

1. 一种用于检测对象的性质的装置,所述装置(1)包括:
 - 超声信号提供单元(2),其用于提供超声信号,该超声信号取决于时间并指示所述对象(9)之内一个或若干深度处的所述对象(9)的性质,
 - 周期性值确定单元(5),其用于确定指示针对恒定深度的所述超声信号的时域周期性程度的周期性值。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置还包括损伤边界确定单元(10),所述损伤边界确定单元用于根据所确定的周期性值确定损伤边界,所述损伤边界是通过向所述对象(9)施加能量产生的。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述损伤边界确定单元(10)适于通过对所述周期性值进行阈值处理来确定所述损伤边界。
4. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述装置(1)还包括用于向所述对象(9)施加能量的能量施加单元(8)以及用于根据所确定的损伤边界控制所述能量施加单元(8)的控制单元(6)。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述超声信号提供单元(2)适于提供M模式图像作为所述超声信号。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述对象(9)是周期性运动的对象,且其中,所述装置(1)还包括滤波单元(4),所述滤波单元用于在确定所述周期性值之前,利用带通在时域上滤波针对恒定深度的所述超声信号,所述带通包括所述对象(9)的周期性运动的频率。
7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述装置(1)还包括频率确定单元(3),所述频率确定单元用于确定所述对象的所述周期性运动的所述频率,其中,所述滤波单元(4)适于利用带通在时域上滤波针对恒定深度的所述超声信号,所述带通包括所确定的所述周期性运动的频率。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述周期性值确定单元(5)适于根据针对恒定深度的所述超声信号的时域自相关确定所述周期性值。
9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述周期性值确定单元(5)适于根据针对恒定深度的所述超声信号的所述时域自相关的非零偏移位置处一个或若干峰值确定所述周期性值。
10. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述周期性值确定单元(5)适于根据非零偏移位置处第一个峰的第一峰值确定所述周期性值,所述第一个峰与针对恒定深度的所述超声信号的所述时域自相关的一零偏移位置处的峰相邻。
11. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述周期性值确定单元(5)适于确定不同的超声信号段,每个所述超声信号段都对应于恒定深度和时域分割持续时间,并且所述周期性值确定单元适于针对所述不同的超声信号段确定周期性值。
12. 根据权利要求11所述的装置,其中,所述装置(1)还包括损伤边界确定单元(10),所述损伤边界确定单元用于根据若干周期性值确定损伤边界。
13. 根据权利要求11所述的装置,其中,所述装置(1)还包括显示器(7),所述显示器用于根据所述深度和已经确定所述周期性值的相应超声信号段的时域位置示出所述周期性值。
14. 一种用于检测对象的性质的方法,所述方法包括:

– 由超声信号提供单元(2)提供超声信号,所述超声信号取决于时间并指示所述对象之内一个或若干深度处的所述对象的性质,

– 由周期性值确定单元(5)确定指示针对恒定深度的所述超声信号的时域周期性程度的周期性值。

15. 一种用于检测对象的性质的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,在控制根据权利要求 1 所述的装置的计算机上运行所述计算机程序时,所述程序代码模块用于令所述装置执行根据权利要求 14 所述的方法的各步骤。

用于检测对象的性质的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检测对象的性质的装置、方法和计算机程序。

背景技术

[0002] Huihua Kenny Chiang 等人的文章“In-Vitro Ultrasound Temperature Monitoring In Bovine Liver during RF Ablation Therapy using Autocorrelation”(1539 到 1552 页, IEEE Ultrasonic Symposium, 2002)公开了一种基于射频(RF)超声信号确定牛肝组织中二维温度分布的装置。使用二维温度图在 RF 热疗法期间进行热剂量控制和实时温度监测。

[0003] 这种装置的缺点是,不直接监测消融治疗,即,装置不提供关于牛肝组织消融状态的直接信息。仅确定二维温度图,其仅给出关于消融状态的间接和不精确印象。因此,基于二维温度图控制消融也是不精确的。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供用于检测对象的性质的装置、方法和计算机程序,其中可以改进对象的性质的检测。

[0005] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于检测对象的性质的装置,其中所述装置包括:

[0006] - 超声信号提供单元,其用于提供超声信号,该超声信号取决于时间并指示所述对象之内一个或若干深度处的对象的性质,

[0007] - 周期性值确定单元,其用于确定指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度的周期性值。

[0008] 相应恒定深度处超声信号的时域周期性取决于对象在这个深度的性质。于是,通过确定指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度的周期性值,提供了指示相应深度处对象的性质的值。可以将这个周期性值用于直接以改进的质量检测对象的性质。

[0009] 可以使用该装置检测的性质可以是对对象的被感测区域是否在相应深度经历了结构改变。具体而言,对象优选是人或动物的心脏,性质例如是心脏组织的特定区域是否包括健康组织、凝结组织或是健康组织和凝结组织之间的过渡区域。在过渡区域中,通过破坏健康组织结构改变组织结构,即,在过渡区域中,组织结构经历结构改变,而在包括健康组织和凝结组织的区域中,组织结构不变化。过渡区域对应于损伤边界,可以利用所确定的周期性值检测损伤边界。于是,所述装置还可以包括损伤边界确定单元,损伤边界确定单元用于根据所确定的周期性值确定损伤边界,所述损伤边界是通过向所述对象施加能量产生的。损伤边界确定单元优选适于确定通过向对象施加消融能量以消融它而产生的损伤边界。具体而言,该装置优选适于确定通过消融心脏产生的心脏之内的损伤边界。在实施例中,损伤边界确定单元实时确定损伤边界,由此允许实时监测消融流程。

[0010] 优选所述损伤边界确定单元适于通过对周期性值进行阈值处理来确定损伤边界。

例如,如果在特定时间和特定深度,周期性值小于预定义阈值,则损伤边界确定单元能够确定在该特定时间和特定深度处存在损伤边界。例如,可以通过校准测量预先确定阈值,其中对在已知位置具有损伤边界的对象确定周期性值,且其中预先确定阈值,从而通过利用阈值确定的损伤边界的位置与实际损伤边界的已知位置尽可能好地匹配。

[0011] 时域周期性优选定义随着时间增加在相应深度处状态或事件的发生的频繁程序。例如,它定义随着时间增加在相应深度处出现基本相同超声反射率的频繁程序。因此,也可以将时域的周期性值视为指示随着时间增加在相应深度处发生一种状态或事件的频繁程序的频繁性值。

[0012] 还优选地,所述装置包括用于向对象施加能量的能量施加单元以及用于根据所确定的损伤边界控制能量施加单元的控制单元。能量施加单元优选是用于消融对象的消融单元。能量施加单元能够包括用于施加电能,尤其是 RF 能量的消融电极,或用于施加光能的光学元件,例如,光纤。能量施加单元还可以包括用于消融对象的低温消融元件、高强度聚焦超声元件和 / 或微波元件。

[0013] 控制单元可以适于通过根据所确定的损伤边界控制向对象施加消融能量的功率和 / 或持续时间来控制能量施加单元,具体而言,消融单元。如果对心壁进行消融且壁厚已知,控制单元可以适于根据厚度和所确定的消融深度,即损伤边界的深度控制能量施加单元。优选地,控制单元适于消融心壁,直到达到期望的消融深度,具体而言,直到所得的损伤透壁。

[0014] 损伤边界确定单元可以适于从超声信号确定心壁前表面和后表面的位置。具体而言,损伤边界确定单元可以适于从所确定的壁前表面和后表面的位置确定壁的厚度。于是,可以使用超声信号确定消融深度并确定壁的厚度,即,在一实施例中,不必提供其他单元来测量壁厚度。可以仅使用超声信号来确定壁的厚度、消融深度和透壁程度。

[0015] 超声信号提供单元可以适于提供通过向对象发送超声脉冲所产生的超声信号,在对象反射超声脉冲之后接收动态回波系列,并根据接收的动态回波系列产生超声信号。

[0016] 如果向对象发出超声脉冲,超声脉冲在不同深度被反射,使得超声信号提供单元在不同时间接收到回波信号。在对象之内不同深度超声脉冲反射产生的回波信号形成回波系列。考虑声速和已经向对象发出超声脉冲之后记录回波的时间,可以将回波系列转换成对象的超声反射性质对对象之内深度的依赖性。

[0017] 此外,优选在不同时间向对象发出若干超声脉冲,由此在不同时间产生回波系列。这些回波系列是在不同时间从不同超声脉冲获得的,于是,其属于不同时间,形成动态回波系列。因此,取决于所接收动态回波系列的超声信号代表在不同深度和不同时间对象的反射性质。

[0018] 超声信号提供单元可以是提供超声信号的任何单元。例如,超声信号提供单元可以是存储单元,其中存储产生的超声信号,或者它可以是超声信号接收单元,用于接收产生的超声信号,可以将其提供到其他单元以处理超声信号。超声信号提供单元也可以是用于测量超声信号的超声测量单元。

[0019] 可以将取决于所接收动态回波系列的超声信号表示为二维图像,示出取决于两个维度,例如,取决于水平轴上的时间并取决于垂直轴上的深度的反射强度。也可以将这个二维图像视为 M 模式图像。周期性值确定单元可以适于为这个二维图像确定周期性值,其中

例如,可以通过识别二维图像中周期性值低于预定义阈值的区域来确定损伤边界。也可以将取决于所接收动态回波系列的超声信号表示为三维或四维图像,示出分别取决于时间和两个或三个空间维度的反射强度。这样允许在已经向对象中发出超声脉冲的不同方向上确定损伤边界。

[0020] 损伤边界确定单元可以适于从 M 模式图像确定不同时间的损伤边界,由此确定损伤边界的进展。

[0021] 优选对象是周期性运动的对象,其中所述装置包括滤波单元,滤波单元用于在确定所述周期性值之前,利用带通在时域上滤波针对恒定深度的超声信号,所述带通包括对象的周期性运动的频率。对象优选是人或动物的心脏,滤波单元可以适于允许超声信号的时间频率通过滤波单元,该时间频率在可能心脏频率的预定义频率范围之内。还优选所述装置包括频率确定单元,用于确定所述对象的周期性运动的频率,其中所述滤波单元适于利用带通在时域上滤波针对恒定深度的超声信号,所述带通包括所确定的周期性运动频率。如果对象的周期性运动频率不恒定,这样能够针对当前确定的周期性运动的频率调整滤波,由此改善超声信号的滤波。

[0022] 因此,滤波单元能够提供自适应带通,针对实际确定的对象周期性运动的相应频率调整该带通。例如,带通可以具有预定义的绝对或相对频率范围,其可以以实际确定的周期性运动频率为中心。

[0023] 具体而言,可能由对象的周期性运动导致针对恒定深度的超声信号的时域周期性。超声信号感测到的对象之内相应区域中的周期性程度可能取决于相应区域之内对象的结构,其中该结构定义相应区域如何遵循对象的总体周期性运动。因此,周期性值能够指示具有由对象周期性运动定义的频率的周期性。通过利用包括对象周期性运动的频率的带通在时域上滤波超声信号,可以滤掉不应有助于周期性值的超声信号部分,由此改善基于滤波的超声信号确定周期性值的质量。

[0024] 频率确定单元可以包括用于测量心电图(ECG)信号的单元。例如,如果将消融电极用于消融心脏组织,那么消融电极或另一个电极可以适于测量消融部位的局部电激活。这种局部电激活可以是周期性的,具体而言,基本是正弦式的,并可用于确定心脏运动的周期性,即心率,其定义滤波流程的实际带通。如果局部电激活指示心房纤颤(AF),可以将心搏周期长度的时间倒数用作这样的频率:带通的预定义绝对或相对频率范围可以以其作为中心。

[0025] 频率确定单元也可以适于从超声信号确定周期性运动的频率。例如,如果对象是心脏,且该装置适于检测心脏组织之内的性质,具体而言,如果该装置适于检测心脏组织之内的损伤边界,频率确定单元可以适于确定超声信号中对应于心壁前表面或后表面的一部分的周期变化,并确定这种周期变化的频率作为心脏周期性运动的频率。

[0026] 周期性值确定单元可以适于根据针对恒定深度的超声信号的时域自相关确定周期性值。具体而言,周期性值确定单元可以适于根据针对恒定深度的超声信号的归一化时域自相关值确定周期性值。

[0027] 优选地,所述周期性值确定单元适于根据针对恒定深度的超声信号的时域自相关的非零偏移位置处一个或若干峰值确定周期性值。周期性值确定单元尤其可以适于确定超声信号时域自相关的非零偏移位置处的峰值或非零偏移位置处峰值的组合,例如非零偏移

位置处若干峰值的平均值,作为周期性值。例如,所述周期性值确定单元可以适于根据非零偏移位置处第一个峰的第一峰值确定周期性值,该第一个峰与针对恒定深度的超声信号的时域自相关的零偏移位置处的峰相邻。非零偏移位置处的第一个峰优选对应于对象周期性运动的一个周期的偏移,具体而言,如果对象是心脏,为一个心搏周期的偏移。利用自相关,可以通过较简单的方式确定一个或若干周期值。

[0028] 优选所述周期性值确定单元适于确定不同的超声信号段,每个段都对应于恒定深度和时域分割持续时间,并针对所述不同的超声信号段确定周期性值。然后,损伤边界确定单元优选适于根据若干周期性值确定损伤边界。在这种情况下,损伤边界确定单元还适于通过对相应的周期性值进行阈值处理来确定损伤边界。例如,如果对于特定的超声信号段已经确定了周期性值,其小于预定义的阈值,那么可以确定特定的超声信号段位于损伤边界处。

[0029] 时域分割持续时间优选是预定义的。可以通过校准测量预定义时域分割持续时间,其中损伤边界的位置是已知的,且定义时域分割持续时间,使得所确定的损伤边界位置尽可能好得匹配损伤边界的已知实际位置。

[0030] 还优选地,所述装置包括显示器,其根据深度和已经确定了周期性值的相应超声信号段的时域位置显示周期性值。显示器可以适于进一步显示所确定的损伤边界和/或超声信号。例如,如果超声信号是 M 模式图像,可以将所确定的损伤边界显示为周期性值或 M 模式图像上的线。

[0031] 像医生那样的用户能够观看至少显示周期性值的显示,周期性值指示损伤边界,用户例如能够基于显示的周期性值控制消融流程。

[0032] 进一步优选地,该装置包括导管,其中超声信号提供单元位于导管之内。这样允许在像心脏那样的中空对象之内操作装置。此外,由于可以接近对象的内表面布置超声,因此如果对象是活的组织,可以使用高频超声,尽管高频超声仅具有小的穿透深度。优选地,能量施加单元也位于导管之内或导管处。

[0033] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于检测对象的性质的方法,其中该方法包括:

[0034] - 由超声信号提供单元提供超声信号,该超声信号取决于时间并指示所述对象之内一个或若干深度处对象的性质,

[0035] - 由周期性值确定单元确定指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度的周期性值。

[0036] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于检测对象的性质的计算机程序,其中所述计算机程序包括程序代码模块,在控制根据权利要求 1 所述的装置的计算机上运行所述计算机程序时,所述程序代码模块用于令所述装置执行根据权利要求 14 所述的方法的步骤。

[0037] 应当理解,根据权利要求 1 所述的装置、根据权利要求 14 所述的方法和根据权利要求 15 所述的计算机程序具有具体如从属权利要求中定义的类似和/或相同优选实施例。

[0038] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求与相应独立权利要求的任意组合。

[0039] 本发明的这些和其他方面将从下文描述的实施例变得显而易见并参考其加以阐

述。

附图说明

[0040] 在以下附图中：

[0041] 图 1 示意性和示范性示出了用于检测对象的性质的装置的实施例，

[0042] 图 2 示范性示出了 M 模式图像中的若干超声信号段，

[0043] 图 3 示范性示出了若干自相关函数，

[0044] 图 4 示范性示出了对应于 A 线的超声信号回波系列，

[0045] 图 5 示范性示出了 M 模式图像和周期性值的对应的二维表示，

[0046] 图 6 示意性和示范性示出了用于检测对象的性质的装置的其他实施例，

[0047] 图 7 示意性和示范性示出了导管顶端的实施例，以及

[0048] 图 8 示出了流程图，示范性示出了用于检测对象的性质的方法的实施例。

具体实施方式

[0049] 图 1 示意性和示范性示出了用于检测对象的性质的装置的实施例。装置 1 包括超声信号提供单元 2，用于提供超声信号，该信号取决于时间并指示对象 9 之内一个或若干深度处对象 9 的性质。在本实施例中，对象是人的心脏，具体而言，是心壁。

[0050] 超声信号提供单元 2 适于向对象 9 发送超声脉冲，在超声脉冲被对象 9 反射之后接收动态回波系列，并根据接收的动态回波系列产生超声信号。

[0051] 如果向对象发出超声脉冲，超声脉冲在不同深度被反射，使得超声信号提供单元 2 在不同时间接收到回波信号。在对象之内不同深度反射超声脉冲产生的回波信号形成回波系列。考虑声速和已经向对象发出超声脉冲之后记录回波的时间，可以将回波系列转换成对象的超声反射性质对对象之内深度的依赖性。此外，在不同时间向对象 9 发出若干超声脉冲，由此在不同时间产生回波系列。这些回波系列是在不同时间从不同超声脉冲获得的，于是，其属于不同时间，这些回波系列形成动态回波系列。因此，取决于所接收动态回波系列的超声信号代表在不同深度和不同时间对象的反射性质。

[0052] 可以将取决于所接收动态回波系列的超声信号表示为二维图像，该二维图像示出取决于两个维度，例如，取决于水平轴上的时间并取决于垂直轴上的深度的反射强度。图 2 中示范性示出了对应的二维 M 模式图像。

[0053] 装置 1 还包括频率确定单元 3，频率确定单元用于确定心脏 9 的周期性运动的频率。在本实施例中，频率确定单元 3 适于从超声信号，具体而言，从 M 模式图像，确定周期性运动的频率。在图 2 中，箭头 11 指示心脏组织之内的深度，其对应于心壁的前表面或后表面。频率确定单元 3 适于确定 M 模式图像中箭头 11 指示的深度处周期性运动的频率作为心脏 9 周期性运动的频率。在另一实施例中，频率确定单元可以适于通过另一种方式确定对象运动的周期性。例如，频率确定单元可以包括用于测量 ECG 信号的单元。例如，如果将消融电极用于消融心脏组织，那么消融电极或另一个电极可以适于测量消融部位的局部电激活。这种局部电激活可以是周期性的，具体而言，基本是正弦式的，并可用于确定心脏运动的周期性，即心率。也可以使用心搏周期长度的时间倒数作为心脏 9 周期性运动的频率，具体而言，如果存在 AF 的话。

[0054] 装置 1 还包括滤波单元 4, 滤波单元用于利用带通对针对恒定深度的超声信号在时间上滤波, 该带通包括所确定的对象 9 的周期性运动频率。因此, 滤波单元 4 适于提供自适应带通, 该自适应带通针对实际确定的对象 9 周期性运动的相应频率而调适。例如, 带通可以具有预定义的绝对或相对频率范围, 其可以以实际确定的周期性运动频率为中心。

[0055] 装置 1 还包括周期性值确定单元 5, 周期性值确定单元用于确定周期性值, 其指示恒定深度处超声信号的时域周期性程度。在本实施例中, 周期性值确定单元 5 适于根据针对恒定深度的超声信号的归一化时域自相关值确定周期性值。具体而言, 周期性值确定单元 5 可以适于根据针对恒定深度的超声信号的时域自相关的非零偏移位置处的一个或若干峰值确定周期性值。例如, 可以确定非零偏移位置处第一个峰的第一峰值作为周期性值, 该第一个峰与针对恒定深度的超声信号的时域自相关的零偏移位置处的峰相邻。此外, 可以确定超声信号时域自相关的非零偏移位置处峰的峰值组合作为周期性值。例如, 可以确定这些非零偏移峰值的平均值作为周期性值。

[0056] 在本实施例中, 周期性值确定单元 5 适于确定不同的超声信号段, 每段对应于恒定深度和时域分割持续时间, 并针对不同的超声信号段确定周期性值。时域分割持续时间优选是预定义的, 使其覆盖至少两个心搏周期。具体而言, 可以预定义时域分割持续时间, 使其覆盖三到六个心搏周期。例如, 时域分割持续时间可以是至少四秒, 优选在六到十二秒的范围之内, 其中假设最大的预期心搏周期为两秒。在实施例中, 时域分割持续时间不是预定义的, 而是针对对象周期性运动的当前实测频率调适的。可以将时域分割持续时间确定为对象运动的实际测量频率的预定义倍数。例如, 时域分割持续时间可以是实际测量频率倒数的至少两倍, 优选是实际测量频率倒数的三倍到六倍。

[0057] 图 2 示范性示出了 M 模式图像和三个超声信号段 A、B 和 C。每一个超声信号段都有开始于时间 t 的时域分割持续时间 W。于是, 每个超声信号段都属于可以由 [t, t+W] 定义的时间窗口。相应的超声信号段, 即图 2 中示出的 M 模式图像中的水平段, 在固定深度 d 可以由 $f(d, t)$ 来表示, 其中 f 是长度为 W 的矢量。

[0058] 优选通过上文描述的滤波单元 4 滤波超声信号, 从而滤波超声信号段。具体而言, 对超声信号进行带通滤波, 使得只有具有一定频率范围的频率通过滤波单元 4, 该频率范围包括心脏周期性运动的频率。该频率范围可以具有较窄的带宽, 例如, 0.5Hz 到 3Hz, 该带宽覆盖从 30 次心跳 / 分钟到 180 次心跳 / 分钟的心率范围。

[0059] 例如, 可以根据如下方程计算归一化的自相关函数 $C(f(d, t), l)$:

$$[0060] \quad C(f(d, t), l) = \sum_{t'} u(d, t') u(d, t' - l)$$

[0061] 其中

$$[0062] \quad t' = t \cdots t+W,$$

[0063] 其中 $u(d, t')$ 表示在深度 d 和时间 t' 处的超声信号而 l 表示延迟。延迟 l 优选大于 -maxlags 且小于 +maxlags, 即 maxlags 定义了用于计算 C 的最大延迟。优选地, 变量 maxlags 具有的值对应于大于最大可能心搏周期的时域持续时间。例如, maxlags 具有的值可以是相应超声信号段长度的一半。

[0064] 图 3 示意性和示范性示出三个自相关函数 12、13、14, 其对应于图 2 中示出的三个超声信号段 A、B、C。在图 3 中, 归一化相关值 C 被示为取决于延迟 l, 即任意单位的时线偏

移。第一超声信号要素 A 对应于消融前的区域,第二超声信号段 B 对应于处在消融期间的区域,而超声信号段 C 对应于损伤稳定的区域。因此,损伤前沿或者损伤边界在由第二超声信号段 B 覆盖的区域中。图 3 中示出的虚线框 15 包括非零偏移位置处的第一峰,其与相应时域自相关函数的零偏移位置处的峰相邻。该第一峰对应于一个心搏周期的偏移,即迟延。在实施例中,周期性值确定单元 5 适于确定虚线框 15 中峰的峰值作为周期性值,该值可以表示为 $P(f(t, d))$ 。在图 3 中可以看出,对应于第一和第三超声信号段 A、C 的自相关函数 12、13 具有的周期性值,即第一非零偏移峰的峰值,大于自相关函数 14 的对应周期性值,自相关函数 14 对应第二超声信号段 B。

[0065] 装置 1 还包括损伤边界确定单元 10,损伤边界确定单元用于根据所确定的周期性值确定损伤边界,损伤边界是通过向心脏 9 施加能量产生的。损伤边界确定单元 10 优选适于确定向心脏 9 施加消融能量以消融它而产生的损伤边界。具体而言,损伤边界确定单元 10 适于通过对周期性值进行阈值处理来确定损伤边界。例如,如果在某个时间 t 和某个深度 d 下,周期性值 $P(f(t, d))$ 比预定义的阈值要小,损伤边界确定单元 10 能够确定在某个时间 t 和某个深度 d 下存在损伤边界。可以用,例如,校准测量来预先确定阈值,其中针对在已知的位置具有损伤边界的心脏组织确定周期性值,并且其中预先确定了阈值,使得使用阈值确定的损伤边界的位置尽可能与损伤边界的已知位置相匹配。例如,参照图 3,可以预定义阈值,使得虚线框 15 中自相关函数 14 的峰值在阈值以下,而虚线框 15 之内自相关函数 12 和 13 的峰值在阈值以上。

[0066] 因此,损伤边界确定单元优选地适于基于周期性值 $P(f(t, d))$ 确定在不同时间 t 和不同深度 d 是否存在损伤边界。损伤边界确定单元 10 可以,例如,适于确定心脏组织中损伤边界的进展。

[0067] 装置 1 还包括用于向心脏 9 施加能量的能量施加单元 8 以及用于根据所确定的损伤边界控制能量施加单元 8 的控制单元 6。能量施加单元 8 优选适于使用消融电极施加电能,尤其是 RF 能量。能量施加单元 8 还可以适于使用,例如,光纤施加光能以消融心脏组织。此外,能量施加单元 8 还可以包括低温消融元件、高强度聚焦超声元件和 / 或微波元件,用于消融心脏组织。

[0068] 控制单元 6 适于通过根据确定的损伤边界,控制向心脏 9 施加能量(在本实施例中,为消融能量)的功率和 / 或持续时间来控制能量施加单元 8。优选地,消融心壁并且壁的厚度已知,其中控制单元 6 根据该厚度和确定的消融深度,即确定的损伤边界的深度,来控制能量施加单元 8。控制单元 6 优选适于消融心壁,直到达到期望的消融深度,尤其是直到产生的损伤是透壁的。

[0069] 还优选由损伤边界确定单元 10 确定壁的厚度。具体而言,损伤边界确定单元 10 适于从超声信号确定心壁前表面和后表面的位置并从这些确定的壁前表面和后表面的位置来确定壁厚。于是,可以用超声信号来确定损伤边界和确定壁厚,即在本实施例中不需要提供更多用于测量该壁厚的单元。该壁的厚度、损伤边界,即消融深度和透壁程度可以通过仅使用超声信号来确定。

[0070] 将在下文中参照图 4 更详细地描述心壁前表面和后表面的确定。

[0071] 图 4 示范性地示出了超声信号的 A 线,其对应于在特定时间 t 沿着 M 模式图像中垂直线的超声振幅。

[0072] 如果将超声脉冲发送到对象 9,在不同的深度会反射超声脉冲并且接收到回波信号。超声脉冲通过在对象 9 中不同深度反射而产生的回波信号形成回波系列 21,即 A 线,如在图 4 中示范性示出的。考虑到声音的速度和将超声脉冲发送到对象 9 后记录回波的时间,可以将回波系列转换为对象 9 的超声反射性质对对象中深度的依赖性。在图 4 中,根据任意单位的深度 d 示出了任意单位的回波系列的振幅 a ,其对应于超声的反射性质。

[0073] 在图 4 中,22 和 23 表示的回波系列 21 的区域对应于心壁的前和后表面。区域 24 是由超声脉冲直接产生的。于是,在严格意义上,回波系列是图 4 中示出的没有区域 24 的曲线图。

[0074] 图 4 中示出的回波系列 21 允许确定,相对于发射超声脉冲和接收回波的超声单元位置,前表面 22 和后表面 23 的位置。区域 24 中的第一测得振幅标志着超声换能器的位置。区域 24 后跟着一个区域,该区域包括基本为零的振幅并且过一段时间在区域 23 中振幅再次增大,标志着对象上的第一次反射,即标志着对象 9 的前表面。接着是区域 25,其包括对应于心壁组织之内反射的较小振幅,然后在区域 22 中振幅再次显著地增长,由此标志着心壁的后表面。于是,回波系列 21 允许基于区域 22 和 23 来确定前后表面的位置。

[0075] 装置 1 还包括显示器 7,用于根据已经确定了周期性值的相应超声信号段的深度 d 和时间位置 t 来显示周期性值 $P(f(t, d))$ 。显示器 7 还可以适于显示确定的损伤边界和 / 或超声信号,具体而言, M 模式图像。图 5 示意性和示范性示出了 M 模式图像 30 和周期性值 $P(f(t, d))$ 的二维可视化,其可以在显示器 7 上提供。闭合线 32 表示具有对应于损伤边界的周期性值的区域。可以不在显示器 7 上显示闭合线 32。医生可以使用周期性值的表达 31 来监测消融流程期间损伤边界的进展,即使在实例中没有自动确定损伤边界也是如此。在表达 31 中,将不同的周期性值分配不同的颜色。

[0076] 在实施例中,用于检测对象的性质的装置优选包括导管,以允许检测位于人 33 体内的对象 9 的性质,像图 6 中示意性和示范性所述的心脏性质。

[0077] 该装置在导管 34 的远端,即导管顶端包括超声单元。超声单元(图 6 中未示出)受到超声控制单元 35 的控制,与超声单元一起形成超声信号提供单元。超声单元和超声控制单元 35 适于向心脏 9 发出超声脉冲,在心脏 9 反射超声脉冲之后接收动态回波系列,并根据接收的动态回波系列产生超声信号。

[0078] 在导管 34 的远端是用于消融对象 9 的能量施加单元。能量施加单元(图 6 中未示出)包括能量施加元件,像施加电能,尤其是射频能量的电极,或者像用于施加光能的光学元件,例如光纤和 / 或其他光学元件。

[0079] 该装置还包括用于控制能量施加元件的控制单元 6。控制单元 6 和超声控制单元 35 集成在主控制单元 36 中。在其他实施例中,控制单元 6 和超声控制单元 35 可以是分开的控制单元。此外,控制单元 6 可以进一步适于控制导管顶端的引导、心壁组织的感测和 / 或灌注。在这种情况下,导管分别包括引导元件、感测元件和 / 或灌注元件。这些不同的控制功能可以由任意其他数量的控制单元来执行,例如,由单个控制单元或者两个或更多控制单元来执行。

[0080] 该装置还包括频率确定单元 3、滤波单元 4、周期性值确定单元 5、损伤边界确定单元 10 和显示器 7。

[0081] 图 7 更详细地示意性和示范性示出了导管 34 的顶端。导管顶端包括用于消融心

脏组织的消融电极 8 和超声单元 41, 超声单元位于消融电极 8 之内或消融电极处。如果超声单元 41 位于消融电极 8 之内, 消融电极 8 包括开口, 用于允许超声单元 41 通过开口来感测心脏组织。在本实施例中, 沿着在消融电极 8 顶端附近的圆形线布置超声单元 41。不过, 在其他实施例中, 还可以通过另一种方式来布置超声单元。此外, 还可以使用单一超声单元来产生超声信号, 而不是若干超声单元。超声单元 41 和消融电极 8 通过连接 42 与主控制单元 36 连接。连接 42 包括, 例如, 用于向消融电极 8 提供电能的电线和另一根线, 该另一根线用于控制超声单元 41 和通过导管 34 从超声单元 41 向人 33 外部发射超声。尽管未在图 7 中示出, 导管可以还包括像灌洗元件的元件, 像电或光学感测元件的其他感测元件等。

[0082] 优选结合用于确定导管在尤其是对象 9 之内, 优选是人类或动物心脏之内的位置和 / 或取向的系统使用图 6 中示出的装置。在本实施例中, 使用像磁共振成像系统或 X 射线荧光检查系统的成像系统来确定导管的位置和 / 或取向。这种成像系统在图 6 中由虚线 37 表示。导管 34, 尤其是导管顶端可以包括通过使用成像系统 37 来便于确定导管取向和 / 或位置的元件。例如, 如果在磁共振成像系统使用导管顶端, 则导管顶端可以包括跟踪线圈, 或者其他可以在 X 射线图像上被识别和其形状使得能够通过使用 X 射线荧光检查系统确定导管位置和 / 或取向的元件。导管顶端还可以包括用于确定导管, 尤其是导管顶端在对象 9 之内的位置和 / 或取向的位置传感器。通过确定对象线之内导管的位置和 / 或取向, 可以确定损伤边界并在对象 9 之内的已知位置施加能量。

[0083] 在下文中, 将参考图 8 中所示的流程图示范性地描述用于检测对象的性质的方法。

[0084] 在步骤 101 中, 由超声单元提供超声信号, 该超声信号取决于时间并指示在对象之内一个或若干深度处对象的性质。在步骤 102 中, 由频率确定单元 3 来确定对象的 (在本实施例中为人的心脏) 周期性运动的频率。在步骤 103 中, 滤波单元利用包括周期性运动的所确定频率的带通对针对恒定深度的超声信号进行时域滤波。在步骤 104 中, 周期性值确定单元确定周期性值, 其指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性。具体而言, 可以从超声信号确定不同的超声信号段, 每个超声信号段均与恒定深度和时域分割持续时间对应, 并针对每一个不同的超声信号段确定周期性值。优选地, 针对每一个超声信号段, 计算出自相关函数并根据相应自相关函数的非零偏移峰的峰值确定相应周期性值。在实施例中, 确定非零偏移位置处第一个峰的第一峰值作为相应的周期性值, 所述第一个峰与相应时域自相关的零偏移位置处的峰相邻。在步骤 105 中, 损伤边界确定单元根据确定的周期性值确定损伤边界, 损伤边界是通过向对象施加能量产生的。具体而言, 将针对不同时间和对象之内不同深度确定的周期性值与预定义的阈值相比较, 以便确定在哪个深度, 哪个时间存在损伤边界。在步骤 106 中, 可以在显示器上示出周期性值的二维表示, 优选还显示确定的损伤边界。

[0085] 可以使用周期性值确定损伤边界, 因为周期性值描述了损伤形成过程期间损伤前沿的不稳定性。用于检测对象的性质的装置和方法可以适于通过如上所述的时间 - 频率分析来捕获损伤进展情况。所确定的周期性值描述了由加热过程以及在消融流程期间致密健康组织结构的破坏导致的过渡的动力学过程。因此, 与因加热而经历结构变化的区域相比, 预期时间 - 频率数据对于结构不变的组织区域, 即健康或坏死组织的地方, 是不同的。可以在周期性值中反映出时间 - 频率数据的这种差别。周期性值, 具体而言, 时域自相关, 能够

捕获发生结构破坏的地点的动态变化。对象的周期运动,具体而言,心脏运动引起的超声信号的周期性受到干扰,由此与刚消融之前同一区域的超声信号相比,超声信号中呈现出短时间的更大随机性。在消融之后,即在损伤边界后方,可以恢复周期性模式。

[0086] 用于检测对象的性质的装置和方法可以用在几种应用中。例如,可以将它们用于治疗例如心律不齐和肿瘤消融期间的组织成像中。不过,也可以将它们用于确定并非心脏的其他对象的性质,像人或动物的其他器官或其他部分。此外,该装置和方法也可以适于用于确定技术对象的性质。用于检测对象的性质的装置和方法可以适于用来在像准备肉类、煮鸡蛋、混凝土干燥等应用中检测结构改变。

[0087] 尽管在上述实施例中,损伤边界确定单元适于仅根据一个或若干周期性值来确定损伤边界,但损伤边界确定单元也可能适于基于从超声信号获得的其他特征确定损伤边界。例如,可以对 M 模式图像中的相邻垂直线进行相关,以确定相关值,其中可以一起使用这个相关值和周期性值来确定相应区域中是否存在损伤边界。可以将这个特征或从超声信号获得的其他特征与一个或若干周期性值一起用于确定损伤边界。例如,可以使用像决策树分类器的分类器根据包括一个或若干周期性值和其他特征的特征矢量确定一个区域是否包括损伤边界。可以通过校准训练分类器,其中使用在已知位置具有损伤边界的组织的超声信号确定特征矢量,且其中训练分类器,使得分类器确定的损伤边界位置尽可能好地匹配损伤边界已知位置。

[0088] 尽管在上述实施例中,该装置包括用于确定对象(具体而言,为心脏)周期性运动的频率的频率确定单元 3,但在其他实施例中,不需要有频率确定单元 3。例如,滤波单元 4 能够利用预定义带通在时域上滤波针对恒定深度的超声信号,该预定义带通包括对象周期性运动的预期可能频率。例如,如果对象是人的心脏,带通可以是 0.5Hz 到 3Hz,对应于 30 跳/分钟到 180 跳/分钟。

[0089] 尽管在上述实施例中,周期性值确定单元适于根据针对恒定深度的超声信号的时域自相关确定周期性值,但周期性值确定单元还能够适于通过另一种方式确定指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度的周期性值。例如,可以向超声信号进行频率或谱分析,其中可以基于预定义频率范围之内的超声信号确定周期性值。

[0090] 尽管在上述实施例中,超声信号提供单元是测量超声信号的测量单元,但在其他实施例中,超声信号提供单元也可以是存储单元,其中已经存储了产生的超声信号,或者它可以是超声信号接收单元,用于接收产生的超声信号作为输入,可以由其他单元使用该输入来处理超声信号。

[0091] 尽管在上述实施例中,用于检测对象的性质的装置包括滤波单元,但该滤波单元是任选的,像频率确定单元那样。损伤边界确定单元也是任选的,其中,如果用于检测对象的性质的装置不包括损伤边界确定单元,例如,可以直接在显示器上显示周期性值,或者可以将一个或若干周期性值用作控制参数,用于控制能量的施加。

[0092] 通过研究附图、公开和所附权利要求,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变化。

[0093] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”不排除多个。

[0094] 单个单元或设备可以完成权利要求中列举的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的简单事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。

[0095] 可以由任意其他数量的单元或设备执行由一个或若干单元或设备执行的计算,像确定对象周期性运动的频率,滤波,确定周期性值以及确定损伤边界。例如,可由单个单元或由任何其他数量的不同单元执行步骤 102 到 105。可以将根据用于检测对象的性质的方法用于检测对象的性质的装置的计算和 / 或控制实现为计算机程序的程序代码模块和 / 或专用硬件。

[0096] 可以在适当的介质上存储和 / 或分布的计算机程序,介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光学存储介质或固态介质,但也可以在其他形式中分布,例如通过互联网或其他有线或无线电信系统。

[0097] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

[0098] 本发明涉及一种用于检测对象的性质的装置。超声信号提供单元提供超声信号,该超声信号取决于时间并指示对象之内一个或多个深度处的对象的性质,周期性值确定单元确定周期性值,该周期性值指示针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度。相应恒定深度处超声信号的时域周期性,即周期性值,取决于对象在这个深度的性质,因此能够用于检测对象的性质。

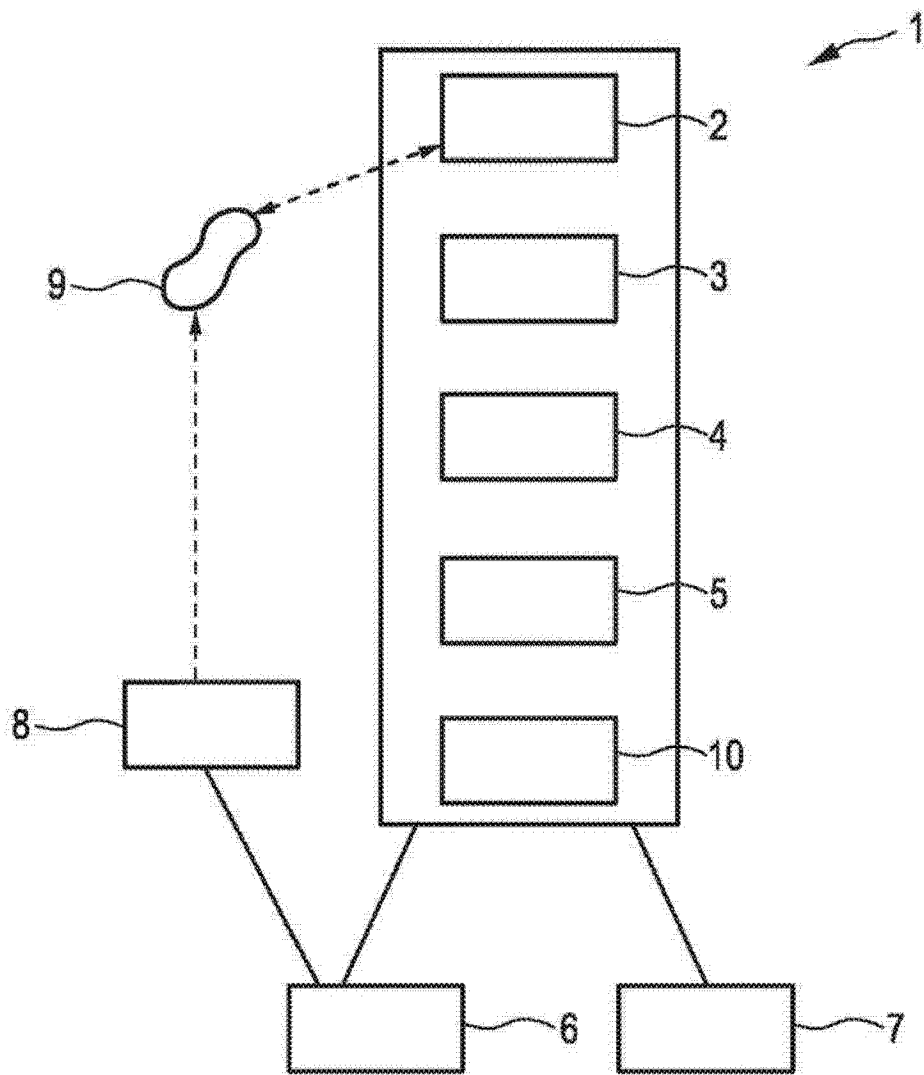


图 1

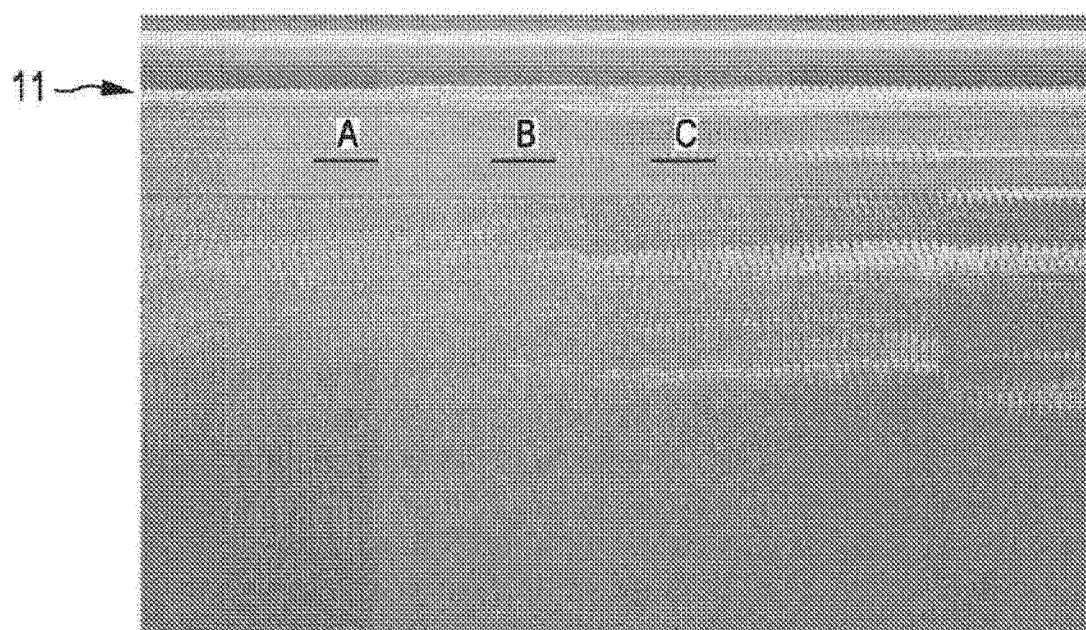


图 2

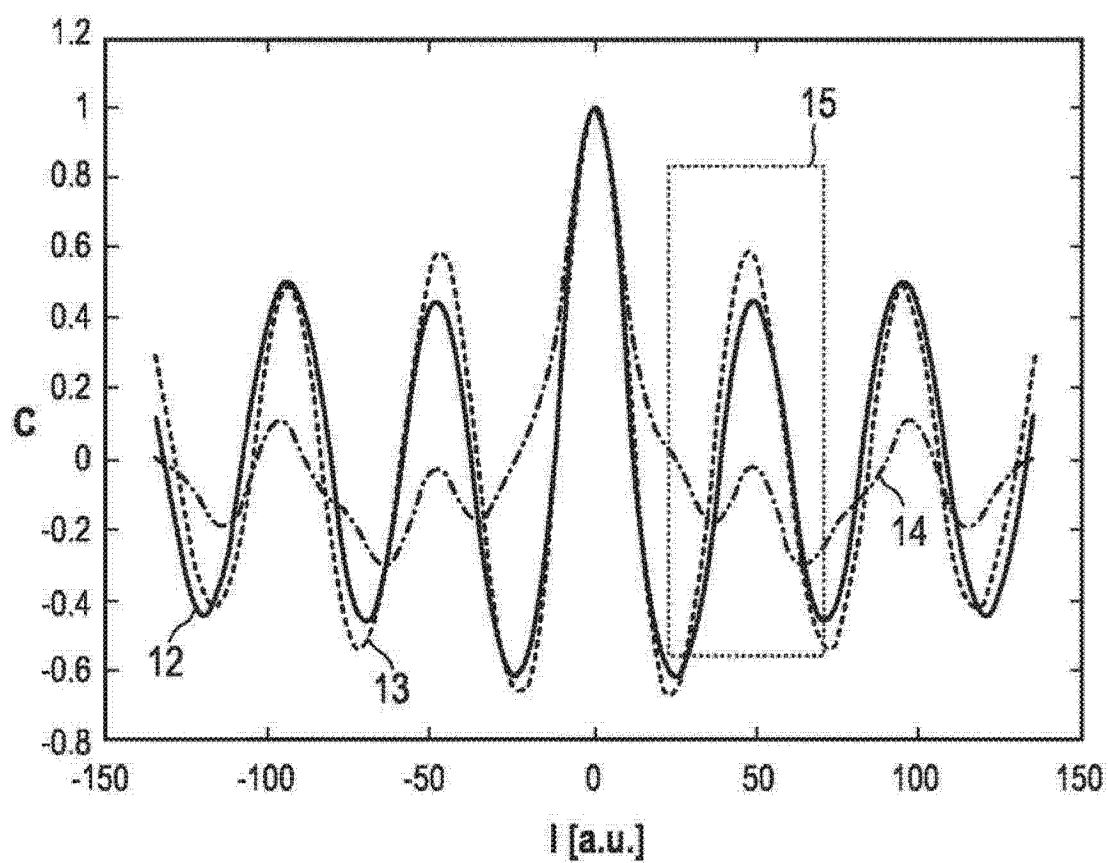


图 3

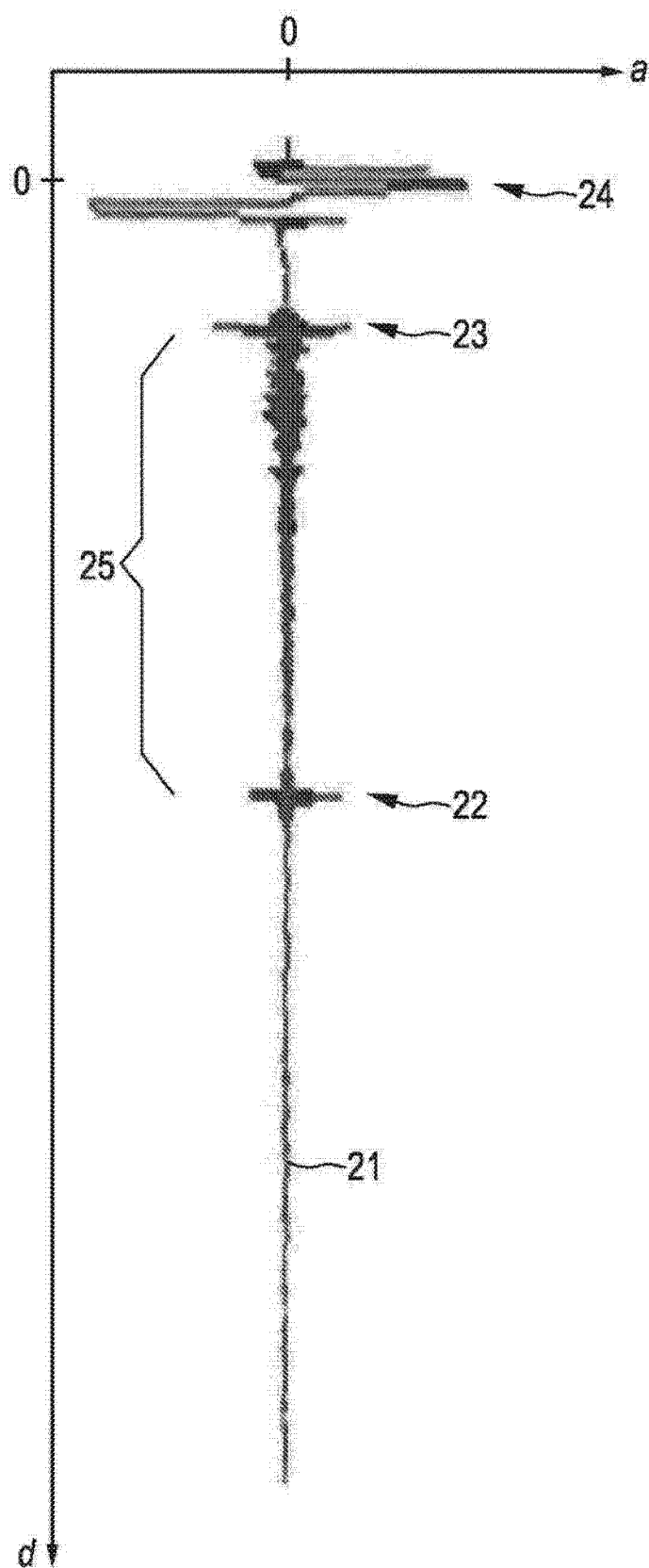


图 4

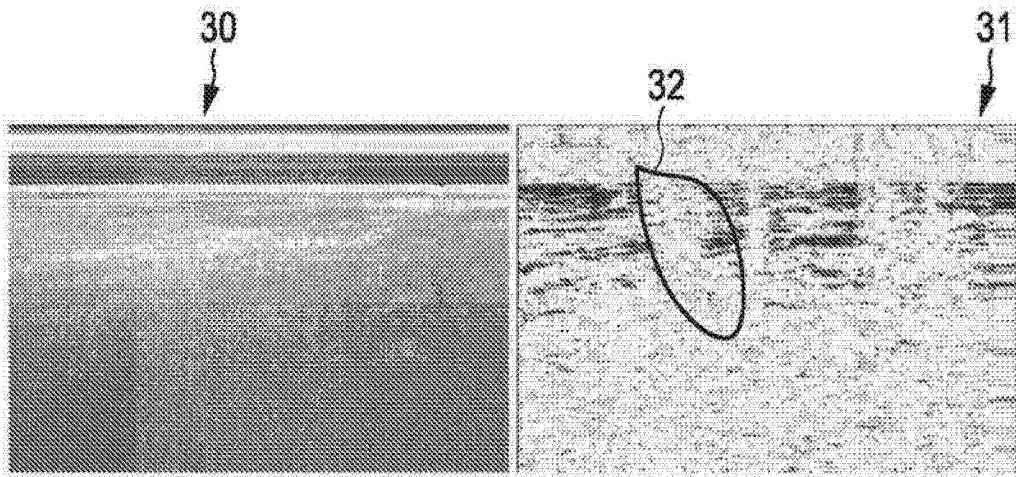


图 5

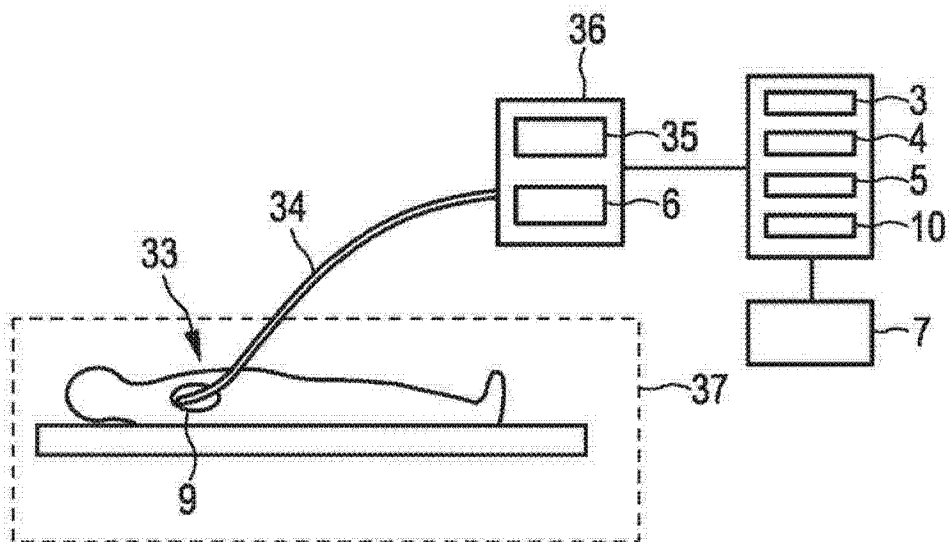


图 6

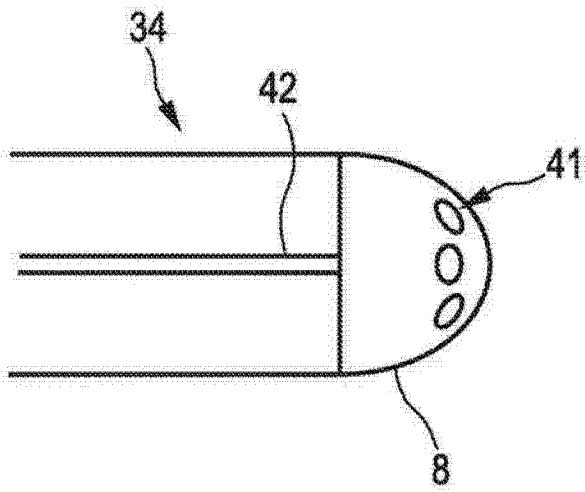


图 7

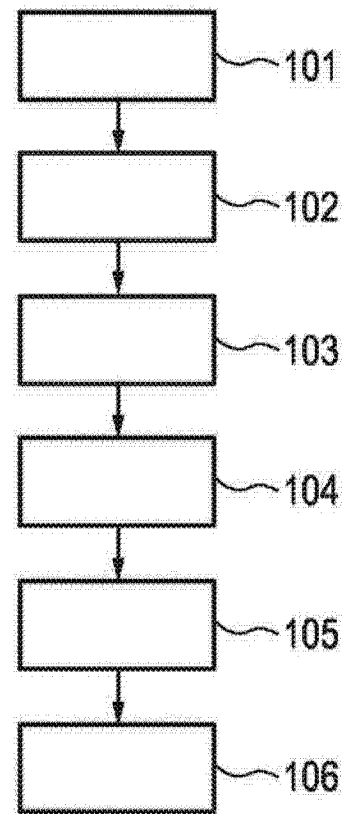


图 8

专利名称(译)	用于检测对象的性质的装置		
公开(公告)号	CN103220982A	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	CN201180055566.9	申请日	2011-11-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	F左 EGA哈克斯 SAW福肯鲁德 Y谢 S德拉迪		
发明人	F·左 E·G·A·哈克斯 S·A·W·福肯鲁德 Y·谢 S·德拉迪		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/18 A61B8/0858 A61B2017/00106 A61B18/02 A61B18/1492 A61N7/00 A61B8/5223 A61B8/085 A61B8/12 G06T7/0012 A61B8/486 G16H50/30		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2010191687 2010-11-18 EP 2011158581 2011-03-17 EP		
其他公开文献	CN103220982B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于检测对象的性质的装置。超声信号提供单元(2)提供超声信号, 超声信号取决于时间并指示对象(9)之内一个或多个深度处的对象(9)的性质, 周期性值确定单元(5)确定周期性值, 其指示针对针对恒定深度的超声信号的时域周期性程度。相应恒定深度处超声信号的时域周期性, 即周期性值, 取决于对象在这个深度的性质, 因此能够用于检测对象的性质。

