



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105491958 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201480046059. 2

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2014. 08. 18

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

13181129. 1 2013. 08. 21 EP

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 18/12(2006. 01)

A61B 18/14(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 02. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/067578 2014. 08. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/024907 EN 2015. 02. 26

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 S·德拉迪

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

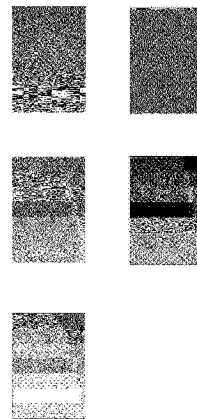
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

监测装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于监测诸如心脏壁组织的对象 (280、340) 的结构改变的监测装置 (100、200)。在第一位置和第二位置处的组织展示第一速度和第二速度。所述监测装置 (100、200) 包括用于提供所述对象 (280、340) 的针对不同时间的超声信号的超声信号提供单元。所述监测装置 (100、200) 还包括用于至少部分基于组织速度差以及组织速度和的时间的改变来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性的不连续性确定单元 (120、220)。根据所述不连续性, 可以确定消融深度, 其在执行消融流程时是重要的参数。例如, 其可以被用于确定所述对象内的消融的所述过程并且用于确定何时所述消融已经到达期望的尺寸。



1. 一种用于监测对象(280、340)中的结构改变的监测装置(100、200),其中,所述对象(280、340)包括在沿着所述对象(280、340)内的深度方向的第一位置和第二位置处的材料,其中,在所述第一位置处的所述材料展示第一速度,其中,在所述第二位置处的所述材料展示第二速度,所述监测装置(100、200)包括:

-超声信号提供单元(110),其用于提供所述对象(280、340)的针对不同时间的超声信号,所述超声信号指示所述第一速度和所述第二速度;以及

-不连续性确定单元(120、220),其用于至少部分基于在第一时间和第二时间的所述第一速度与所述第二速度之间的差并且还至少部分基于在所述第一时间和所述第二时间的所述第一速度与所述第二速度的和,来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性。

2. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述不连续性确定单元(120、220)被配置为至少部分基于以下形式的表达式来确定所述不连续性:

$$(v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1}))^a (v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1}))^b$$

其中, $v(t_j, x_i)$ 对应于在所述第一时间 t_j 的在所述第一位置 x_i 处的所述第一速度,其中, $v(t_j, x_{i-1})$ 对应于在所述第一时间 t_j 的在所述第二位置 x_{i-1} 处的所述第二速度,并且其中, b 不等于零。

3. 根据权利要求2所述的监测装置(100、200),其中,

- b 等于或大于 a ;和/或

-小于零;和/或

- b 大于一。

4. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述监测装置(100、200)还包括速度确定单元,所述速度确定单元用于根据所述对象(280、340)的针对不同时间的所述超声信号来确定所述第一速度和所述第二速度。

5. 根据权利要求2所述的监测装置(100、200),其中,所述不连续性确定单元(120、220)还被配置为至少部分基于以下形式的表达式来确定所述不连续性:

$$\frac{(v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1}))^a (v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1}))^b}{(x_i - x_{i-1})^c}$$

其中, c 不等于零。

6. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述超声信号提供单元(110)包括超声单元,所述超声单元用于:

-将超声脉冲发出给所述对象(280、340),

-在已经将所述超声脉冲发出给所述对象(280、340)之后,接收动态回波序列,

-取决于接收到的动态回波序列来生成超声信号。

7. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述对象(280、340)是组织壁(340),能量被施加到所述组织壁以影响所述组织壁(340),使得所述超声信号提供单元(110)提供所述壁(340)的针对不同时间的超声信号。

8. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述监测装置(100、200)还包括感测探头(260),在所述感测探头中集成有所述超声信号提供单元(110)和用于将能量施加给所述对象(280、340)的能量施加单元。

9. 根据权利要求1所述的监测装置(100、200),其中,所述超声信号表示在不同深度处和不同时间的所述对象(280、340)的超声反射性质,其中,所述监测装置(100、200)还包括消融深度确定单元,所述消融深度确定单元适于将消融深度确定为所述不连续性发生处的所述超声信号的所述深度。

10. 根据权利要求9所述的监测装置(100、200),其中,所述对象(280、340)是壁,其中,所述监测装置(100、200)适于确定所述对象(280、340)的厚度并且重复地确定所述消融深度,其中,所述消融深度确定单元适于根据所确定的厚度和所确定的消融深度来重复地确定消融的透壁性的程度。

11. 根据权利要求10所述的监测装置(100、200),其中,所述监测装置(100、200)适于在已经到达消融的预定程度的透壁性的情况下终止消融流程。

12. 根据权利要求9所述的监测装置(100、200),其中,所述对象(280、340)是壁(340),其中,所述消融深度确定单元适于根据所述超声信号来确定所述壁(340)的前表面(342)和后表面(341)的位置,并且其中,所述消融深度确定单元适于根据所述壁的所述前表面(342)和所述后表面(341)的所确定的位置来确定所述壁(340)的厚度。

13. 一种用于监测对象(280、340)中的结构改变的监测计算机程序,所述监测计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于使根据权利要求1所述的监测装置(100、200)执行用于监测所述对象(280、340)中的结构改变的监测方法的各步骤,其中,所述对象(280、340)包括在沿着所述对象(280、340)内深度方向的第一位置和第二位置处的材料,其中,在所述第一位置处的所述材料展示第一速度,其中,在所述第二位置处的所述材料展示第二速度,当所述计算机程序在控制所述监测装置(100、200)的计算机上运行时,所述监测方法包括以下步骤:

-由超声信号提供单元(110)提供所述对象(280、340)的针对不同时间的超声信号,所述超声信号指示所述第一速度和所述第二速度,

-至少部分基于在第一时间和第二时间的所述第一速度与所述第二速度之间的差,并且还至少部分基于在所述第一时间和所述第二时间的所述第一速度与所述第二速度的和,来确定(420)所述第一速度和所述第二速度的不连续性。

监测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于监测结构改变的监测装置、监测方法和监测计算机程序。

背景技术

[0002] WO 2010/082146 A1公开了一种用于监测消融流程的监测装置。所述监测装置包括用于提供超声信号的超声信号提供单元和用于根据所提供的超声信号来确定消融深度的消融深度确定单元。组织中的病变的形成的监测是通过使用对比图像中的回声强度改变来执行的。

[0003] 为了提供关于病变的形成的结论性诊断,更复杂的处理可能是必要的。

发明内容

[0004] 本发明的目标是提供一种用于更准确地监测对象的结构改变的监测装置。本发明的另一目标是提供一种对应的监测方法和一种对应的监测计算机程序。

[0005] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于监测对象的结构改变的监测装置,其中,所述对象包括在沿着所述对象内的深度方向的第一位置和第二位置处的材料,其中,在所述第一位置处的所述材料展示第一速度,其中,在所述第二位置处的所述材料展示第二速度,所述监测装置包括:

[0006] -超声信号提供单元,其用于提供所述对象的针对不同时间的超声信号,所述超声信号指示所述第一速度和所述第二速度;以及

[0007] -不连续性确定单元,其用于至少部分基于在第一时间和第二时间的所述第一速度与所述第二速度之间的差,并且还至少部分基于在所述第一时间和所述第二时间的所述第一速度与所述第二速度的和,来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性。

[0008] 在本文中,所述速度分布的不连续性可以例如由所述对象的结构改变造成。所述不连续性确定单元通过也考虑速度的所述和,根据所述所生成的超声信号来确定所述速度分布的所述不连续性。因此,非常小的不连续性的检测(其仅解释速度的非常小的改变)是可能的。而且,通过评价速度分布中的所确定的不连续性,可以直接根据所生成的超声信号来确定消融深度。在执行消融流程时,消融深度是重要的参数。例如,其可以被用于确定所述对象内的消融的所述过程并且用于确定何时所述消融深度已经到达预定义值,在与具有由后壁特别是心脏壁所划定的有限厚度的对象有关时,特别是,何时已经到达预定义程度的透壁性。所述消融深度可以特别地被用于确定何时心脏组织已经变成透壁的。通过根据所述超声信号确定所述消融深度,准确地确定消融的重要的参数,从而改进监测所述消融流程的所述准确度。

[0009] 在以下中提供确定速度场的技术人员可用并且通常已知的所述超声场中的一般已知技术的两个范例:

[0010] -斑点追踪超声心动图(STE)是超声心动图成像技术,其通过使用超声波来分析心脏中的组织的运动。

[0011] -“多普勒”与医学成像中的“速度测量”同义。注意,在许多情况中,其不是所测量的接收到的信号的频率偏移(多普勒频移),而是相位偏移(在接收到的信号到达时)。例如,人们可以使用随时间连续采集的两个线(或线组)之间的局部相位偏移。单独的线将提供深度(空间)场并且起源于单独的驱动脉冲,并且在时间轴上,相邻的单独的线的数目是通过脉冲重复率来确定的。假定所述脉冲重复率对于不导致混叠是足够高的,那么速度通过

$$v = \frac{\Phi}{\pi} \cdot \frac{c \cdot f_p}{4f_c}$$
与局部相位偏移有关,其中, Φ 对应于局部相位偏移, f_p 对应于所述脉冲重复率, f_c 对应于所述超声换能器的所述中心频率,并且 c 对应于所述组织中的所述声速。

[0012] 已经存在关于针对消融流程的这两种技术的研究工作。一般而言,速度场将不提供在消融期间容易地检测病变形成的足够的灵敏度。因此,所述所主张的本发明限定基于消除所述速度场的所述弱点或者所述简单应变率类似的弱点而增加病变形成的所述灵敏度的技术。这两种技术即亮点追踪超音速(STE)和“多普勒测量”产生基本上相同的结果。

[0013] 所述第一速度和所述第二速度的所述不连续性可以是指空间不连续性。额外地和/或备选地,所述第一速度和所述第二速度的所述不连续性可以是指时间不连续性。

[0014] 如果将超声脉冲发出给所述对象,则在不同的深度处反射所述超声脉冲,使得回波信号在不同时间由所述超声单元接收到。所述回波信号(其由不同深度处的所述超声脉冲的反射生成)形成回波序列。通过考虑所述声速和所述时间,当在已经将所述超声脉冲发出到所述对象中之后记录回波时,可以将所述回波序列转换为所述对象内的所述深度上的所述对象的超声反射性质的依赖性。

[0015] 而且,在不同时间将若干超声脉冲发出给所述对象,从而在不同时间生成回波序列。这些回波序列(其在不同时间从不同的超声脉冲获得并且因此其属于不同时间)形成动态回波序列。因此,取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号表示在不同深度和不同时间的所述对象的所述超声反射性质。

[0016] 而且,在不同时间将若干超声脉冲发出给所述对象,从而在不同时间生成回波序列。这些回波序列(其在不同时间从不同的超声脉冲获得并且因此其属于不同时间)形成动态回波序列。因此,取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号表示在不同深度和不同时间的所述对象的所述超声反射性质。

[0017] 通过执行所述消融流程,优选地,在所述对象中生成病变。所述消融深度优选地是由所述对象内的所述病变的边界来限定的。

[0018] 所述对象优选地是心脏壁,其中,所述心脏壁的所述组织被消融。

[0019] 所述超声信号提供单元可以是提供所述超声信号的任何单元。例如,所述超声信号提供单元可以是在其中存储所产生的超声信号的存储单元,或者其可以是用于接收所生成的超声信号作为输入的超声信号接收单元,所述输入可以由用于根据所述所生成的超声信号确定所述消融深度的所述不连续性确定单元所使用。

[0020] 所述对象优选地是心脏壁,其中,所述心脏壁的所述组织被消融。

[0021] 所述超声信号提供单元可以是提供所述超声信号的任何单元。例如,所述超声信号提供单元可以是在其中存储所产生的超声信号的存储单元,或者其可以是用于接收所生成的超声信号作为输入的超声信号接收单元,所述输入可以由用于根据所述所生成的超声信号确定所述消融深度的所述不连续性确定单元所使用。

[0020] 优选的是,所述不连续性确定单元适于基于所述超声信号,确定所述速度分布的不连续性。根据所述不连续性,所述消融深度可以确定为所述不连续性发生在其处的所述超声信号的所述深度。具体而言,所述所提供的超声信号表示在不同深度和不同时间的所述对象的超声反射性质,其中,所述不连续性确定单元适于基于所述超声信号而确定所述速度分布的不连续性,使得所述消融深度可以确定为所述不连续性发生在其处的所述超声信号的所述深度。

[0021] 不连续的变化可以容易地与连续的变化区分,其一般与宏观组织扩张有关。因此,

取决于不连续性的所述消融深度的所述确定允许容易并且准确地确定所述消融深度。

[0022] 取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号可以表示为示出反射强度的二维图像,所述反射强度取决于二维,例如,取决于水平轴上的所述时间并且取决于垂直轴上的所述深度。该二维图像还可以被视为M模式图像。所述不连续性确定单元可以适于确定该二维图像中的不连续性,其中,某个时间处的所述消融深度还是由在其处已经确定所述不连续性的所述二维图像中的所述位置来确定的。取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号还可以表示为三或四维图像,其相应地示出取决于所述时间和两个或三个空间维度的反射强度。这允许确定已经将超声脉冲发出到所述对象中的不同的方向上的所述消融深度。

[0023] 在实施例中,所述不连续性确定单元被配置为至少部分基于所述形式 $(v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1}))^a (v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1}))^b$ 的表达式来确定所述不连续性,其中, $v(t_j, x_i)$ 对应于在第一时间 t_j 在所述第一位置 x_i 处的第一速度, $v(t_j, x_{i-1})$ 对应于在第一时间 t_j 在第二位置 x_{i-1} 处的第二速度,并且 b 不等于零。通过采用指数 a 和 b ,差项 $v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1})$ 以及和项 $v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1})$ 可以分别加权以适配视觉感知,例如,在其中仅非常小的速度改变发生使得所述差项将非常小的区域中。具体而言, b 等于或大于 a 。通过针对所述和项相比于所述差项选择较大的指数,可以仍然检测速度差的非常小的改变。具体而言, a 小于零。而且,具体而言, b 大于一。

[0024] 在另一优选的实施例中,所述监测装置还包括速度确定单元,其用于根据所述对象的针对不同时间的所述超声信号确定所述第一速度和所述第二速度。所述速度确定单元可以与所述监测装置的所述其他部件之一分离或者集成在其中。例如,所述速度确定单元可以与所述不连续性确定单元成一体。作为另一范例,所述速度确定单元可以与所述不连续性单元分离并且将所述相应的速度信息提供给所述不连续性确定单元。以上已经提供用于确定所述速度的范例方法,并且包括例如斑点追踪超声心动图(STE)和/或“多普勒速度测量”。然而,使用哪种方法来确定所述速度不是必须的。

[0025] 在另一优选的实施例中,所述不连续性确定单元适于通过评价所述第一时间和所述第二时间处的所述第一速度与所述第二速度之间的所述差,并且通过还评价所述第一时间和所述第二时间处的所述第一速度和所述第二速度的所述和,来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性。

[0026] 在实施例中,所述不连续性确定单元还被配置为至少部分基于以下形式
$$\frac{(v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1}))^a (v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1}))^b}{(x_i - x_{i-1})^c}$$
的表达式来确定所述不连续性,其中, c 不等于零。

以上表达式允许通过使 $a \rightarrow 1, b \rightarrow 0, c \rightarrow 1$ 基于应变率模拟(strain rate analogy)的先前的测量结果的直接比较。这样,用户可以在选择最适于所述相应的应用的参数中具有更多的灵活性。可以选择参数,例如,这取决于材料特性或所施加的外部负载。

[0027] 在实施例中,所述超声信号提供单元包括用于进行以下各项的超声单元:

[0028] -将超声脉冲发出给所述对象,

[0029] -在已经将所述超声脉冲发出给所述对象之后,接收动态回波序列,

[0030] -取决于接收到的动态回波序列,生成超声信号。

[0031] 如果将超声脉冲发出给所述对象,则在不同的深度处反射所述超声脉冲,使得回波信号在不同时间由所述超声单元接收到。所述回波信号(其由不同深度处的所述超声脉

冲的反射所生成)形成回波序列。通过考虑声速和时间,当在已经将所述超声脉冲发出到所述对象中之后记录回波时,可以将回波序列转换为所述对象的超声反射性质对所述对象内的所述深度的依赖性。而且,在不同时间将若干超声脉冲发出给所述对象,从而在不同时间生成回波序列。这些回波序列(其在不同时间从不同的超声脉冲获得并且因此其属于不同时间)形成动态回波序列。因此,取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号表示在不同深度和不同时间的所述对象的所述超声反射性质。

[0032] 在实施例中,所述对象是组织壁,能量被施加到所述组织壁以影响所述组织壁,使得所述超声信号提供单元提供所述组织壁的针对不同时间的超声信号。所述对象优选地是心脏壁,其中,所述心脏壁的所述组织被消融。通过检查所述组织壁的针对不同时间的超声信号,可以监测所述心脏壁的消融。因此,改进所述消融流程的安全性,因为一旦所述病变已经变成透壁的或在其之前,可以停止所述流程。

[0033] 在实施例中,所述监测装置还包括感测探头,在所述感测探头中集成有所述超声信号提供单元和用于将能量施加给所述对象的能量施加单元。所述感测探头优选地是导管,在所述导管中集成有所述超声信号提供单元的至少一部分例如一个或若干超声换能器和所述能量施加单元的至少一部分例如消融电极。因此,可以提供单个感测探头,其可以被用于将能量施加给所述对象,特别地,以用于执行心脏消融流程,以及用于通过使用超声来监测所述能量的施加。

[0034] 在实施例中,所述超声信号表示在不同的深度和不同时间的所述对象的超声反射性质,其中,所述监测装置还包括消融深度确定单元,其适于确定消融深度作为所述不连续性发生在其处的所述超声信号的所述深度。不连续的变化可以容易地与连续的变化区分,其一般与宏观组织扩张有关。因此,取决于不连续性的所述消融深度的所述确定允许容易并且准确地确定所述消融深度。取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号可以表示为示出反射强度的二维图像,所述反射强度取决于二维,例如,取决于水平轴上的所述时间并且取决于垂直轴上的所述深度。该二维图像还可以被视为M模式图像。所述消融深度确定单元可以适于确定该二维图像中的不连续性,其中,在某个时间的所述消融深度还是由在其处已经确定所述不连续性的所述二维图像中的位置来确定的。取决于接收到的动态回波序列的所述超声信号还可以表示为三维或四维图像,其相应地示出取决于所述时间和两个或三个空间维度的反射强度。这允许确定已经将超声脉冲发出到所述对象中的不同的方向上的所述消融深度。

[0035] 在实施例中,所述对象是壁,其中,所述装置适于确定所述壁的厚度并且重复地确定所述消融深度,其中,所述消融深度确定单元适于根据所确定的厚度和所确定的消融深度,重复地确定消融的透壁性的程度。具体而言,所述装置适于如果已经到达消融的预定程度的透壁性,则终止消融流程。如果例如通过所述消融流程修改所述壁的所述厚度,则还优选地,还重复地执行所述壁的所述厚度的所述确定。

[0036] 在实施例中,所述对象是壁,其中,所述消融深度确定单元适于根据所述超声信号,确定所述壁的正面和背面的所述位置,并且其中,所述消融深度确定单元适于根据所述壁的所述正面和所述背面的所确定的位置,来确定所述壁的所述厚度。因此,所述超声信号可以被用于确定所述消融深度并且用于确定所述壁的所述厚度,其优选地是心脏壁,即其对于提供用于测量所述壁厚度的另一单元不是必要的。可以通过仅使用所述超声信号来确

定所述壁的所述厚度、所述消融深度和透壁性的所述程度。例如,由于所述消融深度确定单元适于根据所述超声信号来确定所述壁的所述厚度,因而消融流程可以是基于该所确定的厚度来计划的。

[0037] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于监测对象的结构改变的监测方法,其中,所述对象包括沿着所述对象内的深度方向的第一位置和第二位置处的材料,其中,所述第一位置处的所述材料展示第一速度,其中,所述第二位置处的所述材料展示第二速度,所述监测方法包括以下步骤:

[0038] -通过超声信号提供单元提供所述对象的针对不同时间的超声信号,所述超声信号指示所述第一速度和所述第二速度,

[0039] -通过评价在第一时间和第二时间的所述第一速度与所述第二速度之间的差,并且通过还评价在所述第一时间和所述第二时间的所述第一速度和所述第二速度的和,来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性。这里,所述速度分布的不连续性可以例如由所述对象的结构改变造成。

[0040] 在本发明的另一方面中,一种用于监测对象的结构改变的监测计算机程序,所述监测计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序控制所述监测装置的计算机上运行在时,所述程序代码单元用于使根据本发明所述的监测装置执行根据本发明所述的监测方法的各步骤。

[0041] 应当理解,如权利要求1所述的监测装置、如权利要求13所述的监测方法和所述监测计算机程序具有与如从属权利要求中所限定的类似和/或相同的优选的实施例。

[0042] 应当理解,本发明的优选的实施例还可以是各从属权利要求或以上实施例与各自的独立权利要求的任何组合。

[0043] 参考在下文中所描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的并将得以阐述。

附图说明

[0044] 在以下附图中:

[0045] 图1示意性地并且示范性地示出了用于监测对象的结构改变的监测装置的实施例;

[0046] 图2示意性地并且示范性地示出了用于监测对象的结构改变的监测装置的另一实施例;

[0047] 图3示意性地并且示范性地示出了监测装置的导管的尖端;

[0048] 图4示出了示意性地并且示范性地示出了用于监测对象的结构改变的监测方法的实施例的流程图;

[0049] 图5示出了超声M模式图像中的速度场;

[0050] 图6图示了根据应变率模拟的应变和应变率的推导;

[0051] 图7图示了材料科学中的应变率的组织消融的模拟;

[0052] 图8示出了图示病变检测中的应变率模拟的限制的范例;

[0053] 图9示出了用作仿真的输入的速度场模型;

[0054] 图10A至10E示出了从图9的输入速度场所获得的仿真结果;并且

[0055] 图11示出了图示两个空间加上时间维度的可视化的范例。

具体实施方式

[0056] 图1示意性地并且示范性地示出了用于监测对象的结构改变的监测装置100。监测装置100包括超声信号提供单元110,超声信号提供单元110用于提供通过将超声脉冲发出给对象所产生的超声信号、在超声脉冲已经由对象反射之后接收动态回波序列并且取决于接收到的动态回波序列而生成超声信号所产生的超声信号。超声信号提供单元110是例如存储单元,在所述存储单元中超声信号被存储用于将其提供,或者超声信号提供单元是例如用于从超声单元接收超声信号并且用于提供这些超声信号的超声信号接收单元。超声信号提供单元110还可以是用于产生超声信号的超声单元。

[0057] 监测装置110还包括用于基于超声信号来确定速度分布的不连续性的不连续性确定单元120。

[0058] 如果将超声脉冲发出给对象,则在不同的深度处反射超声脉冲,使得回波信号由超声单元接收。回波信号(其由不同深度处的超声脉冲的反射所生成)形成回波序列。通过考虑声速和时间,在已经将超声脉冲发出给对象中之后记录回波处,可以将回波序列转换为对象的超声反射性质对所述对象内的深度的依赖性。

[0059] 图2示意性地并且示范性地示出了用于监测施加到对象的消融流程的监测装置200的另一实施例。监测装置200包括在图3中更详细所示的导管260的远端处即导管尖端310处的超声单元。超声单元(在图2中未示出)是超声信号提供单元并且由超声控制单元230控制。超声单元和超声控制单元230适于将超声脉冲发出给对象280,以在超声脉冲已经由对象反射之后接收动态回波序列并且取决于接收到的动态回波序列而生成超声信号。在该实施例中,对象280是消融流程施加到的患者270的心脏壁组织。在另一实施例中,可以通过监测装置来监测对诸如人或动物或技术对象的另一对象的消融。

[0060] 在导管260的远端处,可以定位有用于消融对象280的消融单元。消融单元(在图2中未示出)包括像用于施加电能特别是射频能的电极或像用于施加光能的光学元件例如光纤和/或其他光学元件的能量施加元件。电极优选地是单极或双极的。能量施加元件优选地以直线或曲线布置以用于沿着直线或沿着曲线消融对象。

[0061] 监测装置200还包括用于控制消融元件的副控制单元240。副控制单元240和超声控制单元230集成在控制单元250中。在其他实施例中,控制单元可以是分离的控制单元。而且,副控制单元240优选地还适于导管尖端的转向、心脏壁组织的感测和/或灌注。在这种情况下,导管相应地包括转向元件、感测元件和/或灌注元件。这些不同的控制功能可以通过任何其他数目的控制单元例如通过单个控制单元或通过两个或超过两个控制单元来执行的。

[0062] 监测装置200还包括用于根据由超声单元所生成的超声信号来确定不连续性的不连续性确定单元220。因此,不连续性确定单元220适于从超声单元接收超声信号并且确定如以上参考不连续性确定单元120所描述的不连续性,即不连续性确定单元120和220是类似的。

[0063] 副控制单元240适于取决于由消融深度确定单元所确定的消融深度来控制消融单元。例如,取决于所确定的消融深度来控制施加给对象280的消融能量功率和/或持续。消融

深度确定单元适于根据超声信号来确定心脏壁280的前表面和后表面的位置并且取决于这些位置来确定心脏壁的厚度,即对应的深度位置从彼此减去以确定心脏壁的厚度。副控制单元240适于取决于该所确定的厚度和所确定的消融深度来控制消融单元。优选地,副控制单元240适于消融心脏壁组织,直到到达心脏壁组织的期望程度的透壁性,特别地,直到所得的病变是透壁的。

[0064] 优选地,监测装置200适于重复地确定心脏壁280的厚度和消融深度,其中,消融深度确定单元适于根据所确定的厚度和所确定的消融深度,重复地确定消融的透壁性的程度。具体而言,监测装置200适于,如果已经到达消融的预定程度的透壁性,则终止消融流程。

[0065] 由于消融深度确定单元适于根据超声信号确定壁280的厚度,因而消融流程可以是基于该所确定的厚度来计划的。

[0066] 监测装置200还可以包括用于可视化不连续性的可视化单元(在图2中未示出)。具体而言,可视化单元适于可视化病变边界的演进。可视化优选地是实时执行的。可视化单元优选地适于示出超声信号,消融的演进,即病变边界和前表面和后表面位置。可视化单元还可以适于通过仅随时间报告透壁性的百分比来示出消融深度。

[0067] 超声单元可以适于在仅一个方向上或周期性地在不同的方向上引导超声脉冲。例如,每个超声脉冲可以被视为超声束,其中,超声束是扫频的。因此,回波序列可以接收在不同的方向上以用于产生空间二维或三维超声信号。消融深度确定单元优选地适于在不同的x位置处确定心脏壁厚度和消融深度。因此,空间二维或三维超声信号在不同时间产生若干次,从而取决于接收到的动态回波序列而产生时间相关的空间二维或三维超声信号。该时间相关的空间二维或三维超声信号被用于在不同的方向上确定心脏壁的厚度和消融深度。这允许扫描心脏壁组织的较大的区域。

[0068] 为了产生空间二维或三维超声信号,超声单元优选地包括用于在不同的方向上重定向超声脉冲的重定向元件。重定向元件是例如流体透镜、电子机械转向元件、机械摇杆探头或用于重定向超声脉冲的另一元件。而且,重定向元件可以例如通过使用像电容微机械超声换能器或压电微机械超声换能器的相控阵超声换能器集成在超声单元的换能器中。

[0069] 图3示意性地并且示范性地示出了监测装置100、200的导管的尖端的实施例。导管尖端310包括超声换能器330,其经由像绝缘同轴电缆或双绞线接线的电气连接370连接到用于控制超声换能器330的超声控制单元230。超声换能器330和超声控制单元230形成用于提供组织壁340的针对不同时间的超声信号的超声信号提供单元。具体而言,超声换能器330和超声控制单元230适于将超声脉冲发送到组织壁340中,以在超声脉冲已经由组织壁340反射之后接收回波序列并且取决于接收到的回波序列而生成A线。因此,超声信号提供单元110采集用于提供组织壁340的针对不同时间的超声信号的时间连续的A线,即对于每个A线而言,时间可以分配是相应的超声脉冲已经发送并且由超声信号提供单元110接收的时间。

[0070] 导管尖端310还包括能量施加单元320,其在该实施例中是用于将能量施加给组织壁340的RF消融电极。因此,导管260形成感测探头,其中,集成超声换能器330和RF消融电极320。RF消融电极320经由像绝缘接线的电气连接360与RF源连接。组织壁340包括外部表面341和外部表面342。其他组织可以存在于组织壁340后面的区域350中。

[0071] 在以下中,将参考图4中所示的流程图示范性地描述用于监测对象的结构改变的监测方法的实施例,其中,对象包括对象内的第一位置和第二位置处的材料,其中,第一位置处的材料展示第一速度,其中,第二位置处的材料展示第二速度。

[0072] 在步骤410中,通过超声信号提供单元提供对象的针对不同时间的超声信号。

[0073] 在步骤420中,通过评价在第一时间和第二时间的第一速度与第二速度之间的差并且通过还评价在第一时间和第二时间的第一速度和第二速度的和,来确定超声信号的不连续性。

[0074] 在以下中,呈现了突出并且视觉上可感知的未处置与已处置(诸如例如消融的)组织之间的差异的数学公式。具体而言,瞄准用于处置的感兴趣的层与邻近组织结构之间的可感知的区别。数学公式可以例如通过不连续性确定单元120、220适于确定超声信号的不连续性,从而进而可以确定消融深度。

[0075] 技术是基于由超声所测量的速度场的。

[0076] 关于导管尖端中的超声换能器,可以及时根据结构的位移来计算速度场。如果导管尖端310中的换能器与心脏组织340直接接触,则换能器表面处的组织的相对速度将是0。基于导管与组织之间的所施加的负载,更远离导管尖端310的结构的速度随着组织的深度而变化。这与材料特性直接有关(诸如例如不均匀性、柔性等等)。在实验室研究和临床前研究中所观察的大多数情况中,组织的速度随着组织的深度而增加。心动周期和呼吸运动导致导管与组织之间的周期性相对运动。在图5中,在超声M模式图像中示出速度场,其中,由于从导管尖端310与组织的直接接触所得的机械约束,因而0mm处的点的速度是0。在这种情况下,关于导管尖端的组织的速度随着深度而增加。注意,由于负载的周期性,因而速度场也是周期性的。

[0077] 如图5所图示的,由于加热组织的消融开端,例如通过所施加的RF能量,例如经由能量施加单元320,但是导管尖端310,与导管接触的上部分经历结构改变,其导致轻微的对比度改变而且速度场的轻微的改变。轻微的对比度改变与反射回到换能器330的超声信号的数量有关。所述对比度改变可以是小的,并且不是很指示组织已经经历结构改变。然而,基于消融的组织的速度的改变更好地指示结构改变。术语“速度场”一般地对应于将速度

$$\begin{pmatrix} v_1(x_1, \dots, x_n) \\ \vdots \\ v_n(x_1, \dots, x_n) \end{pmatrix}$$
 分配给空间中的每个点 $\begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_n \end{pmatrix}$ (或者给定空间的子集的每个点)。因此,图5示出

了将速度 $v_x(t, x)$ (如由向下指示的箭头所指示的,其中,误差长度图示了速度量级) 分配给 (t, x) -空间中的每个点 $\begin{pmatrix} t \\ x \end{pmatrix}$ (如由箭头的起始点处的弹头所指示的)。

[0078] 例如,给定深度处的组织中的某个结构在造影图像中可能变得稍微更暗或更亮,但是其不给出其速度的直接指示。速度是信号的变换,其消除对比度强度变化。直到可以利用超声检测某个结构,不管其是否强烈地对比或较不可见,速度将不依赖反射有多强。较深的结构总是必须处理在浅层中发生了什么。在超声应用中,该效应被称为“阴影效应”。基于浅层中的透射或散射的轻微的改变,较深的结构中的轻微的对比度改变是即将来临的。该对比度改变可能引起错误解读。实际的范例涉及浅层342的消融。超声信号必须首先通过浅

层342以便到达较深的区域,并且然后,在反射之后,再次通过浅层以由换能器330接收到。浅层中的改变可能向超声信号提供足够的改变以导致较深的区域在RF能量的施加之前和期间不同地感知。另外的潜在干扰因素可能是在加热时的组织扩张,其导致声程的增加。由于在组织中存在有限超声衰减,导致较深层的任何路径长度改变(即,甚至在没有基于消融的结构改变的情况下)在组织扩张之前和期间不同地感知。

[0079] 这是仅使用造影图像的限制,其中,基于超声物理学的强度变化可能导致错误解读。

[0080] 然而,考虑组织340中所遭遇的结构的速度向消融监测技术提供了另一维度。除在外部边界341外,基于结构速度的消融监测对声程改变不灵敏,其中,声程改变潜在地可能导致移动超越穿透深度的结构(其在30MHz处是心脏组织中的~8-9mm)。变得稍微更暗或更亮的结构不影响其计算中的速度。因此,由于速度场的性质与材料性质有关,因而速度场较好地适于监测对象280中的结构改变。用于区别结构改变的基于速度的技术的一个范例是“应变率”,如图6所图示的。

[0081] 参考图6,考虑具有长度 L_0 的条,其在时刻 t 处将具有 $L(t)$ 的长度。应变 ε 和应变率 $\dot{\varepsilon}$

$$\text{由 } \varepsilon(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0} \text{ 和 } \dot{\varepsilon}(t) = \frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{L(t) - L_0}{L_0} \right) = \frac{1}{L_0} \frac{dL}{dt}(t) = \frac{v(t)}{L_0} \text{ 限定。}$$

[0082] 在本情况中,深度(x轴)和时间(t轴)中的点的速度潜在地不是相等的。

[0083] 由图7所图示的类似数学公式,读取:

$$[0084] \quad s(t_j, x_i) = \frac{v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1})}{x_i - x_{i-1}} \quad (\text{Eq. 1})$$

[0085] 其中, x_i 表示沿着x轴的点的位置,并且 t_j 表示t轴上的点的位置。

[0086] 如从Eq. 1可见,应变率模拟具有将其用于病变检测的限制。考虑图8中的范例。附图示出了点1处的速度 v_1 在消融的开始之前的时间处总计为“2”,并且在消融期间为“1”。附图还示出了点2处的速度 v_2 在消融的开始之前的时间处总计为“4”,并且在消融期间为“3”。附图还示出了点3处的速度 v_3 在消融的开始之前的时间处总计为“6”,并且在消融期间为“6”。假定两个相应的点之间的单位距离简单地意指Eq. 1中的项 $x_i - x_{i-1}$ 等于一(即,“1”)使得应变率的计算简化为确定相应的速度差。如果在位于单位距离处的点1与2之间的消融之前和期间计算应变率,那么在消融之前和之后的应变率是相等的(在值2中),而清楚的是,存在消融之前和期间的点1和2的速度差。然而,如果在点2与3之间的消融之前和期间计算应变率,那么在消融之前和之后的应变率是不同的,从而对两个点进行区分。为了给定关于给定范例的其他细节,在消融之前(在时间 t_1 处)的点1与2之间的应变率总计为

$$s(t_1, x_2) = \frac{v(t_1, x_2) - v(t_1, x_1)}{x_2 - x_1} = \frac{4 - 2}{1} = 2, \text{ 而在消融期间(在时间 } t_2 \text{ 处)的点1与2之间的应变率}$$

$$\text{总计为 } s(t_2, x_2) = \frac{v(t_2, x_2) - v(t_2, x_1)}{x_2 - x_1} = \frac{3 - 1}{1} = 2。 \text{ 因此,当考虑点1和2时在消融之前和之后的}$$

应变率是相等的。

[0087] 以类似的方式,在消融之前(在时间 t_1 处)的点2与3之间的应变率总计为

$s(t_1, x_3) = \frac{v(t_1, x_3) - v(t_1, x_2)}{x_3 - x_2} = \frac{6 - 4}{1} = 2$ ，而在消融期间(在时间 t_2 处)的点2与3之间的应变率总计为 $s(t_2, x_3) = \frac{v(t_2, x_3) - v(t_2, x_2)}{x_3 - x_2} = \frac{6 - 3}{1} = 3$ 。因此，当考虑点2和3时在消融之前和之后的应变率是相等的。

[0088] 因此，仅检测病变前边界342。由于病变监测的实时性质，因而这是临床实践中的不切实际的情况。即，确定根据(Eq.1)的应变率可以检测不到仅在病变的边界342处发生的轻微改变，导致针对因此在消融之前、期间和之后所计算的应变率的相同值。这构成针对技术的安全性、灵敏性和特异性的限制。而且，应变率模拟的灵敏性对于速度场的稍微改变是欠佳的。另一限制是邻近结构具有类似的材料特性的地方，其将是如下情况：导管在向下指向心室的心房中，这两者是心肌组织。在没有识别存在两个不同的结构的情况下，从外部消融通过心房组织以及心室组织可能导致心肌梗塞或者其他相关严重的并发症。

[0089] 应变率模拟的灵敏性对于检测该类型的不连续性是非常低的。即使不考虑以上所解释的针对速度场差异的效应，也是这种情况。

[0090] 为了克服基于超声造影的病变监测的限制、基于速度场的方法的灵敏性的缺乏以及应变率模拟方法的弱点，已经针对以上所提到的限制研发并且测试一种新数学公式。

[0091] 方法基于以下观察：虽然相邻点的速度差在消融之前和之后可以是相同的，但是其和在结构改变由于消融而发生的情况中是不同的：

$$[0092] \quad f(t_j, x_i) = \frac{A \cdot [v(t_j, x_i) - v(t_j, x_{i-1})]^a \cdot [v(t_j, x_i) + v(t_j, x_{i-1})]^b}{B} \quad (\text{Eq. 2}),$$

[0093] 其中，a和b是由于病变形成和/或邻近层而增加不连续性的灵敏性的动态范围的指数。项A和B可以是与计算涉及的结构的位置的常量或其他项。例如：

$$[0094] \quad B = D \cdot [x_i - x_{i-1}]^c \quad (\text{Eq. 3}),$$

[0095] 其中，c是指数，并且D是常量或附加项。

[0096] 如果参数A, D, a, c等于1并且参数b等于0，那么Eq.2变为Eq.1，其使该场景不合期望。

[0097] 已经执行展示新公式的潜能的仿真。针对算法的直接输入是如由图9所图示的速度场。第一层910示出为具有随深度增加的速度，即具有随着组织的深度而逐步增加的速度值。在某个深度处，提供了与第二层920的界面930，所述第二层920包括与层910相同性质的材料。在第二层920中，速度还随着组织的深度而增加。因此，在界面930处，展示深度的速度的相同增量增加。另一区域940示出了速度场的右上部分中的速度不连续性。区域940对应于病变形成区域。速度的不连续性比消融更小，但是也随着深度而增加，并且延伸到第二层920中。最显著地，非常小的不连续性已经用作病变形成区域940中的病变形成。

[0098] 借助于仿真，来评估在邻近结构(在垂直方向上的第一层910和第二层920)之间视觉地区分并且视觉地感知未消融区域和已消融区域(在水平方向上)之间的不连续性的能力。在图10A至10E中图示了仿真结果。

[0099] 图10A示出了速度场输入。归因于病变和邻近结构的不连续性仅是非常轻微可见的。如果Eq.2将具有A, D, c=1; a=0; b=1，那么仅有的效应是从速度的和所得的视觉感知

的轻微增强。由于指数0,因而将取消速度差。

[0100] 图10B示出了当采用应变率模拟即针对参数 $A, D, a, c=1; b=0$ 时的结果。由于在不连续性之前和之后的速度差相同的事实,因而仅两个域(已消融和未消融的)之间的边界940是稍微可区分的。由于其指数是0,因而将取消速度和。可以看到针对所仿真的设置的公式的弱点。

[0101] 图10C示出了在采用具有参数 $A, D, a, b, c=1$ 的Eq.2的结果。图示了速度和与速度差的区分效应。这两种不连续性即第二层920以及病变940在相同动态范围内开始变得可见。最重要的是,算法不仅在域910、920之间区分边界930,而且在不连续性之后的值与在其之前不同。

[0102] 图10D示出了在采用具有参数 $A, D, a, c=1; b=1.5$ 的Eq.2的结果。因此,Eq.2的参数化的强度变得更显著。通过取得大于1的b的值,增强视觉效应。从而,可以在深度方面改变动态范围。

[0103] 图10E示出了在采用具有参数 $A, D, c=1; a=-0.5; b=1.5$ 的Eq.2的结果。因此,指数不一定需要是正的。Eq.2仍然将保留由不连续性所划定的域之间的类似区分特性。

[0104] Eq.2将材料特性与所施加的外部负载(诸如,例如热、电热、机械、周期、电磁、辐射等等或它们的组合)相关。由于基于针对速度场计算的后续信息线和针对病变检测的期望的灵敏度特别地定制的Eq.2来考虑直接比较和计算,可以将算法集成在超声控制台的实时软件中。

[0105] 因此,本发明具有针对使用在基于2D(两个空间维度)和3D超声的病变形形成像例如2D+时间可视化的潜在性。3D+时间的可视化是困难的,并且将总是需要是3D空间图像的剖面并且恢复到2D+时间。如果导管尖端包括B换能器,其能够创建2D图像,则2D+时间的实现方案是逻辑下一步。在图11中图示了指示消融线以及消融区随时间的演进1100的2D+时间可视化(即,x、y和t维度的可视化)的范例。

[0106] 周期运动各自地“实时结构的位移”在图5、7和8中的M模式图像中明显为对比度线的纵向抖动。在全时间标度上的时间间隔小的时候,该“抖动”是非常可见的,但是在显示在时间标度上的时间间隔相对大时,其将是压缩的。由于大约60秒或甚至更多的消融过程的持续时间,超声窗口的时间标度是大约150至180秒,因为医师愿意具有在消融之前和之后的图像的参考部分。在这些情况中,在时间标度上的时间间隔小的时候,心跳将出现为超声图像上的一种抖动,对“波浪状”。通过解剖位置影响在呼吸期间导管与组织之间的相互作用的幅值。其可以是非常可见或根本不可见的。

[0107] 本发明的示例应用是超声被用于病变形形成监测任何处置流程。这包括基于心脏消融监测、肿瘤学和弹性成像的组织类型区分。

[0108] 本发明可以使用在心律失常的手术处置期间的组织成像中。在这些流程中,期望创建透壁和连续的病变以便阻止电活动。在本发明中,提出了一种使用用于外膜消融中的病变的直接可视化的超声成像的监测装置。监测装置允许使用用于病变边界的演进的实时可视化的超声成像。

[0109] 本发明可以使用在基于导管的心脏消融的领域中。这对于心房颤动的导管处置是特别地相关的。对于本发明而言,存在至少三种不同的应用:a)心脏壁厚度的测量:针对治疗计划的支持,其中,消融能量和持续时间基于所测量的心脏壁厚度;b)在消融之后的病变

的测量：目的是验证病变完整性和/或透壁性，当对于电生理学家容易地回到不完整病变以添加额外的消融点仍然是可能的；c)在消融期间的所创建的病变的测量。此处，本发明被用于处置引导，其中，继续消融，直到病变测量结果指示病变是连续的和/或透壁的。

[0110] 本发明可以使用在例如心律失常和肿瘤消融的处置期间的组织成像中。在这些流程中，期望跟随在流程期间病变形成的演进。

[0111] 定位在以上所公开的导管尖端处的所有布置可以与根据本发明的监测装置特别地以上参考图1和2所描述的监测装置一起使用。

[0112] 监测装置可以包括任何超声单元，其允许在已经将超声脉冲发出给对象之后，取决于接收到的动态回波序列而生成超声信号。

[0113] 尽管在以上所描述的实施例中，消融元件连同超声单元集成在导管中，但是这些实施例仅是优选的实施例，并且在另一实施例中，监测装置可以包括分离的导管，所述分离的导管包括超声单元，其中，消融是通过使用另一导管来执行的。

[0114] 尽管在以上所描述的实施例中，示出了超声单元、消融元件和/或感测元件的某些配置，但是本发明不限于超声单元、消融元件和/或感测元件的特定配置。在一个实施例中，监测装置不包括消融元件和/或感测元件。而且，监测装置甚至不包括超声单元。在一个实施例中，监测装置包括超声信号提供单元，其例如是其中存储超声信号的存储单元或者用于从超声单元接收超声信号的超声信号接收单元。

[0115] 本领域的技术人员通过研究附图、说明书和权利要求书，在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0116] 在权利要求中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0117] 单个单元或者设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0118] 可以通过任何其他数目的单元或设备来执行由一个或若干单元或设备所执行的确定，如对消融深度或心脏壁厚度和/或消融和/或感测等等的不连续性的确定。例如，可以通过单个单元或通过任何其他数目的不同的单元执行消融深度或心脏壁厚度的确定。根据以上所描述的监测方法的监测装置的确定和/或控制可以实现为计算机程序的程序代码单元和/或专用硬件。

[0119] 计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或作为其一部分提供的光学存储介质或固态介质的适合的介质上，而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。

[0120] 权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

[0121] 本发明涉及一种用于监测诸如心脏壁组织的对象的结构改变的监测装置。第一位置和第二位置处的组织展示第一速度和第二速度。监测装置包括用于提供对象的针对不同时间的超声信号的超声信号提供单元。监测装置还包括用于至少部分基于组织速度差和组织速度和的时间的改变来确定第一速度和第二速度的不连续性的不连续性确定单元。根据不连续性，可以确定消融深度，其在执行消融流程时是重要的参数。例如，其可以被用于确定对象内的消融的过程并且用于确定何时消融已经到达期望的尺寸。

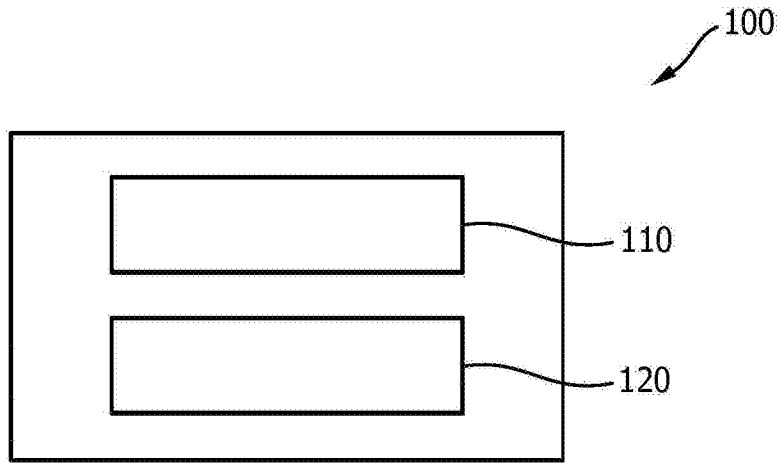


图1

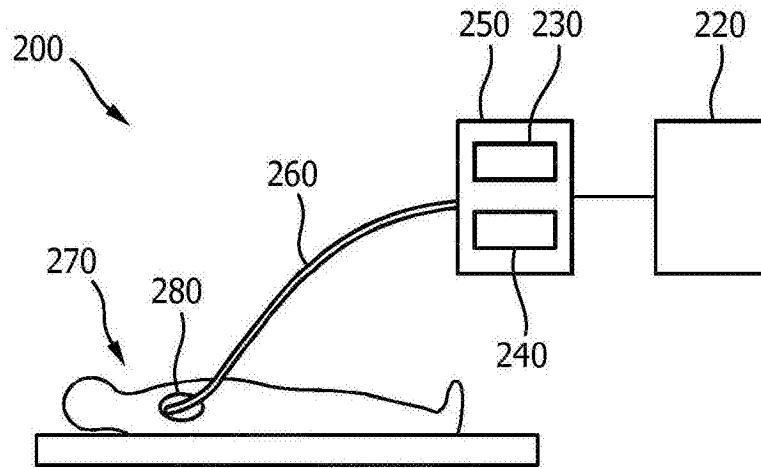


图2

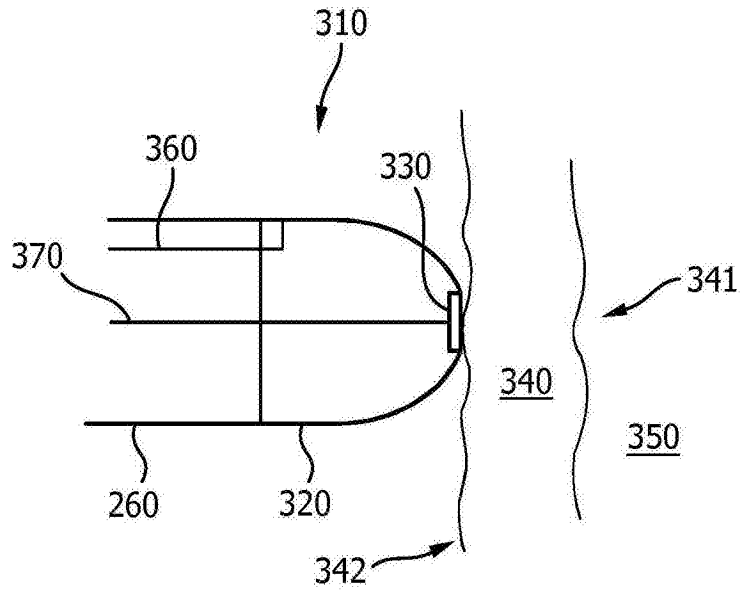


图3

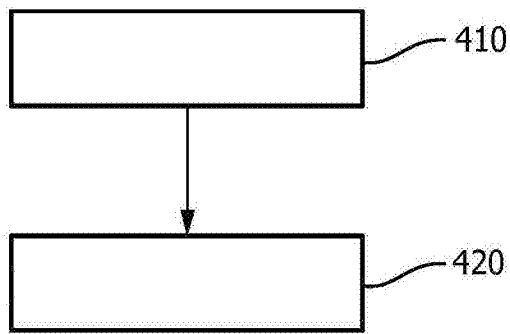


图4

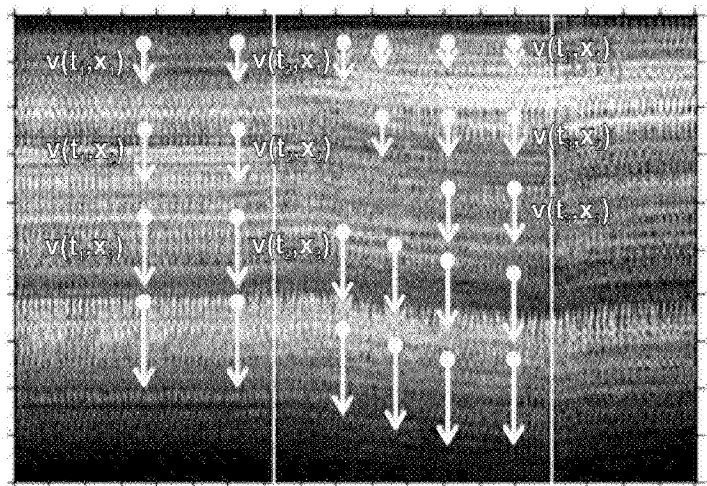


图5

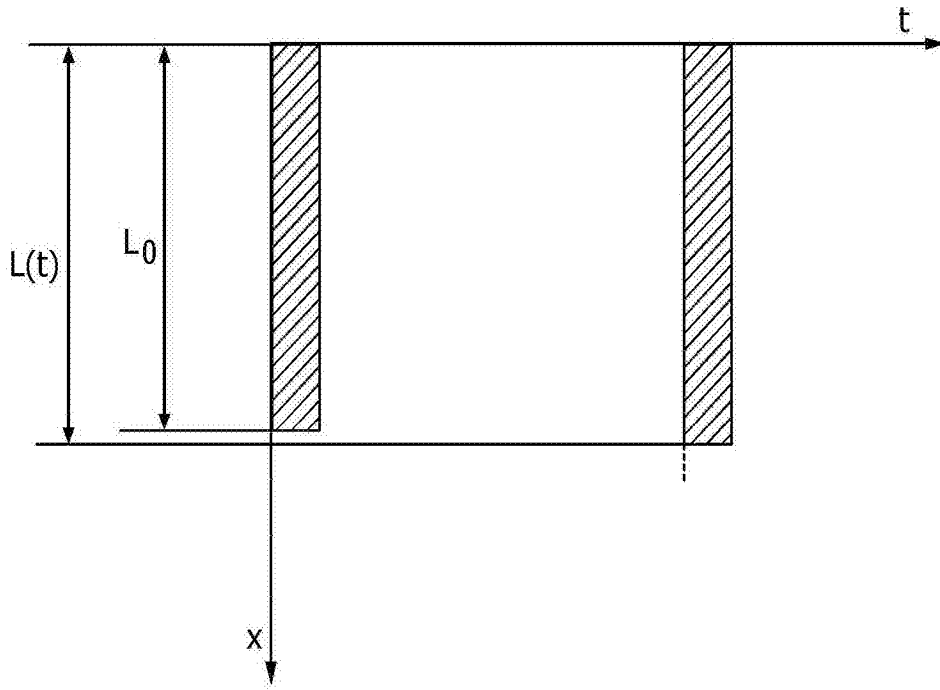


图6

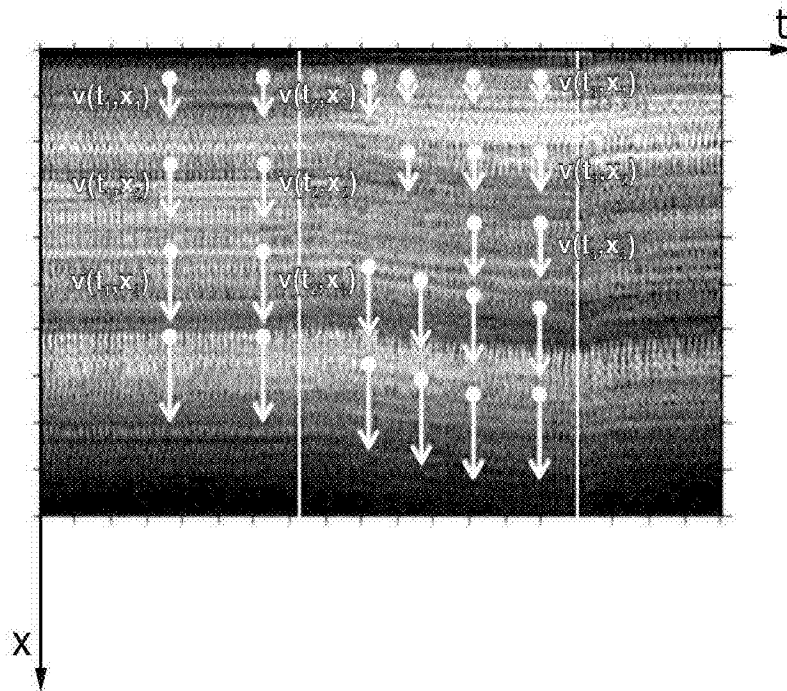


图7

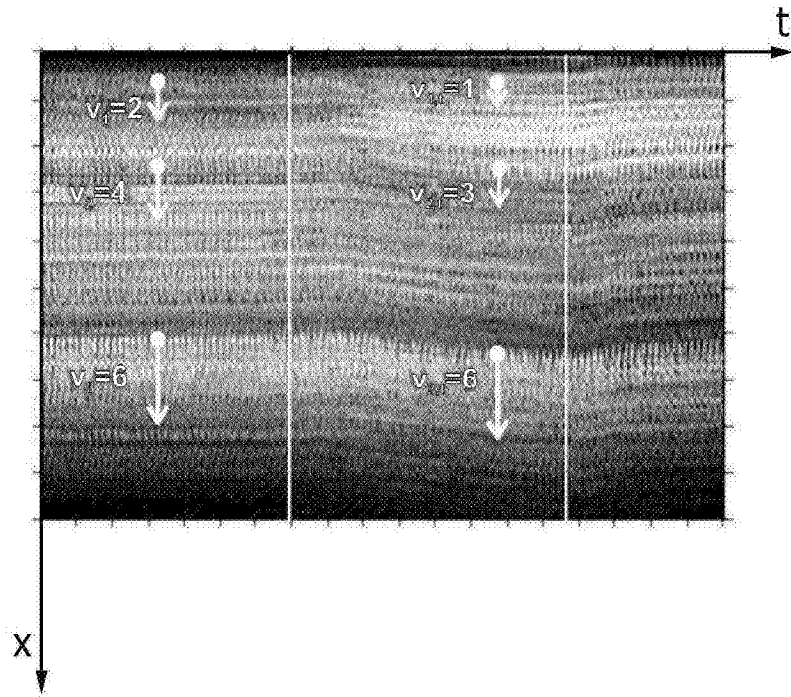


图8

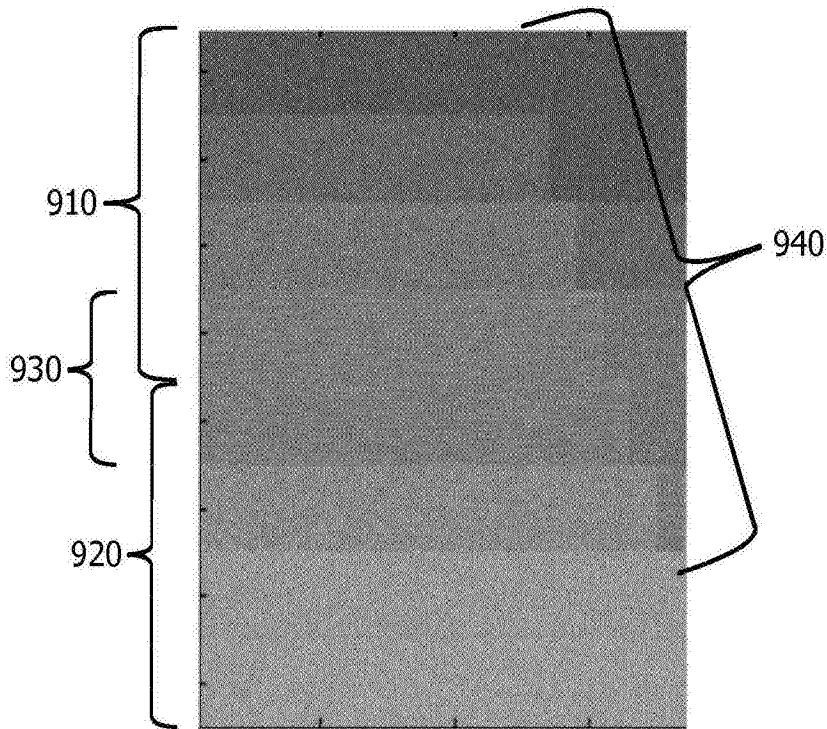


图9

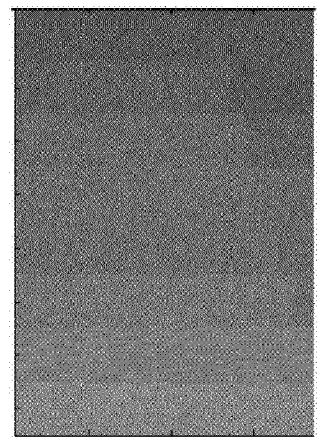


图10A

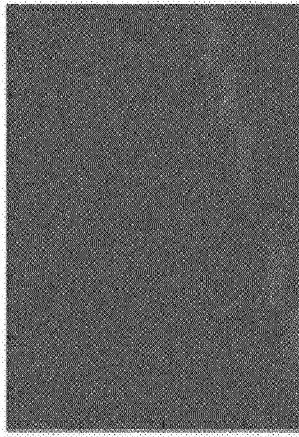


图10B

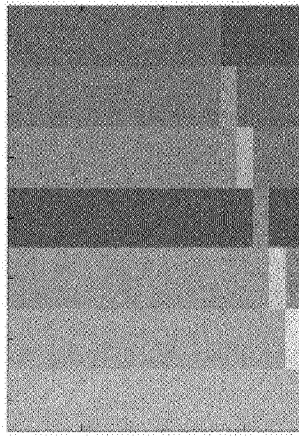


图10C

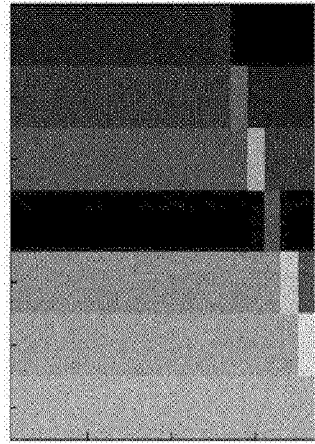


图10D

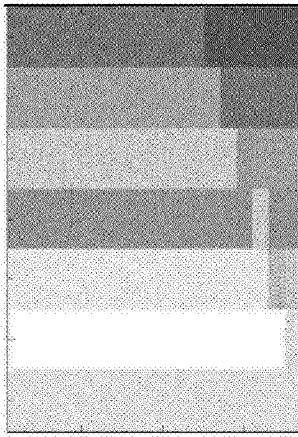


图10E

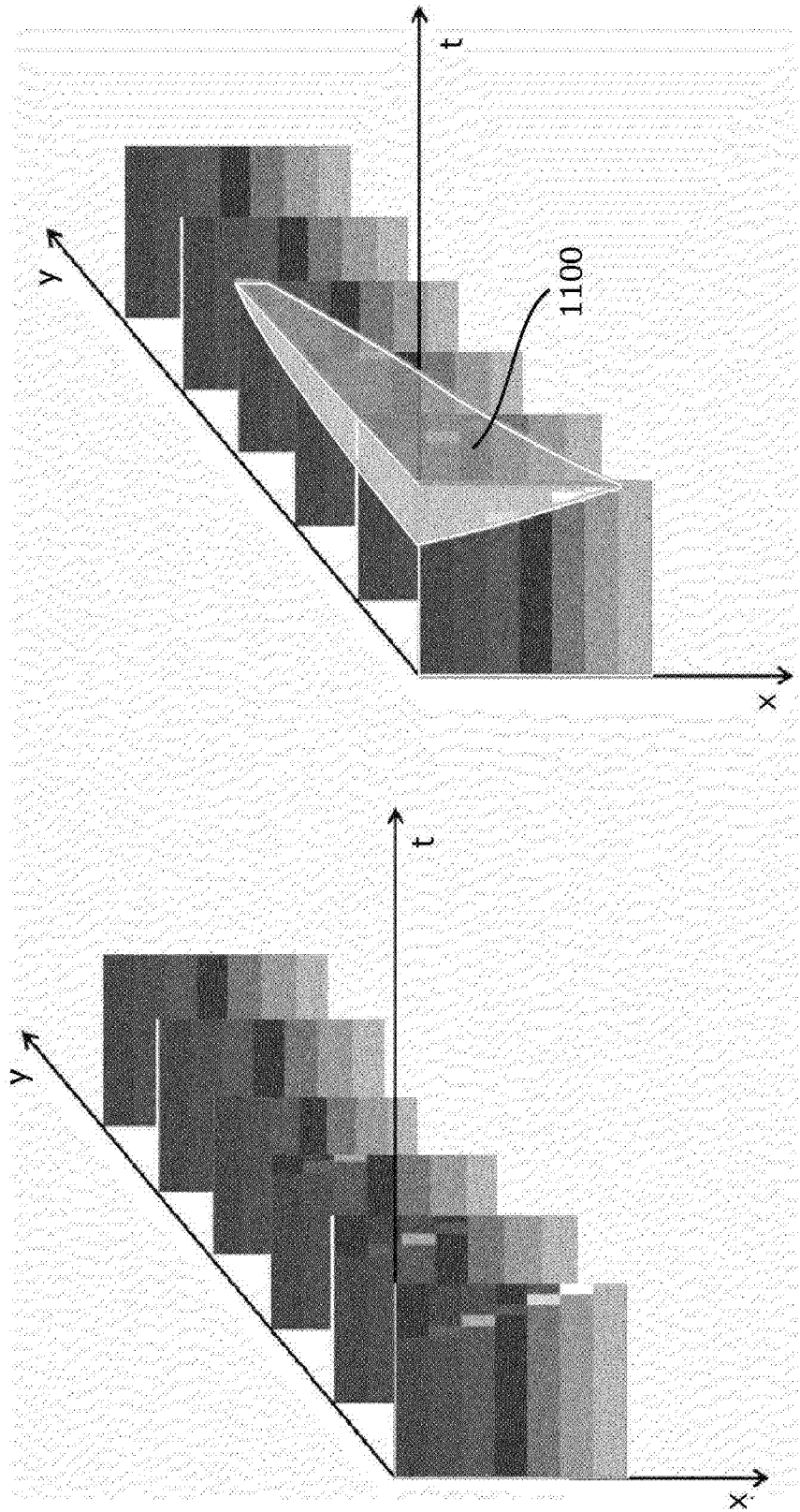


图11

专利名称(译)	监测装置		
公开(公告)号	CN105491958A	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201480046059.2	申请日	2014-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	S德拉迪		
发明人	S·德拉迪		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/0858 A61B8/12 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5223 A61B18/1492 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2018/00982 A61B2090/062 A61B2090/3784		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2013181129 2013-08-21 EP		
其他公开文献	CN105491958B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于监测诸如心脏壁组织的对象(280、340)的结构改变的监测装置(100、200)。在第一位置和第二位置处的组织展示第一速度和第二速度。所述监测装置(100、200)包括用于提供所述对象(280、340)的针对不同时间的超声信号的超声信号提供单元。所述监测装置(100、200)还包括用于至少部分基于组织速度差以及组织速度和的时间的改变来确定所述第一速度和所述第二速度的不连续性的不连续性确定单元(120、220)。根据所述不连续性，可以确定消融深度，其在执行消融流程时是重要的参数。例如，其可以被用于确定所述对象内的消融的所述过程并且用于确定何时所述消融已经到达期望的尺寸。

