



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101902972 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 01

(21) 申请号 200880107549. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 07. 24

A61B 8/12 (2006. 01)

A61M 25/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/962169 2007. 07. 27 US

12/122456 2008. 05. 16 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 03. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/071006 2008. 07. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02009/018085 EN 2009. 02. 05

(71) 申请人 默里蒂安心血管系统公司

地址 美国印地安纳州

(72) 发明人 A·哈吉科斯蒂斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王岳 蒋骏

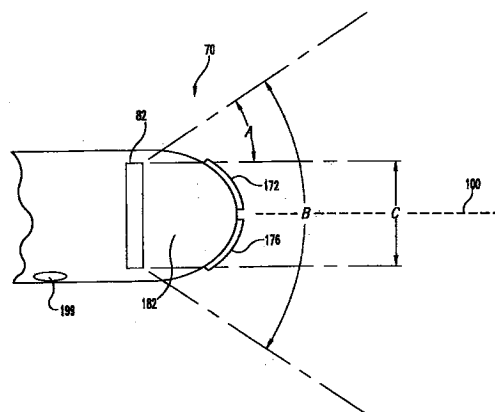
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 12 页

(54) 发明名称

图像引导的脉管内治疗导管

(57) 摘要

提供具有成像阵列和消融电极的脉管内超声导管。成像阵列和消融电极是前向的并且导管可以用来在实时超声可视化下对部分或全部闭塞的血管中的斑块进行消融。消融电极被集成到导管的远端面内并且允许超声通过它们,这就提供了实现经受治疗的组织的高准确、实时可视化的能力。



1. 一种用于在患者的脉管系统中提供图像引导治疗的腔内导管,包括:

细长导管体,适于插入到患者的脉管系统中,该导管体限定在工作中位于患者的脉管系统内的远端部而近端部在患者外;

在该远端部上的多个面向远端的电极,用于执行对患者的脉管系统中的斑块的受控消融;以及

面向远端的超声成像换能器阵列,被定位在接近于电极的导管体中且被配置成发送和接收通过电极的超声脉冲以提供待由电极消融的斑块的实时成像信息。

2. 权利要求1的导管,其中换能器阵列具有大于15MHz的特性工作频率。

3. 权利要求2的导管,其中电极每个都包括具有小于大约 $8\mu\text{m}$ 的厚度的金属层。

4. 权利要求1的导管,其中电极每个都包括具有小于大约 $8\mu\text{m}$ 的厚度的金属层并且换能器以大约20和40MHz之间的特性频率进行工作。

5. 权利要求4的导管,其中电极被定位在导管的锥形远末端上。

6. 权利要求4的导管,其中电极被定位在对于超声而言起透镜作用的凸面上。

7. 权利要求6的导管,其中电极被定位在限定小于10mm的曲率半径的表面上。

8. 权利要求4的导管,其中电极是可分别操作的。

9. 权利要求1的导管,其中超声阵列是具有大于100个元件/ mm^2 的元件密度的相控阵列。

10. 权利要求9的导管,其中超声阵列是平面的。

11. 权利要求1的导管,其中超声阵列包括多维阵列,该多维阵列在至少一个维度上具有至少15个元件。

12. 权利要求1的导管,其中超声阵列包括耦合到旋转机构的1D阵列。

13. 权利要求1的导管,其中超声阵列是锥形的。

14. 一种方法,包括:

提供经由复用器耦合到电缆线路的阵列,该阵列限定大于电缆线路中的各个信号线的数量的许多压电元件,该压电元件在工作中用于发送和接收具有大于20MHz的特性频率的超声且限定大于100个元件/ mm^2 的元件密度;

通过移动经过循环系统,将该阵列定位在对象身体内的期望区域,电缆线路的近端部被定位在对象身体外而该阵列被定位在该期望区域;

用该阵列超声地探询对象身体的内部;

在该阵列和耦合到对象身体外的电缆线路的近端部的设备之间发送多个信号;

根据该信号,显示对应于该内部的一个或多个图像;以及

在显示该一个或多个图像的同时对该内部执行过程。

15. 权利要求14的方法,其中该阵列在导管中并且该过程涉及激活定位在该导管的外表面上的一个或多个消融电极。

16. 权利要求15的方法,其中提供多个选择性地可操作的电极并且该过程包括基于所显示的图像选择要激活电极中的哪些电极。

17. 权利要求14的方法,其中该阵列在具有远末端的导管中并且该阵列限定包括该导管的远末端的像场。

18. 权利要求17的方法,其中该导管的远末端限定纵轴并且该阵列的像场一般以该纵

轴为中心。

19. 权利要求 18 的方法,其中通过包括电极部分的导管的外表面上的金属材料薄层来发生探询。

20. 权利要求 19 的方法,其中通过导管的外表面上的多个间隔开的金属材料薄层来发生探询。

21. 一种用于执行引导组织消融的装置,包括:

细长体,具有适于插入到人类对象的腔中的远端部而近端部在该对象外,该细长体具有远端部,该远端部具有小于 5mm 的外直径且被配置成定位在对象的血管内而近端部在患者外,该远端部限定远末端;

在该远末端上的至少一个治疗电极,在工作中用于传递治疗能量到邻近远末端的组织;以及

体内的二维压电元件阵列,接近于治疗电极且在工作中用于发送和接收具有大于 20MHz 的频率的超声以提供 RF 电极附近的脉管结构前面的组织的实时成像信息;

其中治疗电极包括金属材料薄层,该金属材料薄层被定位成使得由换能器接收的且用于成像的超声的至少一部分通过该金属材料薄层。

22. 权利要求 21 的装置,其中该远末端包括合成材料并且陶瓷材料薄层将该合成材料与电极生成的热进行热隔离。

23. 一种方法,包括:

提供包括在超声成像阵列前面的电极的细长体;

通过移动经过循环系统,将 RF 电极阵列定位在对象身体内的期望区域;

用该阵列发送和接收通过 RF 电极的超声,以探询对象身体的内部;以及

显示对应于该内部的一个或多个图像。

24. 权利要求 23 的方法,其中该超声具有至少 20MHz 的频率。

25. 权利要求 24 的方法,其中该阵列是前向 2D 阵列。

26. 权利要求 25 的方法,其中该阵列经由合成孔径方法进行工作。

27. 权利要求 25 的方法,其中该阵列作为稀疏阵列或全采样阵列进行工作。

28. 权利要求 23 的方法,其中该电极包括具有小于 8 μm 的厚度的金属层。

29. 权利要求 28 的方法,其中提供多个电极。

30. 权利要求 29 的方法,还包括基于图像选择性地操作电极之一。

31. 权利要求 30 的方法,其中电极用来消融动脉斑块。

32. 一种用于穿过脉管闭塞的医疗装置,包括:

脉管内导管,具有近端、远端和远末端;

位于导管的远末端上的一个或多个消融电极,其中该电极被配置成传递足以消融闭塞部分的能量并且从而辅助导管穿过该闭塞;以及

超声阵列,被定位在接近于电极的导管的远端处,其中该阵列被配置成由发送和接收通过电极的超声来提供闭塞的实时成像,其中该超声具有大于 15MHz 的频率。

33. 权利要求 32 的医疗装置,其中该近端耦合到超声成像系统并且该阵列在至少一个维度上被相控。

34. 权利要求 33 的医疗装置,其中该阵列在二个维度上被相控。

35. 权利要求 34 的医疗装置,其中该阵列被配置成提供对于远末端而言远端的区域的实时平面 (2D) 或体积 (3D) 成像。

图像引导的脉管内治疗导管

[0001] 相关申请数据

[0002] 本申请要求 2007 年 7 月 27 日提交的美国临时申请序列号 60/962,169 的权益以及要求 2008 年 5 月 16 日提交的美国实用新型申请序列号 12/122,456 的优先权,它们被并入以供参考。

背景技术

[0003] 本申请涉及用于医疗用途的超声成像导管 (catheter)。更具体地但不仅仅是,它涉及具有能够提供高质量、实时、前视 (forwardlooking) 图像的高频超声成像阵列的脉管内 (intravascular) 导管。可替换地或另外,本申请涉及在超声成像阵列的前面结合“看透 (see-through)”消融 (ablation) 电极以便于体腔内的图像引导治疗。

[0004] 脉管内超声 (IVUS) 已经被成功地实施为用于辅助脉管 (vascular) 疾病的诊断和治疗的可视化工具。(参见例如 1995 年 Gary S. Mintz, Taylor & Francis 的 Intracoronary Ultrasound)。然而,被设计用于小腔 (例如,冠状血管) 的现有脉管内超声成像装置要么不能前向成像要么产生质量相对差的图像。而且,即使通常已提出了向超声成像导管内添加治疗消融功能,但是市场上可买到的 IVUS 导管缺乏任何这样的治疗功能。因此,存在对具有改进的成像能力的脉管内装置的需求并且还存在着对将高质量成像与消融治疗的提供进行成功集成的脉管内装置的需求。本申请提供用于解决那些需求中之一或两者的系统和

技术。

[0005] 本文描述的特定导管用于治疗部分或完全闭塞的 (occluded) 血管中 (例如周边或冠状动脉中) 的阻塞 (obstruction)。

[0006] 这些导管将微型高频超声成像阵列与“看透”RF 电极进行组合以使得操作员可以享受接受治疗的区域的基本无阻塞的直接可视化。在优选的形式中,电极和阵列两者都是前向的 (forward facing),并且导管可以用来在实时可视化下隧穿动脉阻塞。

发明内容

[0007] 本文描述的一个实施例是一种独特的高频超声成像多维阵列,其可以被用于脉管内以产生血管中的阻塞的高质量、实时前视图像。如本文所用的,多维阵列是具有以多于一维布置的元件的阵列,诸如 1.5D、1.75D 或 2D 阵列。多维阵列能够在体积 (volumetric) 视野内提供空间分辨率而不需要被相对平移 (translate) (例如,被从一侧到另一侧铰接或被旋转)。本文描述的其它实施例可以用 1D 阵列来实施,该 1D 阵列可以是可旋转的以便提供体积视野的空间分辨率。另一些实施例包括用于在消融过程期间生成和检测超声成像信息以提供实时引导的独特方法、系统、装置和设备。

[0008] 本发明的一个目的是提供用于高频脉管内超声应用的独特多维超声阵列。

[0009] 另一个目的是提供一种以便于可视化和治疗闭塞血管的方式结合高频超声可视化和选择性消融能力两者的独特导管系统。

[0010] 另一个目的是提供将前视超声可视化与对超声基本透明 (transparent) 的前向

消融电极进行组合的独特导管系统。

[0011] 通过详细描述以及由此提供的附图,本发明的进一步形式、目的、特征、方面、好处、优点和实施例应变得显而易见。

附图说明

[0012] 图 1 是利用超声和 RF 治疗的导管系统的示意图。

[0013] 图 2 是图 1 导管的远末端 (distal tip) 的视图,为清楚起见以部分剖面图示出外护套 (outer sheath)。

[0014] 图 3 是示出在图 1 导管的远末端中结合平面超声 2D 阵列的视图,为清楚起见去除了声匹配 (acoustic matching) 层。

[0015] 图 4 是示出在图 1 导管的远末端中结合可旋转超声 1D 阵列的视图,为清楚起见去除了声匹配层。

[0016] 图 5 是示出在图 1 导管的远末端中结合锥形超声阵列的视图。

[0017] 图 6 是示出平滑弯曲末端 (smoothly curved tip) 与图 3 的 2D 阵列结合的视图。

[0018] 图 7 是示出平滑弯曲末端与图 4 的可旋转 1D 阵列结合的视图。

[0019] 图 8 是沿纵轴 100 邻近 (proximally) 观看的图 6 或 7 的平滑弯曲末端的端视图。

[0020] 图 9 是图 8 的平滑弯曲末端的截面图。

[0021] 图 10 是结合图 6 或 7 的平滑弯曲末端的导管的示意侧视图。

[0022] 图 11 是 2D 超声换能器 (transducer) 阵列组件的透视图。

[0023] 图 12A-12C 是所建模的脉管内换能器阵列的脉冲响应、阻抗和损耗的示例图,其中通过不存在任何 RF 电极的导管末端来执行成像。

[0024] 图 13A-13C 是图 12 中所建模但通过 $1\mu\text{m}$ 的金层执行成像的脉管内换能器阵列的脉冲响应、阻抗和损耗的示例图。

[0025] 图 14A-14C 是图 12 中所建模但通过 $1.5\mu\text{m}$ 的钛层执行成像的脉管内换能器阵列的脉冲响应、阻抗和损耗的示例图。

[0026] 图 15 是沿纵轴邻近观看的没有引导线腔 (guide wire lumen) 的平滑弯曲末端端视图。

[0027] 图 16 是图 15 的平滑弯曲末端的截面图。

具体实施方式

[0028] 为了促进理解本发明的原理,现在参照附图中示出的实施例并且特定语言将用来描述该实施例。不过要理解,由此不旨在限制发明的范围。如本发明所属领域中的技术人员会正常想到的,预期所描述实施例中的任何更改和进一步修改以及本文所描述的发明原理的任何进一步应用。

[0029] 本发明的一个实施例包括被结构化用于经皮肤插入人体中的超声装置。该装置包括位于远端部处的压电元件阵列以及连接到该阵列的电缆线路,该电缆线路延伸到装置的近端部并且连接到超声成像系统。阵列中的元件被设计成发送和 / 或接收高频 (例如大约 15MHz 及以上) 超声以用于体积图像生成。在优选的形式中,这些元件是以密集 2D 阵列的形式,例如各个元件的长度和宽度尺寸均小于 $100\mu\text{m}$ (即每平方毫米至少 100 个元件的

元件密度),适合于产生所探询的体积的高质量 3D 图像。优选地,就每平方毫米大约 400 个元件的元件密度而言,元件尺寸在大约 $50\text{ }\mu\text{m}\times 50\text{ }\mu\text{m}$ 的范围内。这个微型密集阵列提供高分辨率成像信息然而小得足以用在各种诊断和治疗应用(包括但不限于脉管内超声可视化)中。

[0030] 在一个所预期的应用中,换能器元件被定位在导管中以便提供邻近远末端的组织的前向视图。许多 RF 消融电极被结合在远末端上,并且连接到电极的电缆线路经过导管延伸到近端部且连接到 RF 治疗系统。RF 电极被配置成用来当操作员基于阵列实时所提供的超声成像信息而确定组织消融是必要的或合适的时消融(ablate)组织。

[0031] 在优选的方面中,换能器阵列和电极被配置成使得超声成像至少部分通过 RF 电极进行。RF 电极被直接定位在超声探询(interrogation)的通路中但被构造成使得它们不会过度地衰减该超声。相反,电极包括导电层,该导电层足够薄以致它们通过相关频率(其优选地在 20-40MHz 的范围内,诸如大约 25MHz)下的大部分超声。建模已经证实,1-2 μm 厚度的某些金属(例如诸如金、钛、铝、镁或铍之类的)层对 25MHz 下的超声将足够透明。据认为,在实际中包括高达大约 8 μm 厚度的这些金属导体的电极对高频超声也将充分透明以致成像可以通过电极而发生。

[0032] 本文所描述的某些实施例可以被具体地配置用于通过脉管闭塞。一个这样的装置包括具有近端、远端和远末端的脉管内导管。消融电极被定位在远末端上并且超声阵列位于接近于电极的导管的远端处。导管被配置成传递到闭塞位置,并且该阵列被配置成由发送和接收通过电极的超声来提供该闭塞的实时成像。电极被配置成被选择性地操作以传递能量来消融闭塞。在使用中,闭塞和周围脉管壁的实时图像被显示在监视器上并且操作员激活 RF 电极以在使导管前进通过闭塞时消融斑块(plaque)。

[0033] 一般系统设计

[0034] 参照图 1,结合系统 20 来描述进一步的方面。系统 20 被布置成为医疗诊断和/或医疗提供身体 B 内的图像。系统 20 包括控制站以及适当的操作员输入装置(例如键盘和鼠标或者其它标准种类的指示装置)和操作员显示装置(例如 CRT、LCD、等离子屏幕或 OLED 监视器),该控制站包括超声成像系统 40 和 RF 治疗系统 50,每个系统均可在操作中耦合到探头装置 60。

[0035] 装置 60 被配置用于放置经过开口 O 并且进入人类患者或对象的身体 B 中,如图 1 中示意性所示。装置 60 被优选地配置用于通过任何常规脉管插入技术而插入对象的血管或类似腔 L 中。如图 1 所示,装置 60 包括从装置 60 的近端端口 42 经过远末端 70 延伸的引导线腔,该远末端 70 被用来通过经由常规跨线插入技术(conventional over the wire insertion technique)而预先插入的引导线(未示出)来插入装置 60。引导线出口 199 可以与远末端邻近隔开,如图 10 所示。装置 60 可以被配置带有缩短的引导线腔以便采用单轨(monorail)型插入技术,或者装置 60 可以被配置不带有任何引导线腔并且代替地被配置成经过预先插入的引导导管腔而插入。

[0036] 参照图 10 的示意性图示,远末端 70 通常包括能够成像脉管组织的至少一个成像阵列 82 以及能够对脉管组织施加治疗的一个或多个治疗电极 172、176。该阵列 82 被包含在末端 70 内并且与电极 172、176 邻近隔开,所述电极 172、176 沉积(deposit)在末端 70 的外表面上。阵列 82 和电极 172、176 两者都限定与末端 70 的纵轴 100 不平行的工作表面

(operative surface),也就是说它们每个都是“前向的”。这允许装置被用来成像和治疗在末端前面的脉管闭塞或斑块P。任选地,面向电极的一侧或多侧和/或面向阵列的一侧可以被包括以允许装置60被用来成像和/或治疗该侧的脉管结构。

[0037] 阵列82被优选地配置成探询(interrogate)体积像场,该体积像场指的是可以导出其内成像信息的所探询体积。如图所示,阵列82是通常与远末端70的纵轴100正交定向的2D阵列。在这种布置中,阵列82限定了通常为锥形形状且以纵轴100为中心的像场,如立体角B所指示的。阵列82的像场包括与阵列82的工作面正交的中心区域(由C指示)以及包含在接受角A内的外围区域。如本文更全面描述的,预期成像阵列的其它配置和布置。

[0038] 电极172、176被定位在像场中,但如上所述被构造成使得阵列82发送的超声能够通过它们,这通常可以通过将金属导体的厚度限制为小于8、7、6、5、4、3或2 μm 来实现。因为电极172、176对超声有效透明,所以电极可以覆盖末端70的远端部的大部分以便提供大面积的潜在治疗而无损于阵列82成像相关组织的能力。例如,预期电极172、176可以共同地覆盖阵列82前面的截面积C的50%–90%。

[0039] 要理解,视野B的一般形状取决于阵列的结构以及该阵列如何结合到导管中。可以采用各种修改来更改视野的大小、形状或定向。例如,阵列82被示为具有是平面的工作(远端)表面。阵列82的工作表面可以向外弯曲或凸出,这将具有扩大截面积C的边界并且还可以提高接受角A的效果。阵列82可以可替换地具有凹入形状,这将具有缩窄视野的效果。

[0040] 可替换地或另外,导管末端70的远端部182可以被构造以便影响视野。在一个优选的实施方式中,远端部被构造以便作为超声透镜(ultrasound lens)进行工作。例如,部182可以由比周围环境(例如身体组织)更低地发送超声的材料构成以致当超声通过远末端部182时向内吸引(draw)和聚焦波束。可替换地,部182可以由比周围环境更快地发送超声的材料构成以致当超声平移经过远末端时使波束散焦。当作为超声透镜进行工作时,部182的外表面的曲率半径会影响焦距,并且曲率半径一般约为远末端的总直径。例如,对于4F导管(1.273mm直径),部182的曲率半径可以是1.5mm。

[0041] 在另一些备选方案中,可以通过在远末端182内铰接多维阵列82来更改视野。例如,不是把阵列82固定在末端70内,阵列82可以被安装在显微操纵器的端部上以使得阵列82相对于纵轴100的定向可以被更改。US 7,115,092描述了一种可以适用于铰接2D阵列的显微操纵器。

[0042] 作为对多维阵列(例如1.5D、1.75D或2D阵列)的备选方案,可以采用1D阵列来产生成像信息。图4示意性地示出1D阵列实施方式,其中该阵列被安装在轴上并且马达110或类似旋转机构被配置成旋转该阵列以便采集体积(3D)图像。在实际中,使用机械旋转的1D阵列采集3D图像所花的时间段可能比例如对于固定2D阵列的情况要长。

[0043] 还要理解,装置60可以酌情针对预计应用来调整大小。当适用于冠状动脉时,至少装置60的远端部一般将具有从0.75mm到3mm变化的外直径。当适用于治疗周边动脉疾病时,远末端70的外直径可以在1到5mm的范围内。导管的总长度一般可以为大约150cm。

[0044] 为了便于阵列82与末端70内的其相关电部件的结合,可以采用柔性电路互连技术。合适的柔性电路以及用于在柔性电路上安装压电阵列的有用技术通常是已知的且描述

在例如 Eberle 的 US 7, 226, 417 和 Hadjicostis 等人的 US 2004/0254471 中。

[0045] 现在参照图 2, 根据一个实施例的阵列组件 81 包括压电元件 82、吸声衬垫 (acoustic backing) 层 80 和一个或多个声匹配层 84 的阵列。该阵列组件 81 被安装到柔性电路衬底 94, 该柔性电路衬底 94 包括柔性衬底材料 (例如聚酰亚胺薄膜) 和金属互连电路 (未示出)。该互连电路包括沉积在柔性电路 94 的表面上的导线, 其将阵列 82 耦合到一个或多个集成电路芯片 98、99, 每个集成电路芯片结合适当的复用器、前置放大器以及诸如滤波器、信号调节器等等的其它电气集成电路。超声电缆线路 96 邻近地蔓延以电连接柔性电路 94 到超声成像系统 40。被示为沉积在锥形远末端上的 RF 电极 72、74 经由贯穿或环绕阵列组件 81 的线 (未示出) 也被电连接到柔性电路 94, 并且 RF 电缆线路 97 电连接柔性电路 94 到 RF 治疗系统 50。外护套 62 (为清楚起见以部分剖面图示出) 围绕阵列组件 81 和接近于电极 72、74 的其余元件。

[0046] 柔性电路 94 附连到标记器 (marker) 92。标记器 92 提供结构刚性以便于组装, 并且标记器 92 可以由不透射线的材料构成并且用来便于导管末端的荧光透视 (fluoroscopic) 可视化。

[0047] 成像系统

[0048] 成像系统 40 被配置用于生成和处理与包含在装置 60 的远末端 70 中的超声换能器阵列 82 相关联的信号和数据。换能器阵列 82 优选地为能够产生高质量 3D 可视化信息的多维成像阵列, 并且优选地通过将压电工件切割成适当数量的元件来构造阵列 82, 如本文所描述的。然而, 系统 20 可以用本领域已知的许多不同成像阵列来有用地实施, 例如那些在 Eberle 等人的美国专利号 5, 857, 974 和 6, 962, 567、Shelgaskow 等人的美国专利号 6, 994, 674 和 / 或 Seward 等人的美国专利号 7, 156, 812 中描述的成像阵列。

[0049] 成像系统 40 连接到同轴电缆束 96, 该同轴电缆束 96 包括模拟信号线和数字控制线以用于经由柔性电路 94 与阵列 82 双向通信。超声同轴束 96 可以包括模拟微型同轴电缆 (其每个一般具有直径 46-54AWG)。数字控制线的规格可以是大约 42-50AWG。模拟线的数量可以从 16 变化到 128 且优选的实施例为 32 到 64。数字控制线一般可以从 5-20 变化。超声电缆束 96 邻近地端接在多管脚连接器中以便于与超声成像系统 40 对接。芯片 98、99 中的复用器允许系统 40 能够分别地寻址每个单独元件 (如果需要的话), 即使束 96 中模拟信号线的数量可能大大小于阵列中元件的数量。

[0050] 子系统 40 可以包括模拟接口电路、数字信号处理器 (DSP)、数据处理器和存储器部件。例如, 模拟接口电路可以响应于来自 DSP 的控制信号以提供对应的模拟激励 (stimulus) 信号到成像装置 60。模拟电路和 / 或 DSP 可以被提供有一个或多个数字模拟转换器 (DAC) 和一个或多个模拟数字转换器 (ADC) 从而便于以下文中更详细描述的方式对系统 20 进行操作。数据处理器可以耦合到 DSP 以与其双向通信、以选择性地提供输出到显示装置以及选择性地对来自操作员输入装置的输入做出响应。

[0051] DSP 和处理器依据操作逻辑执行, 该操作逻辑可以由软件编程指令、固件、专用硬件、这些的组合或者以本领域技术人员会想到的不同方式来限定。对于可编程形式的 DSP 或处理器, 这个操作逻辑的至少一部分可以由存储在存储器中的指令来限定, 该存储器可以具有固态种类、电磁种类、光种类或者这些形式的组合。DSP 和 / 或处理器的编程可以具有: 标准、静态类型; 神经网络、专家辅助学习、模糊逻辑等等所提供的自适应类型; 或者这

些的组合。

[0052] 电路、DSP 和处理器可以由适合于如本文所描述那样进行工作的任何类型的一个或多个部件组成。而且,应当明白,电路、DSP 和处理器中的所有或任何部分可以被一起集成在共同装置中和 / 或被提供为多个处理单元,和 / 或一个或多个信号滤波器、限幅器、振荡器、格式转换器(诸如 DAC 或 ADC)、电源或其他信号操作器或调节器可以被酌情提供从而以下文更详细描述的方式对系统 20 进行操作。可以酌情利用分布式流水线和 / 或并行处理。

[0053] 成像系统基于阵列的结构通过本领域已知的任何数量的技术来激活换能器阵列以采集 3D 成像信息。例如,阵列 82 可以被操作为稀疏阵列或者为全采样阵列。该阵列可以在一个维度或两个维度上被相控(phase)。在一种形式中,阵列 82 经由合成孔径方法(synthetic aperture approach)进行工作。在合成孔径成像期间,阵列中的元件的预定子集按顺序被激活并且所得到的响应被收集以形成完整图像。这个方法可以被用于任何类型的阵列(例如 1D 或多维阵列),其中阵列中的元件的数量比模拟信号线的对应数量大很多。例如,如果存在用来驱动 324 元件阵列的 32 个模拟线,则系统 40 被配置成每次用高达 32 个元件进行发送和接收。来自一群元件(例如第一 32 个)的信息被收集并且被存储,并且以另一群元件(例如第二 32 个)重复该过程直到阵列中的所有元件已经被寻址。然后处理从所有元件接收的总信息以产生单个图像帧。

[0054] 除了用 32 个元件的子群来发送和接收之外,系统 40 还可以被实施为用元件的第一子群来发送而用元件的所有其它子群来顺序接收。对于 324 元件阵列,将存在十个(10)32 元件子群,其中有 4 个元件未被使用。从阵列中的所有接收子群中接收的信号被称为“叉积(crossproduct)”。收集该叉积有助于提高总图像质量。

[0055] 治疗系统

[0056] 参照图 2, RF 治疗子系统 50 被设计为生成电流并且将所得到的电流发送到装置 60 的远末端 70 上的一个或多个治疗电极 72、74,其中图 2 示意性示出远末端 70,其近侧延伸的外护套 62 以部分剖视图示出。电极 72、74 是沉积在远末端 70 的前端外部上的薄金属层,该远末端 70 可以具有锥形(图 3-5)或平滑弯曲(图 6-10)形状。RF 电极被电连接到柔性电路 94 上的导电迹线并且通过该柔性迹线而连接到导管电缆 97。

[0057] 电缆束 97 连接 RF 电极 72、74 到外部电子驱动系统,并且 RF 电缆束 97 邻近地端接在多管脚连接器中以便于连接到 RF 治疗系统 50。连接的数量可以在 2 到 10 的范围内。

[0058] RF 系统 50 包括(一个或多个)电压控制器、(一个或多个)电压发生器和(一个或多个)电流检测器以及用于将电流引到治疗电极 72、74 中的各个电极的适当开关和控制器。电压控制器设置发生器所产生的电压的频率和幅度以及其在时间上的先后顺序,这可以基于预配置、经由输入接口从用户接收的信息或者系统 50 中执行的测量来选择。电流检测器确定向每个治疗电极发送的电流量。也可以包括温度监视系统以从治疗电极附近的温度传感器(未示出)接收温度信息。

[0059] 当电极被邻近于组织放置时,从治疗系统 50 流到治疗电极 72、74 的电流传到组织。当它穿入组织中时这个电流散开并且根据局部电流密度生成热,以消融(即去除)该组织。不旨在受任何操作理论的约束,据认为在适当的条件下该消融过程能够被实施以使得每次基本一个细胞层地发生斑块去除,从而减小并发症的机率。

[0060] 选择向每个电极施加的电流的定时和量以获得期望的治疗结果,其在所预期的应用中涉及动脉斑块 P 以适当受控的侵蚀 (erosion) 速率 (例如每次一个细胞层) 的受控侵蚀。例如,可能优选的是以短突发 (burst) 的形式施加能量 (即在 10ms 内传递 1.0 到 2.5J) 以获得斑块的火花侵蚀,如 Slager 的 J Am Coll Cardiol 1985 ;5 :1382-6 中所描述的。还可以以 5% -25% 占空比、峰间电压为 500-1000V 的 1MHz 正弦波的形式生成能量。RF 电极的优选工作频率在 0.25 到 5MHz 的范围内。

[0061] RF 电极 / 末端构造

[0062] 治疗电极 72、74 是前向的,这允许装置 60 以隧穿方式操作,例如以便用于创建经过部分或全部闭塞动脉的通道。电极 72、74 还优选地以关于装置 60 的纵轴 100 的隔关关系被布置在远末端 70 上并且被配置成使得每个电极能够被单独地操作。这从而允许相对于装置 60 的远末端 70 的纵轴 100 进行对称地或非对称地施加治疗。对称消融会有获得直前 (straight ahead) 隧穿的倾向 (即在装置 60 的纵轴方向上的隧穿中),而非对称消融会导致在被激活的电极方向上的隧穿。

[0063] 在优选的实施方式中,操作员基于成像系统 40 提供的可视化信息来控制治疗系统 50。例如,如果操作员从超声图像中观察到导管正在靠近应当避免的结构 (即动脉壁),则操作员可以“关断”或“调低”一侧的治疗电极和 / 或提高施加到另一侧的电极的能量。

[0064] RF 治疗电极由金、钛、铝、镁、铍或任何其它具有高电导率、高声传播速度和 / 或低密度的金属或金属材料薄层构成。在一种形式中,RF 电极是足够薄以致超声在没有显著衰减或干扰的情况下通过的金属带 (metallic strip),例如具有小于大约 8 微米的厚度,诸如在 0.2 到 8 μm 、0.4 到 6 μm 、0.5 到 4 μm 、0.7 到 2 μm 、或者 0.9 到 1.5 μm 的范围内。可以通过汽相沉积技术或任何其它用于形成金属材料薄层的常规工艺来施加金属带。

[0065] 如果支承末端表面由合适的能够忍受电极所生成的高温的合成材料构成,则电极材料可以被直接沉积或施加到末端上。合适的合成材料包括高温塑料 (例如,可从 GA 的 Alpharetta 的 Solvay AdvancedPolymers LLC 购买的 Torlon) 或硅橡胶材料 (例如,RTV325, EagerPlastics 公司, Chicago, Illinois 或者 RTV560 GE Plastics)。

[0066] 可替换地或另外,可以提供隔热层 180 (图 8-9 和 15-16) 以保护末端 170 不受电极生成的热而损坏。层 180 可以包括陶瓷 (诸如 Al_2O_3) 薄层并且可以形成为覆盖末端 170 远端面的相对均匀涂层或壳体。这个陶瓷层 180 的厚度足以保护衬底 182 不受由于电极 172、176 生成的热而热损坏,并且可能在 0.5-5 微米的范围内。

[0067] 要理解,如图 9 和 16 所示,末端 170 的近端面被设计为抵靠声叠层 (acoustic stack) 81 的远端面加以定位且声学耦合到该远端面,因此图 9 所示的末端 170 包括匹配引导线腔 90 的中心腔。延伸经过远末端 170 的中心引导线的提供可以有益于控制和引导的目的,但是对阵列的中断可能使图像质量降级。图 16 的末端 170 被设计用于其中没有引导线腔中断该阵列 82 的实施例,例如因为引导线出口 99 接近于阵列 82 而隔开,如图 10 所示。

[0068] 阵列构造

[0069] 本文描述的治疗导管可以用根据许多常规技术构造的许多不同成像阵列来有用地实施。然而,优选该阵列很小且以高频进行工作以便提供极高质量的 3D 成像信息。结合图 11 描述用于本治疗导管或用于其中经由微型高频阵列的超声成像将是有益的任何其它应用中的微型高频成像阵列。

[0070] 2D 声叠层 81 包括压电元件 82 的切割阵列。通过切割市场上可买到的压电工件例如 CTS 3257HD (CTS Electronic Components 公司, Albuquerque, NM) 来形成元件。切割锯用来产生第一方向 (例如 X 方向) 上以及然后第二方向 (例如 Y 方向) 上的一系列平行切口 (cut), 并且在每个方向上切割之后所得到的切缝 (kerf) 83 充满合适的环氧树脂。

[0071] 金属化层 110 沉积在压电元件 82 的远端面上以用作共同地电极。每个元件 82 的近端面与各个信号线 91 电接触, 该信号线 91 延伸经过吸声衬垫层 80。每个元件 82 的近端面可以包括其本身的金属化层 (未示出) 以便于与各个信号线 91 电连接, 并且一个或多个声匹配层 84a、84b 被施加到元件 82 的远端面。柔性电路 94 具有接触垫 (contact pad) (未示出), 该接触垫在空间上被布置成对应于在衬垫层 80 的近端面处所暴露的各个信号线 91 的布置。可替换地, 元件 82 可以直接施加到柔性电路 94 并且吸声衬垫层 80 可以施加到柔性电路的后侧, 在这种情况下在衬垫层 80 中不需要信号线 80。

[0072] 优选地, 阵列 82 被切割成两个方向以使得所得到的元件通常为方形并且节距 (pitch) (即相邻元件的中心之间的间距) 小于 $100\text{ }\mu\text{m}$, 优选地小于 $75\text{ }\mu\text{m}$ 或大约 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。阵列 82 可以被构成使得其包括至少 100、200、300、400、500、600 或 700 个元件。阵列 82 可以被构造使得元件密度每 mm^2 大于大约 100、200 或 300 个元件。

[0073] 在 Hadjicostis 等人的 US 2004/0254471 中描述一种用于产生切割一维阵列的有用过程, 该申请为此被并入本文。可以采用类似的技术来构造微型多维阵列。主要差别将是引入附加的切割步骤以及在所述柔性 (flex) 中提供合适的接触垫。

[0074] 现在描述特定实施例的附加细节。如上所述, RF 电极 72、74 被电连接到柔性电路 94 上的导电迹线并且通过柔性迹线而连接到导管电缆 97。该柔性上的 RF 迹线可以具有等于 $15\text{--}25\text{ }\mu\text{m}$ 的宽度和等于 $1\text{--}5\text{ }\mu\text{m}$ 的厚度。柔性电路上的超声和数字线可以具有等于 $5\text{--}15\text{ }\mu\text{m}$ 的宽度和等于 $1\text{--}3\text{ }\mu\text{m}$ 的厚度。

[0075] 导管的远端包括导管末端并且可以具有在 0.75 到 3mm 范围内的外直径以用于冠状动脉治疗。针对其它脉管内用途, 末端的直径可以不同于上述范围的值。例如, 对于周边动脉系统, 末端直径可以在 $1\text{--}5\text{mm}$ 的范围。导管末端结合 RF 电极 72、超声压电成像阵列 82、不透射线的标记器 92、柔性电路互连 (未示出, 在 94 上)、IC 复用器 / 前置放大器芯片 98、99 以及到 RF 和超声电缆的连接。

[0076] 在若干实施例 (图 2-5) 中, 末端 70 的远端具有大体锥形形状, 其中 RF 电极 72、74 由沉积在实心圆锥 (solid cone) 顶部上的诸如金或其它具有高电导率的金属之类的金属材料组成。圆锥结合开口 90 以容纳引导线。锥形末端的优选材料是高温塑料诸如 Torlon™; 然而也可以使用其它适当的材料。在一个实施例中, 末端腔具有等于 $0.017''\text{--}0.018''$ 的直径, 在其它实施例中该腔可以具有 $0.013''\text{--}0.014''$ 的直径。RF 电极被电连接到柔性电路上的导电迹线并且通过柔性迹线连接到导管电缆。该柔性上的 RF 迹线具有等于 $0.015\text{--}0.025\text{mm}$ 的宽度和等于 $0.001\text{--}0.005\text{mm}$ 的厚度。该柔性上的超声和数字线具有等于 $0.005\text{--}0.015\text{mm}$ 的宽度和等于 $0.001\text{--}0.003\text{mm}$ 的厚度。

[0077] 超声阵列叠层 81 位于电极 72、74 的远端并且可以与电极隔开, 如图 3 和 4 所示。可替换地, 阵列元件 82b 可以被布置在圆锥的外表面上或接近该外表面以便置于电极 72、74 之下, 如图 5 所示。阵列叠层 81 可以包括三层或四层: 吸声衬垫层 80、切割的压电陶瓷 82 以及一个或两个四分之一波长匹配层 84 (图 11 中的 84a、84b)。阵列 82 可以是一维或

二维的。压电元件可以具有范围 40% -100% 的 -6dB 带宽和小于 -20dB 的插入损耗。

[0078] 压电元件的阵列被电连接到柔性电路 94 上的导电迹线并且通过柔性迹线（未示出）连接到导管电缆 96、97。柔性电路被安装在用于机械稳定性的不透射线的标记器上。该不透射线的标记器使得用户能够采用 x 射线检测来定位导管末端。通过使用倒装芯片（flip chip）接合技术焊接到柔性电路 94 来安装定制的集成电路（IC）芯片 98、99。这些 IC 芯片 98、99 包括对超声信号起复用器作用以及对返回超声信号起前置放大器作用的电路。IC 芯片作为复用器的使用减小了为连接阵列到成像系统所需的电缆数量并且前置放大器使得能够通过同轴电缆有效发送超声返回信号。

[0079] 图 3、4、5 和 7 示出了声叠层的三种基本结构。图 3 描绘了平面二维（2D）阵列。这样的阵列可以具有 100 到 1024 个元件并且可以被复用成同轴束。使用 2D 阵列的潜在益处在于 (a) 它不需要具有任何移动部件和 (b) 它在使用电子聚焦和波束控制来采集导管前面的 3D 图像方面具有完全灵活性。使用 2D 阵列的潜在缺点是由于具有大量元件而引入电子互连复杂度。

[0080] 图 4 描绘了一维阵列（1D）。这样的阵列可以具有 16-128 个元件并且可以被配置用于通过采用连接到外部马达（未示出）的线轴或者经由在邻近阵列的导管内提供的微型马达 110 进行旋转运动。使用 1D 阵列的潜在益处是相对容易构造和电互连而代价是引入机械移动、附加机械部件以及采集 3D 图像的更长时间。在给定的定向中，1D 阵列可以采集导管末端前面的区域的二维图像。可以通过 1D 阵列的增量 180 度旋转、存储所采集 2D 图像以及然后经过结合 2D 图像重构 3D 图像来构造三维图像。

[0081] 图 5 示出了又一个装置，其中换能器元件 82b 被布置成遵循锥形末端的曲率的锥形图案。锥形换能器阵列可以提供描述垂直于末端圆锥的锥形表面的图像。这种结构的潜在优点是构造相对简单而代价是可能被稍微恶化的图像质量。在这种情况下阵列元件 82b 的数量可以从 16-128 变化。RF 电极 72、74 在这种情况下直接位于超声成像阵列 82b 上万。

[0082] 图 6-7 示出了导管末端的又一个实施例。在这个方法中差别在于导管的末端是弯曲的。弯曲的优选形状是球形，然而可以采用其它类型的弯曲表面，诸如椭圆形、抛物线或其它。球形情况的直径可以在 1mm 到 10mm 的范围内。在优选实施例的进一步改进中，半球形末端可以涂有如图 9 所示的薄陶瓷材料 180（诸如 Al_2O_3 ）。这个陶瓷涂层的厚度可以是 0.5-5 微米并且其目的是对末端提供保护以免热损坏。半球形末端的材料 182 可以是高温硅酮（silicone），诸如由 Illinois, Chicago 的 Eager Plastics 公司生产的 RTV325。可以使用其它 RTV 类型，诸如来自 GE 的 RTV 560 连同透镜上的陶瓷涂层。使用平滑弯曲（例如半球形）末端相对锥形末端的优点在于 RTV 材料 182 可以起超声透镜的作用并且因此产生更高分辨率和改进质量的图像。RF 电极再次由本申请中先前描述的金属制成。

[0083] 又一个实施例是应用于 2D 阵列情况的实施例。在这种情况下 2D 阵列本身可以是球形形状，其中 RF 电极沉积在阵列的匹配层之外（未示出）。在这种情况下，不需要附加末端并且图像将具有改进的灵敏度和质量。然而，弯曲 2D 阵列的使用提供进一步电子互连复杂度。

[0084] 超声阵列元件的优选工作频率在 15-40MHz 的范围内，例如在 20 和 35MHz 之间、在 20 和 30MHz 之间、或者大约 25MHz。相控阵列（phased array）可以具有半波长元件间距以用于最优超声波束形成。每个元件可以结合四分之一波长匹配层以便更好地传送功率。

[0085] 示例

[0086] 现在参照示出发明实施例的某些特定特征的具体示例。然而,要理解,这些示例被提供用于说明并且从而不旨在限制发明的范围。

[0087] 在计算机上建模 2D 超声换能器阵列的脉冲响应、阻抗和损耗,该超声换能器阵列使用具有高介电常数 ($3500 \epsilon_0$) 的压电陶瓷并且具有以下设计参数 (图 12A-12C) :

[0088] 频率 :25MHz

[0089] 阵列孔径 :0.9mm

[0090] 元件节距 :0.050mm

[0091] 元件数量 :324

[0092] $(1/4) \lambda$ 匹配层数量 :2

[0093] 与驱动器电匹配的元件阻抗。

[0094] 然后通过添加金或钛的中间层 (intervening layer),对相同的阵列元件进行建模,并且结果分别绘制在图 13A-13C 和图 14A-C 中。所建模的金层的厚度是 $1 \mu\text{m}$ 而所建模的钛层的厚度是 $1.5 \mu\text{m}$ 。所建模的结果说明 $1.5 \mu\text{m}$ 的钛层 (图 14A-C) 不会显著影响阵列的工作属性并且表示针对本文所公开的装置的有效材料选择。 $1.0 \mu\text{m}$ 的金层 (图 13A-13C) 即使相对钛薄了 33%但更不利地影响阵列属性。在后者情况下,插入损耗变差了 10dB 并且脉冲衰荡 (ringdown) 变差大约 $0.3 \mu\text{sec}$ 。不过金看似是实际的选择,尤其是如果实施诸如频率滤波的校正技术的话更是如此。尽管其较差的声属性,本公开中提及的金以及其它金属预期是可接受的并且可以具有与金属材料属性有关的优点,诸如易于处理、在扩展操作上耐氧化以及生物相容性。

[0095] 要明白,本文所描述的包括一种用于在患者的脉管系统中提供图像引导治疗的腔内导管,该腔内导管包括:细长导管体,适于插入到患者的脉管系统中,该导管体限定在工作中位于患者的脉管系统内的远端部而近端部在患者外;在该远端部上的多个面向远端 (distalfacing) 的电极,用于执行对患者的脉管系统中的斑块的受控消融;以及面向远端的超声成像换能器阵列,被定位在接近于电极的导管体中且被配置成发送和接收通过电极的超声脉冲以提供待由电极消融的斑块的实时成像信息。换能器阵列可以具有大于 15MHz 的特性工作频率,并且电极可以每个都包括具有小于大约 $8 \mu\text{m}$ 的厚度的金属层。电极可以被定位在导管的远末端,该远末端可以具有锥形或平滑凸面形状。平滑弯曲末端可以对于超声而言起透镜作用,并且其外表面可以限定小于大约 10mm 的曲率半径。超声阵列可以是具有大于 100 个元件/ mm^2 的元件密度的平面相控阵列。超声阵列可以是多维阵列,该多维阵列在至少一个维度上具有至少 15 个元件。该阵列可以包括耦合到旋转机构的 1D 阵列。

[0096] 已经描述的是一种用于提供来自患者内的高质量实时平面 (2D) 或体积 (3D) 超声可视化的腔内导管,该腔内导管包括:细长导管体,适于插入到患者的脉管系统中,该导管体限定在工作中位于患者内的远端部而近端部在患者外;在导管体的该远端部中的压电元件的多维相控阵列,被配置成发送和接收具有大于 20MHz 的特性频率的超声脉冲以提供实时成像信息;其中该阵列限定大于 300 个元件/ mm^2 的元件密度。导管的远端部可以限定纵轴并且该阵列可以被定位在导管的远端部中以使得该纵轴在阵列的像场内。压电元件可以被构造成使得它们被安装到衬垫层,该衬垫层具有大量从中延伸的导电通路,其中导电通路电耦合每个压电元件到电路衬底上的对应垫。电路衬底可以包括至少一个复用器/前置

放大器 IC 芯片,其电耦合到电路衬底且耦合到延伸到导管的远端部的电缆线路,其中电缆线路中各个信号线的数量基本小于阵列中压电元件的数量。阵列中压电元件的数量可以大于 300 而电缆线路中各个信号线的数量小于 100。导管还可以包括一个或多个面向远端的电极。

[0097] 还已经描述的是一种新颖方法,该方法包括:提供经由复用器耦合到电缆线路的阵列,该阵列限定大于电缆线路中的各个信号线的数量的许多压电元件,该压电元件在工作中用于发送和接收具有大于 20MHz 的特性频率的超声且限定大于 100 个元件/mm² 的元件密度;通过移动经过循环系统来将该阵列定位在对象身体内的期望区域,电缆线路的近端部被定位在对象身体外而该阵列被定位在该期望区域;用该阵列超声地探询对象身体的内部;在该阵列和耦合到对象身体外的电缆线路的近端部的设备之间发送多个信号;以及根据该信号,显示对应于该内部的一个或多个图像。对象身体的内部包括血管或心脏。在显示该一个或多个图像的同时对该内部执行过程。例如,该阵列可以被定位在导管中并且该过程可以涉及激活定位在该导管的外表面上一个或多个消融电极。可以提供多个选择性地可操作的电极并且该过程可以包括基于所显示的图像选择要激活电极中的哪些电极。可以通过包括电极部分或更优选地多个间隔开的电极的导管的外表面上的金属材料薄层来发生探询。

[0098] 还已经描述的是一种用于执行引导组织消融的新颖装置,该新颖装置包括:细长体,具有适于插入到人类对象的腔中的远端部而近端部在该对象外,该细长体具有外直径小于 5mm 的远端部且被配置成定位在对象的血管内而近端部在患者外,该远端部限定远末端;在该远末端上的至少一个治疗电极,在工作中用于传递治疗能量到邻近远末端的组织;以及体内的二维压电元件阵列,接近于治疗电极且在工作中用于发送和接收具有大于 20MHz 的频率的超声以提供 RF 电极附近的脉管结构前面的组织的实时成像信息;其中治疗电极包括金属材料薄层,该金属材料薄层被定位成使得由换能器接收的且用于成像的超声的至少一部分通过该金属材料薄层。该远末端可以包括合成材料并且可以提供陶瓷材料薄层以将该合成材料与电极生成的热进行热隔离 (thermally insulate)。

[0099] 本文描述的另一种新颖方法包括:提供包括在超声成像阵列前面的电极的细长体;通过移动经过循环系统,将 RF 电极阵列定位在对象身体内的期望区域;用该阵列发送和接收通过 RF 电极的超声,以探询对象身体的内部;以及显示对应于该内部的一个或多个图像。该超声频率可以是至少 20MHz,并且该阵列可以是前向 2D 阵列。该阵列可以作为稀疏阵列或全采样阵列进行工作。可以采用在一个以上方向上的合成孔径成像和相控。可以提供多个电极,并且操作员可以基于图像选择性地操作电极之一。电极可以用来消融动脉斑块。

[0100] 还已经描述的是一种适于穿过 (cross) 脉管闭塞的医疗装置,该医疗装置包括:脉管内导管,具有近端、远端和远末端;位于导管的远末端上的一个或多个消融电极,其中该电极被配置成传递足以消融闭塞部分的能量并且从而辅助导管穿过该闭塞;以及超声阵列,被定位在接近于电极的导管的远端处,其中该阵列被配置成由发送和接收通过电极的超声来提供闭塞的实时成像,其中该超声具有大于 15MHz 的频率。权利要求 44 的医疗装置,其中该近端耦合到超声成像系统并且该阵列在至少一个维度上被相控。该阵列可以被配置成提供对于远末端而言远端的区域 (area distal to the distal tip) 的实时平面 (2D) 或体积 (3D) 成像。

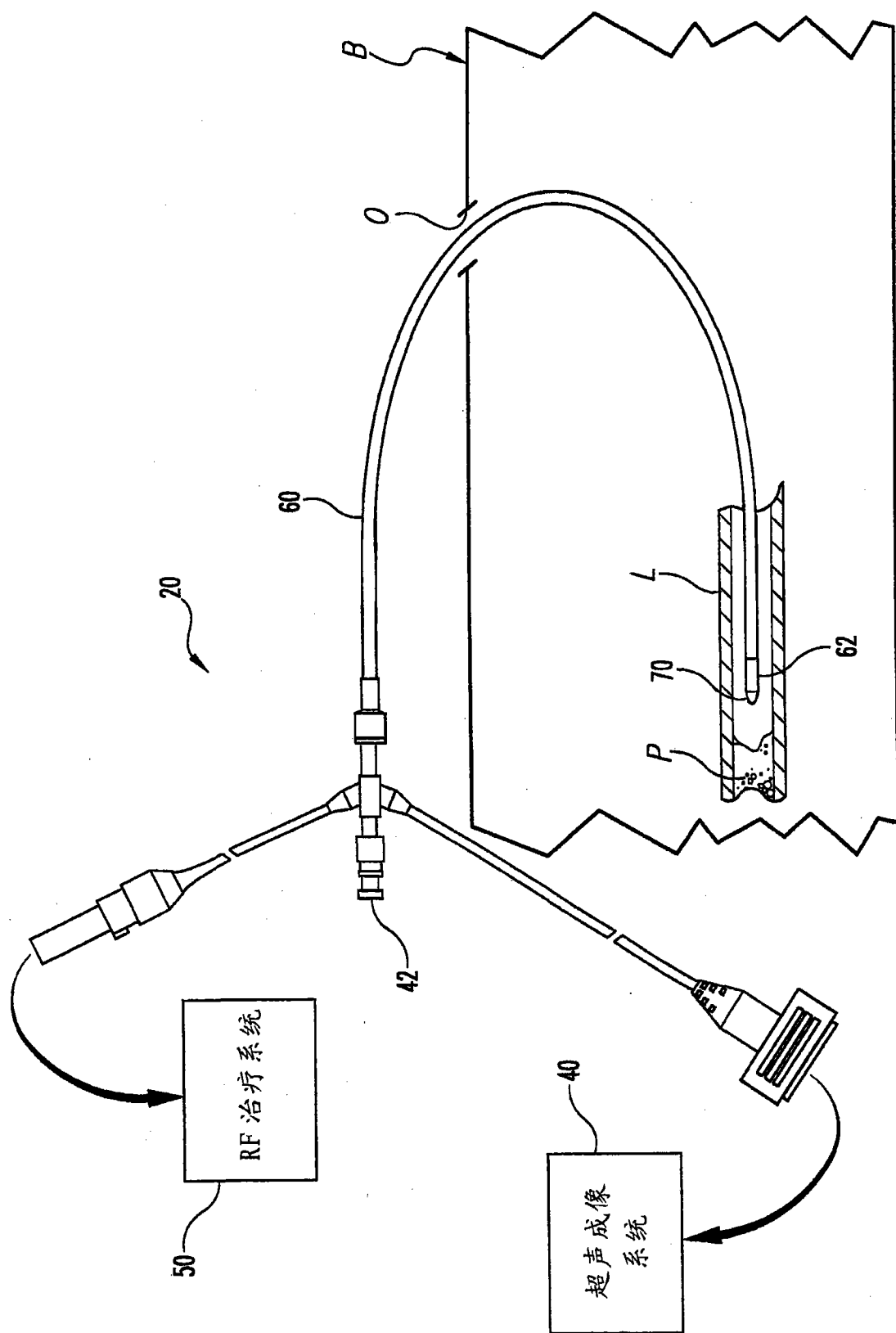


图 1

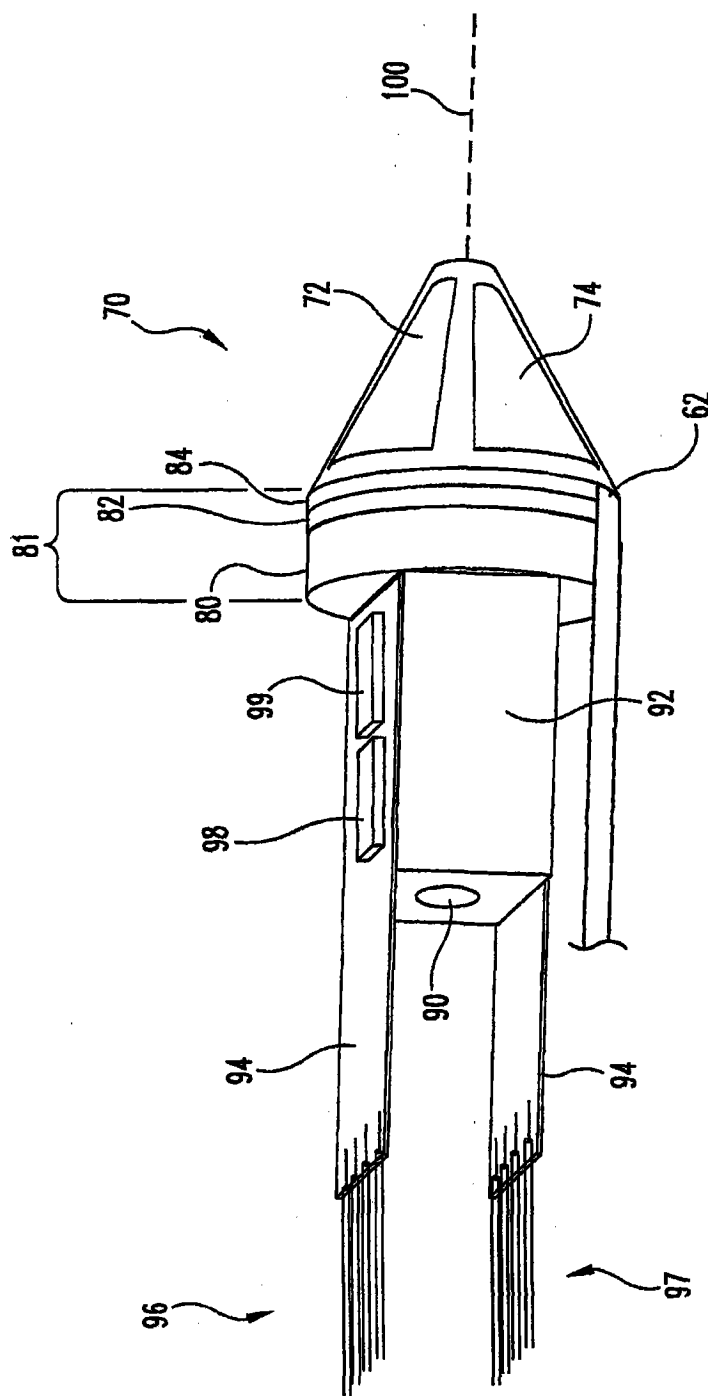


图 2

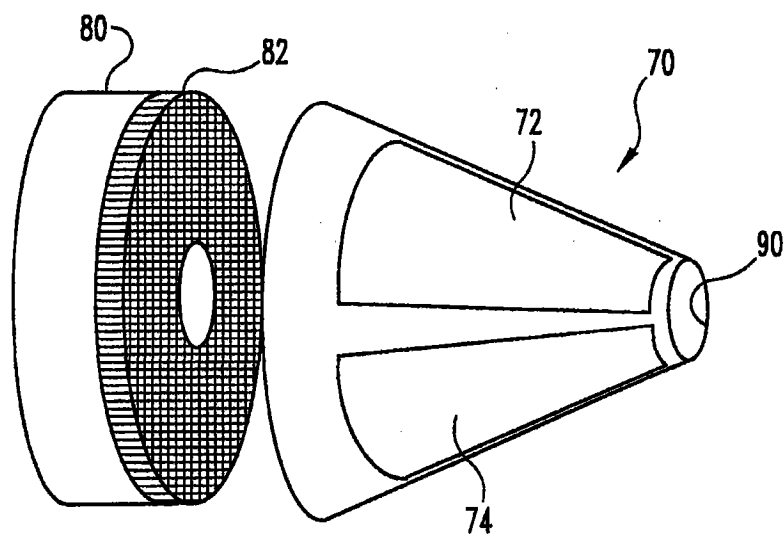


图 3

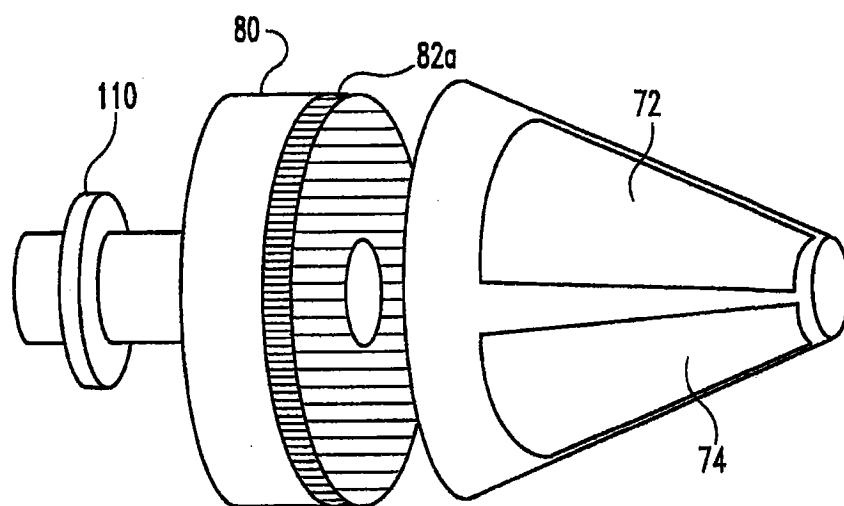


图 4

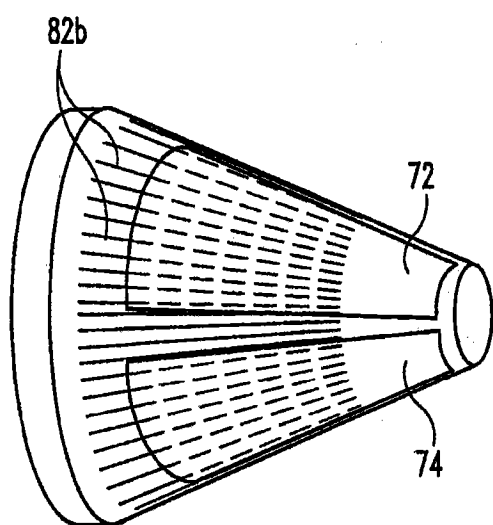


图 5

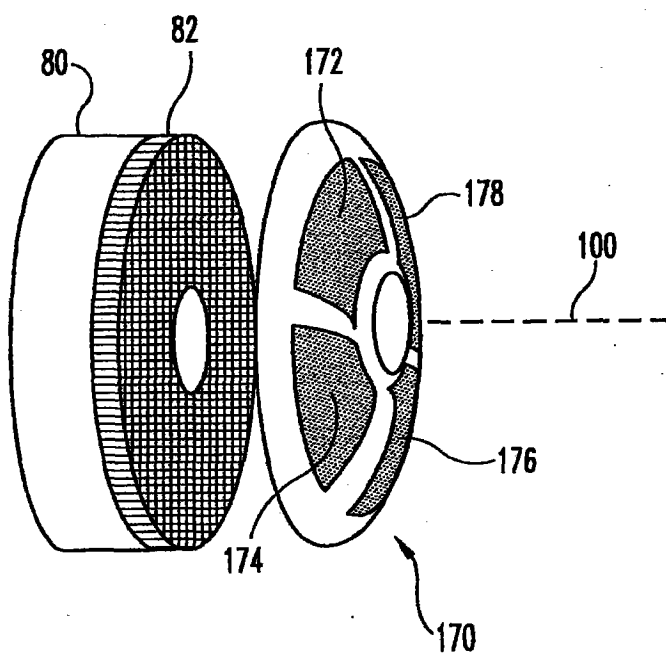


图 6

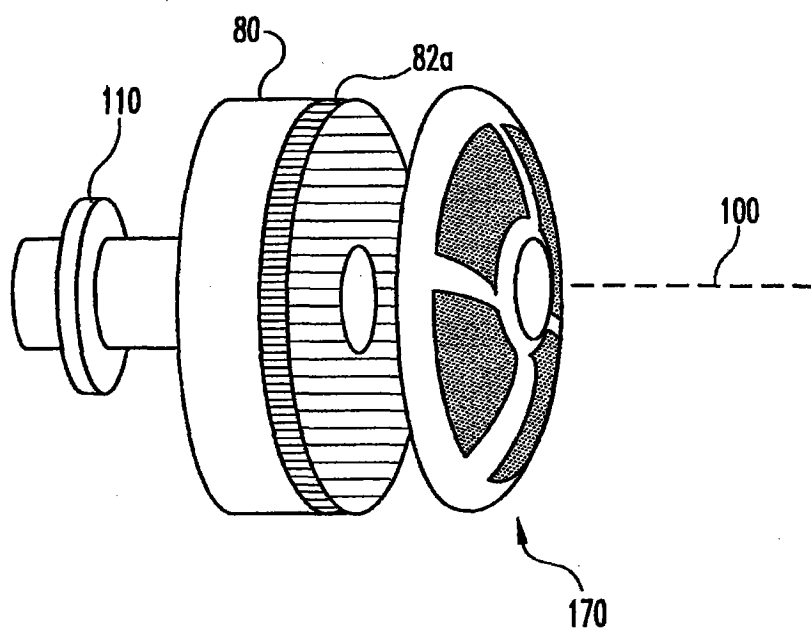


图 7

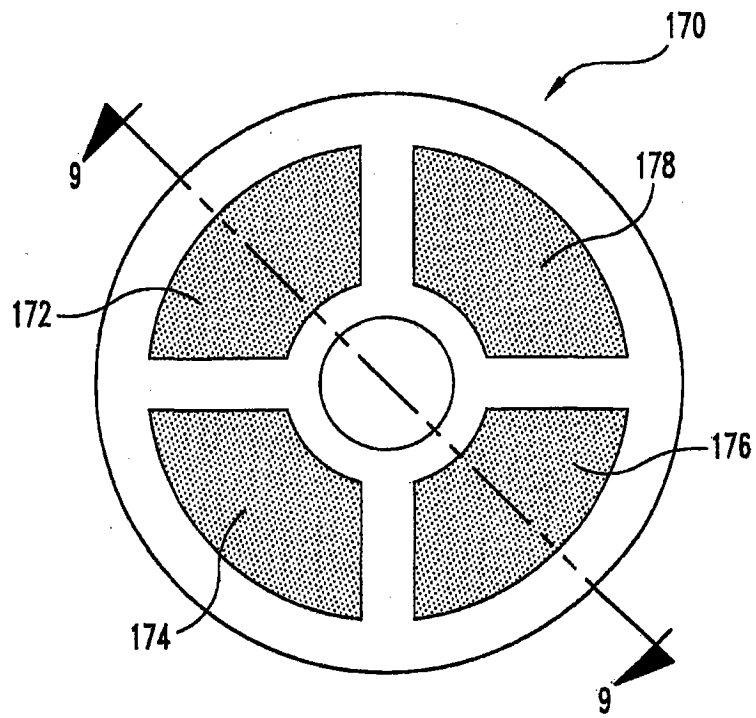


图 8

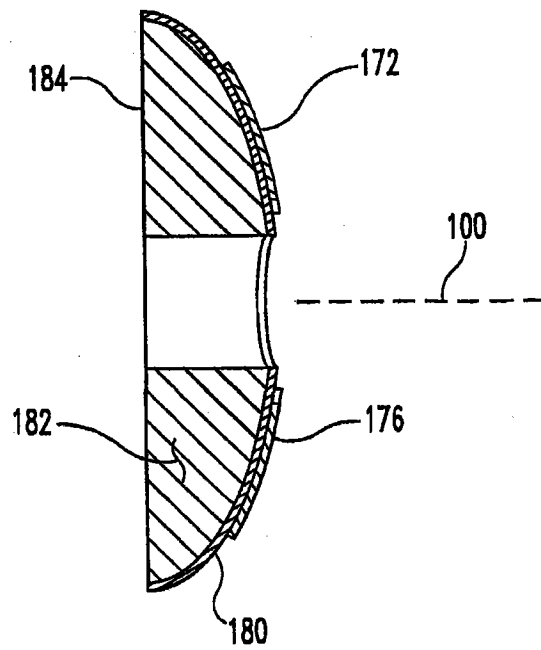


图 9

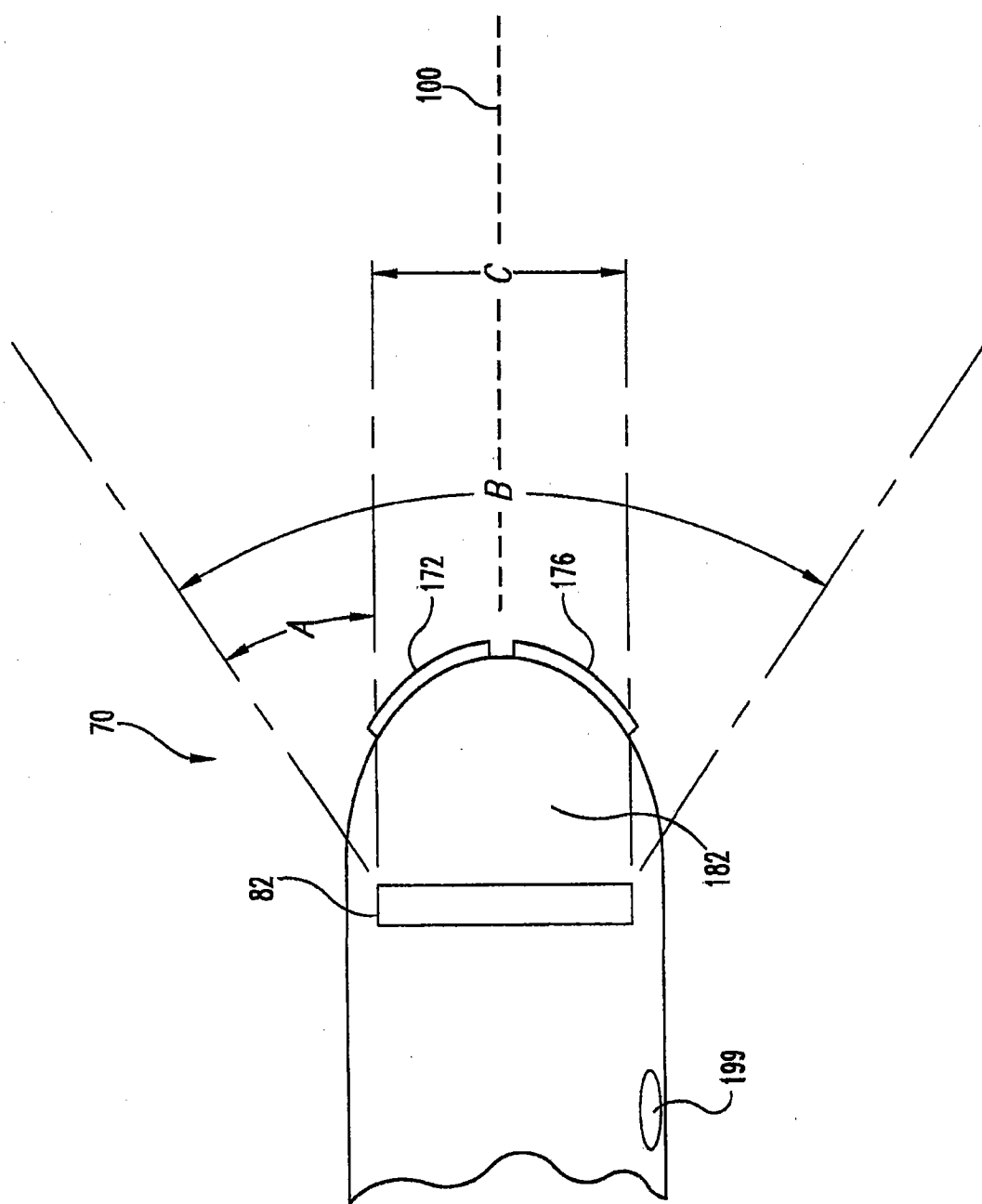


图 10

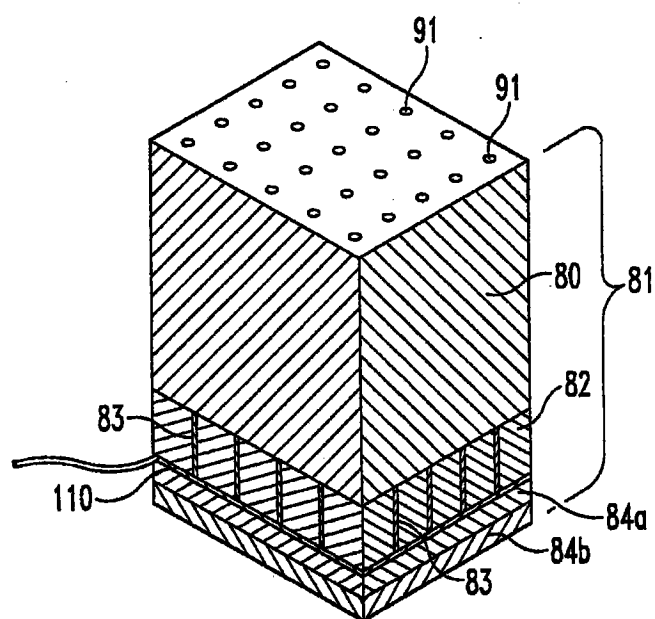


图 11

脉冲响应

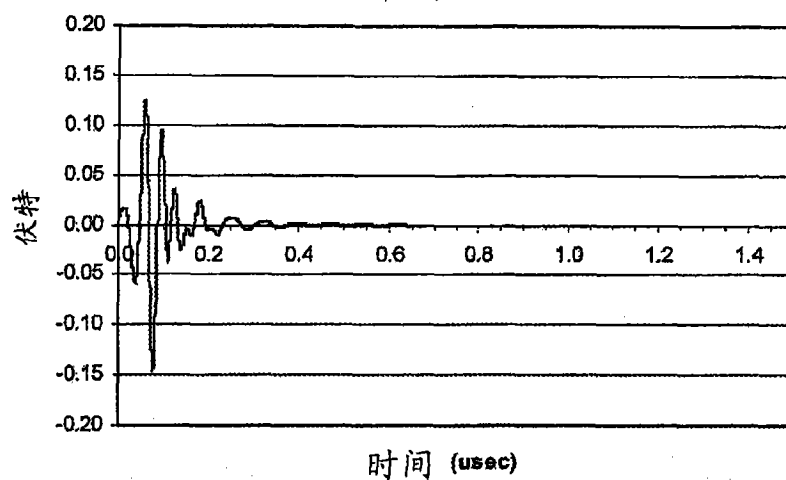


图 12A

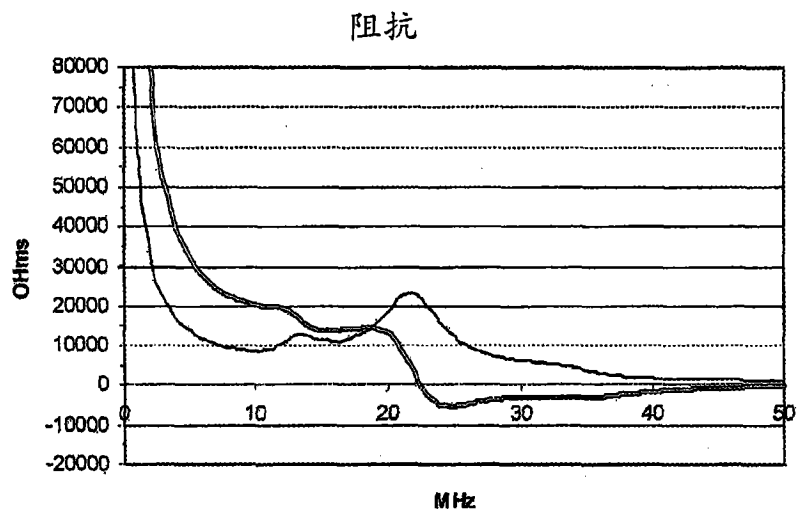


图 12B

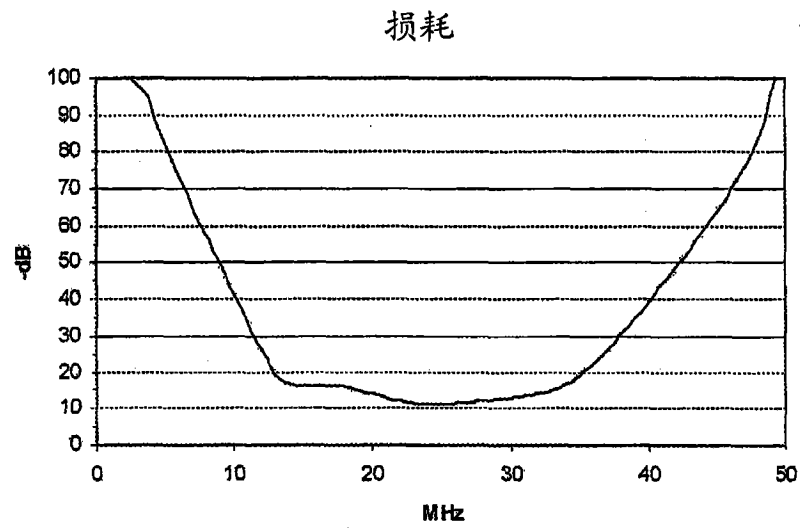


图 12C

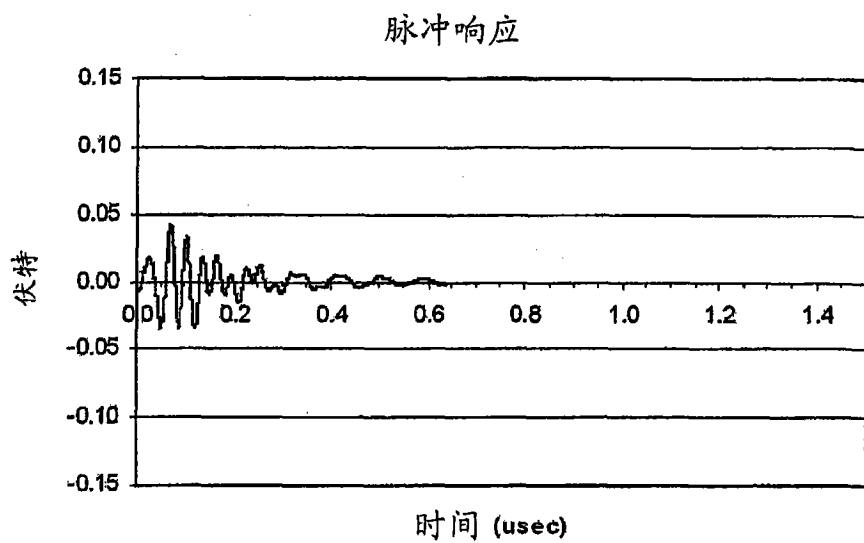


图 13A

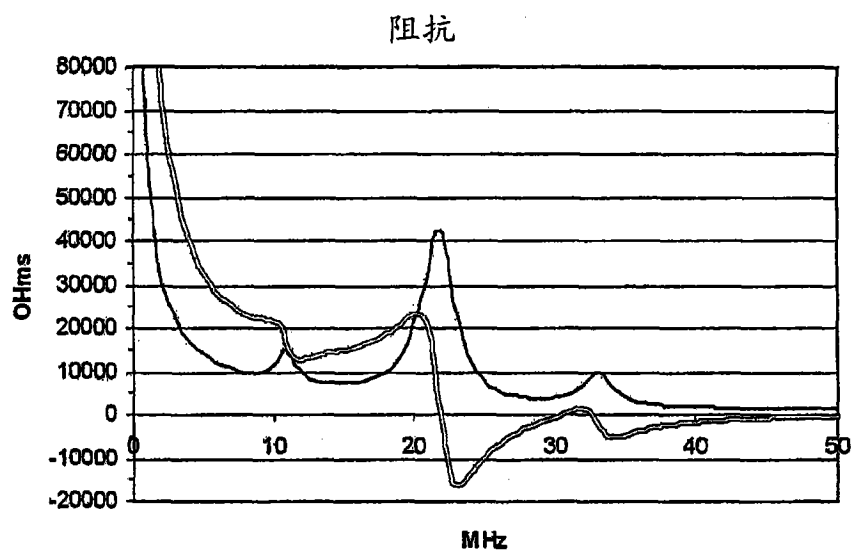


图 13B

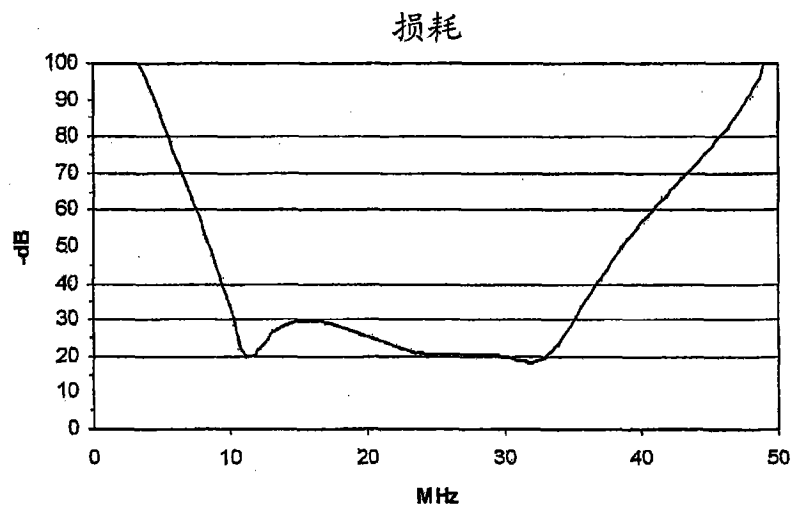


图 13C

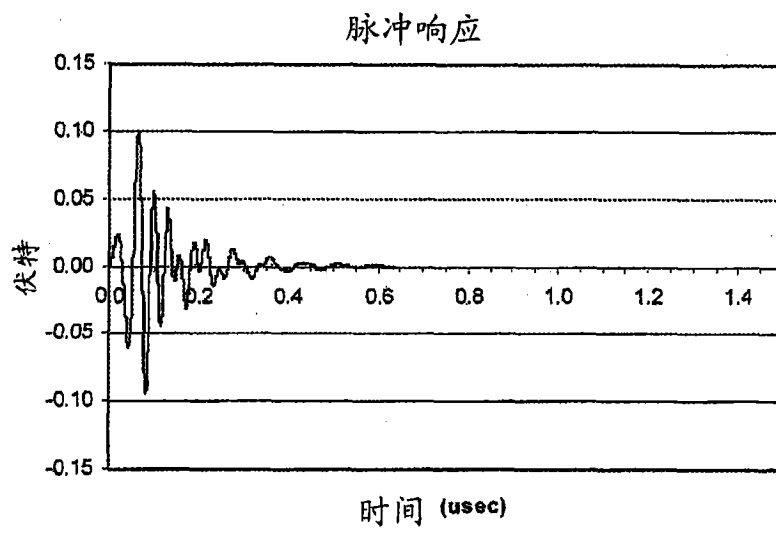


图 14A

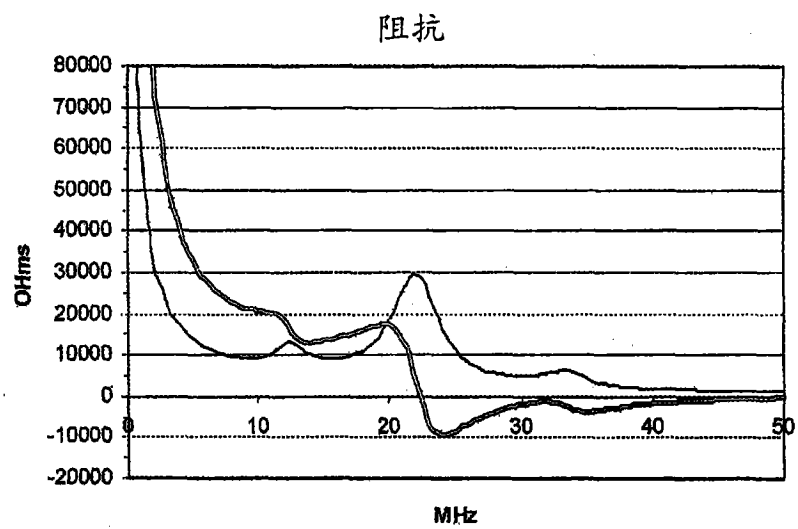


图 14B

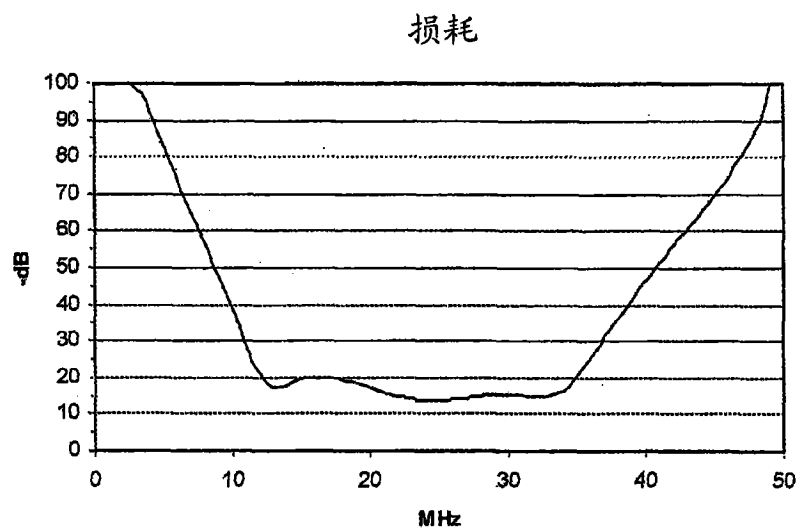


图 14C

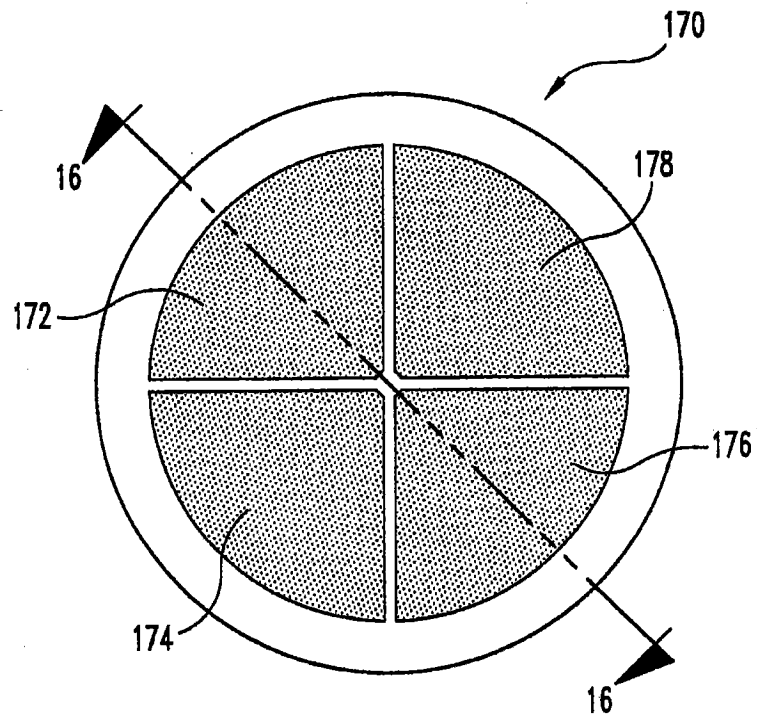


图 15

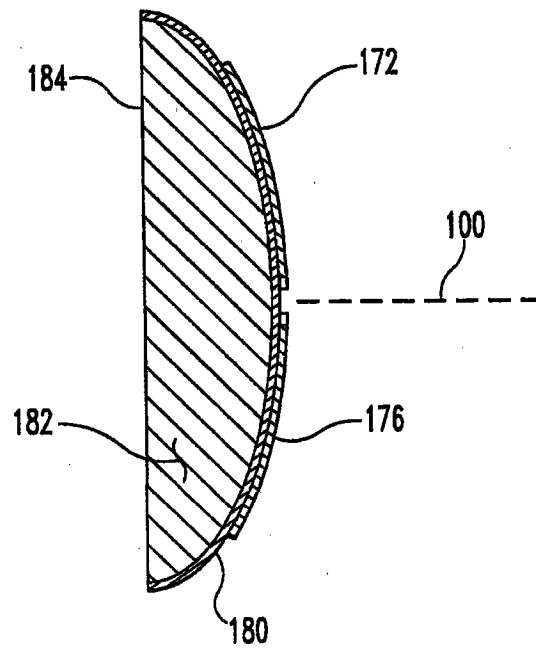


图 16

专利名称(译)	图像引导的脉管内治疗导管		
公开(公告)号	CN101902972A	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200880107549.3	申请日	2008-07-24
[标]发明人	A·哈吉科蒂斯		
发明人	A·哈吉科蒂斯		
IPC分类号	A61B8/12 A61M25/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/445 A61B8/4488 A61B2019/5278 A61B2018/00422 A61B8/483 A61B2018/1467 A61B18/1492 A61B8/12 A61B2090/3782		
代理人(译)	王岳 蒋骏		
优先权	60/962169 2007-07-27 US 12/122456 2008-05-16 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供具有成像阵列和消融电极的脉管内超声导管。成像阵列和消融电极是前向的并且导管可以用来在实时超声可视化下对部分或全部闭塞的血管中的斑块进行消融。消融电极被集成到导管的远端面内并且允许超声通过它们，这就提供了实现经受治疗的组织的高准确、实时可视化的能力。

