



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037803 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610480360.5

(22)申请日 2016.06.27

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 李培洋 崔峻峤 徐杰 邵维维
韩志乐

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 马永芬

(51)Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

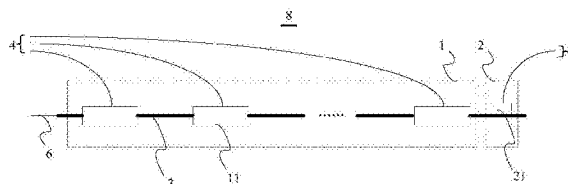
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声
消融导管

(57)摘要

本发明公开了一种超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声消融导管,属于医疗器械技术领域,其中超声换能器阵列包括第一超声换能器组,其包括第一超声换能器,用于超声消融;第二超声换能器组,其包括第二超声换能器,用于超声成像;金属导电支架,第一超声换能器和第二超声换能器共同安装位于金属导电支架上,分别与第一超声换能器和第二超声换能器的接地端连接;消融电极引出线组分别与第一超声换能器的电极端连接;成像电极引出线组分别与第二超声换能器的电极端连接;共地电极引出线与金属导电支架连接。本发明具有定位好、消融效果好的优点,能够实现多种混合频率工作,既能用于超声消融,也能用于体内腔管成像。



1. 一种超声换能器阵列,其特征在于,包括:

第一超声换能器组(1),其包括第一超声换能器(11),第一超声换能器组(1)用于超声消融;

第二超声换能器组(2),其包括第二超声换能器(21),第二超声换能器组(2)用于超声成像;

金属导电支架(3),第一超声换能器(11)和第二超声换能器(21)共同安装位于金属导电支架(3)上,金属导电支架(3)分别与第一超声换能器(11)和第二超声换能器(21)的接地端连接;

消融电极引出线组(4),其分别与第一超声换能器(11)的电极端连接;

成像电极引出线组(5),其分别与第二超声换能器(21)的电极端连接;

共地电极引出线(6),其与金属导电支架(3)连接。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器阵列,其特征在于,所述第一超声换能器(11)依次间隔排列位于金属导电支架(3)上,用于形成相互衔接叠加的声场。

3. 根据权利要求1或2所述的超声换能器阵列,其特征在于,所述第一超声换能器(11)的个数为至少两个,其中心频率为一种或者至少两种频率。

4. 根据权利要求3所述的超声换能器阵列,其特征在于,同一中心频率的所述第一超声换能器(11)的电极端相互连接后与消融电极引出线组(4)中的一条消融电极引出线连接;

不同中心频率的所述第一超声换能器(11)的电极端分别连接至消融电极引出线组(4)中的不同的消融电极引出线。

5. 根据权利要求3或4所述的超声换能器阵列,其特征在于,不同中心频率的所述第一超声换能器(11)间隔排列位于金属导电支架(3)上,用于形成相互衔接叠加的声场。

6. 根据权利要求1-5任一项所述的超声换能器阵列,其特征在于,所述第一超声换能器(11)为管状型;

所述金属导电支架(3)横穿过第一超声换能器(11)的管腔。

7. 根据权利要求1-5任一项所述的超声换能器阵列,其特征在于,所述第一超声换能器(11)为长方体型;

所述金属导电支架(3)的上下两个面上分别相对的安装第一超声换能器(11)。

8. 一种超声介入治疗系统,其特征在于,包括可调频激励源(7)和如权利要求1-7任一项所述的超声换能器阵列(8);

所述可调频激励源(7)分别与消融电极引出线组(4)、成像电极引出线组(5)和共地电极引出线(6)连接,用于输出单或多频以驱动第一超声换能器(11),并用于分时或同时驱动第一超声换能器(11)和第二超声换能器(21)。

9. 根据权利要求8所述的超声介入治疗系统,其特征在于,所述可调频激励源(7)的多个不同频率输出端分别一一对应地与连接不同中心频率的第一超声换能器(11)电极端的多条消融电极引出线连接,分时或同时驱动不同中心频率的第一超声换能器(11)。

10. 一种超声消融导管,其特征在于,包括:

第一管腔(101),用于容纳如权利要求1-7任一项所述的超声换能器阵列(8);和/或

第二管腔(102),用于输送药品;和/或

第三管腔(103),用于冷循环。

超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声消融导管

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声消融导管。

背景技术

[0002] 近年来随着微创介入技术的不断发展,尤其是超声介入治疗凭借实时引导、定位准确、方便灵活、无电离辐射等优势已经在临床上有了广泛的应用,对于肿瘤,如肝癌、肾脏肿瘤、乳腺癌、甲状腺结节、转移性淋巴结、肺部肿瘤等都可以进行局部消融治疗;对于栓塞,如心肌梗死,脑血栓,肢体血管闭塞等利用导管介入治疗,低频高能超声波通过导管,直达腔管堵塞部位,可以实现在血管内消融血栓;其治疗效果已经得到临床上的认可,并作为除手术治疗外的另一种选择。

[0003] 目前已有介入超声治疗手段,如体外高强度聚焦超声(HIFU),能够定位大的病变组织以及浅表肿瘤,具有较好超声消融的效果,但对于体内一些细小的管腔等的定位效果就要差一些;而已有的导管介入术,超声换能器的工作频率又比较单一,且多是利用聚焦来实现疾病的治疗,只能实现局部区域消融,对于较长的官腔结构的消融效果较差。

发明内容

[0004] 因此,本发明实施例要解决的技术问题在于定位差、消融效果差。

[0005] 为此,本发明实施例的一种超声换能器阵列,包括:

[0006] 第一超声换能器组,其包括第一超声换能器,第一超声换能器组用于超声消融;

[0007] 第二超声换能器组,其包括第二超声换能器,第二超声换能器组用于超声成像;

[0008] 金属导电支架,第一超声换能器和第二超声换能器共同安装位于金属导电支架上,金属导电支架分别与第一超声换能器和第二超声换能器的接地端连接;

[0009] 消融电极引出线组,其分别与第一超声换能器的电极端连接;

[0010] 成像电极引出线组,其分别与第二超声换能器的电极端连接;

[0011] 共地电极引出线,其与金属导电支架连接。

[0012] 优选地,所述第一超声换能器依次间隔排列位于金属导电支架上,用于形成相互衔接叠加的声场。

[0013] 优选地,所述第一超声换能器的个数为至少两个,其中心频率为一种或者至少两种频率。

[0014] 优选地,同一中心频率的所述第一超声换能器的电极端相互连接后与消融电极引出线组中的一条消融电极引出线连接;

[0015] 不同中心频率的所述第一超声换能器的电极端分别连接至消融电极引出线组中的不同的消融电极引出线。

[0016] 优选地,不同中心频率的所述第一超声换能器间隔排列位于金属导电支架上,用于形成相互衔接叠加的声场。

- [0017] 优选地,所述第一超声换能器为管状型;
- [0018] 所述金属导电支架横穿过第一超声换能器的管腔。
- [0019] 优选地,所述第一超声换能器为长方体型;
- [0020] 所述金属导电支架的上下两个面上分别相对的安装第一超声换能器。
- [0021] 本发明实施例的一种超声介入治疗系统,包括可调频激励源和上述的超声换能器阵列;
- [0022] 所述可调频激励源分别与消融电极引出线组、成像电极引出线组和共地电极引出线连接,用于输出单或多频以驱动第一超声换能器,并用于分时或同时驱动第一超声换能器和第二超声换能器。
- [0023] 优选地,所述可调频激励源的多个不同频率输出端分别一一对应地与连接不同中心频率的第一超声换能器电极端的多条消融电极引出线连接,分时或同时驱动不同中心频率的第一超声换能器。
- [0024] 本发明实施例的一种超声消融导管,包括:
- [0025] 第一管腔,用于容纳上述的超声换能器阵列;和/或
- [0026] 第二管腔,用于输送药品;和/或
- [0027] 第三管腔,用于冷循环。
- [0028] 本发明实施例的技术方案,具有如下优点:
- [0029] 1. 本发明实施例提供的超声换能器阵列,通过设置用于超声消融的第一超声换能器组和用于超声成像的第二超声换能器组,从而既能用于成像,又能用于消融,通过成像能够实时检测介入治疗的效果,保证了好的消融效果。通过设置金属导电支架,将换能器共同安装在支架上,不仅减小了超声换能器阵列的体积,而且便于实施区域化介入治疗,提高了治疗的定位精确度。通过第一、第二超声换能器共地,且分别设置消融电极引出线组和成像电极引出线组,能够实现对超声换能器阵列中的不同功能的换能器分管控制,扩展了超声换能器阵列的用途。
- [0030] 2. 本发明实施例提供的超声介入治疗系统,通过可调频激励源驱动超声换能器阵列,可根据具体的体内介入消融需要,调节输出频率,可使相应的换能器输出相应的超声波,进行多频率多功能介入消融或者腔管成像,同时实现了超声消融和体内腔管成像。
- [0031] 3. 本发明实施例提供的超声消融导管,通过在第一管腔内设置超声换能器阵列,提供了一种具体多组不同中心频率及多功能的超声消融导管,同时实现了超声消融和体内腔管成像。

附图说明

[0032] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式中的技术方案,下面将对具体实施方式描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0033] 图1为本发明实施例1中超声换能器阵列的一个具体示例的原理框图;

[0034] 图2为管状单频的超声换能器阵列的原理框图;

[0035] 图3为管状双频的超声换能器阵列的原理框图;

- [0036] 图4为长方体型单频的超声换能器阵列的原理框图；
- [0037] 图5为长方体型双频的超声换能器阵列的原理框图；
- [0038] 图6为双频的超声换能器阵列的原理框图；
- [0039] 图7为另一种双频的超声换能器阵列的原理框图；
- [0040] 图8为本发明实施例2中超声介入治疗系统的一个具体示例的原理框图；
- [0041] 图9为本发明实施例3中超声消融导管的一个具体示例的剖视图。
- [0042] 附图标记：1-第一超声换能器组，2-第二超声换能器组，3-金属导电支架，4-消融电极引出线组，5-成像电极引出线组，6-共地电极引出线，7-可调频激励源，8-超声换能器阵列，11-第一超声换能器，21-第二超声换能器，101-第一管腔，102-第二管腔，103-第三管腔，1-1-第一频率超声换能器组，1-2-第二频率超声换能器组，1-3-第一组超声换能器组，1-4-第二组超声换能器组，11-1-第一频率换能器，11-2-第二频率换能器。

具体实施方式

[0043] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0044] 在本发明的描述中，需要说明的是，术语“上”、“下”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系，仅是为了便于描述本发明和简化描述，而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作，因此不能理解为对本发明的限制。术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性。除非另有明确的规定和限定，术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或一体地连接；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，还可以是两个元件内部的连通，可以是无线连接，也可以是有线连接。对于本领域的普通技术人员而言，可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0045] 此外，下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0046] 实施例1

[0047] 本实施例提供一种超声换能器阵列，可用于区域化超声介入治疗，如图1所示，超声换能器阵列8包括：第一超声换能器组1、第二超声换能器组2、金属导电支架3、消融电极引出线组4、成像电极引出线组5和共地电极引出线6。第一超声换能器组1包括第一超声换能器11(一个或两个以上)，第一超声换能器组1用于超声消融。第二超声换能器组2包括第二超声换能器21(一个或两个以上)，第二超声换能器组2用于超声成像。第一超声换能器11和第二超声换能器21共同安装位于金属导电支架3上，金属导电支架3分别与第一超声换能器11和第二超声换能器21的接地端连接。优选地，金属导电支架3是一根具有一定硬度的支架，可以是圆柱形支架、长带形薄金属支架等。消融电极引出线组4分别与第一超声换能器11的电极端连接。成像电极引出线组5分别与第二超声换能器21的电极端连接。共地电极引出线6与金属导电支架3连接。

[0048] 上述超声换能器阵列，通过设置用于超声消融的第一超声换能器组和用于超声成

像的第二超声换能器组,从而既能用于成像,又能用于消融,通过成像能够实时检测介入治疗的效果,保证了好的消融效果。通过设置金属导电支架,将换能器共同安装在支架上,不仅减小了超声换能器阵列的体积,而且便于实施区域化介入治疗,提高了治疗的定位精确度。通过第一、第二超声换能器共地,且分别设置消融电极引出线组和成像电极引出线组,能够实现对超声换能器阵列中的不同功能的换能器分管控制,扩展了超声换能器阵列的用途。

[0049] 优选地,第一超声换能器11依次间隔排列位于金属导电支架3上,用于形成相互衔接叠加的声场,可以是等间距排列,也可以是不等间距排列。间距的选择是根据换能器声场的大小,依据声场相互衔接叠加的原则来设定。

[0050] 优选地,第一超声换能器11的个数为至少两个,其中心频率为一种或者至少两种频率。可以根据需要同时激发一种或两种以上的中心频率不同的第一超声换能器11。为了增加较长换能器序列的灵活性及柔韧性,每种中心频率的第一超声换能器的个数 ≤ 6 ,为最宜。通过设置两种以上中心频率的第一超声换能器,能够使超声换能器阵列工作在多频模式下,工作频率种类多,有利于提高消融治疗效果。

[0051] 优选地,同一中心频率的第一超声换能器11的电极端相互连接后与消融电极引出线组4中的一条消融电极引出线连接;不同中心频率的第一超声换能器11的电极端分别连接至消融电极引出线组4中的不同的消融电极引出线。

[0052] 优选地,不同中心频率的第一超声换能器11间隔排列位于金属导电支架3上,用于形成相互衔接叠加的声场。

[0053] 优选地,第一超声换能器11为管状型;金属导电支架3横穿过第一超声换能器11的管腔。

[0054] 优选地,第一超声换能器11为长方体型;金属导电支架3的上下两个面上分别相对的安装第一超声换能器11。

[0055] 下面以具体的实例来详细说明能够实施单频或多频消融治疗的超声换能器阵列。

[0056] 图2示出了一种管状单频的超声换能器阵列的原理框图,如图2所示,一根具有一定硬度的金属导电支架3,横穿过第一超声换能器11的管腔,使用导电银胶将第一超声换能器11与金属导电支架3粘接在一起,并使用环氧胶将第一超声换能器11固定在金属导电支架3上;在金属导电支架3上固定多个等间距第一超声换能器11,间距的选择是根据每个换能器声场的大小,依据声场相互衔接叠加的原则来设定,形成一个由第一超声换能器11组成治疗换能器组;为了增加较长换能器序列的灵活及柔韧性,每组治疗换能器的个数 ≤ 6 ,为最宜;多个换能器之间由导线依次连接,最后引出消融电极引出线组4,导线作为超声换能器阵列的正极引线,从金属导电支架3引线形成共地电极引出线6,作为共地电极;在金属导电支架3的一端安装第二超声换能器21,第二超声换能器21与第一超声换能器11是共地;从第二超声换能器21引线形成成像电极引出线组5,作为正极;由金属导电支架3连接多个第一超声换能器11以及第二超声换能器21,多个第一超声换能器11具有相同的中心频率,例如都是低频或高频,形成一个单频治疗+成像的超声换能器阵列8。

[0057] 图3示出了一种管状双频的超声换能器阵列的原理框图,如图3所示,一根具有一定硬度的金属导电支架3上,分别相间安装具有两种中心频率的第一超声换能器11,分别为第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2,第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2

分别通过不同的导线连接;第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2的工作频率不同,其各自的导线分别连接至可调频激励源,以不同的激发频率驱动。第二超声换能器21同样工作在特定的工作频率下,需要特定的激发频率;由安装在金属导电支架3上相间排列的第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2以及第二超声换能器21,形成一个双频治疗+成像的超声换能器阵列8。

[0058] 图4示出了一种长方体型单频的超声换能器阵列的原理框图,如图4所示,一条长带形薄金属导电支架3,在其上下两个面,分别相对的安装第一超声换能器11,形成一对相对的换能器对;在该金属导电支架上,多对换能器等间距排列,间距的选择是根据每对换能器声场的大小,依据声场相互衔接叠加的原则来设定;多对换能器之间由导线依次连接,导线作为超声换能器阵列的正极引线,从金属导电支架3引线形成共地电极引出线6,作为共地电极;在金属导电支架3的一端安装第二超声换能器21,第二超声换能器21与第一超声换能器11是共地;从第二超声换能器21引线形成成像电极引出线组5,作为正极;由金属导电支架3连接多个第一超声换能器11以及第二超声换能器21,多个第一超声换能器11具有相同的中心频率,例如都是低频或高频,形成一个单频治疗+成像的超声换能器阵列8。

[0059] 图5示出了一种长方体型双频的超声换能器阵列的原理框图,如图5所示,一块长带形薄金属导电支架3,在其上下两个面,分别相间安装具有两种中心频率的第一超声换能器11,分别为第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2,第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2分别通过不同的导线连接;第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2的工作频率不同,其各自的导线分别连接至可调频激励源,以不同的激发频率驱动。第二超声换能器21同样工作在特定的工作频率下,需要特定的激发频率;由安装在金属导电支架上相间排列的第一频率换能器11-1和第二频率换能器11-2以及第二超声换能器21,形成一个双频治疗+成像的超声换能器阵列8。

[0060] 图6示出了一种双频的超声换能器阵列的原理框图,如图6所示,第一超声换能器组包含两种中心频率的超声换能器,一种中心频率的组成第一频率超声换能器组1-1,另一种中心频率的组成第二频率超声换能器组1-2,每组中包含若干个超声换能器,优选为6个。第一频率超声换能器组1-1和第二频率超声换能器组1-2依次相间设置在金属导电支架3上,根据治疗区域的长短可以设定两种频率换能器组的组数;两种频率换能器组分别连接可调频激励源,由可调频激励源驱动;可以根据实际需要在这段时间内只驱动第一频率超声换能器组1-1或第二频率超声换能器组1-2,或者只驱动第二超声换能器21来观察治疗效果;也可以在同一时间内同时驱动第一频率超声换能器组1-1和第二频率超声换能器组1-2同时工作,达到双频治疗的目的。

[0061] 图7示出了另一种双频的超声换能器阵列的原理框图,如图7所示,第一超声换能器组包含两种中心频率的超声换能器,第一组超声换能器组1-3包含两种中心频率的超声换能器,第二组超声换能器组1-4也包含两种中心频率的超声换能器,每组中两种中心频率的超声换能器间隔排列。第一组超声换能器组1-3和第二组超声换能器组1-4依次相间设置在金属导电支架3上,根据治疗区域的长短可以设定两种换能器组的组数;图7中的阵列与图6中的阵列有所不同,不同之处在于,在同一段时间内两种中心频率的第一超声换能器同时工作时,图6中,两种频率的声场的相互叠加效果会比较弱一些,在某一小范围内,只有一种频率的治疗声波;而图7中两种频率的治疗声波的叠加效果将会很明显,更有利于双频超

声波消融治疗。但是在单一中心频率的换能器单独工作时,由于图7中,同一种换能器的间隔要比图6中的大很多,所以同一频率声波的叠加覆盖范围就不会那么全面。因此可以根据实际需要采用不同的方式来达到消融治疗的目的。

[0062] 本领域的技术人员应当理解,上述双频的超声换能器阵列也可以设置成两种频率以上的多频,设置方式与双频的类似。

[0063] 实施例2

[0064] 本实施例提供一种超声介入治疗系统,如图8所示,超声介入治疗系统包括可调频激励源7和实施例1的超声换能器阵列8。可调频激励源7分别与消融电极引出线组4、成像电极引出线组5和共地电极引出线6连接,用于输出单或多频以驱动第一超声换能器11,并用于分时或同时驱动第一超声换能器11和第二超声换能器21。

[0065] 上述超声介入治疗系统,通过可调频激励源驱动超声换能器阵列,可根据具体的体内介入消融需要,调节输出频率,可使相应的换能器输出相应的超声波,进行多频率多功能介入消融或者腔管成像,同时实现了超声消融和体内腔管成像。

[0066] 优选地,可调频激励源7的多个不同频率输出端分别一一对应地与连接不同中心频率的第一超声换能器11电极端的多条消融电极引出线连接,分时或同时驱动不同中心频率的第一超声换能器11。

[0067] 实施例3

[0068] 本实施例提供一种超声消融导管,如图9所示,超声消融导管包括第一管腔101。第一管腔101,用于容纳实施例1的超声换能器阵列8。

[0069] 上述超声消融导管,通过在第一管腔内设置超声换能器阵列,提供了一种具体多组不同中心频率及多功能的超声消融导管,同时实现了超声消融和体内腔管成像。

[0070] 优选地,超声消融导管还包括第二管腔102,用于输送药品,如辅助传送特效药品等。

[0071] 优选地,超声消融导管还包括第三管腔103,用于冷循环,作为冷循环系统可对超声换能器阵列的发热进行降温消散。

[0072] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

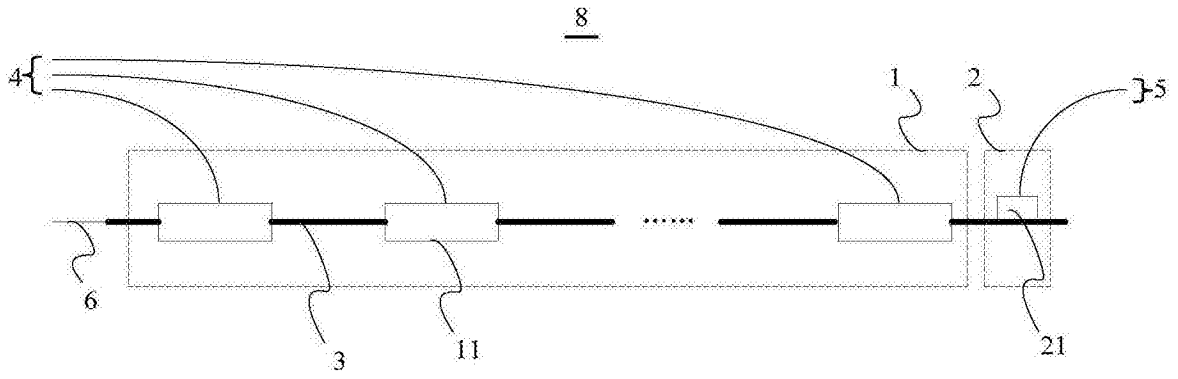


图1

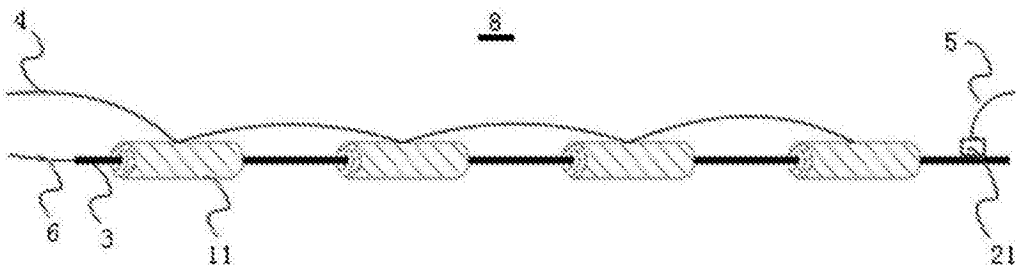


图2

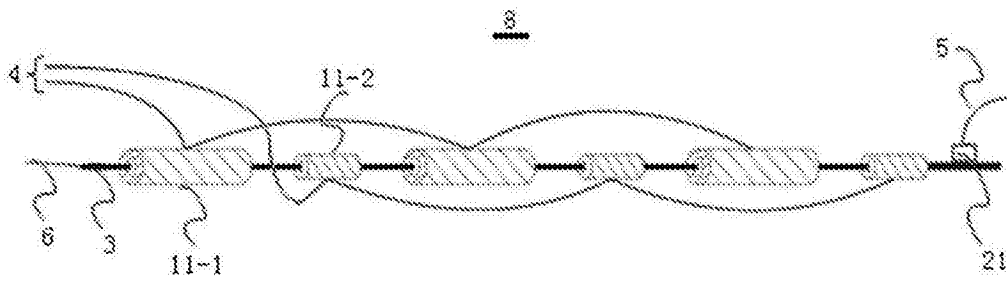


图3

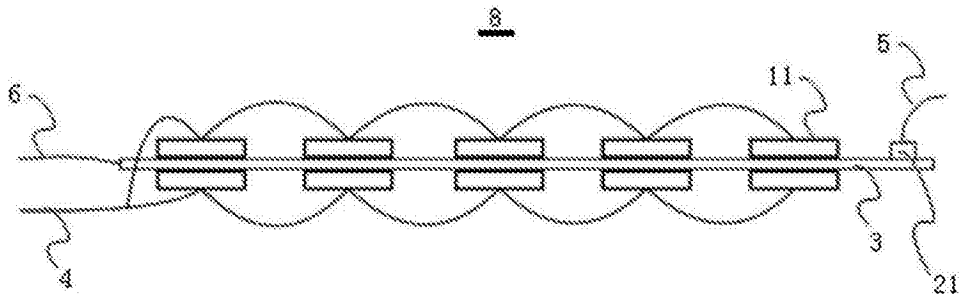


图4

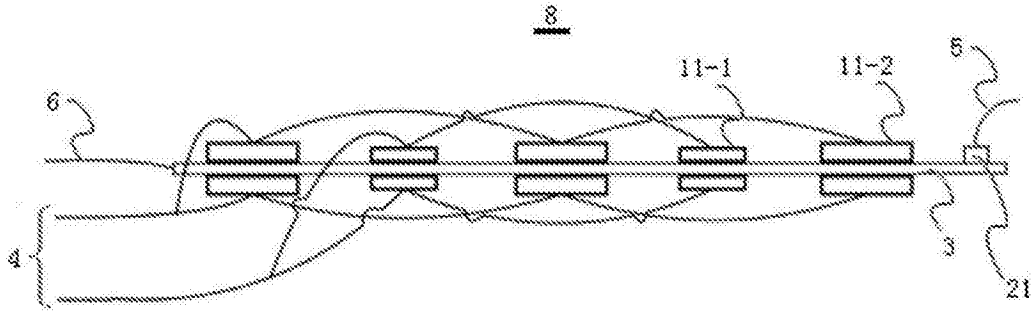


图5

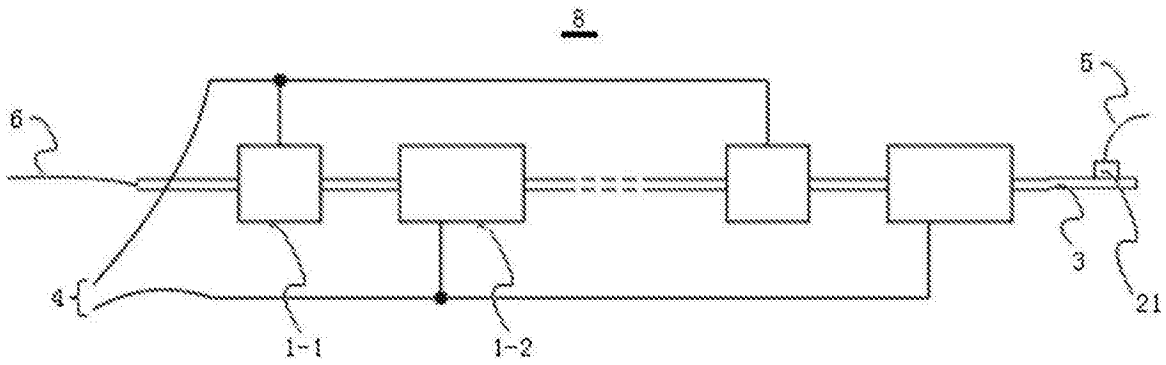


图6

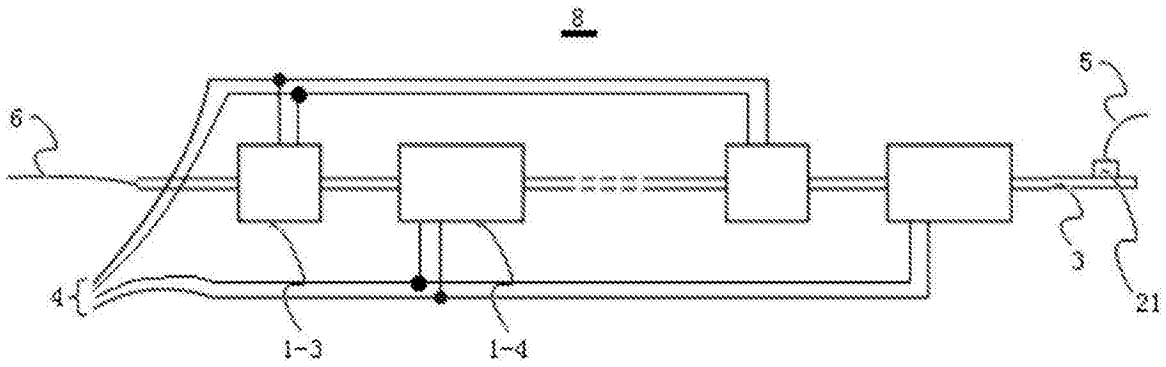


图7

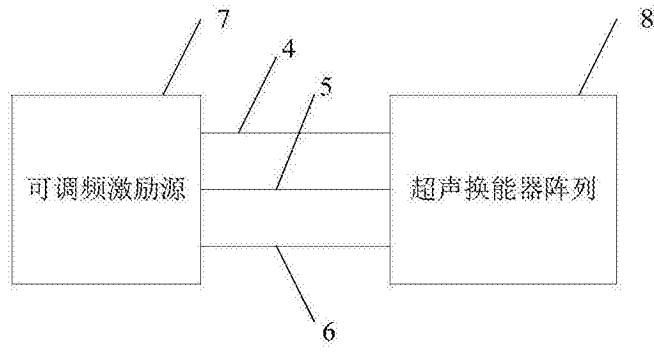


图8

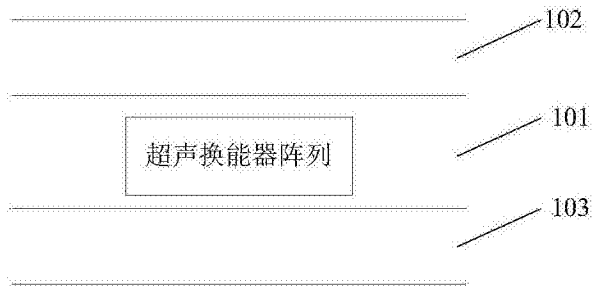


图9

专利名称(译)	超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声消融导管		
公开(公告)号	CN106037803A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610480360.5	申请日	2016-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	李培洋 崔峭峣 徐杰 邵维维 韩志乐		
发明人	李培洋 崔峭峣 徐杰 邵维维 韩志乐		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61N7/02		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/0833 A61B8/54 A61N7/022		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声换能器阵列、超声介入治疗系统及超声消融导管，属于医疗器械技术领域，其中超声换能器阵列包括第一超声换能器组，其包括第一超声换能器，用于超声消融；第二超声换能器组，其包括第二超声换能器，用于超声成像；金属导电支架，第一超声换能器和第二超声换能器共同安装位于金属导电支架上，分别与第一超声换能器和第二超声换能器的接地端连接；消融电极引出线组分别与第一超声换能器的电极端连接；成像电极引出线组分别与第二超声换能器的电极端连接；共地电极引出线与金属导电支架连接。本发明具有定位好、消融效果好的优点，能够实现多种混合频率工作，既能用于超声消融，也能用于体内腔管成像。

