



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105726065 A

(43) 申请公布日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201511010191. 0

(22) 申请日 2015. 12. 29

(30) 优先权数据

14/585788 2014. 12. 30 US

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 A. 戈瓦里 C.T. 比克勒

A.C. 阿特曼恩 Y. 埃普拉斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 徐予红 姜甜

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

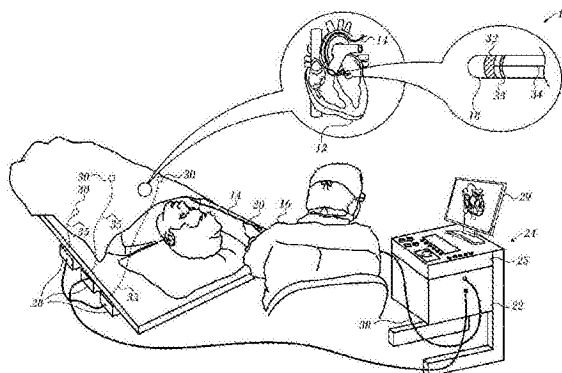
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

使用超声测量和力测量来测量组织厚度

(57) 摘要

本发明题为“使用超声测量和力测量来测量组织的厚度”。通过将导管插入成与受检者的身体中的腔的壁接触来确定腔的壁的厚度。导管的远侧段具有接触力传感器和超声换能器。致动该换能器以从腔的壁获取超声反射数据,并且当致动该换能器时,使导管抵靠腔的壁往复运动并且测量导管与腔的壁之间的接触力。使反射数据与接触力相关。识别与接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据。根据内表面与所识别的一组所述反射数据之间的飞行时间来确定内表面与所识别的一组反射数据之间的组织厚度。



1. 一种方法,包括以下步骤:

将具有远侧段的导管插入成与受检者的身体中的腔的壁接触,所述腔具有内表面和外表面;所述导管的远侧段具有接触力传感器和超声换能器;

致动所述换能器以从所述腔的壁获取超声反射数据;

当致动所述换能器时,使所述导管抵靠所述腔的壁往复运动并且测量所述导管与所述腔的壁之间的接触力;

使所述反射数据与所述接触力相关;

识别与所述接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据;以及

根据所述内表面与所识别的一组所述反射数据之间的飞行时间来确定所述内表面与所识别的一组所述反射数据之间的组织厚度。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括响应于所述组织厚度来消融所述腔的壁。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中致动所述换能器是以M模式执行的。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述导管往复运动是与所述内表面正交来执行的。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述腔为所述受检者的心脏的室,并且其中使所述导管往复运动是通过迫使所述导管进行往复运动的所述心脏的周期性运动来执行的。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述导管往复运动是通过连接到所述导管的致动器来执行的。

7. 根据权利要求6所述的方法,还包括使所述致动器与所述受检者的心脏的周期性运动同步。

8. 根据权利要求6所述的方法,还包括根据心内流体压力来调节所述致动器的脉冲功率。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述导管往复运动是以足以将所述腔的壁压缩0.3-0.5mm的力来执行的。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述导管往复运动是以1-10Hz的频率执行的。

11. 一种设备,包括:

导管,所述导管具有远侧段,所述远侧段被配置用于插入成与受检者的身体中的腔的壁接触,所述腔具有内表面和外表面;

接触力传感器和超声换能器,所述接触力传感器和所述超声换能器设置于所述远侧段中;

超声发生器,所述超声发生器操作以用于致动所述换能器以从所述腔的壁获取超声反射数据;

致动器,所述致动器操作以用于在所述换能器处于活动时使所述导管抵靠所述腔的壁往复运动;

电路,所述电路连接到所述接触力传感器并且操作以用于测量所述导管与所述腔的壁之间的接触力;和

处理器,所述处理器连接到所述电路和所述换能器并且接收所述反射数据,所述处理器操作以用于识别与所述接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据并且根据所述内表面与所识别的一组所述反射数据之间的飞行时间来确定所述内表面与所识别的一组所

述反射数据之间的组织厚度。

12. 根据权利要求11所述的设备,还包括消融器,所述消融器操作以用于消融所述腔的壁,所述消融器能够响应于所述组织厚度而调节。

13. 根据权利要求11所述的设备,其中所述超声发生器操作以用于以M模式致动所述换能器。

14. 根据权利要求11所述的设备,其中所述致动器操作以用于使所述导管与所述内表面正交地往复运动。

15. 根据权利要求11所述的设备,其中所述致动器操作以用于以足以将所述腔的壁压缩0.3-0.5mm的力使所述导管往复运动。

16. 根据权利要求11所述的设备,其中所述致动器操作以用于使所述导管往复运动是以1-10Hz的频率执行的。

使用超声测量和力测量来测量组织厚度

背景技术

[0001] 1. 技术领域

[0002] 本发明涉及使用超声波的检查。更具体地,本发明涉及分析超声探头与身体组织之间的接触。

[0003] 2. 相关领域描述

[0004] 侵入式和非侵入式超声技术已用于评估身体内的组织。这些技术特别是与其中有必要知道某些组织与其它组织和与受到来自器械诸如消融导管、活检针等的损伤的器官的关系的医疗过程相关。例如,当心脏组织的区域异常地将电信号传导到相邻组织,由此中断正常的心脏周期并导致心律不齐时,发生心律失常,诸如心房纤颤。

[0005] 用于治疗心律失常的过程包括外科中断导致心律失常的信号来源,以及中断此类信号的传导通路。通过经由导管施加能量来选择性地消融心脏组织,有时可以终止或更改无用电信号从心脏一部分传播到另一部分。该消融方法通过形成非传导性消融灶来破坏无用的电通路。

[0006] 使用射频能量消融心脏组织的已知困难在于控制组织的局部加热。存在期望形成足够大的消融灶以有效地消融异常组织焦点或阻断异常传导模式与过度局部加热的不良效应之间的权衡。如果射频装置形成太小的消融灶,则医疗过程可能不太有效,或可能需要太多的时间。另一方面,如果过度加热组织,则可存在由于过热而引起的局部炭化效应、凝固物、和或爆炸性蒸汽爆裂。如果射频装置形成太大的消融灶,则可无意中消融相邻的组织。在一些情形中,可能发生心脏壁的穿孔。因此,期望的是知道被消融的组织的厚度。

[0007] 授予Sliva等人的美国专利8,628,473提出了一种消融导管,该消融导管包括消融元件和一个或多个声换能器,所述消融元件用于在导管主体外部的靶区域处消融生物成分,所述一个或多个声换能器分别被配置成将声束朝相应靶消融区域引导并且从相应靶消融区域接收反射回波。远侧构件包括换能器外壳,声换能器设置于该换能器外壳中,该换能器外壳包括至少一个换能器窗口,该至少一个换能器窗口为远侧构件中的唯一部分,声束穿过该唯一部分。至少存在远侧构件的至少一个换能器窗口部分。

[0008] 由Rosenberg等人所著的美国专利申请公布2013/0123629描述了一种其中在测量时对组织施加力从而使脂肪组织层变窄的压缩身体脂肪测量技术。脂肪层厚度测量中的偏压特别通过与脂肪组织层厚度的超声测量同时地或间歇地测量组织阻抗的变化来处理。

[0009] 由Ludwin等人所著的美国专利申请公布2014/0142438描述了一种方法,该方法包括将医疗探头的远侧端部抵靠体腔的壁按压上,并且从探头接收由远侧端部对壁施加的力的第一测量。该方法还包括从探头接收指示响应于力的壁的位移的第二测量结果。该方法还包括基于第一测量结果和第二测量结果来估计壁的厚度。

发明内容

[0010] 在本发明的实施例中,通过下述方式使用超声来测量组织厚度:通过确定来自换能器的超声脉冲被反射回到换能器的周期(以换能器的操作的A模式)。如附图所示,导管可

被配置成通过在导管远侧末端中并入换能器来测量组织厚度;换能器被放置成与组织的表面接触。实际上,该测量是困难的,因为在由换能器获取的信号内,经反射的脉冲难以与由换能器接收的其它背景声区分开。

[0011] 本发明的实施例通过下述方式克服此问题:将换能器放置成与组织接触,并且使远侧末端竖直地(即,与组织表面正交)、前后运动,从而在换能器操作的同时对组织进行压缩以及解压缩。竖直运动可为自动的,使用例如并入到远侧末端中的线性致动器。另选地,竖直运动可由系统的使用者手动产生或者可由于心脏的收缩而自然地发生。竖直运动使脉冲在不同周期返回,因为由脉冲横贯的组织距离不同。

[0012] 远侧末端还具有位于末端中的接触力传感器,并且由该传感器测量的力在末端运动时变化。本发明的实施例使所测量的接触力与由换能器获取的信号相关,以将从感兴趣的组织界面返回的脉冲与背景反射和噪声分隔。该相关可利用如下事实:高力下的返回脉冲周期小于低力下的返回脉冲周期,因为与低力情况对比,实际组织厚度在高力情况下较小。

[0013] 该相关提高了所测量的返回脉冲周期的信噪比,从而提供对组织厚度的精确测量。

[0014] 根据本发明的实施例,提供了一种方法,该方法通过将导管插入成与受检者的身体中的腔的壁接触来实施。导管的远侧段具有接触力传感器和超声换能器。该方法还通过下述方式来实施:致动换能器以从腔的壁获取超声反射数据,并且当致动换能器时,使导管抵靠腔的壁往复运动并且测量导管与腔的壁之间的接触力。该方法还通过下述方式来实施:使反射数据与接触力相关,识别与接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据,根据内表面与所识别的一组反射数据之间的飞行时间来确定内表面与所识别的一组反射数据之间的组织厚度。

[0015] 该方法的一个方面包括响应于组织厚度来消融腔的壁。

[0016] 根据该方法的一个方面,换能器以M模式操作。

[0017] 根据该方法的另一个方面,使导管与壁的内表面正交地往复运动。

[0018] 根据该方法的又一个方面,腔为受检者的心脏的室并且心脏的周期性运动迫使导管进行往复运动。

[0019] 根据该方法的又一个方面,使导管往复运动是通过连接到导管的致动器来执行的。

[0020] 该方法的附加的方面包括使致动器与心脏的周期性运动同步。

[0021] 该方法的另一个方面包括根据心内流体压力来调节致动器的脉冲功率。

[0022] 根据该方法的一个方面,使导管往复运动是以足以将腔的壁压缩0.3-0.5mm的力来执行的。

[0023] 根据该方法的另一个方面,使导管往复运动是以1-10Hz的频率执行的。

[0024] 根据本发明的实施例,还提供了一种设备,该设备包括导管,该导管被配置用于插入成与体腔的壁接触。接触力传感器和超声换能器设置于导管的远侧段中。该设备包括超声发生器和致动器,该超声发生器操作以用于致动换能器以从腔的壁获取超声反射数据,致动器操作以用于在换能器处于活动时使导管抵靠腔的壁往复运动。连接到接触力传感器的电路操作以用于测量导管与腔的壁之间的接触力。连接到电路和换能器的处理器接收反

射数据。处理器操作以用于识别与接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据并且用于根据内表面与所识别的一组反射数据之间的飞行时间来确定内表面与所识别的一组反射数据之间的组织厚度。

[0025] 根据该设备的一个方面,消融器操作以用于消融腔的壁,该消融器可响应于组织厚度而调节。

附图说明

[0026] 为了更好地理解本发明,以举例的方式提供本发明的详细说明,应结合以下附图来阅读详细说明,附图中相同的元件用相同的附图标号来表示,并且其中:

[0027] 图1为根据本发明的公开实施例的用于对心脏执行导管插入手术的系统的立体说明图;

[0028] 图2为根据本发明实施例的与被评估的组织接触的导管的远侧部分的示意图;

[0029] 图3为示出根据本发明实施例的导管末端的接触力与到组织界面的飞行时间之间的相关性的曲线图;

[0030] 图4为示出根据本发明实施例的导管末端的接触力与到组织界面的飞行时间之间的相关性的曲线图;并且

[0031] 图5为根据本发明实施例的使用超声测量和力测量来确定组织厚度的方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 为了全面理解本发明的各种原理,在以下说明中阐述了许多具体细节。然而,对于本领域的技术人员将显而易见的是,并非所有这些细节都是实施本发明所必需的。在此示例中,未详细示出熟知的电路、控制逻辑、和用于常规算法和过程的计算机程序指令的细节,以免不必要地使主要概念变得模糊。

[0033] 本发明的方面可实施于软件编程代码中,该软件编程代码通常保持在永久性存储装置,诸如计算机可读介质等中。在客户端/服务器环境中,此类软件编程代码可存储在客户端或服务器上。软件编程代码可实施于与数据处理系统一起使用的多种已知非临时性介质诸如磁盘、硬盘驱动器、电子介质或CD-ROM中的任一种上。代码可分布于此类介质上,或者可经某些类型的网络从一个计算机系统的存储器或存储装置向其他计算机系统上的存储装置分发给使用者,以便由此类其他系统的使用者使用。

[0034] 定义。

[0035] 超声成像的相关模式包括:

[0036] A模式(振幅模式)。超声换能器沿着线扫描并且回波被显示作为其距换能器的距离的函数。

[0037] B模式(2维模式)。一系列超声换能器扫描贯穿身体的平面。反射被显示为2维图像。

[0038] M模式(运动模式)。可用以操作超声换能器来产生A模式或B模式图像的脉冲模式。显示包括可在其中识别结构的运动的一系列帧。

[0039] 另外,换能器可以谐波模式操作或者可使用脉冲反向。此类模式往往产生有助于

下文描述的相关的未加密数据。

[0040] 现在转向附图,首先参见图1,图1为根据本发明的公开实施例构造和带有操作性的用于评估电活动并且对活体受检者的心脏12执行诊断和治疗手术的系统10的立体说明图。该系统包括导管14,由操作者16将导管14经由皮肤穿过患者的血管系统插入心脏12的室或血管结构中。操作者16,通常为医师,使导管的远侧末端18例如在消融目标部位处与心脏壁接触。可根据公开于美国专利6,226,542和6,301,496中和公开于共同转让的美国专利6,892,091中的方法来制备电活动标测图,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。一种体现系统10的元件的商品可以商品名**CARTO**[®]3系统购自Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765。该系统可由本领域的技术人员进行修改以体现本文所述的本发明的原理。

[0041] 可通过下述方式来消融例如通过评估电活动标测图而被确定为异常的区域:施加热能,例如使射频电流穿过导管中的线至远侧末端18处的一个或多个电极,该一个或多个电极向心肌施加射频能量。所述能量在组织中被吸收,从而将该组织加热到该组织永久性地失去其电兴奋性的点(通常高于60°C)。当成功时,此过程在心脏组织中形成非传导消融灶,该非传导消融灶中断导致心律失常的异常电通路。本发明的原理可应用于不同的心脏腔室,以诊断并治疗多种不同的心律失常。

[0042] 导管14通常包括柄部20,该柄部在其上具有合适的控制器,以使操作者16能够按消融手术所需对导管的远侧端部进行操纵、定位和取向。为了协助操作者16,导管14的远侧部分包含向位于控制台24中的处理器22提供信号的位置传感器(未示出)。处理器22可履行如下所述的若干处理功能。

[0043] 消融能量和电信号可经由通至控制台24的电缆34通过位于远侧末端18处或附近的一个或多个消融电极32传送到心脏12以及从心脏12传送。可通过电缆34和电极32将起搏信号和其他控制信号从控制台24传送至心脏12。同样连接至控制台24的感测电极33设置在消融电极32之间,并且连接至电缆34。

[0044] 线连接件35将控制台24与体表电极30和用于测量导管14的位置和取向坐标的定位子系统的其它部件连接。处理器22或另一个处理器(未示出)可以是定位子系统的元件。电极32和体表电极30可用于如以引用方式并入本文的授予Govari等人的美国专利7,536,218中所提出的在消融位点处测量组织阻抗。温度传感器(未示出),通常为热电偶或热敏电阻器,可安装在电极32中的每个上或附近。

[0045] 控制台24通常包含一个或多个消融功率发生器25。导管14可适于利用任何已知的消融技术,例如,射频能量、超声能量、和激光产生的光能来将消融能量传导到心脏。共同转让的美国专利6,814,733、6,997,924和7,156,816号公开了此类方法,这些专利以引用方式并入本文。

[0046] 在一个实施例中,定位子系统包括磁定位跟踪构造,该磁定位跟踪构造使用场生成线圈28通过在预定的工作空间中生成磁场并且在导管处感测这些场来确定导管14的位置和取向。在以引用方式并入本文的美国专利7,756,576以及上述美国专利7,536,218中描述定位子系统。

[0047] 如上所述,导管14联接到控制台24,这使得操作者16能够观察并调控导管14的功能。控制台24包括处理器,优选为具有适当信号处理电路的计算机。处理器被联接以驱动监

视器29。信号处理电路通常接收、放大、滤波并数字化来自导管14的信号,包括由传感器诸如电传感器、温度传感器和接触力传感器和位于导管14远侧的多个位置感测电极(未示出)生成的信号。数字化信号由控制台24和定位系统接收并使用,以计算导管14的位置和取向以及分析来自电极的电信号。

[0048] 为了生成电解剖标测图,处理器22通常包括电解剖标测图发生器、图像对准程序、图像或数据分析程序和被配置成在监视器29上呈现图形信息的图形用户界面。

[0049] 通常,系统10包括其它元件,但为了简洁起见未在图中示出这些元件。例如,系统10可包括心电图(ECG)监视器,该心电图(ECG)监视器被联接以接收来自一个或多个体表电极的信号,以便为控制台24提供ECG同步信号。如上所述,系统10通常还包括基准定位传感器,该基准定位传感器位于附接到受检者身体的外部的施加基准贴片上,或者位于插入心脏12内并相对于心脏12保持在固定位置的内置导管上。提供了用于使液体循环穿过导管14以冷却消融位点的常规泵和管路。系统10可接收来自外部成像模态诸如MRI单元等的图像数据并且包括图像处理器,该图像处理器可结合在处理器22中或由处理器22调用以用于生成并显示图像。

[0050] 现在参见图2,图2为根据本发明实施例的与被评估的组织39接触的导管37的远侧部分的示意图。超声换能器41被放置在导管37中,并且接触力传感器43被设置在远侧末端45处或附近。导管37沿与组织表面49大体正交的方向47往复运动,从而压缩以及解压缩组织39的至少位于末端45正下方的区域。导管37的漂移以1-10Hz的频率发生并且以足以将组织39压缩0.3-0.5mm并且多达5mm的力执行。导管37的往复运动可由机械致动器51驱动。反射的实际飞行时间范围可根据其中存在导管37的室来界定,以便提高算法的灵敏度。例如,右心房的反射的可能飞行时间范围往往对应于0.25-7mm的组织厚度并且明显小于超声换能器的全范围或评估左心室所需的范围。在左心室中,反射的可能飞行时间范围往往对应于2-20mm的组织厚度。

[0051] 适用于接触力传感器43的传感器在以引用方式并入本文的共同转让的美国专利申请公布2012/0259194和2014/0100563中有所描述。

[0052] 超声换能器41可为以10MHz的典型速率以M模式发射传出超声脉冲53的已知单晶类型。脉冲53从组织界面55反射并且随后作为传入脉冲57被检测到。组织39可为心室的壁,并且组织界面55上覆心外膜。脉冲53,57的飞行时间随着末端45接近组织界面55并从组织界面55撤回而变化。

[0053] 其它反射也可由超声换能器41检测到。这些反射在图2中由反射界面59,61例示。分别与界面59,61相关联的飞行时间的变化与接触力以及导管37的运动的相关性不如与组织界面55相关联的飞行时间的相关性。组织界面55可在候选反射中被识别为具有与导管37的运动具有最高相关性的飞行时间。

[0054] 现在参见图3,图3为根据本发明实施例的如由使用超声换能器的飞行时间所指示的导管末端的接触力与组织界面的运动之间的相关性的预期图形实例。描记线63代表导管末端的垂直于组织表面的平移运动。描记线65,67,69代表与组织界面55,59,61(图2)相关联的飞行时间。通过检验显而易见是,描记线65的形态与描记线63的形态高度相关,而描记线67,69看起来与描记线63不相关。这可使用标准相关公式来确认,例如:

$$[0055] \quad \rho_{XY} = \text{corr}(X, Y) = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E[(X - \mu_X)(Y - \mu_Y)]}{\sigma_X \sigma_Y},$$

[0056] 其中对于两个随机变量 X, Y ; μ_X 和 μ_Y 为预期值; σ_X 和 σ_Y 为标准偏差,并且 $\rho_{X, Y}$ 和 $\text{corr}(X, Y)$ 为其相关系数的另选记法。通常,该计算应用于描记线的最后两秒。然而,此间隔并不重要。基于该相关性,可根据描记线65推断组织界面55很可能对应于组织39的远壁,并且界面59,61不太可能对应于所述远壁。

[0057] 现在参见图4,图4为根据本发明实施例的类似于图3的图形表示。以M模式操作的超声探头的接触力由描记线71指示。反射已被处理以确定所述反射与描记线71的相应统计相关性,并且已根据所述反射与描记线71的相应相关性予以强调或不予强调。与描记线71具有相对高的相关性的描记线73已为了强调而被加宽,从而使操作者能够轻易地将所述反射与其它反射区分。其它反射已不予强调。

[0058] 另选实施例。

[0059] 此实施例类似于前一实施例,不同的是完全或部分依赖心脏的周期性运动,所述周期性运动在与导管接触时形成不同的接触力,因为导管在其随着心脏收缩而被沿向心方向推动时抵抗位移。

[0060] 再次参见图2,当心脏的功能能力接近正常时,组织39本身的运动足以产生可靠的数据,并且致动器51可被省略或被停用。然而,在减弱的区域或全局功能能力(例如,充血性心力衰竭或某些心律失常)的情况下,可能有必要通过致动器51来增加心脏运动,以生成与导管37的足够周期性接触力。在此种情况下,致动器51可与心脏运动同步并且可使用合适的控制器(未示出)或处理器22(图1)以减少的脉冲功率操作。例如,致动器的定时可与心电图信号及其脉冲功率同步,该脉冲功率例如由处理器22根据从导管37中的读取压力传感器(未示出)获得的心内压力动态特性而动态控制。

[0061] 操作。

[0062] 现在参见图5,图5为根据本发明实施例的使用超声波测量和力测量来确定组织厚度的方法的流程图。为了呈现清楚起见,以具体的线性顺序示出了过程步骤。然而,将显而易见的是,这些步骤中的多个可并行地、异步地、或以不同的顺序来执行。本领域的技术人员还应当理解,另选地,过程可被表示为多个相互联系的状态或事件,例如在状态图表中。此外,可能不需要所有示出的过程步骤来实施所述方法。

[0063] 在初始步骤75处,常规地完成心室的导管插入术。将在其末端处或附近具有接触力传感器和超声换能器的心脏导管引入心室中与感兴趣的目标部位接触。通常,该目标部位为室的心内膜表面并且经受消融。导管通常具有与控制机构例如系统10(图1)的部件一起使用的消融电极。

[0064] 接下来,在步骤77处,致动超声换能器和致动器以使导管如上所述抵靠目标组织往复运动。换能器通常以M模式操作。

[0065] 接下来,在步骤79处,当导管进行往复运动通常达约2秒时,获取超声数据。在图像获取期间记录由致动器施加的接触力。

[0066] 接下来,在步骤81处,从在步骤79中获取的图像数据识别并选择候选反射数据,例如,界面线。此步骤可由适当执行的处理器自动地执行。

[0067] 接下来,在步骤83处,使在步骤81中选择的数据与在步骤79中获取的接触力数据相关。如上所述,可在步骤83中应用任何合适的相关方法。

[0068] 接下来,在决定步骤85处,确定更多候选数据是否仍有待评估。如果确定为肯定的,则控制回到步骤81以进行另一迭代。

[0069] 如果决定步骤85处的确定为否定的,则控制进行到步骤87,从候选数据中选择具有与接触力数据的最大相关性的候选数据。处理所选择的候选数据,从而识别心室的外壁,即,心外膜表面。

[0070] 接下来,在步骤89处,使用常规超声技术,例如,通过确定适当的飞行时间来测量室的心内膜表面处的接触位点与所选择的候选数据之间的距离。此距离为与导管接触的点处的组织厚度。

[0071] 然后,在最终步骤91处,根据在步骤89中测量的组织厚度来设定消融参数,例如,发生器功率和持续时间,并且致动消融电极以执行期望的治疗过程。

[0072] 本领域的技术人员将会认识到,本发明并不限于上文中具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合两者,以及不在现有技术范围内的组合与子组合的变型和修改,本领域技术人员在阅读上述说明时应当想到这些变型和修改。

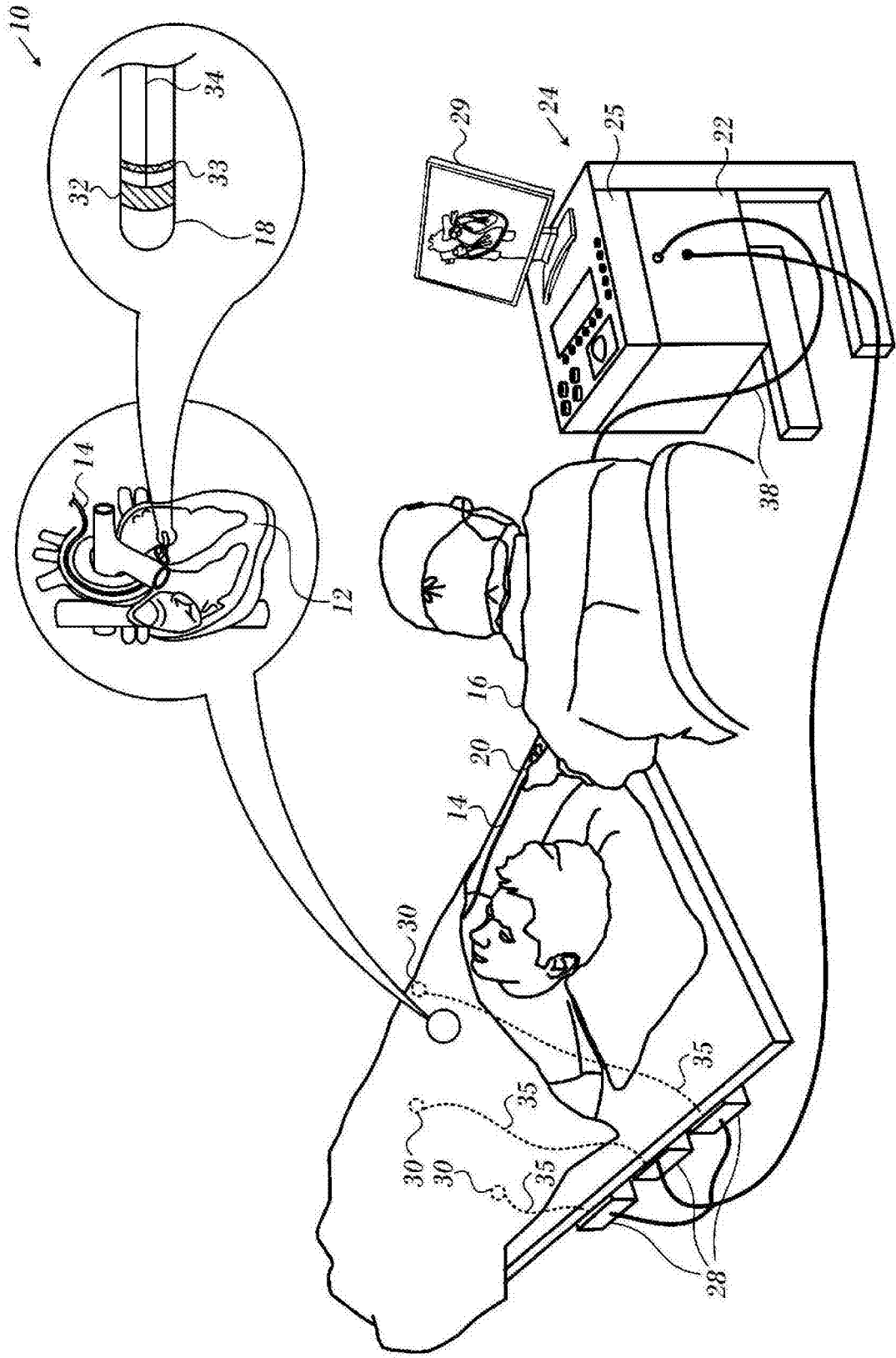


图1

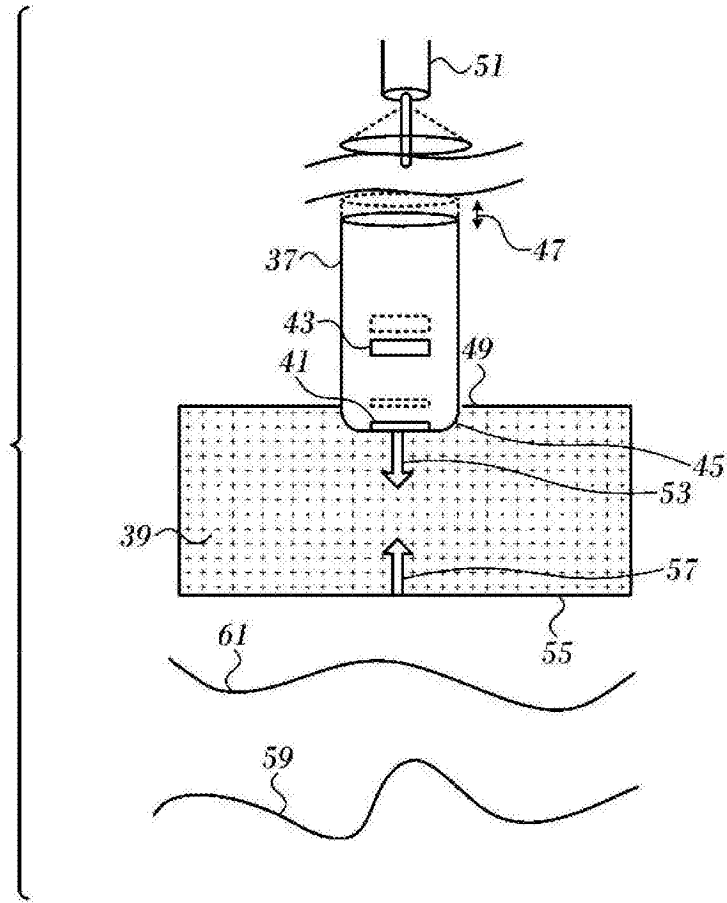


图2

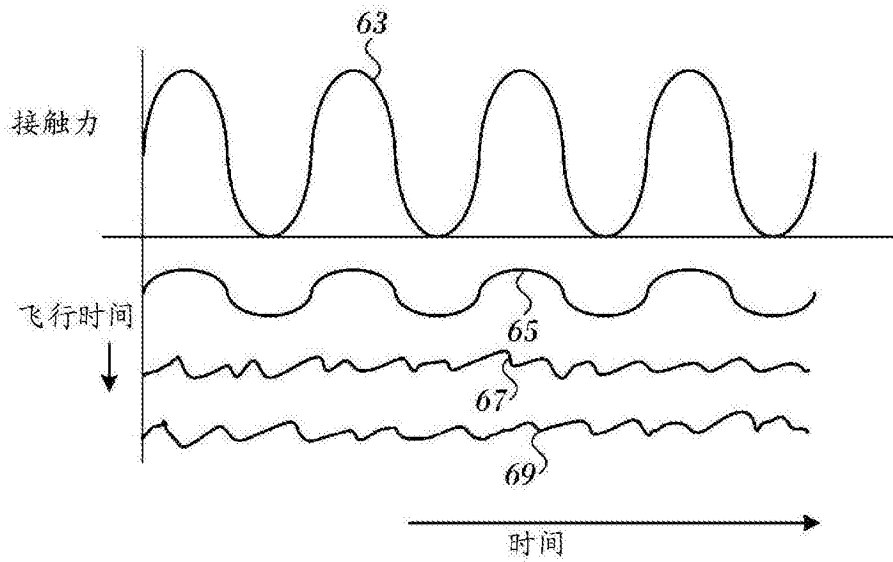


图3

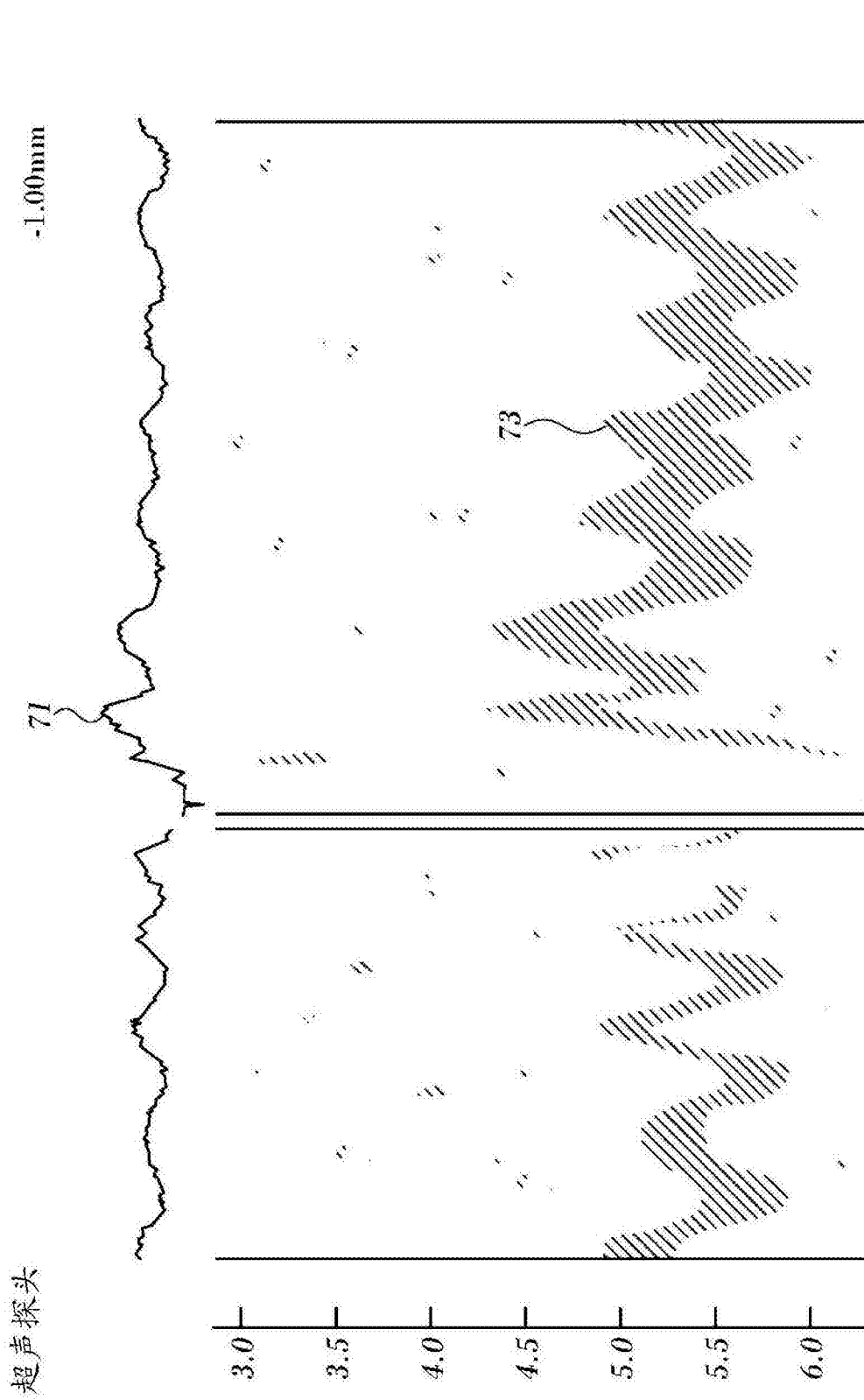


图4

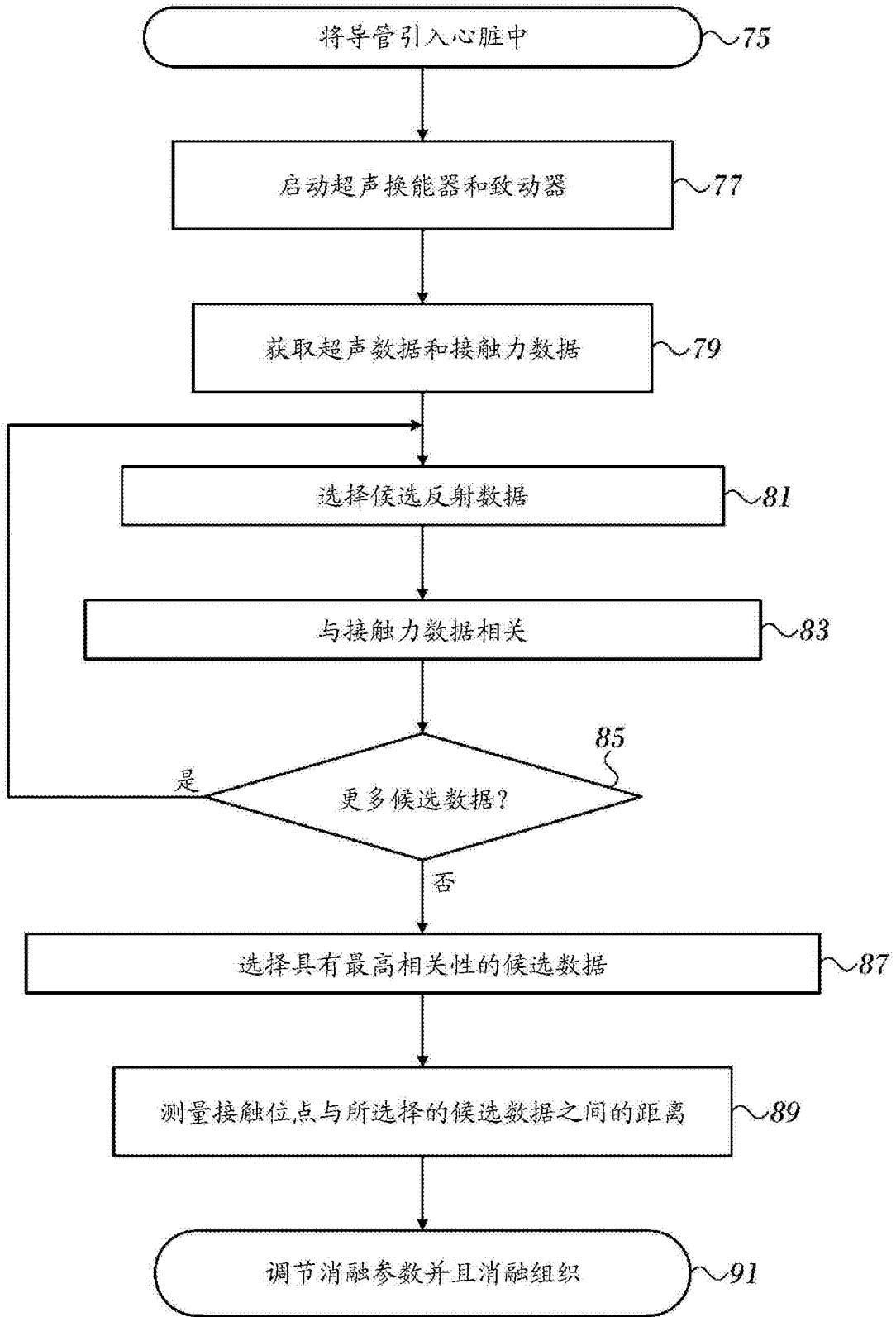


图5

专利名称(译)	使用超声测量和力测量来测量组织厚度		
公开(公告)号	CN105726065A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201511010191.0	申请日	2015-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A 戈瓦里 C T 比克勒 A C 阿特曼恩 Y 埃普拉斯		
发明人	A.戈瓦里 C.T.比克勒 A.C.阿特曼恩 Y.埃普拉斯		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/12 A61B8/4254 A61B5/6852 A61B5/6885 A61B8/0883 A61B8/4263 A61B8/429 A61B8/486 A61B17/2202 A61B18/1492 A61B2018/00011 A61B2018/00357 A61B2018/00577 A61B2018/00815 A61B2018/00821 A61B2018/00875 A61B2090/061 A61B2090/065 A61B2090/374		
代理人(译)	姜甜		
优先权	14/585788 2014-12-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“使用超声测量和力测量来测量组织的厚度”。通过将导管插入成与受检者的身体中的腔的壁接触来确定腔的壁的厚度。导管的远侧段具有接触力传感器和超声换能器。致动该换能器以从腔的壁获取超声反射数据，并且当致动该换能器时，使导管抵靠腔的壁往复运动并且测量导管与腔的壁之间的接触力。使反射数据与接触力相关。识别与接触力具有最高相关性的一组相关的反射数据。根据内表面与所识别的一组所述反射数据之间的飞行时间来确定内表面与所识别的一组反射数据之间的组织厚度。

