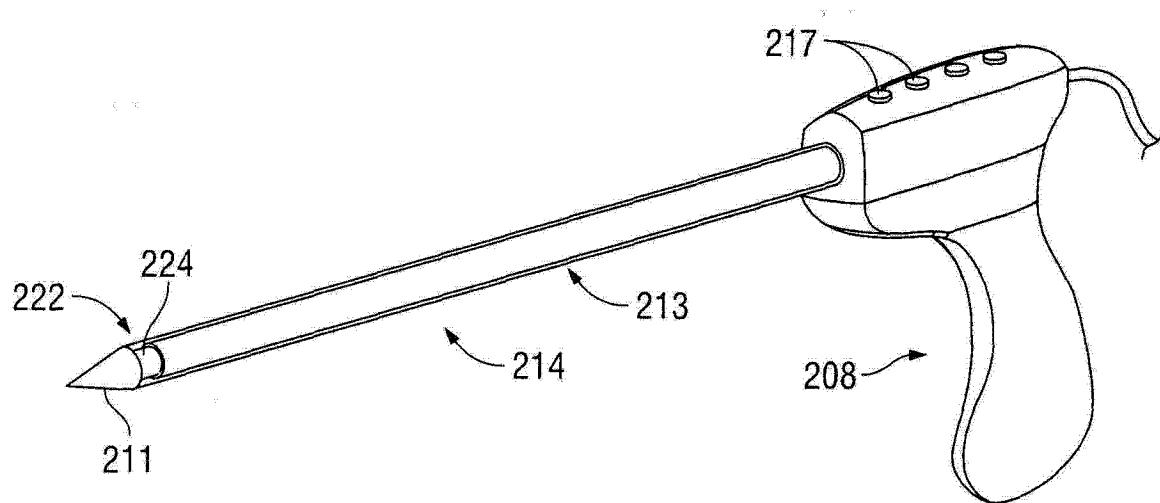


图 4

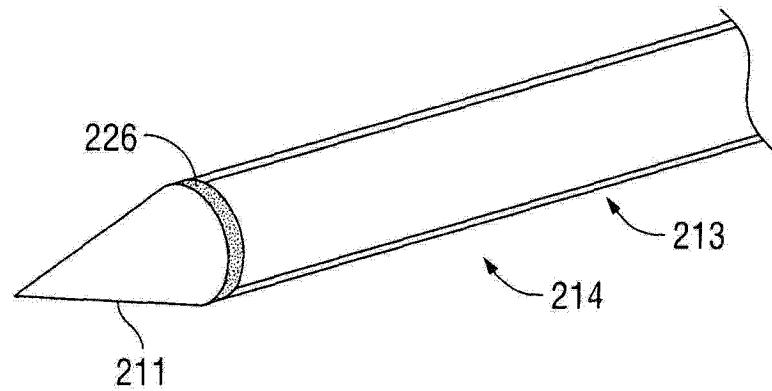


图 5

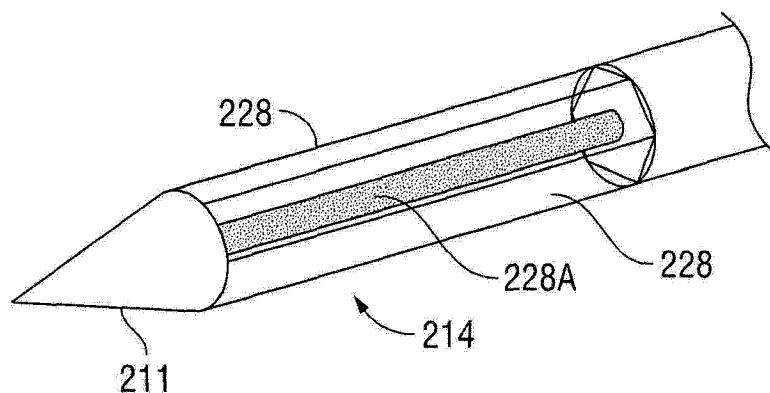


图 6

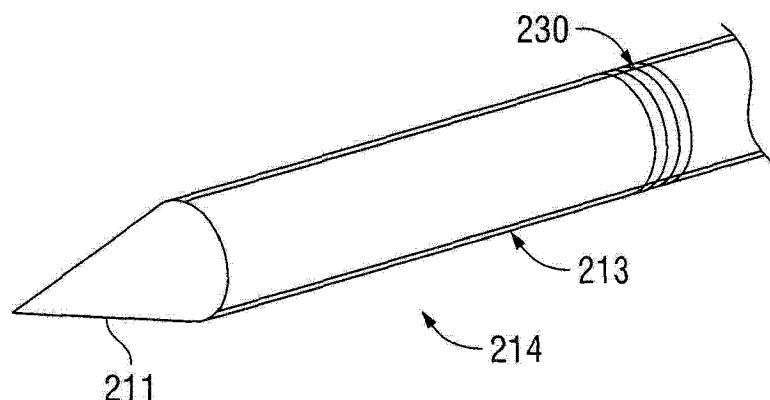


图 7

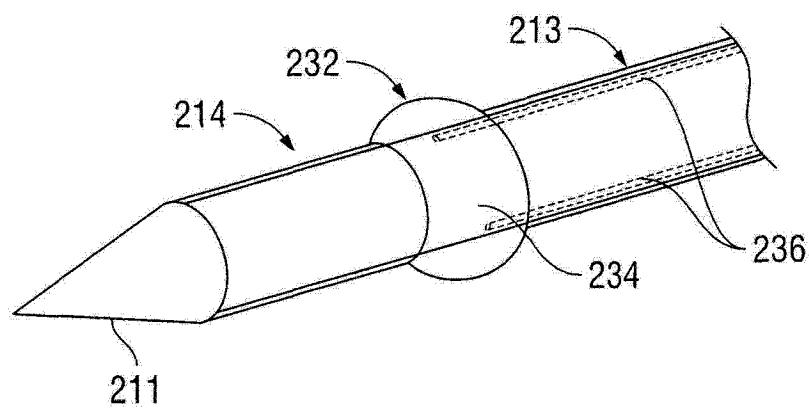


图 8

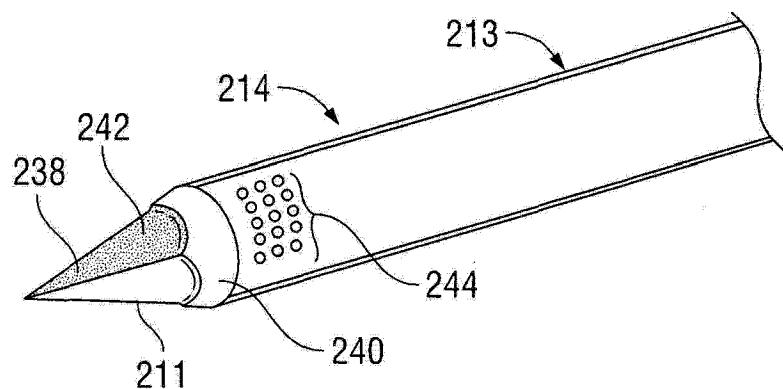


图 9

专利名称(译)	用于增强能量输送设备在组织内的超声可见性的方法与系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN103505289A</a>	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201310254473.X	申请日	2013-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	科维蒂恩有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	科维蒂恩有限合伙公司		
[标]发明人	GH阿茨 DR彼得森 JD布兰南 JR万图诺 EW拉森		
发明人	G·H·阿茨 D·R·彼得森 J·D·布兰南 J·R·万图诺 E·W·拉森		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B2017/00398 A61B18/148 A61B18/1477 A61B2019/5276 A61B2017/00084 A61B2018/00023 A61B2018/00577 A61B18/1815 A61B2019/5429 A61B8/0841 A61B18/1482 A61B2018/1869 A61B2017 /3413 A61B8/481 A61B18/1492 A61B2017/00539 A61B2018/00642 A61B2018/00994 A61B2018/1861 A61B2090/378 A61B2090/3929 A61B2217/007 A61B2562/0219		
代理人(译)	袁玥		
优先权	61/664555 2012-06-26 US 13/836353 2013-03-15 US		
其他公开文献	<a href="#">CN103505289B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本公开涉及用于增强能量输送设备在组织内的超声可见性的方法与系统。根据本公开的各方面，提供了通常包括用于在插入或嵌入组织时向组织输送能量的至少一个能量输送设备的电外科系统。如本领域中众所周知的，能量输送设备可以是用于消融组织的组织消融设备，例如消融探头、针等。电外科系统包括用于在超声检查过程中增强能量输送设备的超声可见性的至少一个结构和/或操作特性。

