



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109846548 A

(43)申请公布日 2019.06.07

(21)申请号 201910257969.X

A61B 5/042(2006.01)

(22)申请日 2019.04.01

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72)发明人 郑良荣 孙泽玮

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务有限公司 33200

代理人 赵杭丽

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

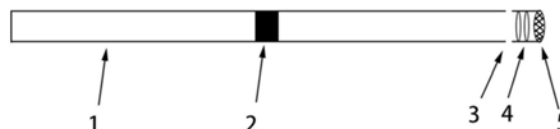
权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54)发明名称

一种实时监测的超声与射频消融二合一导管

(57)摘要

本发明提供一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,由管身、超声探头冷盐水灌注孔、记录电极和消融电极组成。消融电极为金属网或金属柱,由带有孔隙的材料制成,组成金属网、金属柱的金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径与临床常用超声波波长相适,使得超声波可通过衍射到达消融电极后方成像。因而,可以用超声监测消融的整个过程。使用本发明可以实现超声实时监测下的消融,从而,确保达到预定的组织损伤范围,同时由于导管是二合一的,在术中不必交换导管,因而节省了大量的时间,同时,使用超声实时监测,可以准确达到预定组织损伤范围,提高手术成功率,减少并发症。本发明设计合理,简便易行,应用价值大,值得推广。



1. 一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,其特征在於,由管身(1)、超声探头(2)、冷盐水灌注孔(3)、记录电极(4)和消融电极(5)组成,超声探头(2)位于管身(1)的管腔内,消融电极(5)位于管身(1)的头端,冷盐水灌注孔(3)、记录电极(4)位于管身(1)前段。

2. 根据权利要求1所述的一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,其特征在於,冷盐水灌注孔(3)为孔隙状结构,围绕管身(1)一周共有6个,记录电极(4)为一对铂金材料制成的环状电极,固定在管身(1)表面。

3. 根据权利要求1所述的一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,其特征在於,消融电极(5)由金属网或金属柱制成,金属网、金属柱的金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径与超声波波长相适。

4. 根据权利要求2所述的一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,其特征在於,金属网、金属柱的金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径设计为0.05mm-0.3mm。

5. 根据权利要求1所述的一种实时监测的超声与射频消融二合一导管,其特征在於,消融电极(5)材料选用铂金、钛、铜、铁或不锈钢。

一种实时监测的超声与射频消融二合一导管

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械领域,涉及一种可以实时监测的超声与射频消融二合一导管,以及使用此导管在射频消融中的应用。

背景技术

[0002] 射频消融技术广泛运用于多种医疗手术中,尤其是心律失常的射频消融治疗。在进行射频消融时,需要造成一定的组织损伤范围,从而保证消融效果。目前,在进行射频消融时,由于消融导管和超声导管是分开的,如要通过超声明确组织损伤范围时,需要先撤出消融导管,再替换为超声导管,不仅费时,而且由于消融电极直径仅为数个毫米,组织损伤范围小,在交换导管后,超声导管常常无法找到先前的消融点,因而,就无法进行超声下组织损伤情况观察,并且,如果超声下发现组织损伤范围不足,则必须再次更换导管,非常麻烦。因而,设计一种超声与射频消融二合一导管非常必要,由于是二合一导管,因而,省去了交换导管的时间,同时也避免了交换导管后寻找消融位点的困难,同时,可以使用超声显像实时监测消融效果,确保达到预定的组织损伤范围,以提高手术成功率,减少并发症。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种可实时监测的超声与射频消融二合一导管,由管身、超声探头、冷盐水灌注孔、记录电极和消融电极组成,超声探头位于管身的管腔内,消融电极位于管身的头端,冷盐水灌注孔、记录电极位于管身的前段,消融电极为金属网或金属柱,由带有孔隙的材料制成,所用金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径与临床常用超声波波长相适,为0.05mm-0.3mm。目前临床常用腔内超声频率为5-15M,使得超声波可通过衍射到达消融电极后方成像。因而,可以用超声监测消融的整个过程。冷盐水灌注孔为孔隙状结构,围绕管身一周共有6个,用于消融时灌注冷盐水,防止导管与组织接触界面焦痂形成,从而降低阻抗。记录电极为一对铂金材料制成的环状电极,固定在管身表面,用于记录与导管接触部分心肌组织心电图,从而寻找心律失常的异位起搏点。

[0004] 消融电极优选为金属网,材料可选择各类金属,如铂金、钛、铜、铁、不锈钢等,优选为铂金或钛。

[0005] 本发明的应用,其步骤为,打开超声,在超声监测下进行消融,当组织损伤范围到达预定目标时,关闭射频消融电流。

[0006] 本发明设计的导管,集超声与射频消融为一体,将消融电极设计为金属网或金属柱等带有孔隙,孔隙直径与超声波波长相适,使得超声波可通过衍射到达消融电极后方成像。使用本发明进行射频消融时,可以用超声波进行实时监测,而不必交换导管,节省了大量时间,同时,也避免了交换导管后寻找消融位点的麻烦。超声实时监测下的射频消融,也可帮助术者准确达到预定组织损伤范围,提高手术成功率,减少手术并发症,对射频消融手术有较大帮助。本发明设计合理,制备简便,操作方便,值得推广。

附图说明

[0007] 图1为超声与射频消融二合一导管结构示意图。其中1是导管管身,2是位于导管管腔内的超声探头,3是冷盐水灌注孔,4是记录电极,5是由金属网或金属柱做成的消融电极。

[0008] 图2为用金属网包绕超声探头后成像图。如图所示,使用金属网包绕超声探头对超声图像质量无明显影响。

[0009] 图3为使用金属网作为消融电极进行射频消融结果图。如图所示,使用金属网进行射频消融不影响消融效果,可造成组织损伤。

[0010] 图4为使用金属网包绕超声探头,同时用另一个金属网作为消融电极的消融结果图。如图所示,使用金属网包绕超声探头不影响超声成像,可以看到用另一个金属网进行消融后的组织损伤。

[0011] 图5为使用本发明的超声与射频消融二合一导管的具体应用图,如图所示,使用时,记录电极4记录到异位起搏点后,通过超声探头(2)发出超声波(7),超声波透过消融电极(5)到达组织(6)中,并形成反射的超声波(9),到达超声探头成像。同时,消融电极(5)将射频电流(8,虚线箭头)传导到组织(6)中,形成组织损伤。在消融时,通过冷盐水灌注孔3灌注冷盐水,防止导管与组织接触界面焦痂形成,从而降低阻抗。

具体实施方式

[0012] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0013] 实施例1:一种可以实时监测的超声与射频消融二合一导管

如图1所示,超声与射频消融二合一导管由管身1、超声探头2、冷盐水灌注孔3、记录电极4和消融电极5组成。超声探头2位于管身1的管腔内,消融电极5位于管身1的头端,冷盐水灌注孔3、记录电极4位于管身1的前段,其中消融电极5由金属网或金属柱制成,金属网、金属柱的金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径与超声波波长相适,由于临床常用腔内超声频率为5-15M,组成金属网、金属柱的金属丝直径,或金属网、金属柱形成的孔隙直径设计为0.05mm-0.3mm,使得超声波可通过衍射到达消融电极后方成像。冷盐水灌注孔3为孔隙状结构,围绕管身一周共有6个,用于消融时灌注冷盐水,防止导管与组织接触界面焦痂形成,降低阻抗。记录电极4为一对铂金材料制成的环状电极,固定在管身1表面,记录电极4与管身的固定方式与强生公司的消融导管(NS7TCDL174HS)上的记录电极相同,用于记录与导管接触部分心肌组织心电图,从而寻找心律失常的异位起搏点。

[0014] 消融电极5优选为金属网,材料可选择各类金属,如铂金、钛、铜、铁、不锈钢等,优选为铂金或钛。

[0015] 实施例2:用金属网包绕超声探头后成像

用30目铜网(铜丝直径约为0.3mm)、100目铜网(铜丝直径约为0.1mm)、200目铜网(铜丝直径约为0.05mm)、包绕超声探头,随后对发明人手腕处进行超声成像,超声频率为10M Hz。如图2所示,图2A为超声探头前不加铜网时超声成像图,图中箭头1为皮肤,箭头2为血管,箭头3为骨骼。图2B为用200目铜网(铜丝直径约为0.05mm)包绕超声探头后超声成像图,图2C为用100目铜网(铜丝直径约为0.1mm)包绕超声探头后超声成像图,图2D为用30目铜网(铜丝直径约为0.3mm)包绕超声探头后超声成像图,图中箭头1为皮肤,箭头2为血管,箭头3为骨骼。比较图2A、2B、2C、2D可知,使用金属网包绕超声探头对超声成像质量无明显影响。

[0016] 实施例3:使用金属网作为消融电极进行射频消融

将金属网固定于一次性筷子头端,用鳄鱼钳将金属网与商用消融电极连接。将离体猪心置于盆中,盆中放入生理盐水,将金属网贴靠在猪心表面,背部电极浸泡于盆里生理盐水中,随后进行射频消融。图3A为射频消融前照片,图3B为使用金属网作为消融电极进行射频消融后照片,可见消融部位出现了组织损伤,颜色变白(箭头1)。

[0017] 实施例4:使用金属网包绕超声探头,同时用另一个金属网作为消融电极的消融结果使用金属网包绕超声探头,将猪心置于盆中,盆中放入生理盐水,在消融前进行超声成像。随后,将金属网固定于一次性筷子头端,用鳄鱼钳将金属网与商用消融电极连接。将离体猪心置于盆中,盆中放入生理盐水,将金属网贴靠在猪心表面,背部电极浸泡于盆里生理盐水中,随后进行射频消融。射频消融后,再次用金属网包绕的超声探头进行超声成像。如图4所示,图4A为直接用超声探头进行成像,射频消融前猪心超声图,箭头1为左心室。图4B为直接用超声探头进行成像,并用金属网作为消融电极进行消融后猪心超声图,可见消融后消融位点出现组织损伤(箭头2)。图4C为使用金属网包绕的超声探头进行超声成像,射频消融前猪心超声图,箭头3为左心室,可见使用金属网包绕超声探头,对超声成像质量无明显影响。图4D为使用金属网包绕的超声探头进行超声成像,并用金属网作为消融电极进行射频消融后的超声图,可见使用金属网进行消融可造成组织损伤,并且使用金属网包绕超声探头,不影响超声成像质量,可显示消融后组织损伤(箭头4)。

[0018] 实施例5:使用本发明的超声与射频消融二合一导管。

如图5所示,本发明的具体应用方法如下:通过记录电极4找到异位起搏点后,通过超声探头2发出超声波,超声波透过消融电极5到达组织(6)中,并形成反射的超声波9,到达超声探头成像。同时,消融电极5将射频电流8(虚线箭头所示)传导到组织(6)中,形成组织损伤。通过超声图像实时监控组织损伤情况,在消融时,通过冷盐水灌注孔3灌注冷盐水,防止导管与组织接触界面焦痂形成,降低阻抗。

[0019] 从上述实施例可见,超声探头前放置金属网,不影响超声成像。同时,使用金属网进行射频消融,也不影响消融效果,可造成组织损伤。因而,本发明设计将超声探头置于导管内部,导管头端使用金属网作为消融电极,可以实现如下效果:超声可以透过金属网进行成像,同时,金属网可作为消融电极进行射频消融,从而实现超声实时监测下的射频消融,准确达到预定的组织损伤范围。使用本发明的二合一导管进行射频消融时,不必交换导管,节省了大量时间,同时,也避免了交换导管后寻找消融位点的麻烦。超声实时监测下的射频消融,也可帮助术者准确达到预定组织损伤范围,提高手术成功率,减少手术并发症,对射频消融手术有较大帮助,简便易行,值得推广。

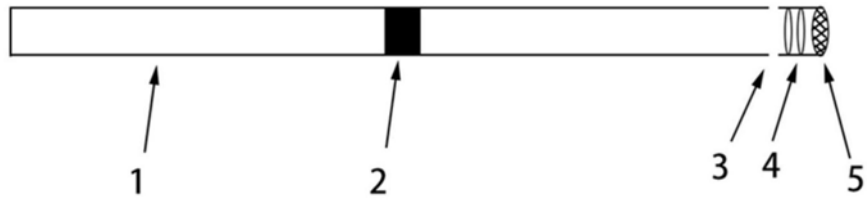


图1

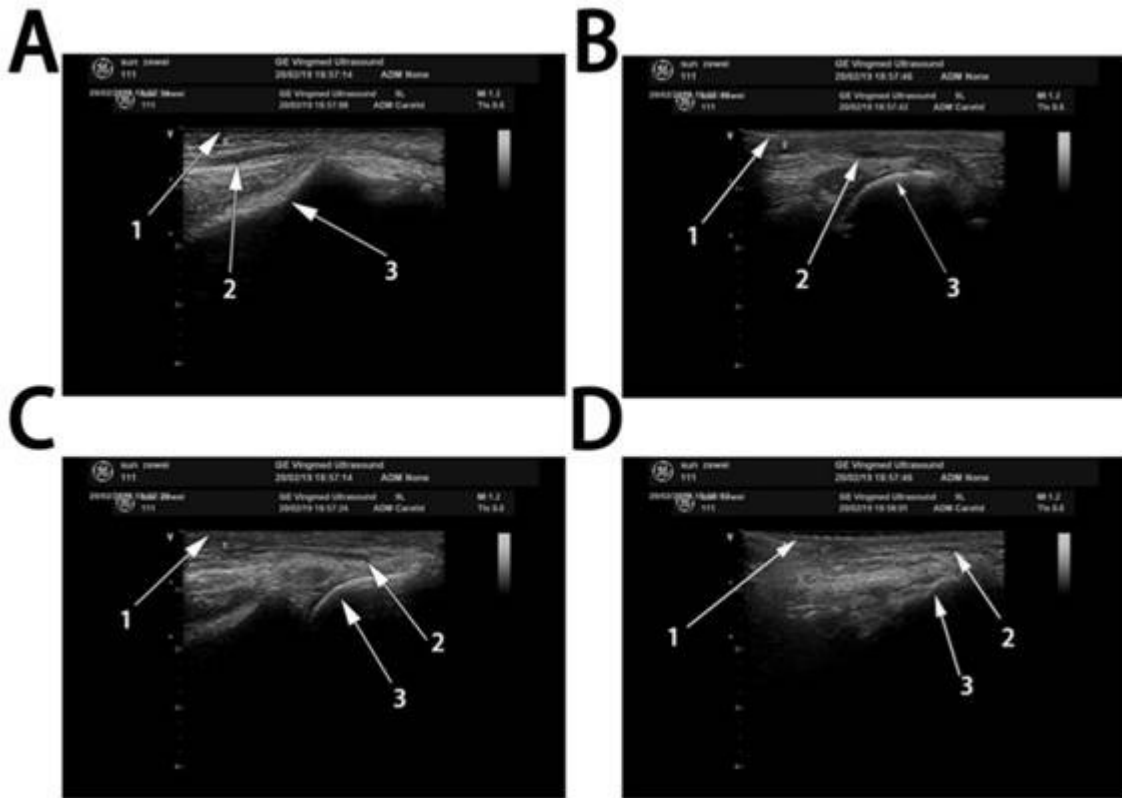


图2

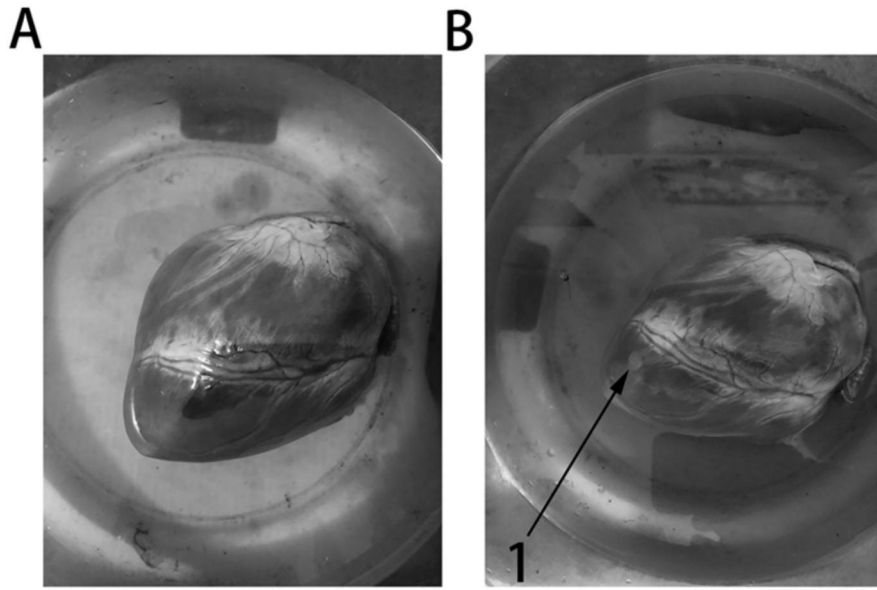


图3

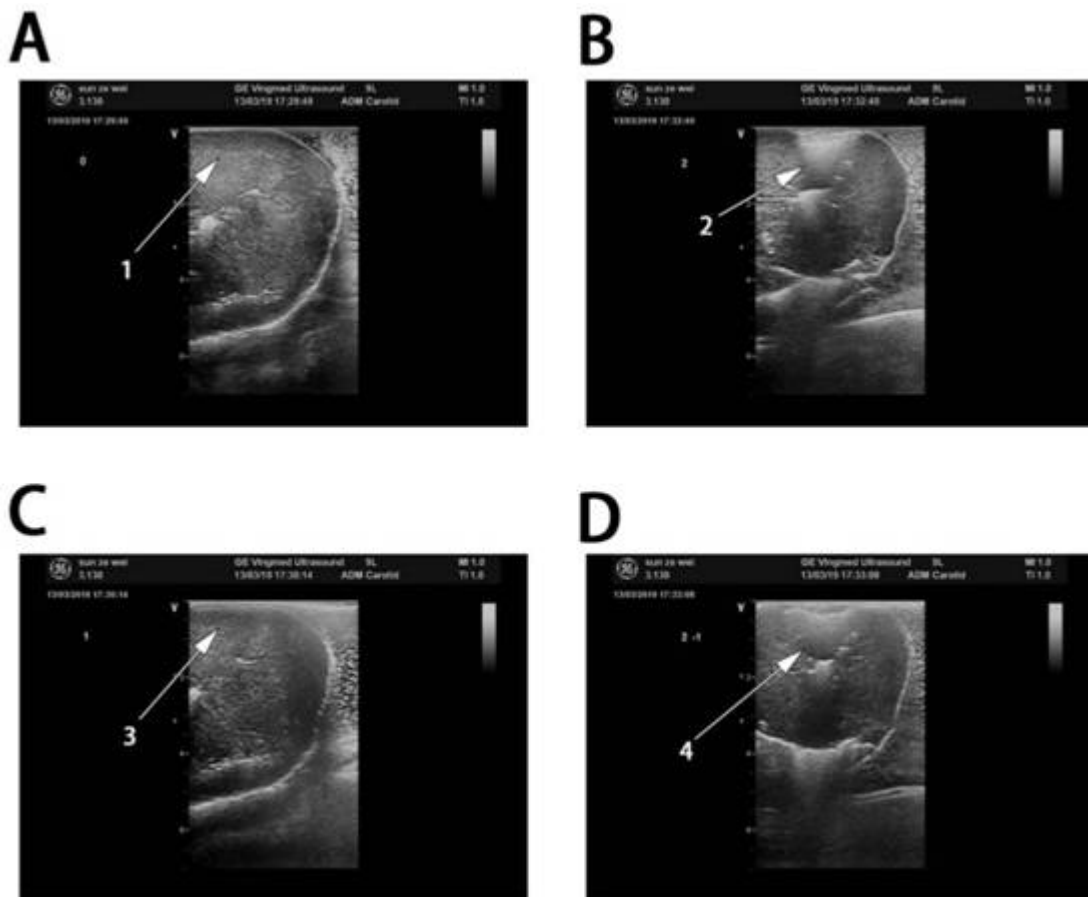


图4

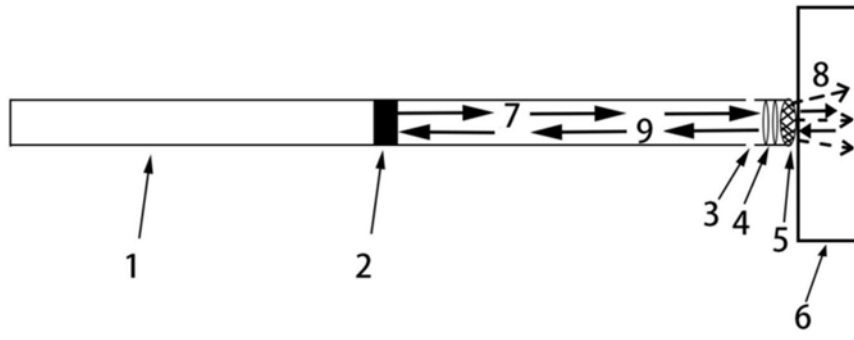


图5

专利名称(译)	一种实时监测的超声与射频消融二合一导管		
公开(公告)号	CN109846548A	公开(公告)日	2019-06-07
申请号	CN201910257969.X	申请日	2019-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	郑良荣 孙泽玮		
发明人	郑良荣 孙泽玮		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B8/12 A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/042		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种实时监测的超声与射频消融二合一导管，由管身、超声探头冷盐水灌注孔、记录电极和消融电极组成。消融电极为金属网或金属柱，由带有孔隙的材料制成，组成金属网、金属柱的金属丝直径，或金属网、金属柱形成的孔隙直径与临床常用超声波波长相适，使得超声波可通过衍射到达消融电极后方成像。因而，可以用超声监测消融的整个过程。使用本发明可以实现超声实时监测下的消融，从而，确保达到预定的组织损伤范围，同时由于导管是二合一的，在术中不必交换导管，因而节省了大量的时间，同时，使用超声实时监测，可以准确达到预定组织损伤范围，提高手术成功率，减少并发症。本发明设计合理，简便易行，应用价值大，值得推广。

