



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107582101 A

(43)申请公布日 2018.01.16

(21)申请号 201710548827.X

(22)申请日 2017.07.06

(30)优先权数据

15/202979 2016.07.06 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 A.阿尔特曼恩
D.沃金斯泰恩

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 郑浩 付曼

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

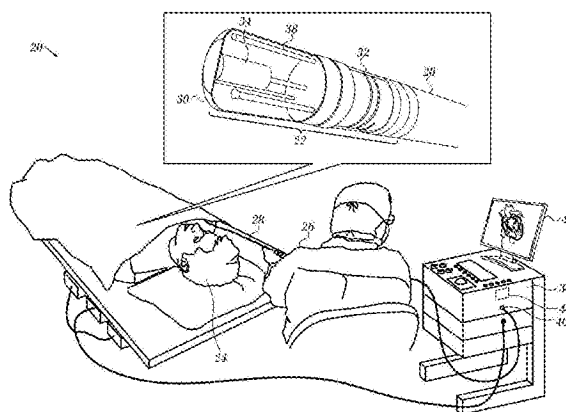
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

确定组织厚度

(57)摘要

本发明题为“确定组织厚度”。本文所述的实施方案包括一种设备,该设备包括电接口和处理器。处理器被配置成经由电接口接收指示施加到组织的一部分的时变力的第一信号和从组织的该部分接收的超声反射导出的一个或多个第二信号。处理器还被配置成从第一信号和第二信号中获知组织的该部分的厚度对施加到组织的该部分的力的依赖关系。还描述了其它实施方案。



1. 一种设备,所述设备包括:
电接口;以及
处理器,所述处理器被配置成:
经由所述电接口接收:
第一信号,所述第一信号指示施加到组织的一部分的时变力,以及
一个或多个第二信号,所述一个或多个第二信号从接收自组织的所述部分的超声反射导出,以及

从所述第一信号和所述第二信号中获知组织的所述部分的厚度对施加到组织的所述部分的所述力的依赖关系。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器还被配置成基于所获知的依赖关系生成输出,所述输出指示在特定接触力下执行的组织的所述部分的消融的至少一个推荐参数。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述处理器被配置成通过以下方法生成所述输出:
基于所获知的依赖关系,估计在组织的所述部分的所述消融期间将由施加到组织的所述部分的所述特定接触力引起的组织的所述部分的厚度,以及
响应于所估计的厚度,生成所述输出。

4. 根据权利要求2所述的设备,其中所述推荐参数包含消融信号的功率。

5. 根据权利要求2所述的设备,其中所述推荐参数包含消融信号的持续时间。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器还被配置成基于所获知的依赖关系设定用于组织的所述部分的消融的至少一个参数。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中组织的所述部分是心脏组织的一部分。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述时变力通过导管的远侧端部施加到组织的所述部分。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中所述超声反射通过设置在所述导管的所述远侧端部内的超声换能器接收。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器还被配置成:
基于在获取所述第一信号期间的第一时间段期间的所述时变力的方向,确定在所述第一时间段期间接收到的超声反射不从组织的所述部分反射,以及
响应于此,选择在第二时间段期间接收到的超声反射导出的一个或多个信号作为所述一个或多个第二信号,所述第二时间段不同于所述第一时间段。

11. 一种方法,所述方法包括:
接收:
第一信号,所述第一信号指示施加到组织的一部分的时变力,以及
一个或多个第二信号,所述一个或多个第二信号从接收自组织的所述部分的超声反射导出;

从所述第一信号和所述第二信号中获知组织的所述部分的厚度对施加到组织的所述部分的所述力的依赖关系;以及

生成基于所获知的依赖关系的输出。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中所述输出指示在特定接触力下执行的组织的所

述部分的消融的至少一个推荐参数。

13. 根据权利要求12所述的方法, 其中生成所述输出包括:

基于所获知的依赖关系, 估计在组织的所述部分的所述消融期间将由施加到组织的所述部分的所述特定接触力引起的组织的所述部分的厚度, 以及

响应于所估计的厚度, 生成所述输出。

14. 根据权利要求12所述的方法, 其中所述推荐参数包含消融信号的功率。

15. 根据权利要求12所述的方法, 其中所述推荐参数包含消融信号的持续时间。

16. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述输出设定用于组织的所述部分的消融的至少一个参数。

17. 根据权利要求11所述的方法, 其中组织的所述部分是心脏组织的一部分。

18. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述时变力通过导管的远侧端部施加到组织的所述部分。

19. 根据权利要求18所述的方法, 其中所述超声反射通过设置在所述导管的所述远侧端部内的超声换能器接收。

20. 根据权利要求11所述的方法, 所述方法还包括:

基于在获取所述第一信号期间的第一时间段期间的所述时变力的方向, 确定在所述第一时间段期间接收到的超声反射不从组织的所述部分反射, 以及

响应于此, 选择从在第二时间段期间接收到的超声反射导出的一个或多个信号作为所述一个或多个第二信号, 所述第二时间段不同于所述第一时间段。

确定组织厚度

技术领域

[0001] 本发明的实施方案涉及超声成像并涉及消融手术,特别涉及心脏。

背景技术

[0002] 美国专利申请公布2016/0183915描述了通过将导管插入成与受试者身体中腔的壁接触中来确定腔的壁厚,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。导管的远侧段设置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。将反射数据与接触力关联。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。

[0003] 美国专利申请公布2009/0093806描述了一种医疗探针,其包括柔性插入管,该柔性插入管具有用于插入到患者体腔的远侧端部和远侧尖端,该远侧尖端设置在插入管的远侧端部处并且被配置成与体腔中的组织接触,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。弹性构件将远侧尖端耦接到插入管的远侧端部,并且被配置成在远侧尖端与所述组织接合时响应于施加在远侧尖端上的压力而变形。在探针内的位置传感器感测远侧尖端相对于插入管的远侧端部的位置,该位置响应于弹性构件的变形而变化。

[0004] 美国专利申请公布2011/0028848描述了用于测量组织表面的空间位置的装置,诸如不同类型的组织之间或组织与体液之间的界面,该装置一般包括细长的导管主体,其具有远侧端部部分、多个由远侧端部部分承载的定位元件和至少一个由远侧端部部分承载的脉冲回波声学元件,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。定位元件允许导管定位(例如,位置和/或取向)在定位场内,而声学元件允许检测组织表面,在组织表面中进入的声能将朝向声学元件反射。合适的控制器可确定检测到的组织表面距导管主体的远侧端部部分的定位的位置。可从检测到的多个(例如,组织表面附近和远处)组织表面的位置得出组织厚度。还可生成组织厚度的标测图和模型。

[0005] 美国专利申请公布2014/0081262描述了涉及将消融治疗递送到心脏组织的不同区域并且对于区域中的每个用至少一个超声传感器感测超声信号的各种实施方案,该超声信号响应于从心脏组织的区域反射的超声能量,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。此类实施方案还可包括,对于心脏组织的多个不同区域中的每个,基于超声信号通过递送消融治疗将每个区域与心脏组织的该区域的病变程度的指示相关联,并且在显示器上呈现不同区域的标测图。用户输入可选择不同区域中的一个,并且可在标测图上呈现与所选的一个区域相关联的指示。

[0006] 美国专利8,317,711描述了动态超声图像导管,其包括具有在远侧端部上的声窗的导管主体、被配置成通过旋转角在声窗内旋转的超声相控阵列换能器组件、填充换能器阵列与声窗之间的间隙的声耦合流体,以及被配置成旋转换能器阵列的在导管主体的近侧端部处的驱动马达,该专利的公开内容以引用方式并入本文。驱动马达可通过驱动线或通

过耦接到驱动线轴的张力线将旋转力传递到超声相控阵列换能器。耦接到驱动马达的系统处理器控制换能器阵列的旋转并估计换能器阵列的角度取向。通过旋转角度以增量拍摄超声图像,动态超声图像导管可获得跨越可被处理以生成三维合成图像的体积的图像。

[0007] PCT国际公布W0/2014/097014描述了跟踪和基于视点成像的装置,其被配置成根据细长的仪器的远侧尖端处的位置导出该细长的仪器的位置和方向、用于根据该位置和方向执行坐标系变换,并且用于根据该位置并基于该变换的结果形成随着尖端移动的局部视图,该PCT国际公布的公开内容以引用方式并入本文。该装置可随着移动而保持固定的局部视图的视场,但局部视图以其它方式与位置和方向同步。根据实时超声成像,可显示局部视图和包括尖端但不随着所述尖端移动的更全面的视图。该远侧尖端可以是导管的远侧尖端,并且可配备有显微操纵器,用于通过动态局部和整体成像的组合来交互辅助的手术。

[0008] 美国专利8,562,546描述了用于测量弹性模量和剪切模量的传感器系统,以及使用该传感器系统通过确定异常生长的存在和/或表征异常生长来评估组织的方法,该美国专利的公开内容以引用方式并入本文。该方法涉及将一组不同大小的力施加到组织的一个或多个位置、检测由于所述施加的力而引起的对应位移、确定作用于组织的那些位置的力,所述力是来自所施加的电压的力和来自组织变形的反作用力的组合,获得多个位置的弹性模量和/或剪切模量,以及根据所述弹性和/或剪切模量来确定异常生长侵袭性、恶性肿瘤或肿瘤的存在。

发明内容

[0009] 根据本发明的一些实施方案,提供了包括电接口和处理器的一种设备。处理器被配置成经由电接口接收指示施加到组织的一部分的时变力的第一信号和从组织的该部分接收的超声反射导出的一个或多个第二信号。处理器还被配置成从第一信号和第二信号中获知组织的该部分的厚度对施加到组织的该部分的力的依赖关系。

[0010] 在一些实施方案中,处理器还被配置成基于所获知的依赖关系生成输出,该输出指示在特定接触力下执行的组织的该部分的消融的至少一个推荐参数。

[0011] 在一些实施方案中,处理器被配置成通过以下方式生成输出:

[0012] 基于所获知的依赖关系,估计在组织的该部分的消融期间将由施加到组织的该部分的特定接触力引起的组织的该部分的厚度,以及

[0013] 响应于所估计的厚度,生成输出。

[0014] 在一些实施方案中,推荐参数包含消融信号的功率。

[0015] 在一些实施方案中,推荐参数包含消融信号的持续时间。

[0016] 在一些实施方案中,处理器还被配置成基于所获知的依赖关系设定用于组织的该部分的消融的至少一个参数。

[0017] 在一些实施方案中,组织的该部分是心脏组织的一部分。

[0018] 在一些实施方案中,时变力通过导管的远侧端部施加到组织的该部分。

[0019] 在一些实施方案中,超声反射通过设置在导管的远侧端部内的超声换能器接收。

[0020] 在一些实施方案中,处理器还被配置成:

[0021] 基于在获取第一信号期间的第一时间段期间的时变力的方向,确定在第一时间段期间接收到的超声反射不从组织的该部分反射,以及

[0022] 响应于此,选择从在第二时间段期间接收到的超声反射导出的一个或多个信号作为一个或多个第二信号,该第二时间段不同于第一时间段。

[0023] 根据本发明的一些实施方案还提供了一种方法,其包括接收指示施加到组织的一部分的时变力的第一信号和从组织的该部分接收的超声反射导出的一个或多个第二信号。该方法还包括从第一信号和第二信号中获知组织的该部分的厚度对施加到组织的该部分的力的依赖关系,以及生成基于所获知的依赖关系的输出。

[0024] 结合附图,从本发明实施方案的以下详细描述,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0025] 图1为根据本发明的一些实施方案的用于执行心脏消融的系统的示意图;

[0026] 图2为根据本发明的一些实施方案的包括力信号和m模式超声图像的可视输出的示意图,

[0027] 该可视输出可显示在显示器上;并且

[0028] 图3为根据本发明的一些实施方案的用于确定组织的厚度的方法的示意图。

具体实施方式

[0029] 概述

[0030] 当执行组织消融时,知道组织的厚度通常是有帮助的,由此使得可适当地设定消融信号的参数。测量组织厚度的一个选项是使用超声成像。例如,为了准备心脏消融,在心脏内部的超声换能器可将超声信号传输到心脏组织中,并且可从这些信号的反射的飞行时间来确定组织厚度。

[0031] 上述方法的挑战是,心脏组织的厚度可随着由消融电极施加到该组织的机械力(或等效地,机械压力)而变化。本发明的实施方案通过使用来自力传感器的信号获知组织厚度对施加到该组织的力的依赖关系来解决这个挑战。换句话讲,来自力传感器的信号用于表示作为所施加力的函数的组织厚度。随后,估计将由期望的消融接触力引起的组织厚度,并且然后相应地设定其它消融参数。

[0032] 在本发明的实施方案中,将导管插入到受试者的心脏中。导管的远侧端部包括用于消融心脏组织的消融电极、力传感器和超声换能器。在医师沿着心脏组织移动导管的远侧端部时,力传感器测量由远侧端部施加到组织的力,并且超声换能器记录来自该组织的超声反射。处理器从力传感器和超声换能器接收信号,

[0033] 并且使用该信号获知组织厚度对所施加的力的依赖关系。

[0034] 系统描述

[0035] 首先参考图1,图1是根据本发明的一些实施方案的用于执行心脏消融的系统20的示意图。

[0036] 系统20包括导管28,该导管28的近侧端部经由电接口40(例如,任何合适类型的连接器、插孔、端口或插头)连接到包括处理器44的控制台36。如在下文详细所述,处理器44经由电接口40接收来自导管28的电信号、处理这些信号,并响应于此生成适当的输出。

[0037] 在心脏消融手术期间,由医师26将导管28插入到受试者24的心脏中。导管29的远侧端部22包括消融电极30,该消融电极30用于向受试者24的心脏组织施加消融信号。设置

在远侧端部22处(例如,在消融电极30的内部)的超声换能器34用于传输超声信号并接收来自组织的信号的反射。响应于接收到的反射,超声换能器34生成信号,该信号由处理器44接收。超声换能器用于(i)在消融之前测量组织厚度,以便正确地设定消融参数,以及(ii)评估由消融引起的组织的回波变化,以便评定消融的结果。

[0038] 在一些实施方案中,导管28包括多个超声换能器,该多个超声换能器可以以任何合适的布置方式布置在消融电极内。例如,超声换能器可分布在消融电极的圆周周围、分布在消融电极的远侧尖端处和/或靠近远侧尖端分布。这样的多个超声换能器可用于从多个位置和/或在多个方向上传输超声信号,从而帮助本文所述的技术的执行。

[0039] 在一些实施方案中,远侧端部22还包括一个或多个温度传感器38,该温度传感器38可用于在消融期间记录组织的温度。温度传感器38生成指示记录的温度的信号,并将这些信号传达给处理器44。

[0040] 导管28还包括在导管的远侧端部处的力传感器32,其可以替代地被称为压力传感器。在一些实施方案中,力传感器32如在美国专利申请公布2009/0093806中所述的那样操作,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。力传感器32被配置成生成指示由导管的远侧端部施加到组织的机械力的大小和方向两者的信号。

[0041] 通常,系统20还包括电磁跟踪系统,其在手术期间跟踪导管的远侧端部的位置和取向,如例如在美国专利8,456,182中所描述的,该美国专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0042] 通常,控制台36还包括显示器42,该显示器42在该手术期间为医师显示合适的输出。例如,显示器42可显示受试者心脏的电解剖图,其例如使用美国专利6,226,542中所述的技术构建,该美国专利的公开内容以引用方式并入本文。另选地或除此之外,显示器42可由处理器44驱动以显示来自超声换能器34和力传感器32接收的信号的处理的输出,如下文详细所述。

[0043] 一种体现系统20的元件的商业产品是**CARTO[®]3**系统,其购自Biosense Webster, Inc. (3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA91765)。该系统可由本领域技术人员进行修改以体现本文所述实施方案的原理。

[0044] 一般来讲,处理器44可体现为单个处理器或协作式联网或集群的处理器集。处理器44通常是编程化数字计算装置,该装置包括中央处理单元(CPU)、随机存取存储器(RAM)、非易失辅助存储器诸如硬盘驱动器或光盘驱动器、网络接口和/或外围装置。如本领域所公知的,将包括了软件程序的程序代码和/或数据加载到RAM中用于由CPU执行和处理,并且生成结果用于显示、输出、传输或存储。程序代码和/或数据可以电子形式例如经网络下载到计算机,或者,另选地或除此之外,程序代码和/或数据可提供和/或存储在诸如磁性存储器、光学存储器或电子存储器的非临时性有形介质上。此类程序代码和/或数据在提供给处理器之后,产生被配置成执行本文所述任务的机器或专用计算机。

[0045] 现在参考图2,图2是根据本发明的一些实施方案的可视输出46的示意图,其包括力信号21和m模式超声图像23,该可视输出46可显示在显示器42上(例如,覆盖在所显示的电解剖图上)。

[0046] 在将导管插入到受试者的心脏中时,医师将导管的远侧端部压靠在心脏组织上。通常,由于组织在心动周期过程中的移动,所以导管压靠组织的力变化。另选地或除此之

外,医师可手动地改变接触力,并且/或者结合到导管的远侧端部中的线性致动器(未示出)可改变接触力,如例如在美国专利申请公布2016/0183915中所述,该美国专利申请的公开内容以引用方式并入本文。当接触力变化时,超声换能器将超声信号传递到组织中,并且接收来自组织的信号的反射。

[0047] 处理器44从力传感器32接收力信号21,该力信号21指示施加到组织的时变接触力“F”。处理器44还从超声换能器接收从由超声换能器接收的超声反射导出的一个或多个信号。可使用来自超声换能器的此类信号来生成组织的m模式超声图像23,该图像23示出了在超声换能器前面的组织的一部分48。假设组织部分48与受试者的相邻解剖部分50之间的足够大的对比度,则图像23允许组织部分48的厚度T可视化。具体地,可看出T是接触力F的函数。随着接触力增加,组织变得更加压缩,并且因此厚度减小;相反地,随着力减小,组织厚度增加。

[0048] 在一些实施方案中,至少一些组织厚度可从图像23和/或从受试者的心脏的显示的解剖图手动地(例如,由医师)测量。然而,通常,厚度由处理器基于从组织接收的超声反射的飞行时间自动获得。在反射接收自多个组织界面的情况下,处理器可使用美国专利申请公布2016/0183915中所述的技术来识别来自感兴趣的组织界面56的反射,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。简言之,前述的'915公布描述了将力信号21与接收到的反射的时变飞行时间相关。来自组织界面56的飞行时间将与力信号21高度相关,而来自其它组织界面的飞行时间将不太相关。也就是说,随着施加的力增加,从而导致从超声换能器到组织界面56的距离减小,来自组织界面56的飞行时间将减少,并且反之亦然,而其它飞行时间将与力信号21不太相关。因此,处理器可获得从超声换能器到组织界面56的时变距离,该时变距离是所需的组织厚度。

[0049] 随后,给定时变接触力和时变组织厚度,获知厚度对接触力的依赖关系。也就是说,处理器44获知“ $T=f(F)$ ”,其是表示成接触力的函数的组织厚度。该依赖关系——如所获知的、存储的并随后由处理器使用的——可以以任何合适的形式体现,诸如以对应的“T”和“F”值的查找表的形式,和/或以通过将函数拟合到获取的“T”和“F”值而导出的参数的形式。

[0050] 通常,对于组织的多个部分中的每个,获知组织厚度对接触力的依赖关系。即,当医师沿着组织移动导管时,接收到力信号21和基于超声反射的信号,并且使用这些信号来获知导管在其上移动的组织的部分中的每个的依赖关系。通常,首先针对预期的消融位点的局部区域获知依赖关系,然后在该局部区域处执行消融,并且然后将导管移动到下一个预期的消融位点。在其它实施方案中,首先对所有的预期的消融位点执行该获知,并且仅在之后消融位点中的每个。

[0051] 如在图2中所指示和以上所述的,力信号21和图像23通常显示在显示器42上。(尽管如上所述,力信号21通常包括力的大小和方向两者,但力信号21的显示可仅仅指示例如以重量单位诸如克为单位表示的力的大小。)另选地,即使没有在显示器上显示任何信号或图像,处理器44也可获知组织厚度对接触力的依赖关系。

[0052] 现在参考图3,图3为根据本发明的一些实施方案的用于确定组织的厚度的方法的示意图。

[0053] 如果在获取力信号和超声反射期间导管的远侧端部22垂直于组织,则将从组织的

被施加力的部分接收到超声反射。另一方面,如图3所描绘的,如果导管的远侧端部不垂直于组织,则超声换能器将背离导管压抵的组织部分,并且因此,力信号和超声反射信号可以不对应于组织的相同部分。例如,在图3中,导管接触组织的第一部分52,但从组织的第二部分54接收超声反射。

[0054] 因此,通常,处理器被配置成基于力信号的方向性来确定从中接收到超声信号的组织部分。(力信号的方向性通过力传感器32的弯曲来捕获,如在图3中所描绘的。)如果从中接收到超声信号的组织部分不是组织的当前接触部分,则处理器选择从在不同的时间段期间接收到的超声反射导出的信号作为一个或多个基于超声反射的信号。

[0055] 例如,在图3所描绘的情况下,基于超声反射的信号对应于组织部分54而不是部分52。因此,为了获知组织部分52的依赖关系,处理器选择对应于组织部分52的基于超声反射的信号,这些信号在获取组织部分52的力信号之前或之后获取。类似地,处理器使用正确的信号组来获知组织部分54的依赖关系。图3因此示出了两个获知的依赖关系:用于组织部分52的 $T_{52}=f(F_{52})$ 和用于组织部分54的 $T_{54}=f(F_{54})$ 。(尽管在图3中,消融电极30不垂直于组织部分54,但可基于接收到的基于超声反射的信号使用合适的估计技术来估计组织部分54的厚度。例如,可通过使基于接收到的超声反射估计的组织厚度 T_{54}' 乘以适当角度 θ (θ)的余弦来计算 T_{54} ,角度 θ (θ)可从力传感器确定。)

[0056] 以上描述假设从消融电极30传输的超声信号通常由消融电极沿消融电极的中心纵向轴线58的方向传输。如以上所提到的,在一些实施方案中,可使用多个超声换能器来从多个位置和/或在多个方向上传输超声信号,由此使得在图3所描绘的情况下,尽管消融电极不垂直于组织,也可测量 T_{52} 。

[0057] 随后为了获知组织厚度对组织的特定部分的接触力的依赖关系,使用所获知的依赖关系来设定用于组织部分的消融的一个或多个消融参数。在一些实施方案中,处理器44首先使用所获知的依赖关系来估计由施加到组织的该部分的所需消融接触力(其通常在5克至30克的范围内)引起的组织的该部分的厚度。然后,响应于所估计的厚度,处理器生成指示用于消融的至少一个推荐参数的输出。例如,输出可指示消融信号的推荐功率和/或推荐持续时间。通常,处理器在显示器42上显示这样的输出,并且医师响应于观察显示器上的输出,然后相应地设定消融参数。

[0058] 在其它实施方案中,处理器没有明确地估计组织的该部分的厚度;相反,处理器直接根据所需的消融接触力来确定推荐参数。例如,给定获知的依赖关系 $T=f(F)$,以及另一个函数 $A=g(T)$,其指定推荐消融信号幅值“A”对组织厚度的依赖关系,对于特定的接触力 F_0 ,处理器可通过以下两种方式中的任一种确定推荐幅值 A_0 :

[0059] (i) 处理器可首先计算 $T_0=f(F_0)$ (从而明确地使用所获知的依赖关系),并且然后计算 $A_0=g(T_0)$ 。

[0060] (ii) 处理器可首先导出函数 $A=g(f(F))=h(F)$,并且然后应用该导出函数(从而隐含地使用所获知的依赖关系)来根据 F_0 确定 A_0 。

[0061] 在一些实施方案中,另选地或除了生成指示一个或多个推荐消融参数的输出之外,处理器生成输出——例如,送往提供消融信号的发生器的控制信号——其自动设定一个或多个参数。

[0062] 本领域的技术人员应当理解,本发明并不限于上文特别示出和描述的内容。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,以及本领域的技术人员在阅读上述说明时可能想到的未在现有技术范围内公开的变型和修改。以引用方式并入本专利申请的文献将视为本申请的整体部分,不同的是如果在这些并入的文献中定义的任何术语与在本说明书中明确或隐含地给出的定义在某种程度上相冲突,则应只考虑本说明书中的定义。

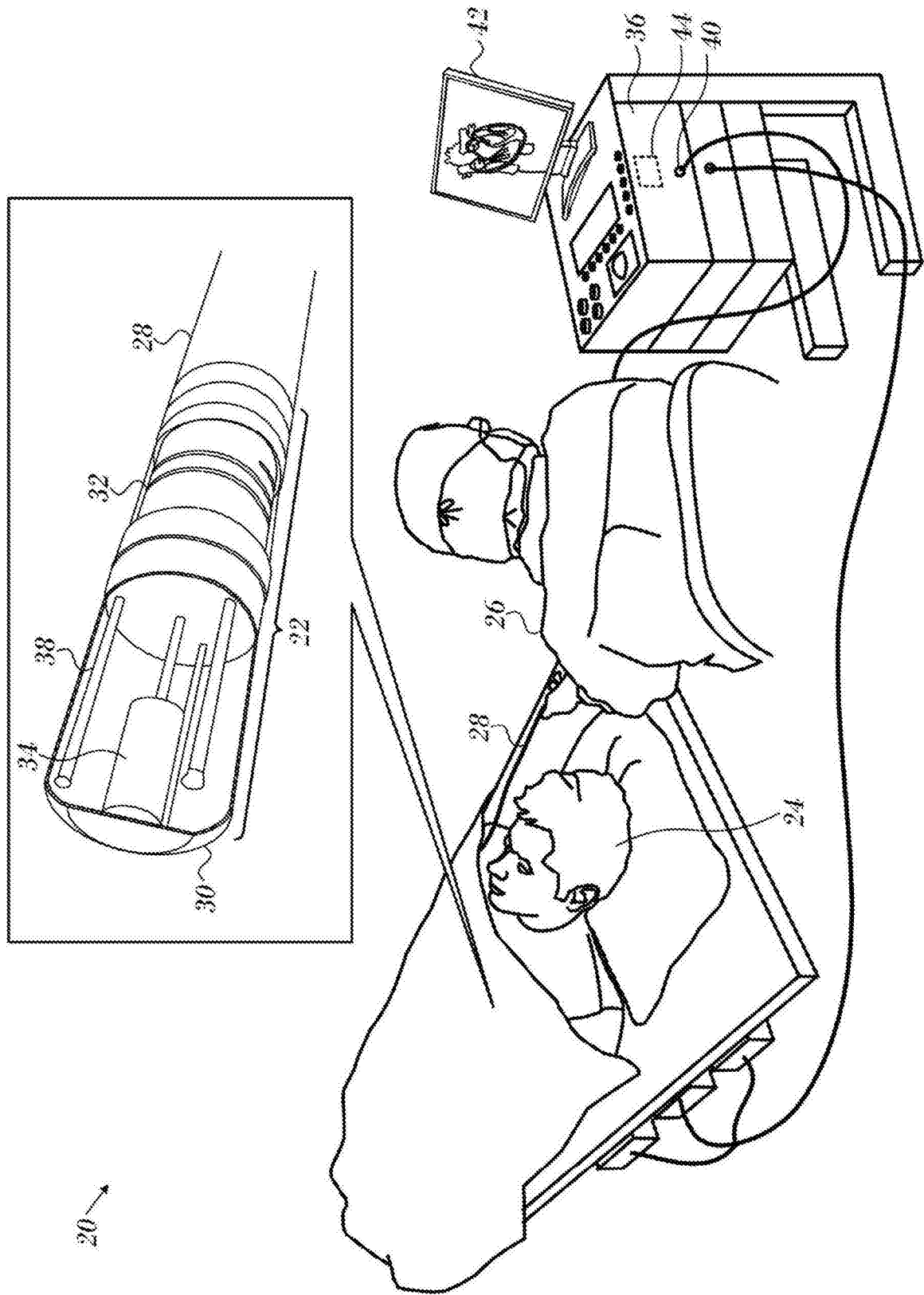


图1

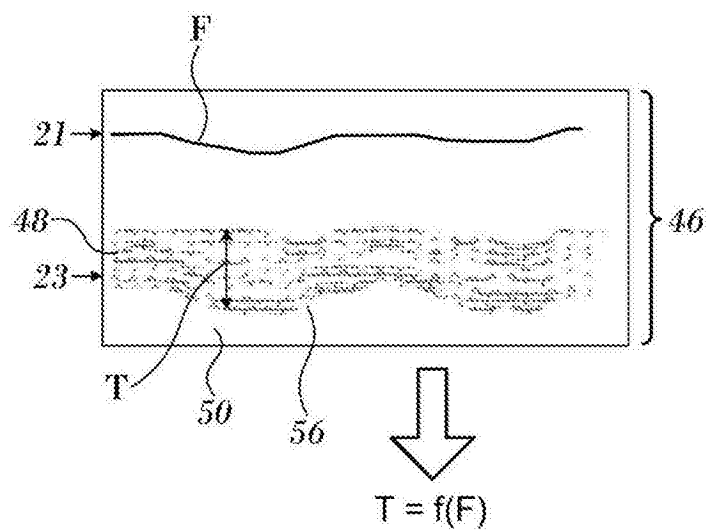


图2

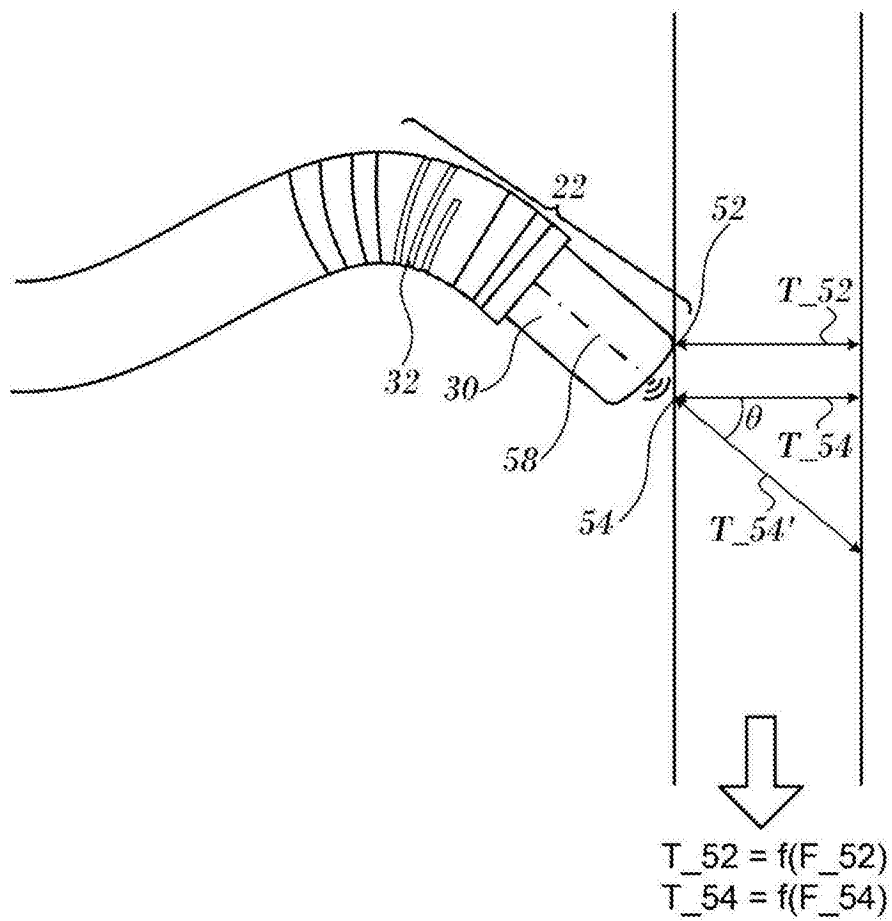


图3

专利名称(译)	确定组织厚度		
公开(公告)号	CN107582101A	公开(公告)日	2018-01-16
申请号	CN2017110548827.X	申请日	2017-07-06
[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 A 阿尔特曼恩 D 沃金斯泰恩		
发明人	A.戈瓦里 A.阿尔特曼恩 D.沃金斯泰恩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/429 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/0858 A61B18/1492 A61B2017/00106 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2018/00702 A61B2018/00761 A61B2090/065		
代理人(译)	郑浩		
优先权	15/202979 2016-07-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“确定组织厚度”。本文所述的实施方案包括一种设备，该设备包括电接口和处理器。处理器被配置成经由电接口接收指示施加到组织的一部分的时变力的第一信号和从组织的该部分接收的超声反射导出的一个或多个第二信号。处理器还被配置成从第一信号和第二信号中获知组织的该部分的厚度对施加到组织的该部分的力的依赖关系。还描述了其它实施方案。

