



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102858252 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201180020819. 9

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2011. 04. 15

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

10161318. 0 2010. 04. 28 EP

10173025. 7 2010. 08. 17 EP

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 18/14(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 10. 25

审查员 高瑞玲

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/051640 2011. 04. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/135482 EN 2011. 11. 03

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 G·A·哈克斯 F·左 S·德拉迪

S·A·W·福肯鲁德

N·米哈伊洛维奇

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

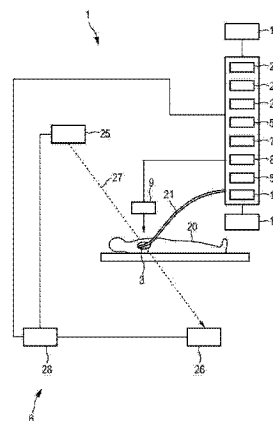
权利要求书2页 说明书15页 附图16页

(54) 发明名称

用于确定对象的性质的性质确定装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定对象的性质的性质确定装置,所述对象优选地是心脏。超声信号提供单元提供所述对象的超声信号,散射确定单元(8)根据所述超声信号确定至少一个散射值,该至少一个散射值指示由灌洗所述对象的流体导致的超声脉冲散射。性质确定单元(15)根据所述至少一个散射值确定所述对象的性质。与基于气泡形成的组织损伤检测方法相比,基于流体导致的超声脉冲散射可以较为直接地确定与灌洗相关的对象的性质,例如组织被消融还是未被消融,因而提高确定所述对象的性质的精度。



1. 一种用于确定生物学对象的性质的性质确定装置,其中,所述性质确定装置包括:
 - 超声信号提供单元 (18),其用于提供通过如下方式产生的超声信号
 - 向所述对象发出超声脉冲,
 - 从所述对象接收回波序列,以及
 - 根据所接收的回波序列生成所述超声信号,其特征在于,所述性质确定装置还包括:
 - 散射确定单元 (8),其用于确定至少一个散射值,所述至少一个散射值指示灌注所述对象的流体对所述超声脉冲的散射,其中,所述散射确定单元 (8) 适于根据所述超声信号确定所述至少一个散射值,
 - 性质确定单元 (15),其用于根据所述至少一个散射值确定与所述对象的流体灌注相关的所述对象的性质。
2. 如权利要求 1 所述的性质确定装置,其中,所述生物学对象 (3) 包括组织,并且其中,所述性质确定单元 (15) 适于基于所述至少一个散射值确定所述组织的一部分包括消融组织还是未被消融组织,作为所述对象的所述性质。
3. 如权利要求 1 所述的性质确定装置,其中,所提供的超声信号表示所述流体在 a) 所述对象之内不同深度和 b) 不同时间中的至少一个时造成的散射,其中,通过对应于 a) 不同深度和 b) 不同时间中的所述至少一个的采样窗口对所述超声信号采样,其中,所述散射值确定单元 (8) 适于确定所述采样窗口的散射值,其中,针对相应采样窗口,基于所述超声信号中对应于所述相应采样窗口的部分确定至少一个散射值,并且其中,所述性质确定单元适于基于针对所述相应采样窗口确定的所述至少一个散射值确定所述相应采样窗口的性质。
4. 如权利要求 3 所述的性质确定装置,其中,所述采样窗口中的每个对应于所述超声信号的若干超声强度,并且其中,所述散射确定单元适于根据所述相应采样窗口之内的所述超声强度的直方图确定采样窗口的至少一个散射值。
5. 如权利要求 4 所述的性质确定装置,其中,所述散射确定单元适于基于一阶直方图和二阶直方图中的至少一个确定所述至少一个散射值。
6. 如权利要求 5 所述的性质确定装置,其中,所述散射确定单元适于确定以下值中的至少一个作为所述至少一个散射值:所述一阶直方图的一阶平均值、所述一阶直方图的一阶方差、所述一阶直方图的一阶熵、所述二阶直方图的二阶熵、所述二阶直方图的二阶能量、所述二阶直方图的二阶均一性、所述二阶直方图的二阶对比度、所述二阶直方图的二阶聚类趋势、所述二阶直方图的二阶形状、所述二阶直方图的二阶相关性以及所述二阶直方图的二阶相关性导数。
7. 如权利要求 3 所述的性质确定装置,其中,所述采样窗口中的每个对应于所述超声信号的若干超声强度,并且其中,所述散射确定单元适于根据所述相应采样窗口之内的所述超声强度之和确定采样窗口的至少一个散射值。
8. 如权利要求 3 所述的性质确定装置,其中,所述性质确定单元适于向所述采样窗口应用聚类分析,其中,根据针对所述相应采样窗口确定的所述至少一个散射值对所述采样窗口聚类,并且所述性质确定单元适于向采样窗口的所述聚类分配性质。
9. 如权利要求 1 所述的性质确定装置,其中,所述超声信号提供单元 (18) 适于提供利用频率大于 10MHz 的超声波产生的超声信号。

10. 如权利要求 1 所述的性质确定装置, 其中, 所述超声信号提供单元 (18) 是集成到导管或针中的超声换能器。

11. 一种用于影响生物学对象的对象影响装置, 所述对象影响装置包括用于影响所述对象的对象影响单元 (4, 23, 24), 其特征在于, 所述对象影响装置还包括如权利要求 1 所述的性质确定装置。

12. 一种用于确定生物学对象的性质的方法, 包括:

- 提供通过如下方式产生的超声信号
- 向所述对象发出超声脉冲,
- 从所述对象接收回波序列, 以及
- 根据所接收的回波序列生成所述超声信号,
- 确定至少一个散射值, 所述至少一个散射值指示灌注所述对象的流体对所述超声脉冲的散射, 其中, 根据所述超声信号确定所述至少一个散射值,
- 根据所述至少一个散射值确定与所述对象的流体灌注相关的所述对象的性质。

用于确定对象的性质的性质确定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定对象的性质的性质确定装置、方法和计算机程序。本发明还涉及包括性质确定装置的对象影响装置、相应的对象影响方法和相应的对象影响计算机程序。

[0002] US 2005/0283074 A1 公开了一种用于在组织消融过程期间检测气泡生成的装置。特别是，超声成像被用于检测气泡的生成并控制消融过程。可以对检测到的气泡的生成量化以辅助消融过程期间的控制和 / 或诊断，其中可以基于气泡特性变化的检测而生成信号。例如，装置可以适于检测特定类型的气泡生成并根据检测到的气泡生成类型生成音频或视觉警告信号。在另一个范例中，该装置可以适于根据检测到的气泡生成类型触发控制信号的生成，以增大、减小或终止消融能量。

[0003] WO 2006/064495 A1 公开了一种在心脏热消融过程期间监测组织的热损伤的方法。在消融组织的特定部分同时，采集该组织相邻部分的超声图像，并且从这些超声图像提取指示组织相邻部分对热的生物学响应的参数。在实施例中，所述参数为气泡的累积，并且基于这个参数确定组织相邻部分的损伤。这种监测方法的目的是检测对组织相邻部分的不希望损伤。该监测方法因而通过观测超声图像中的空间和时间变化并通过将这些变化关联到气泡形成来监测组织的可能损伤。这种监测导致确定组织可能损伤中的不精确性，因为气泡形成仅反映组织中的高温，而不是直接与组织损伤程度相关联。

[0004] 本发明的目的是提供一种性质确定装置，其中可以以改善的精度确定对象的性质。本发明的另一目的是提供一种包括性质确定装置的对象影响装置并提供相应的方法和计算机程序。

[0005] 在本发明的第一方面中，提供一种用于确定生物学对象的性质的性质确定装置，其中所述性质确定装置包括：

[0006] - 超声信号提供单元，其用于提供通过如下方式产生的超声信号

[0007] - 向所述对象发出超声脉冲，

[0008] - 从所述对象接收回波序列，以及

[0009] - 根据所接收的回波序列生成所述超声信号，

[0010] - 散射确定单元，其用于确定至少一个散射值，该至少一个散射值指示灌注对象的流体对超声脉冲的散射，其中所述散射确定单元适于根据所述超声信号确定至少一个散射值，

[0011] - 性质确定单元，其用于根据所述至少一个散射值确定与对象的流体灌注相关的所述对象的性质。

[0012] 由于散射确定单元确定指示流体导致的超声脉冲散射的至少一个散射值，并且由于性质确定单元适于根据所述至少一个散射值确定对象的性质，因而能够基于所述至少一个散射值更直接地确定与流体灌注相关的性质。因而，不必使用非常间接的手段，像检测气泡形成，来确定对象的性质，气泡形成反映组织中高温，但其不直接与例如组织损伤程度相关联。这增大了确定对象的性质的精度。

[0013] 散射确定单元可适于确定若干散射值,其中性质确定单元可适于基于若干散射值确定性质。

[0014] 超声信号提供单元可以是存储单元,在其中已经存储了超声信号,或者超声信号提供单元可以是数据接收单元,像有线或无线数据连接,用于接收所测量的超声信号。此外,超声信号提供单元可以由用于生成超声信号的一个或若干超声换能器构成,其中同一超声换能器能够发送超声脉冲并接收回波序列,或者第一超声换能器能够发送超声脉冲,并且另一个第二超声换能器能够接收回波序列。

[0015] 超声信号提供单元优选地适于针对不同时间和对象内的不同深度提供超声信号。所提供的超声信号优选地是 M 模式图像。

[0016] 对象优选地是人或动物的器官,其中所述器官被像血液的体液灌注。特别地,对象优选地是心脏,其中心脏的组织被血液灌注。还优选地,性质确定装置适于基于至少一个散射值确定流体对对象的灌注程度,特别是,毛细血管灌注程度,来作为性质。特别是,性质确定单元适于确定对象的哪个部分被灌注,对象的哪个部分未被灌注。由于所述至少一个散射值指示流体对超声脉冲的散射,因而可以基于所述至少一个散射值确定对象的灌注程度,特别是,对象或对象的一部分是被灌注还是未被灌注,即,如果对象未被流体灌注,散射确定单元能够确定指示没有流体的散射值,并且性质确定单元能够确定例如对象未被灌注;如果对象被流体灌注,散射确定单元能够确定指示存在流体的散射值,性质确定单元能够确定例如对象被灌注。

[0017] 所述对象是生物学对象,像心脏或另一包括组织的器官,其中所述性质确定单元可适于基于所述至少一个散射值确定所述组织的一部分包括消融组织还是未被消融组织,作为对象的性质。特别是,性质确定单元适于确定组织的哪个部分被消融,组织的哪个部分未被消融。通过消融可以修改对象的灌注,其中修改灌注能够修改流体对超声脉冲的散射,从而修改所述至少一个散射值。因此可以使用所述至少一个散射值的修改来确定消融程度。例如,通过校准测量,可以确定消融过程开始之后,哪些散射值或散射值的哪些变化,对应于消融程度,其中确定散射值,而消融程度是已知的。可以认为这些确定的散射值是校准值,其中然后能够使用校准值根据实际确定的散射值确定消融程度。

[0018] 可以向组织应用增强通过组织的灌注的手段。这样的手段例如是像异丙基肾上腺素的血管扩张剂。如果增强灌注,则可以增大消融组织的超声脉冲散射和未被消融组织的超声脉冲散射的差异,由于未被消融组织的灌注和未被消融组织流体造成的相应的散射将增大,而由于被消融组织未被灌注或仅被灌注一点,因此消融组织区域中的散射将不会增大或仅增大一点。这进一步改善了在被消融组织和未被消融组织间区分的精度。

[0019] 还优选地,性质确定单元适于确定组织的哪部分是被消融组织,组织的哪部分是未被消融组织,并根据组织的这些所确定的部分确定消融深度。由于在确定了组织的哪个部分是被消融组织,组织的哪个部分是未被消融组织之后,就知道组织之内的被消融和未被消融区域的空间分布,因此可以根据所确定的组织的被消融和未被消融部分容易地确定消融深度。

[0020] 还优选地,所提供的超声信号表示流体在 a) 对象之内不同深度和 b) 不同时间中的至少一个时造成的散射,其中由对应于 a) 不同深度和 b) 不同时间中的至少一个的采样窗口对超声信号采样,其中所述散射值确定单元适于确定采样窗口的散射值,其中对于相

应的采样窗口,基于所述超声信号中对应于相应采样窗口的部分确定至少一个散射值,并且其中所述性质确定单元适于基于针对相应采样窗口确定的至少一个散射值确定针对相应采样窗口的性质。例如,如果超声信号是 M 模式图像,可以由对应于特定深度范围和特定时间范围的若干采样窗口对所述 M 模式图像采样。对于采样窗口中的每个,可以确定至少一个散射值,其中对于采样窗口中的每个,可以基于针对相应采样窗口所确定的至少一个散射值确定性质,特别是,相应采样窗口之内的组织被消融还是未被消融。这样允许随着时间并在不同深度监测性质。特别是,可以实时监测性质。例如,可以实时监测消融深度。

[0021] 采样窗口优选地是交叠的,因为那样可以增大确定对象性质的分辨率,而不减小采样窗口的尺寸。不过,采样窗口也可以是不交叠的。

[0022] 还优选地,采样窗口中的每个对应于所述超声信号的若干超声强度,其中所述散射确定单元适于根据相应采样窗口内的超声强度直方图确定采样窗口的至少一个散射值。因而,优选地针对采样窗口中的每个,根据相应采样窗口的超声强度的直方图确定至少一个散射值。特别是,散射确定单元适于基于一阶直方图和二阶直方图中的至少一个确定至少一个散射值。也可以使用更高阶统计来确定至少一个散射值,例如,可以使用 Gabor 滤波方法确定所述至少一个散射值。

[0023] 还优选地,所述散射确定单元适于确定以下值中的至少一个作为所述至少一个散射值:一阶直方图的一阶平均值、一阶直方图的一阶方差、一阶直方图的一阶熵、二阶直方图的二阶熵、二阶直方图的二阶能量、二阶直方图的二阶均一性、二阶直方图的二阶对比度、二阶直方图的二阶聚类趋势、二阶直方图的二阶形状、二阶直方图的二阶相关性以及二阶直方图的二阶相关性导数。

[0024] 在实施例中,采样窗口中的每个对应于所述超声信号的若干超声强度,其中所述散射确定单元适于根据相应采样窗口之内的超声强度之和确定采样窗口的至少一个散射值。因而,除了使用基于直方图的散射值之外或作为替代,也可以使用取决于相应采样窗口之内超声强度之和的散射值。例如,散射值可以是相应采样窗口之内所有超声强度之和或超声强度之积的和,其中每对的超声强度中的至少一个位于相应采样窗口之内,且其中每个积包括对应于采集时间的超声强度,如果对象是心脏组织,所述采集时间由对象的循环周期分隔。如果一起使用基于直方图的散射值和优选地不基于直方图的基于这些和的散射值确定对象的性质,则可以进一步改善确定对象性质的精度。

[0025] 还优选地,性质确定单元适于向采样窗口应用聚类分析,其中根据针对相应采样窗口确定的至少一个散射值对采样窗口分聚类并向采样窗口的聚类分配性质。性质确定单元可适于执行聚类算法,例如 K 均值聚类,用于对散射值分组。如果对于每个采样窗口,仅确定单个散射值,则对单个散射值应用聚类算法,如果对于每个采样窗口确定了若干散射值,针对单个采样窗口确定的散射值形成多维特征矢量,则向针对若干采样窗口确定的多维特征矢量应用聚类算法。聚类算法可能分别得到散射值或多维特征矢量的第一聚类,并且因而得到相应的采样窗口的第一聚类,以及分别得到散射值或多维特征矢量的第二聚类,并且因而得到相应的采样窗口的第二聚类。采样窗口的第一聚类可表示被消融组织,采样窗口的第二聚类可表示未被消融组织。可以根据与阈值的比较,确定聚类表示被消融还是未被消融组织,可以通过校准测量确定阈值。因而,可以通过执行阈值处理向采样窗口的聚类分配对象的性质。还可以在开始消融之前首先应用聚类分析,获得表示未被消融组织

的第一组聚类。然后,在执行消融过程时连续应用聚类分析。如果聚类分析获得不属于第一组聚类的新聚类,可以向这些新聚类分配性质“被消融组织”。

[0026] 性质确定单元可适于基于至少一个散射值与至少一个阈值的比较来确定性质。例如,可以利用上述采样窗口对超声信号采样并且可以针对每个采样窗口确定至少一个散射值。可以定义:如果采样窗口的散射值高于阈值,则对应于该采样窗口的组织未被消融,如果散射值低于阈值,则对应于该采样窗口的组织被消融。如果针对同一采样窗口确定了若干散射值,则可以针对每个散射值提供阈值,并且针对每个散射值,可以确定相应散射值高于还是低于相应阈值。例如,如果采样窗口的大部分散射值高于相应阈值,则可以定义对应于该采样窗口的组织未被消融,并且例如,如果大部分散射值低于相应阈值,则可以定义对应于采样窗口的组织被消融。所述一个或若干阈值例如可以通过校准测量确定。如果针对采样窗口确定了若干散射值,则可以将它们组合成多维特征矢量,即,针对每个采样窗口,可以定义多维特征矢量,其中可以将多维特征矢量与阈值矢量比较,以确定相应的采样窗口对应于被消融组织还是未被消融组织。

[0027] 还优选地,所述超声信号提供单元适于提供通过使用频率大于 10MHz 的超声波产生的超声信号。超声波优选地具有 20 到 40MHz 频率范围内的频率,特别是 30MHz 的频率。利用这些相对较高的超声频率,得到增大的超声信号分辨率。由于超声信号的分辨率的增大,因而能够在超声信号中更好地识别流体造成的超声脉冲散射导致的超声信号模式。因此改善了从超声信号提取至少一个散射值,因而改善了所确定的性质的质量。

[0028] 还优选地,所述超声信号提供单元是集成到导管或针中的超声换能器。这允许使用要用于确定例如患者体内心脏或另一器官的性质的性质确定装置,其中至少超声换能器可以被引入患者体内。

[0029] 性质确定单元还可适于基于所确定的至少一个散射值确定对象的特定部分是否包括血管,特别是,动脉或静脉。特别是,可以将所述至少一个散射值与和血管相关联的预定义散射值范围比较,其中,如果至少一个散射值在预定义散射值范围之内,则确定对象的一部分是血管。也可以通过校准测量确定预定义散射值范围,其中在对象类型已知的同时确定散射值。

[0030] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于影响生物学对象的对象影响装置,其中对象影响装置包括用于影响对象的对象影响单元和本申请所述的性质确定装置。对象影响装置优选地是用于消融人或动物的器官例如心脏的消融装置。对象影响单元优选地包括消融电极和连接到消融电极的能量源,用于通过例如射频(RF)能量加热对象。除了适于执行 RF 消融过程,消融装置也可适于执行另一种消融,例如光学消融、冷冻消融、超声消融、微波消融等。

[0031] 对象影响装置优选地包括用于控制对象影响单元的控制单元,其中控制单元适于根据对象的性质控制对象影响单元,所述对象的性质由性质确定装置的性质确定单元确定。如上所述,对象的性质例如是消融深度。如果对象影响装置是根据消融深度控制的消融装置,那么可以控制消融装置使得能够达到期望的消融深度。此外,可以确定血管,特别是,动脉或静脉是否位于消融电极前方,作为对象的性质。例如,可以控制消融装置,使得如果在消融电极前方检测到血管,则不开始消融或停止消融。总地来说,通过根据所确定的对象的性质控制对象的消融,可以改善对象的消融。

[0032] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于确定生物学对象的性质的性质确定方法,其中所述性质确定方法包括:

[0033] - 提供通过如下方式产生的超声信号

[0034] - 向所述对象发出超声脉冲,

[0035] - 从所述对象接收回波序列,以及

[0036] - 根据接收的回波序列生成所述超声信号,

[0037] - 确定至少一个散射值,该至少一个散射值指示灌注对象的流体导致的超声脉冲的散射,其中根据所述超声信号确定所述至少一个散射值,

[0038] - 根据所述至少一个散射值确定与对象的流体灌注相关的对象的性质。

[0039] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于影响对象的对象影响方法,其中对象影响方法包括影响对象和上述性质确定方法的步骤。优选地,对象影响方法包括根据所确定的对象的性质控制对对象的影响的步骤。对象影响方法优选地是用于消融对象的消融方法,其中,优选地根据所确定的对象的性质,特别是,根据所确定的消融深度,控制对象的消融。可以实时确定消融深度,以便在消融对象时控制对象的消融。

[0040] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于确定生物学对象的性质的性质确定计算机程序,其中性质确定计算机程序包括程序代码模块,该程序代码模块用于当计算机程序在控制性质确定装置的计算机上运行时,令本申请所述的性质确定装置执行如下步骤:

[0041] - 提供通过如下方式产生的超声信号

[0042] - 向所述对象发出超声脉冲,

[0043] - 从所述对象接收回波序列,以及

[0044] - 根据所接收的回波序列生成所述超声信号,

[0045] - 确定至少一个散射值,所述至少一个散射值指示灌注对象的流体对所述超声脉冲的散射,其中根据所述超声信号确定所述至少一个散射值,

[0046] - 根据所述至少一个散射值确定与所述对象的流体灌注相关的所述对象的性质。

[0047] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于影响生物学对象的对象影响计算机程序,其中对象影响计算机程序包括程序代码模块,该程序代码模块用于当计算机程序在控制对象影响装置的计算机上运行时,令本申请所述的对象影响装置执行对对象的影响和以下步骤:

[0048] - 提供通过如下方式产生的超声信号

[0049] - 向所述对象发出超声脉冲,

[0050] - 从所述对象接收回波序列,以及

[0051] - 根据所接收的回波序列生成所述超声信号,

[0052] - 确定至少一个散射值,所述至少一个散射值指示灌注对象的流体对所述超声脉冲的散射,其中根据所述超声信号确定所述至少一个散射值,

[0053] - 根据所述至少一个散射值确定与所述对象的流体灌注相关的所述对象的性质。

[0054] 将要理解,本申请所述的性质确定装置、对象影响装置、性质确定方法、对象影响方法、性质确定计算机程序和对象影响计算机程序具有类似和/或相同的优选实施例。

[0055] 将要理解,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。

[0056] 参考下文所描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得到阐述。

附图说明

[0057] 在附图中:

[0058] 图 1 示意性和示范性示出了用于消融对象的消融装置的实施例;

[0059] 图 2 示意性和示范性示出了消融装置的导管顶端的实施例;

[0060] 图 3 示范性示出了包括被消融组织和未被消融组织的组织的 M 模式图像;

[0061] 图 4 到 13 示出了取决于时间的若干散射值;

[0062] 图 14 到 16 示范性示出了对象的若干 M 模式图像和对应的聚类结果;

[0063] 图 17 和 18 示出的流程图示范性例示了聚类算法;

[0064] 图 19 示出了 M 模式图像的 A 线;

[0065] 图 20 示意性和示范性示出了用于确定对象的性质的性质确定装置的实施例;

[0066] 图 21 示意性和示范性示出了性质确定装置的导管顶端的实施例;

[0067] 图 22 示出的流程图示范性图例示了用于确定对象的性质的性质确定方法的实施例;

[0068] 图 23 示出的流程图示范性图例示了用于消融对象的消融方法;以及

[0069] 图 24 示意性和示范性示出了活检针顶端的实施例。

具体实施方式

[0070] 图 1 示意性和示范性示出了用于消融对象的消融装置 1。消融装置 1 包括用于提供对象 3 的图像的图像提供单元 2,在这一实施例中,对象是人 20 的心脏。消融装置 1 还包括用于向心脏 3 的内壁施加能量的导管 21。图 2 中示意性和示范性示出了导管 21 的顶端 22。导管顶端 22 包括消融电极 4,用于在位置 5 处向心脏 3 的壁施加能量以消融该壁。消融电极 4 经由电连接 23 与能量源 24 连接,用于在位置 5 处提供电能。优选地,能量源 24、电连接 23 和消融电极 4 适于在位置 5 处向心脏 3 施加射频(RF)能量。电连接 23 优选是导线。消融电极 4、电连接 23 和能量源 24 形成对象影响单元。

[0071] 导管顶端 22 还包括用于提供超声信号的超声信号提供单元 18。超声信号提供单元 18 是超声换能器,其适于向对象发出超声脉冲,从对象接收回波序列,并根据接收的回波序列产生超声信号。在这一实施例中,超声信号提供单元 18 适于生成表示在不同深度和不同时间位置 5 处心脏组织的超声性质的 M 模式图像。

[0072] 超声换能器 18 适于利用频率大于 10MHz 的超声波提供超声信号,即 M 模式图像。超声波优选具有 20 到 40MHz 频率范围内的频率,特别是 30MHz 的频率。

[0073] 导管顶端包括灌洗开口 50、51、53,用于允许灌洗流体离开导管顶端。由灌洗流体提供单元 52 提供灌洗流体。灌洗流体提供单元 52 提供的灌洗流体被引入导管 21 中,导向导管顶端 22 并通过灌洗开口 50、51、53 离开导管顶端 22。灌洗流体不仅用于灌洗的目的,而且用作声学介质,为超声脉冲和回波序列界定声学路径。优选地通过灌洗开口 53 传输超声脉冲和回波序列。代替提供灌洗开口 53,也可以使用像聚甲基戊烯的声学透明材料。

[0074] 图像提供单元 2 优选地适于提供心脏 3 的电子解剖图。在这一实施例中,图像提

供单元 2 是存储电子解剖图的存储单元。可以通过例如用计算机断层摄影系统、磁共振成像系统、核成像系统或超声成像系统产生心脏 3 的三维图像,或通过基于阻抗、磁性或电磁的导管顶端位置跟踪,以及通过在心脏壁上的不同位置测量心脏的电学性质,来产生电子解剖图,其中在心脏三维图像中的相应位置处使所测得的电学性质可视化。

[0075] 例如,电子解剖图可以是反映解剖学基质的激活序列的激活图。从这种激活图可以推导出传导模式,传导模式揭示出例如最近激活或折返波的区域。可以使用来自激活图的信息识别应当施加能量的消融目标。

[0076] 消融装置 1 还包括用于在不同位置定位消融电极 4 的定位单元 6、7。定位单元包括具有 X 射线源 25 和 X 射线探测器 26 的 X 射线荧光检查系统 6。X 射线源 25 发射 X 射线束 27,其横穿包括导管 21 的顶端 22 的心脏 3。横穿过心脏 3 的 X 射线束被 X 射线探测器 26 探测到。X 射线探测器 26 根据探测到的 X 射线束生成电信号,荧光检查控制单元 28 使用该电信号生成 X 射线投影图像。荧光检查控制单元 28 还适于控制 X 射线源 25 和 X 射线探测器 26。X 射线源 25 和 X 射线探测器 26 可适于能够绕患者 20 旋转,以允许 X 射线荧光检查系统 6 在不同方向上生成 X 射线投影图像。X 射线荧光检查系统例如是计算机断层摄影荧光检查系统或 C 型臂荧光检查系统。向位置确定单元 7 提供 X 射线投影图像以确定导管顶端 22,特别是,消融电极 4 和 / 或超声换能器 18 在心脏 3 之内的位置。为了基于所提供的 X 射线投影图像确定导管顶端 22 在心脏 3 之内的位置,可以使用已知的位置确定方法。例如,可以在不同的 X 射线投影图像中识别导管顶端 22,这允许位置确定单元确定导致导管顶端 22 的相应投影的 X 射线路径。位置确定单元 7 可适于从这些路径的交点确定心脏 3 之内导管顶端 22 的位置。或者,可以从 X 射线投影图像,例如利用反向投影算法生成心脏 3 之内导管顶端 22 的三维图像,其中位置确定单元 7 可适于通过在所生成的三维图像中识别心脏 3 之内的导管顶端 22 来确定导管顶端 22 在心脏 3 之内的位置。位置确定单元 7 还可适于确定导管顶端 22 的取向。

[0077] 在其他实施例中,定位单元可以包括其他器件,例如,磁共振成像系统或在导管顶端 22 处的位置传感器,用于确定导管顶端 22 在心脏 3 之内的位置以及任选还确定其取向。定位单元可适于允许实时定位导管顶端 22。

[0078] 消融装置 1 还包括导航单元 29,导航单元用于将导管 21,特别是导管顶端 22 导航到对象 3 之内的期望位置。导航单元 29 可适于允许用户根据导管顶端 22 的确定的位置和优选的取向,完全手动地或半自动地对导管 21 导航。导管 22 包括内置的引导器件(图 1 中未示出),可以由导航单元 29 控制引导器件。例如,可以利用操舵索操纵和导航导管 29,以便将导管顶端 22 引导到对象 3 之内的期望位置。

[0079] 消融装置 1 还包括散射确定单元 8,散射确定单元用于确定指示心脏组织之内血液对超声脉冲的散射的至少一个散射值,其中散射确定单元 8 适于根据超声信号确定至少一个散射值。图 3 示意性和示范性地示出了 M 模式图像的超声信号 30。M 模式图像根据时间 t 和组织之内的不同深度 d 示出了超声信号的超声强度。在 A 指示的第一时间段中,组织被血液灌注,在 B 指示的第二时间段中,组织未被血液灌注。血液灌注的组织对应于未被消融的组织,无血液灌注的组织对应于被消融的组织。由采样窗口 31 对 M 模式图像采样,采样窗口 31 不交叠并沿着 M 模式图像的深度范围延伸。散射值确定单元 8 适于根据相应采样窗口 31 之内的超声强度的直方图针对每个采样窗口 3 确定若干散射值。特别是,

散射确定单元 8 适于基于一阶直方图和二阶直方图中的至少一个确定散射值。然而,也可以使用更高阶统计确定散射值,例如,可以使用 Gabor 滤波方法确定所述至少一个散射值。

[0080] 散射确定单元 8 可适于确定以下值中的若干作为相应采样窗口 31 的散射值:一阶直方图的一阶平均值 m_1 ,一阶直方图的一阶方差 m_2 ,一阶直方图的一阶熵 m_3 ,二阶直方图的一阶熵 n_1 ,二阶直方图的一阶能量 n_2 ,二阶直方图的一阶均一性 n_3 ,二阶直方图的一阶对比度 n_4 ,二阶直方图的一阶聚类趋势 n_5 ,二阶直方图的一阶形状 n_6 ,二阶直方图的一阶相关性 n_7 以及二阶直方图的一阶相关性导数 n_8 和 n_9 。

[0081] 一阶直方图是标准直方图,其中对于不同的超声强度,即对于不同的超声强度箱(bin),确定具有强度 I 的像素数量 $P(I)$,即位于相应的强度箱中的像素数量 $P(I)$ 。这个一阶直方图的一阶平均值 m_1 可以由以下公式定义:

$$[0082] \quad m_1 = \sum IP(I), \quad (1)$$

[0083] 可以由以下公式定义一阶方差 m_2 和一阶熵 m_3 :

$$[0084] \quad m_2 = \sum (I - m_1)^2 P(I) \text{ 以及} \quad (2)$$

$$[0085] \quad m_3 = - \sum P(I) \log_2 P(I). \quad (3)$$

[0086] 在公式(1)到(3)中,在不同超声强度 I 上进行求和。

[0087] 二阶值优选地基于所谓的共生矩阵,例如,在 S. Theodoridis 等人的“Pattern Recognition”一书(Academic Press, 2003)中公开了这种矩阵。二阶值还考虑 M 模式图像中超声强度的相对位置,并且二阶值基于二阶直方图,可以由以下公式定义:

[0088]

$$P(i, j) = \frac{\text{在给定距离具有强度 } i \text{ 和 } j \text{ 的像素对的数量}}{\text{可能像素对的总数}}, \quad (4)$$

[0089] 其中变量 i 和 j 指示超声强度。给定距离例如由校准测量预定义,其中尝试不同的预定义距离,直到依赖于二阶直方图所确定的性质尽可能好地匹配对象的已知性质。优选地,给定的距离是一个像素,即处于给定距离的像素对优选是直接相邻的像素。

[0090] 二阶熵 n_1 ,二阶能量 n_2 ,二阶均一性 n_3 ,二阶对比度 n_4 ,二阶聚类趋势 n_5 ,二阶聚类形状 n_6 ,二阶相关性 n_7 和二阶相关性导数 n_8 、 n_9 ,可以由以下公式定义:

$$[0091] \quad n_1 = - \sum P(i, j) \ln P(i, j). \quad (5)$$

$$[0092] \quad n_2 = \sum (i - j)^2 P(i, j), \quad (6)$$

$$[0093] \quad n_3 = \sum \frac{P(i, j)^2}{1 + (i - j)^2}, \quad (7)$$

$$[0094] \quad n_4 = \sqrt{\sum P^2(i, j)}, \quad (8)$$

$$[0095] \quad n_5 = \sum (i + j - 2\mu)^2 P(i, j), \text{ 其中 } \mu = \frac{\sum P(i, j)}{N}, \quad (9)$$

$$[0096] \quad n_6 = \sum (i + j - 2\mu)^3 P(i, j), \quad (10)$$

$$[0097] \quad n_7 = \frac{\sum (i - \mu)(j - \mu)P(i, j)}{\sigma^2}, \text{ 其中 } \sigma = \frac{1}{N} \sum (i - \mu)^2 \sum P(i, j), \quad (11)$$

$$[0098] \quad n_8 = - \sum P(i, j) \ln \left(\sum_i P(i, j) \sum_j P(i, j) \right) \text{ 和} \quad (12)$$

$$[0099] \quad n_9 = - \sum \left(\sum_i P(i, j) \sum_j P(i, j) \right) \ln \left(\sum_i P(i, j) \sum_j P(i, j) \right). \quad (13)$$

[0100] 如果没有特别指出,在公式(5)到(13)中,求和是在超声强度 i 和 j 上进行的。公式(5)、(12)和(13)中使用的对数也可以具有另一个底数。

[0101] 二阶散射值提供指示 M 模式图像的模式特征的值,该模式涉及 M 模式图像像素的空间排列,而不是仅仅涉及对比度。这些二阶统计描述模式的随机性、规则性和取向特性。

[0102] 应当指出,散射确定单元 8 未必确定所有上述一阶值和二阶值。优选地,散射确定单元适于仅确定散射值的种类,其允许确定对象的期望性质。可以通过校准测量确定可用于确定对象的期望性质的散射值种类,其中确定几类散射值,而对象的性质是已知的。在实施例中,校准测量表明,可以使用散射值 m_1 到 m_3 和 n_3 到 n_9 确定组织被消融还是未被消融。在图 4 到 13 中示意性和示范性示出了这些散射值。在这些图中,根据以秒为单位的时间,以任意单位示出了相应散射值。在所有这些图中,在大约 60 到 80 秒之间可以看到未被消融组织和消融组织之间的转变。

[0103] 散射确定单元 8 还可适于根据相应采样窗口之内的超声强度之和而非根据直方图确定采样窗口的至少一个散射值。例如,该至少一个散射值可以是相应采样窗口之内所有超声强度之和。也可以由以下公式定义所述至少一个散射值:

$$[0104] \quad f = \sum I_t I_{t-p}, \quad (14)$$

[0105] 其中 I_t 指示时刻 t 时 M 模式图像的像素的超声强度, I_{t-p} 指示时刻 $t-p$ 时 M 模式图像的像素的超声强度,其中 p 指示两次相继心跳之间的时间。在公式(14)中,求和在所有 $I_t I_{t-p}$ 对上进行,其中对应于 I_t 的像素是位于相应采样窗口之内的。可以由心电图仪确定两次相继心跳之间的时间,心电图仪在图 1 中由附图标记为 9 的框示意性和示范性表示。在其他实施例中,消融装置可以不包括心电图仪 9,并且可以从例如 M 模式图像确定两次相继心跳之间的时间。

[0106] 消融装置还包括性质确定单元 15,性质确定单元用于根据散射确定单元 8 所确定的散射值确定对象 3 的性质。在这一实施例中,性质确定单元 15 适于基于散射值确定组织的一部分是被消融组织还是未被消融组织作为对象的性质。通过消融可以修改组织的灌注,其中灌注的修改改变了超声脉冲的散射,从而修改了散射值。因此可以将散射值用于确定组织是被消融还是未被消融。

[0107] 在这一实施例中,性质确定单元 15 适于针对采样窗口的每个散射值确定组织被消融或组织未被消融的投票。对于这些值中的每个,通过将相应值与预定义阈值比较来进行投票,即,对于每个值进行二元阈值处理,以便针对每个值确定投票值。性质确定单元 15 适于基于投票的大多数确定最终结果,即对应于相应采样窗口的组织被消融还是未被消融。这意味着,如果针对采样窗口已经确定被消融的比未被消融的投票更多,则最终结果是,对应于相应采样窗口的组织被消融,反之亦然。预定义的阈值可以通过例如校准测量来确定。

[0108] 性质确定单元还可适于将若干散射值组合到多维特征矢量,即,针对每个采样窗口,可以定义多维特征矢量,其中可以将多维特征矢量与预定义阈值矢量比较,以确定相应的采样窗口对应于被消融组织还是未被消融组织。同样,可以通过,例如校准测量,来确定这个预定义阈值矢量。

[0109] 性质确定单元还可适于向采样窗口应用聚类分析,其中根据多维特征矢量对采样窗口分聚类,并向采样窗口的聚类分配性质。例如,聚类分析可能获得采样窗口的两个聚

类,其中向这些聚类之一分配性质“被消融组织”,向聚类中的另一个分配性质“未被消融组织”。可以根据与阈值的比较情况确定聚类表示消融还是未被消融组织,其中,例如,可以对聚类的多维特征矢量求平均以生成平均矢量,并且其中可以将聚类的平均矢量与阈值矢量比较,通过校准测量确定阈值矢量。因而,通过阈值处理可以向采样窗口分配对象的性质。还可以在开始消融之前首先应用聚类分析,获得表示未被消融组织的第一组聚类。然后,可以连续应用聚类分析,同时执行消融过程。如果聚类分析获得不属于第一组聚类的新聚类,可以向这些新聚类分配性质“被消融组织”。

[0110] 在实施例中,性质确定单元适于应用后续聚类分析技术,以确定组织的哪个部分被消融,以及组织的哪个部分未被消融。将参考图 14 到 18 描述聚类分析技术,其中在图 14 到 16 中,上部示出了 M 模式图像,下部示出了聚类分析技术的结果,且其中图 17 和 18 示出的流程图图示了聚类分析技术的若干步骤。

[0111] 散射确定单元确定若干采样窗口 131 的散射值。采样窗口 131 对整个 M 模式图像采样并且是交叠的。采样窗口 131 的交叠增大了最终聚类结果的分辨率。采样窗口对应于特定深度范围和特定时间范围。采样窗口 131 可以具有相同宽度和相同长度,或者采样窗口的宽度和长度可以是不同的。此外,可以由具有不同尺寸和 / 或不同形状的不同采样窗口对 M 模式图像采样。优选地,窗口的宽度覆盖至少一个心跳周期,其中采样窗口可以相对于心跳对准。例如,每个采样窗口可以开始于相对于相应收缩周期的相同时间偏移。在实施例中,采样窗口在深度方向的尺寸大约为 0.2mm。

[0112] 在开始消融之前执行第一聚类分析技术,其中在图 14 的上部中示出了对应的 M 模式图像。在下文中将参考图 17 中所示的流程图描述这种第一聚类分析技术。

[0113] 第一聚类分析技术开始于步骤 101,方式是提供示出开始消融之前的组织的 M 模式图像,利用采样窗口对 M 模式图像采样,并针对每个样本窗口确定包括散射值的多维特征矢量。

[0114] 在步骤 102 中,选择采样窗口并从而选择对应的初始特征矢量。可以随机地进行这种选择。在步骤 103 中,将初始特征矢量,并且因而,所选择的采样窗口,分配为第一聚类。在步骤 104 中,确定哪些特征矢量被布置在包含多维特征矢量的多维特征矢量空间中的初始特征矢量周围的区域之内。如果特征矢量是二维矢量,则该区域优选是圆,或者如果特征矢量的维度大于二,是超球面。可以通过校准测量来确定区域的尺寸。

[0115] 在步骤 105 中,将所确定的特征矢量(位于初始特征矢量周围的区域之内)分配给第一聚类,在步骤 106 中,对第一聚类之内的特征矢量求平均,以计算第一聚类的平均矢量。在步骤 107 中,确定是否满足终止标准。终止标准是,例如,是否已达到预定义的迭代次数或是否已满足收敛标准。收敛标准例如是,初始特征矢量和平均特征矢量之间的差或实际确定的平均特征矢量和先前确定的平均特征矢量之间的差低于预定义的阈值。如果不满足终止标准,聚类分析再次执行步骤 104 到 107,其中,现在并不使用初始特征矢量而是使用实际确定的平均特征矢量,即在步骤 104 中在实际确定的平均特征矢量周围的区域之内确定特征矢量,在步骤 105 中,向第一聚类分配尚未分配给第一聚类的实际平均矢量周围区域中的特征矢量,在步骤 106 中,通过对第一聚类的特征矢量求平均来计算新的平均特征矢量。

[0116] 如果在步骤 107 中满足终止标准,则确定了第一聚类,该方法继续步骤 108。在 108

中,确定是否已将所有特征矢量,因而将所有采样窗口,分配给聚类。如果未将所有特征矢量分配给聚类,则基于尚未分配给聚类的剩余特征矢量执行步骤 102 到 107,以便确定另一个聚类。因此执行步骤 102 到 108,直到所有特征矢量,因而采样窗口,都分配给聚类。在向聚类分配所有特征矢量之后,第一聚类分析技术结束于步骤 109。由于将第一聚类分析技术应用于示出开始消融前的组织的 M 模式图像,因而通过执行步骤 101 到 109 确定的聚类对应于未被消融的组织。

[0117] 图 15 和 16 示出的 M 模式图像不仅示出了开始消融之前的组织,而且示出了开始消融之后的组织。在执行消融时,连续生成超声信号并采样。于是,对采样窗口进行连续采集并针对每个采样窗口计算特征矢量,即连续确定特征矢量,其中根据第二聚类分析技术对连续新确定的特征矢量聚类,在下文中将参考图 18 中所示的流程图描述所述第二聚类分析技术。

[0118] 在步骤 201 中,向实际确定的特征矢量和已经确定的聚类的每个平均矢量应用相似性度量。相似性度量例如是实际确定的特征矢量和相应平均特征矢量之间的绝对差,其中,如果这种绝对差低于预定义阈值,认为实际确定的特征矢量类似于相应的平均特征矢量。如果实际确定的特征矢量类似于特定聚类的平均特征矢量,则在步骤 202 中向特定聚类分配实际确定的特征矢量,其中在步骤 203 中,考虑新分配的实际确定的特征矢量,为这个特定聚类计算新的平均特征矢量。

[0119] 如果在步骤 201 中,确定实际确定的特征矢量不类似于现有聚类的任何平均特征矢量,则该方法继续步骤 204。在步骤 204 中,无法分配给现有聚类的实际确定的特征矢量定义新聚类,并且该实际确定的特征矢量被定义为这个新聚类的平均特征矢量。

[0120] 在图 14 中可以示范性地看到,在开始消融之前,存在若干聚类 40...47,它们可能属于未被消融组织的不同结构。在图 15 和 16 的下部,可以看到新聚类 48,它是在开始消融之后生成的。因此性质确定单元将这个新聚类 48 分配给“被消融组织”,将其他聚类 40...47 分配给“未被消融”。

[0121] 消融装置 1 还包括显示器 10,显示器用于示出确定的性质。特别是,显示器 10 适于显示组织的哪些部分被消融,组织的哪些部分未被消融。

[0122] 性质确定单元优选地还适于根据所确定的被消融部分和未被消融部分确定消融深度。由于从 M 模式图像已知消融部分和未被消融部分的位置,所以能够容易地确定消融深度,即从组织外表面开始消融的组织深度。显示器 10 还可适于显示这个消融深度。

[0123] 消融装置 1 还包括用于根据 M 模式图像的 A 线确定心壁的厚度的心壁厚度确定单元 54。A 线由 M 模式图像的超声强度定义,表示在固定时间 t 的超声信号的幅度。图 19 中示意性和示范性示出了这样的 A 线 61,其中根据任意单位的深度 d 以任意单位示出了 A 线的幅度 a 。

[0124] 62 和 63 表示的 A 线 61 的区域对应于心壁的前后表面。区域 64 是由超声脉冲直接生成的。

[0125] 图 19 中示出的 A 线 61 允许确定相对于超声换能器 18 的位置的前后表面 62、63 的位置,超声换能器 18 发射超声脉冲并接收回波。区域 64 中的第一测得幅度界定超声单元的位置。区域 64 之后是包括基本为零的幅度的区域,之后不久,区域 63 中的幅度再次增大,标志着对象处的第一反射,即标志着对象的前表面。接着是区域 65,包括对应于心壁组

织之内反射的小幅度,然后在区域 62 中,幅度再次显著增大,由此标志着心壁的后表面。于是,A 线 61 允许基于区域 62 和 63 确定前后表面的位置。心壁厚度确定单元优选地适于确定在包括基本零幅度值的区域之后区域 63 中越来越大幅度的位置,作为对象前表面的位置。然后,幅度在区域 65 中显著减小,确定幅度下次显著增大的位置(区域 62)作为心壁后表面的位置。换言之,在区域 64 中超声单元的换能器振铃之后,接着是“平静期”。这个平静期接下来终止于与前表面相关联的区域 63 中的反射。在区域 63 中的这种反射之后,出现时期 65,其标志是超声强度的快速且小的温度变化。特别是,时期 65 中信号的包络倾向于在强度上以指数衰减。在时期 65 的末尾,在区域 62 中再次观察到与后表面相关联的强反射。可以预定义阈值,尤其是可以预定义相对阈值,其中如果“平静期”之后的反射超过相应预定义阈值,则检测到前表面,且其中如果在时期 65 末尾信号超过相应阈值,则检测到后表面。可以利用具有已知前表面和后表面位置的壁,通过校准测量预定义阈值。

[0126] 在实施例中,性质确定单元还可适于根据所确定的消融深度和所确定的心壁前表面和后表面位置确定心壁的透壁程度。

[0127] 消融装置 1 还包括控制单元 11,控制单元用于根据性质确定单元确定的对象的性质控制对象的消融。特别是,控制单元 11 可适于根据确定的对象组织的被消融部分和未被消融部分控制对象组织的消融。例如,如果应当消融对象组织的某一部分,控制单元 11 能够控制对象组织的消融使得 RF 能量被施加直到完全消融相应部分。为了执行消融过程的这种控制,优选地实时确定组织的被消融部分和组织的未被消融部分。控制单元 11 还可适于根据透壁程度控制心壁的消融。特别是,控制单元 11 可适于控制消融,从而完全消融心壁,而不消融下方组织,即,控制单元可适于控制消融装置使得达到 100% 的透壁性。

[0128] 消融装置 1 中用于确定对象的性质,特别是,用于确定对象的被消融部分和未被消融部分的单元和元件,构成集成到消融装置中的性质确定装置。不过,性质确定装置也可以是未集成到消融装置中的独立装置。

[0129] 图 20 中示意性和示范性示出了独立的性质确定装置。图 20 中所示的性质确定装置 90 的元件和单元类似于上文参考图 1 所述的对应元件和单元,并由相同的附图标记表示。为了详细描述性质确定装置 90,因此参考图 1 的以上描述。

[0130] 图 21 示意性和示范性示出了性质确定装置 90 的导管 70 的导管顶端 71 的实施例。性质确定装置 90 的导管 70 的导管顶端 71 的元件和单元类似于上文参考图 2 所述的对应元件和单元,因此由相似的附图标记表示。为了详细描述这些元件和单元,因此参考上文参考图 2 提供的描述。与消融装置的导管顶端不同,性质确定装置 90 的导管顶端不包括消融电极。

[0131] 在下文中,将参考图 22 中示出的流程图示范性描述性质确定方法的实施例。

[0132] 在步骤 301 中,通过以下方式提供超声信号:向对象 3 发出超声脉冲、从对象 3 接收回波序列并根据接收的回波序列生成超声信号。由超声换能器 18 提供超声信号,即 M 模式图像。在步骤 302 中,根据提供的超声信号确定至少一个散射值,该至少一个散射值指示对象 3 的流体导致的超声脉冲的散射。在步骤 303 中,根据对象的一个或若干散射值,确定对象的性质,特别是对对象的被消融部分和对象的未被消融部分。

[0133] 在下文中,将参考图 23 所示的流程图示范性描述用于消融对象的消融方法的实施例。在步骤 301 中,提供超声信号,在步骤 302 中,基于所提供的超声信号确定至少一个

散射值；在步骤 303 中，根据至所述至少一个散射值确定对象的性质。步骤 301 至 303 类似于上文参考图 22 所述的步骤，是循环执行的，以便连续确定对象的哪个部分被消融，对象的哪个部分未被消融。向消融装置 1 的控制单元 11 提供这种消融信息，其中通过根据所确定的消融信息控制能量源 24 来控制步骤 304 中的对象消融，特别是，通过消融电极 4 施加 RF 能量。因而连续确定消融信息并将其用于控制消融过程。

[0134] 针对心脏心律不齐的已知导管消融过程中的一个主要缺点是生成伤口时缺少关于伤口质量的足够信息。此外，利用已知的方法，很难在重做消融过程时找回旧的伤口部位。当前，治疗学家依赖其自己的专业知识确定 消融的最佳参数，例如功率、温度和持续时间。不过，这些设置有很大变化，例如，因为例如局部心壁厚度、血流造成的局部冷却、导管和组织之间的接触等的患者内和患者间差异。

[0135] 在现有技术中，两个主要的治疗相关问题源于部位的加热不足或加热过度。在加热不足的情况下，组织未充分凝结以形成治疗学家期望的心律失常阻塞损伤。这可能导致患者体内持久或复发的症状、以及后续治疗的需要、更长的住院治疗时间和中风和栓塞的更大风险。另一个极端情况，过热，会导致处理部位组织的破裂，向血流中释放可能威胁生命的颗粒，或对相邻器官和组织造成损伤。

[0136] 根据本发明的消融装置提供了改善的控制。它提供了关于组织中伤口进展的反馈，能够提供关于伤口相对于处理部位处组织厚度的深度信息，并能够防止导管消融过程中加热不足和过热造成的伤害和死亡。

[0137] 在消融期间，血管结构并且因而毛细血管灌注，一般被凝固性坏死完全破坏。相反，具有血细胞的毛细血管灌注向未被消融的健康组织供应氧和代谢物。被消融的组织因此一般没有毛细血管灌注或毛细血管灌注至少被大大减少，未被消融组织包括正常毛细血管灌注而且一般未被减少。所述至少一个散射值优选地指示灌注组织的血液细胞造成的超声脉冲散射，因此也指示消融信息，特别是，无论组织是被消融组织还是未被消融组织。因而，如上文更详细的描述，性质确定单元能够基于所述至少一个散射值确定组织为被消融组织还是未被消融组织。

[0138] 如上所述，(红)血细胞的运动对超声的散射有贡献，尤其是在更高超声(US)频率(>10MHz)。因此，由流速变化或归因于被破坏的血管系统的完全没有运动所导致的由消融引起的血细胞运动的变化，影响 US 的散射。可以将这个特征用作组织损伤的标记。

[0139] 在实施例中，性质确定单元适于识别血管。由于至少一个散射值可以指示血细胞导致的超声脉冲散射，因而性质确定单元可适于根据至少一个散射值识别血管，特别是动脉或静脉。例如，通过校准测量，可以确定哪些散射值对应于血管，并且在实际确定了(如由校准确定的)对应于血管的散射值时，性质确定单元能够识别血管。消融装置的控制单元可适于使得，在性质确定单元在应当开始或继续消融过程的位置识别了血管时，在 显示器上或像声学输出单元的另一输出单元上产生警报。通过这种方式，在将消融电极定位在血管上或非常接近时，可以通知医生，并可以避免对血管应用消融过程。应当避免对血管应用消融程序，因为这可能导致，例如，缺血。

[0140] 消融装置和性质确定装置提供了分析和量化血液灌注和非血液灌注组织的散射模式变化的自动方式。如前所述，这种模式差异为区分消融前的健康心脏组织和消融导致的凝结消融组织提供了重要信息。模式差异优选基于实时 M 模式超声图像的质地

(texture)性质的统计分析,尤其是基于在两种状况之间给出清晰区分的二阶统计性质。这使得能够优选地仅基于统计分析区分健康和凝结的组织,因此能够用于消融期间和/或之后的伤口监测目的,特别是,用于控制伤口深度。

[0141] 至少一个散射值优选是从超声原始数据确定的,因为它保留了用于表征散射模式的高频信息。因而,用于确定至少一个散射值的超声信号优选地是由尚未处理,例如,尚未滤波的超声原始数据表示的。

[0142] 尽管在上述实施例中,基于例如一阶和二阶直方图确定散射值,但也可以基于其他基于质地的分析(其可以包括更高阶统计)确定散射值。例如,可以使用 Gabor 滤波方法,其中特定频带可能能够捕获被消融组织和未被消融组织之间的主要差异。

[0143] 尽管在上述实施例中,超声换能器被集成到导管中,但超声换能器也可以集成到例如针中。

[0144] 再次参考图 1,灌洗流体提供单元 52 可适于在灌洗流体中增加血管扩张剂,例如异丙基肾上腺素。当恰在开始消融之前应用一剂血管扩张剂时,目标位置的局部灌注增大。通过这种方式,可以增强消融前后血液诱发的超声散射的差异,从而便于分析,即便于性质确定单元基于至少一个散射值区分被消融组织和未被消融组织。

[0145] 尽管在上述实施例中,性质确定装置被集成到消融装置中,但在其他实施例中,性质确定装置也可以集成到另一对象影响装置中,例如,集成到用于执行活检的活检装置中。活检装置包括活检针,其中超声换能器可以集成到活检针的顶端中。活检装置可被用于例如肿瘤学中,用于区分被消融肿瘤与未被消融肿瘤。典型地,肿瘤的特征在于超灌注组织围绕的凝结组织的致密核心。这种周围组织是活检所取的靶组织。周围超灌注组织可以散射超声脉冲,可以基于所得的超声信号确定至少一个散射值。基于这至少一个散射值,可以确定肿瘤的哪个部分是凝结组织的致密核心,肿瘤的哪个部分是必须要进行活检的超灌注组织。

[0146] 图 24 示意性和示范性示出了活检针顶端 80 的实施例。活检针包括位于活检针顶端 80 的外部区域中的多个超声换能器 18。这个外部区域围绕中央腔 82。中央腔用于引入活检仪器,以获取组织 3 的一部分,并将这个部分转移到人体外部。超声换能器 18 通过向组织发出超声脉冲,从组织接收回波序列,并根据接收的回波序列生成超声信号,来提供超声信号。通过电连接 23 向散射确定单元发射超声信号。散射确定单元确定至少一个散射值,该至少一个散射值指示组织之内流体导致的超声脉冲散射,其中根据超声信号确定所述至少一个散射值,并且性质确定单元根据上文参考图 1 和 2 所述的至少一个散射值确定组织的性质。特别是,性质确定单元确定肿瘤的哪个部分是凝结组织的致密核心,对于灌注而言,该致密核心对应于被消融组织,并且肿瘤的哪个部分是超灌注组织,必须要从该超灌注组织进行活检,并且对于灌洗而言,该超灌注组织对应于未被消融组织。活检装置优选还包括上文参考图 1 所述的图像提供单元 2、定位单元 6、7 和导航单元 29。在活检针顶端的远端和超声换能器 18 之间,提供声学透明的材料 81,例如聚甲基戊烯,界定超声换能器 18 和活检针外部之间的声学路径。

[0147] 尽管在上述实施例中,心壁前后表面的位置从 A 线的幅度确定,但是在其他实施例中,可以通过其他方式确定这些位置。例如,可以基于深度上 A 线的频谱分析确定心壁前后表面的位置。

[0148] 可以在治疗例如心律不齐和肿瘤消融期间的组织成像中使用消融装置和性质确定装置。在这些过程中,希望在程序期间跟踪伤口形成的进展。

[0149] 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。

[0150] 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。

[0151] 可以由任何其他数量的单元或设备进行一个或若干单元或设备执行的确定,例如散射值和对象的性质的确定。例如,可以由单个单元或由任何其他数量的不同单元进行散射值的确定和对象的性质的确定。可以将确定和/或根据消融方法的消融装置的控制和/或根据性质确定方法的性质确定装置的控制实现为计算机程序的程序代码模块和/或专用硬件。

[0152] 单个单元或设备可以完成权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定手段的仅有事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。

[0153] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

[0154] 本发明涉及一种用于确定对象的性质的性质确定装置,所述对象优选地是心脏。超声信号提供单元提供对象的超声信号,散射确定单元根据超声信号确定至少一个散射值,该至少一个散射值指示由灌注对象的流体导致的超声脉冲的散射。性质确定单元根据至少一个散射值确定对象的性质。与基于气泡形成的组织损伤检测方法相比,基于流体导致的超声脉冲散射可以较为直接地确定与灌注相关的对象的性质,例如组织被消融还是未被消融,由此增大确定对象的性质的精度。

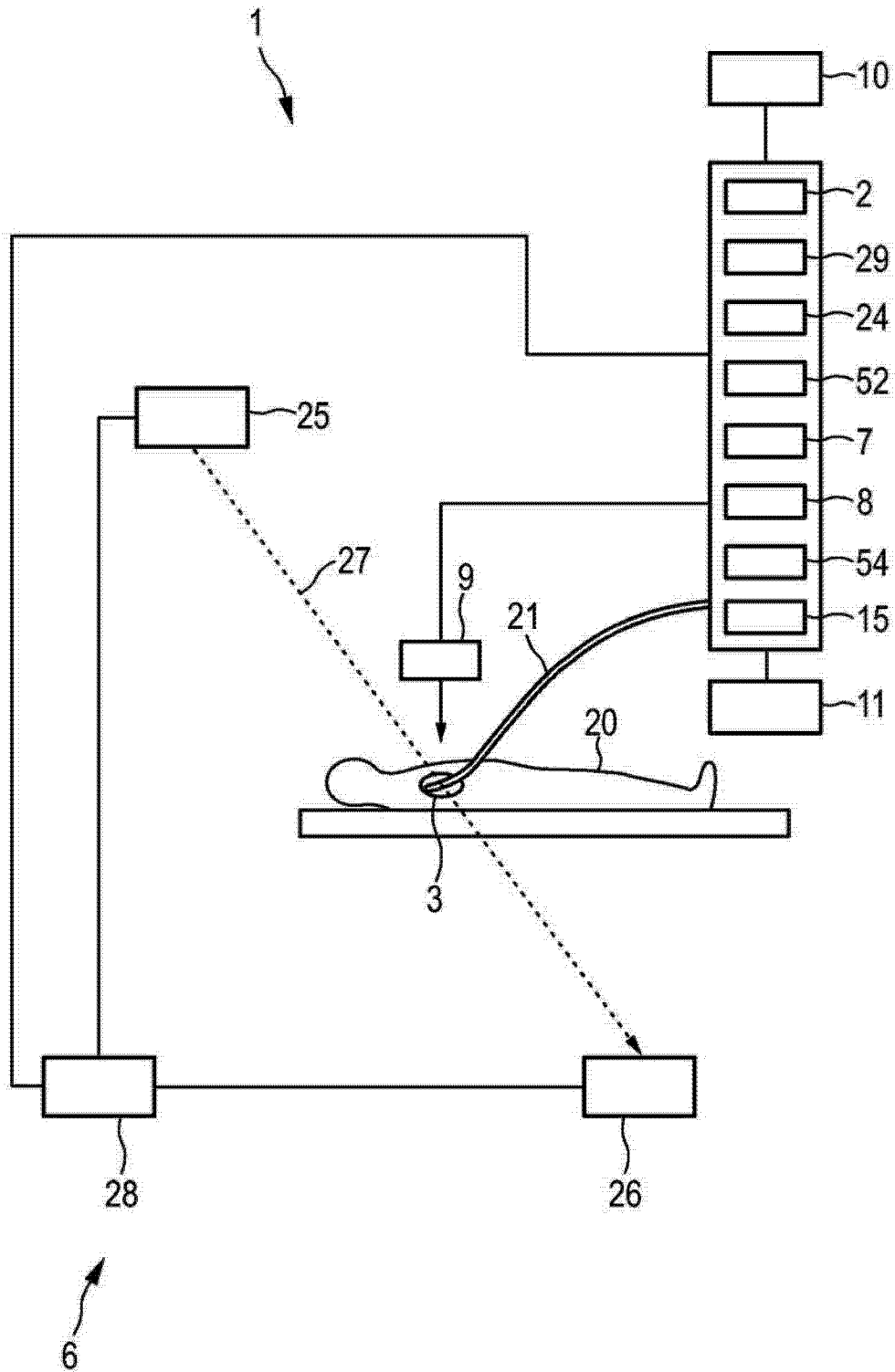


图 1

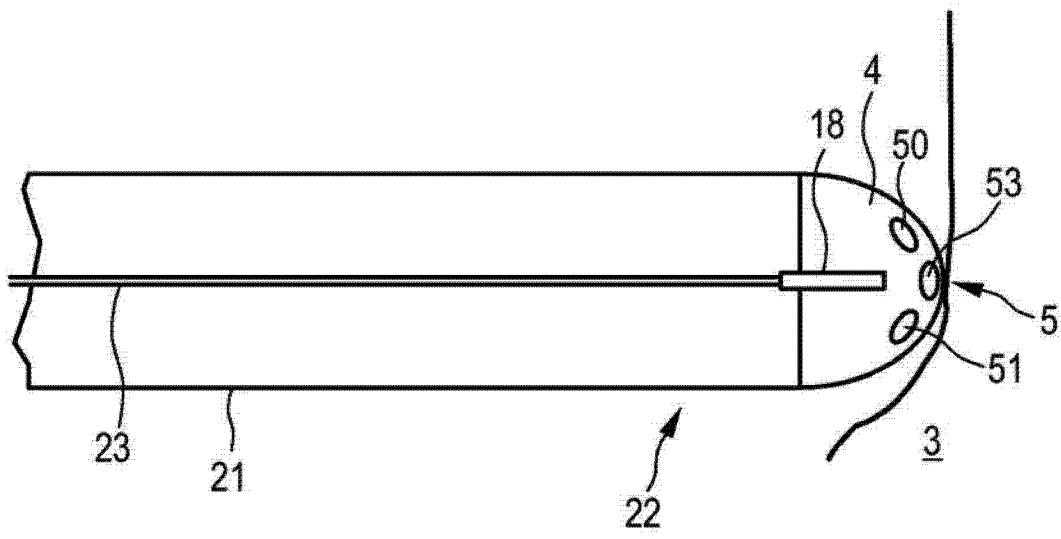


图 2

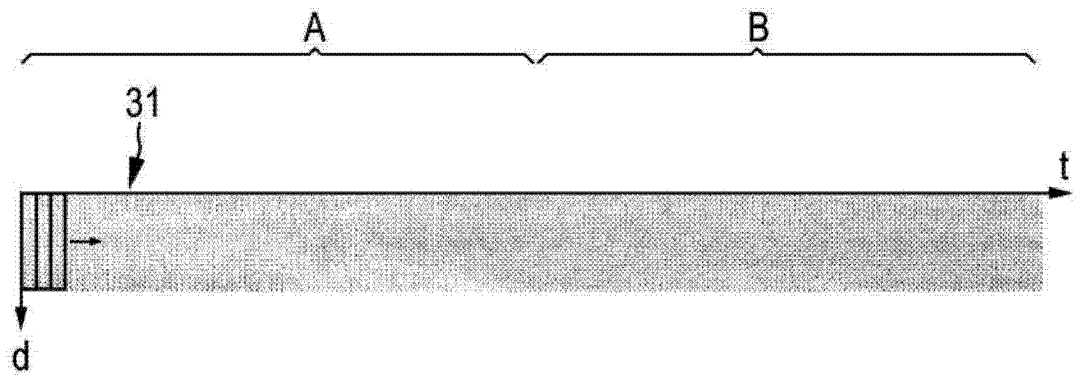


图 3

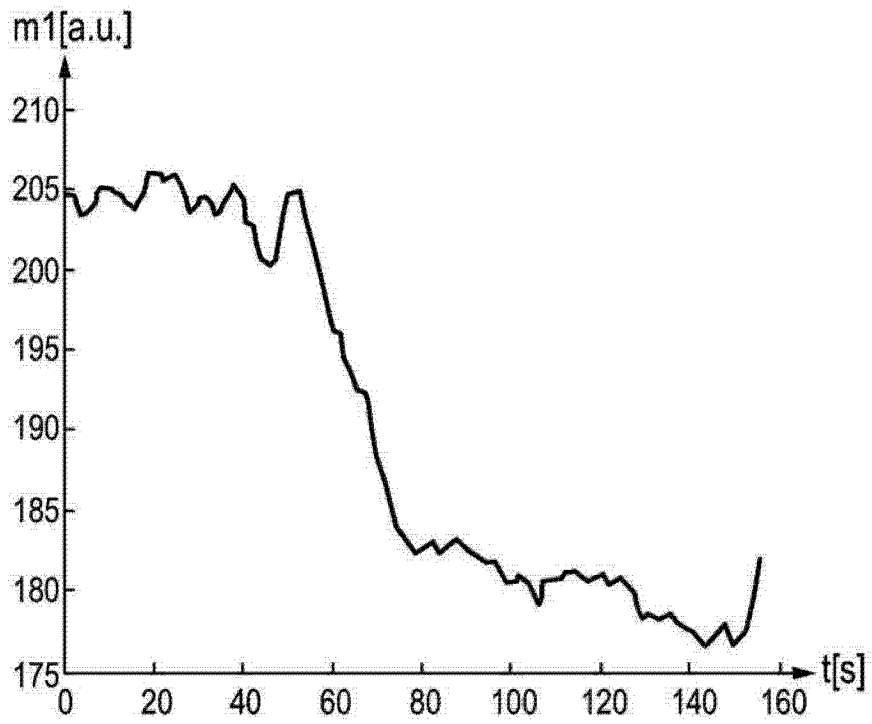


图 4

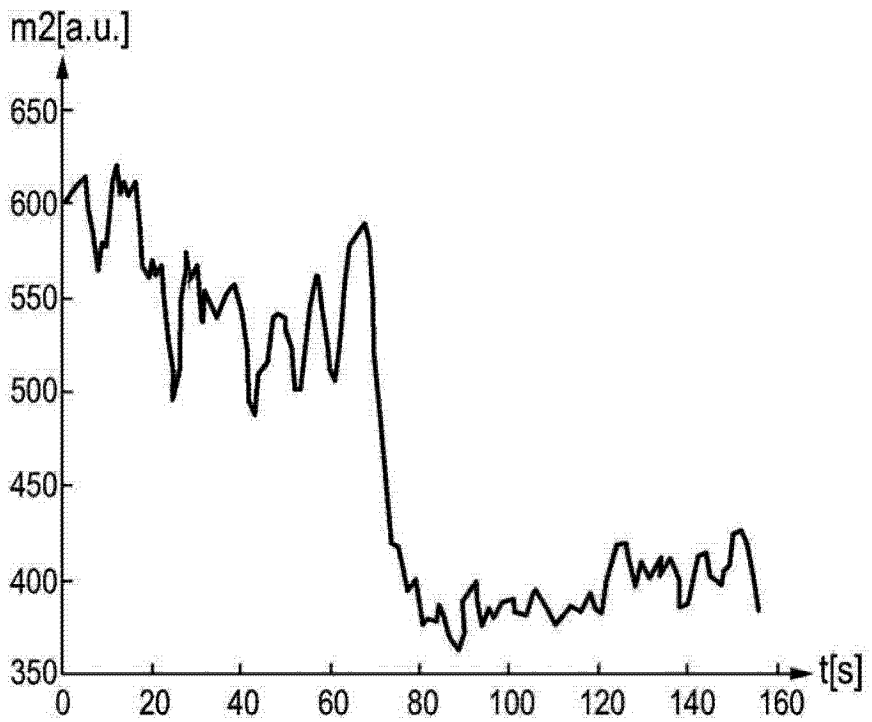


图 5

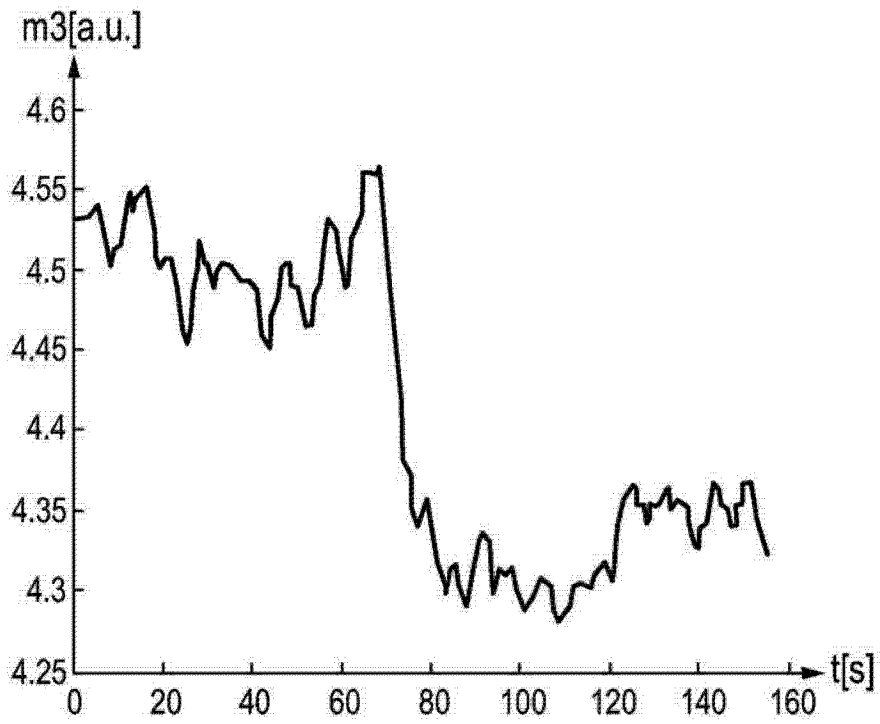


图 6

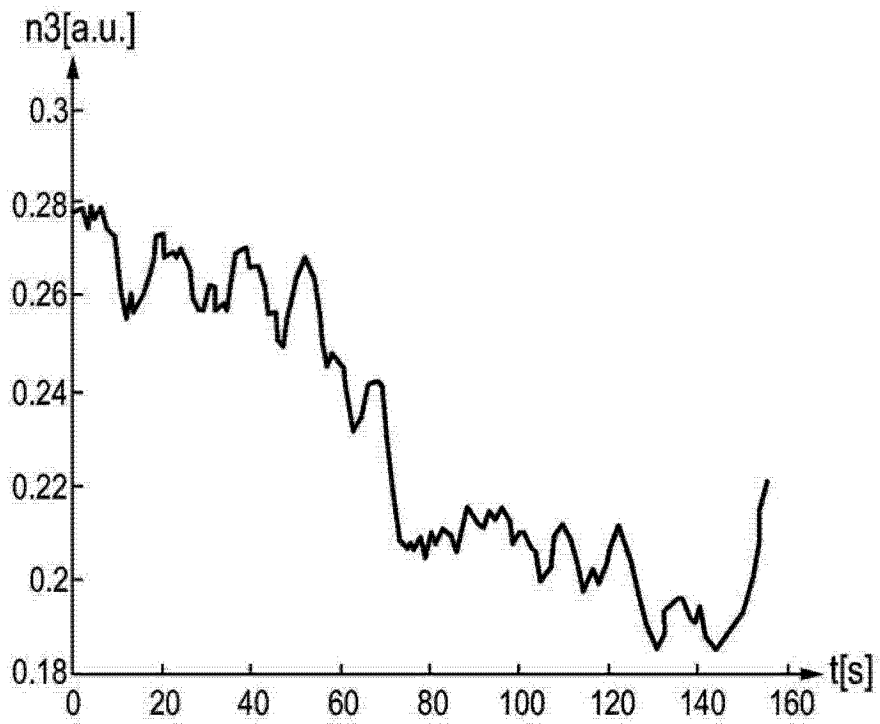


图 7

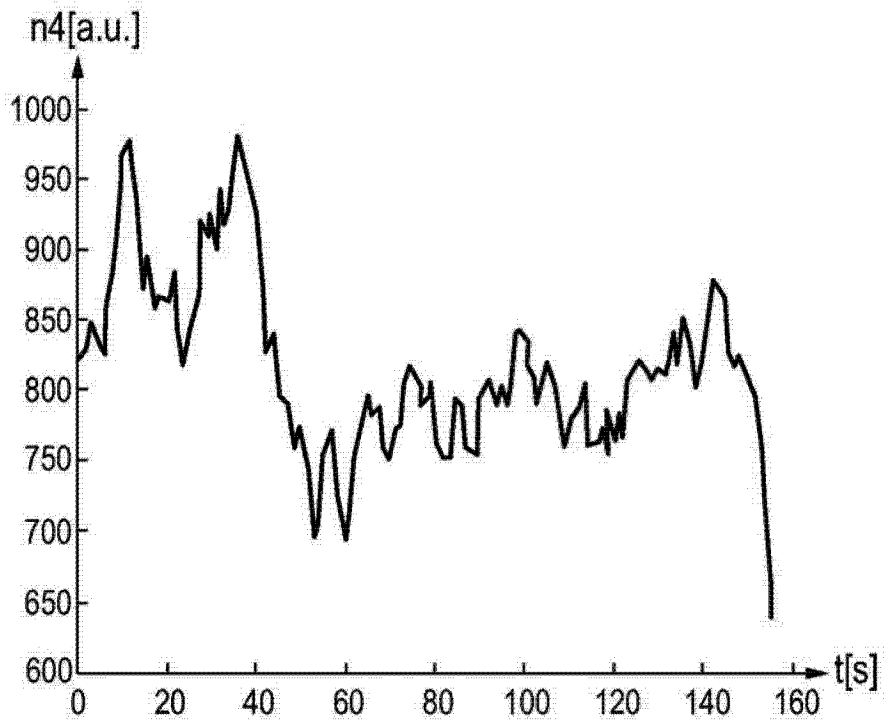


图 8

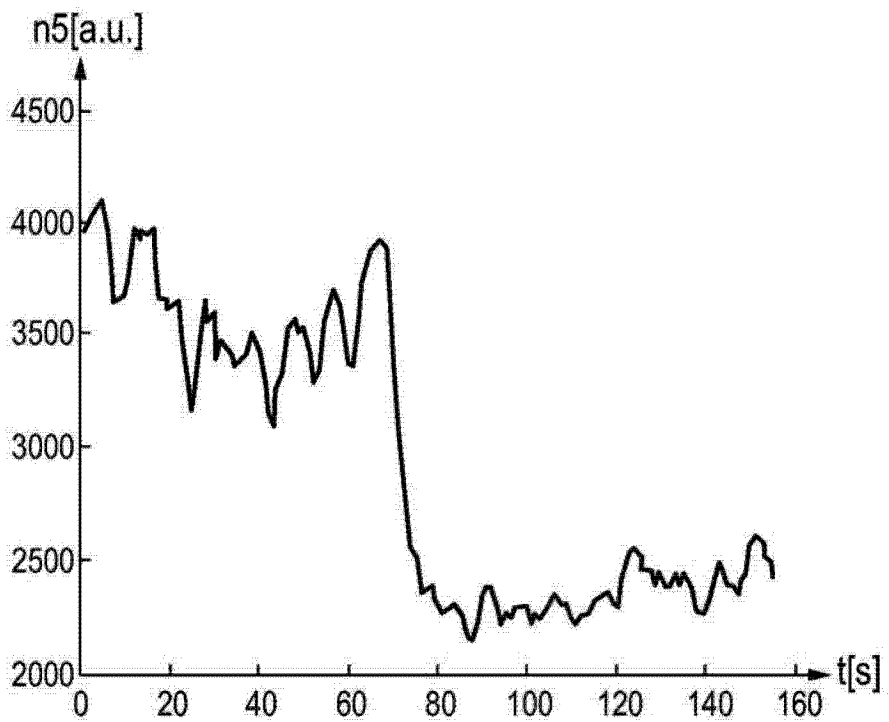


图 9

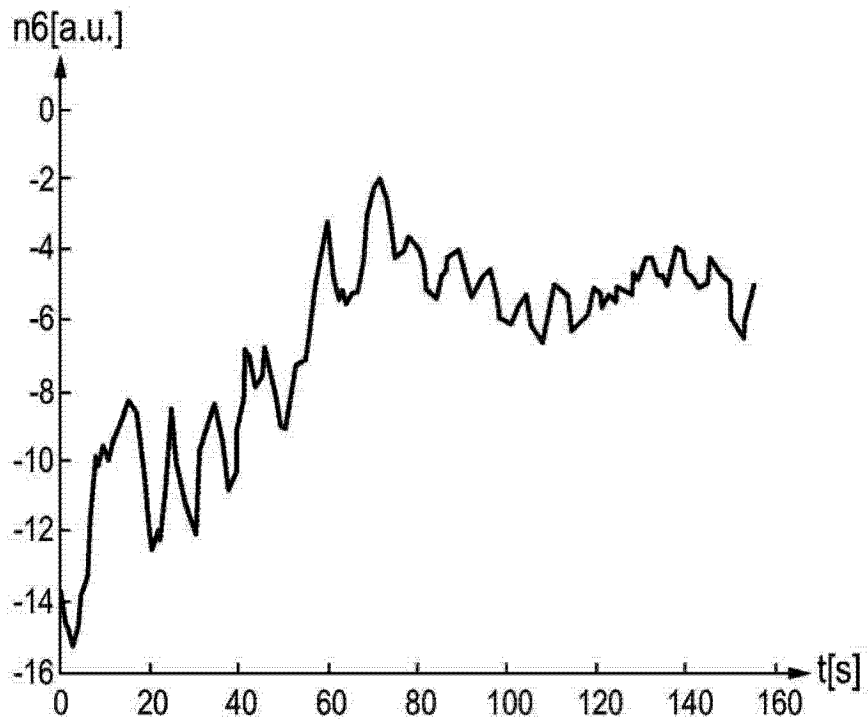


图 10

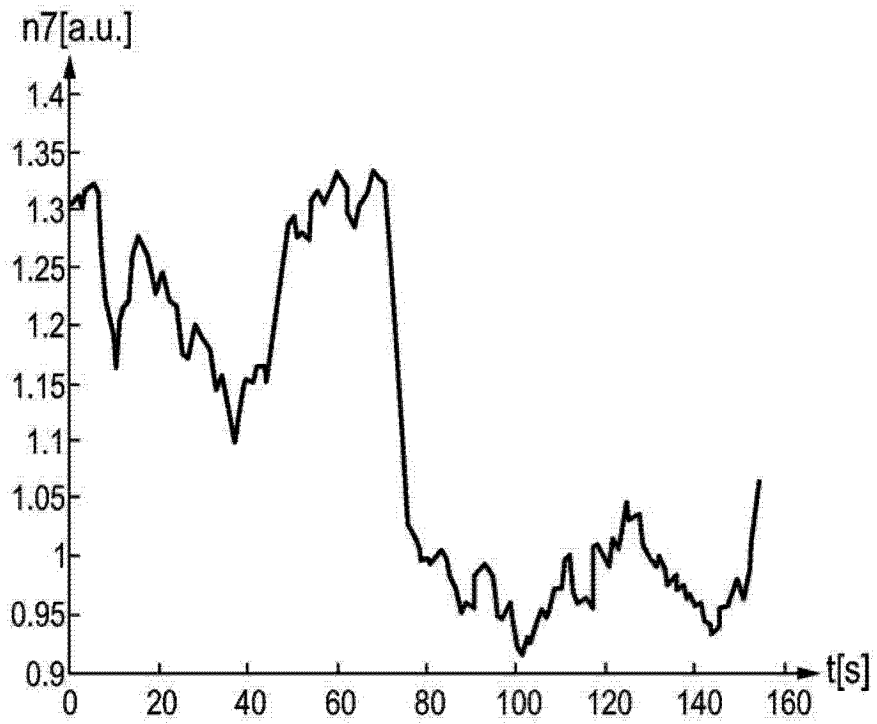


图 11

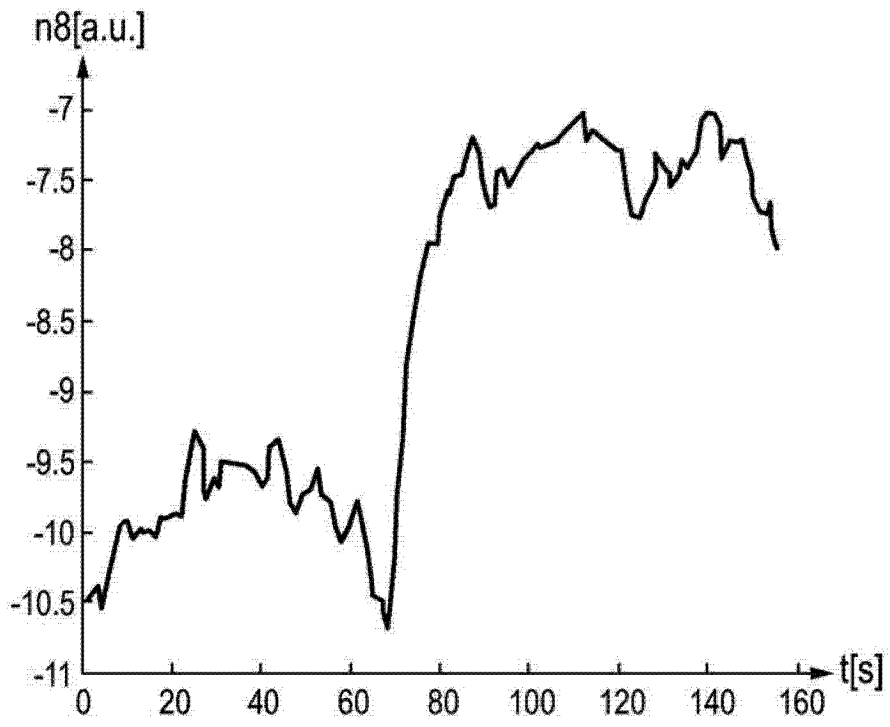


图 12

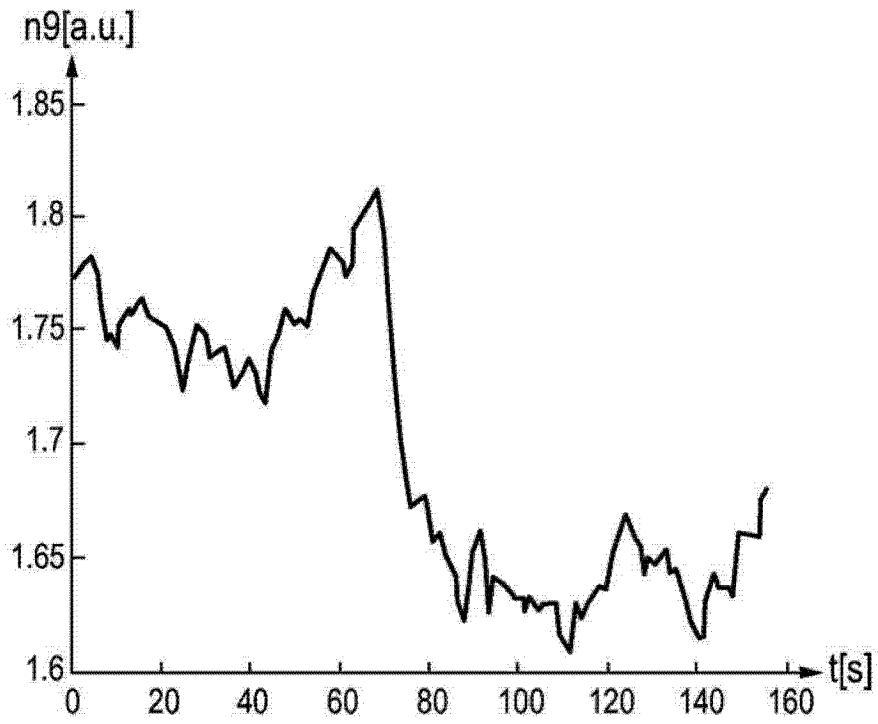


图 13

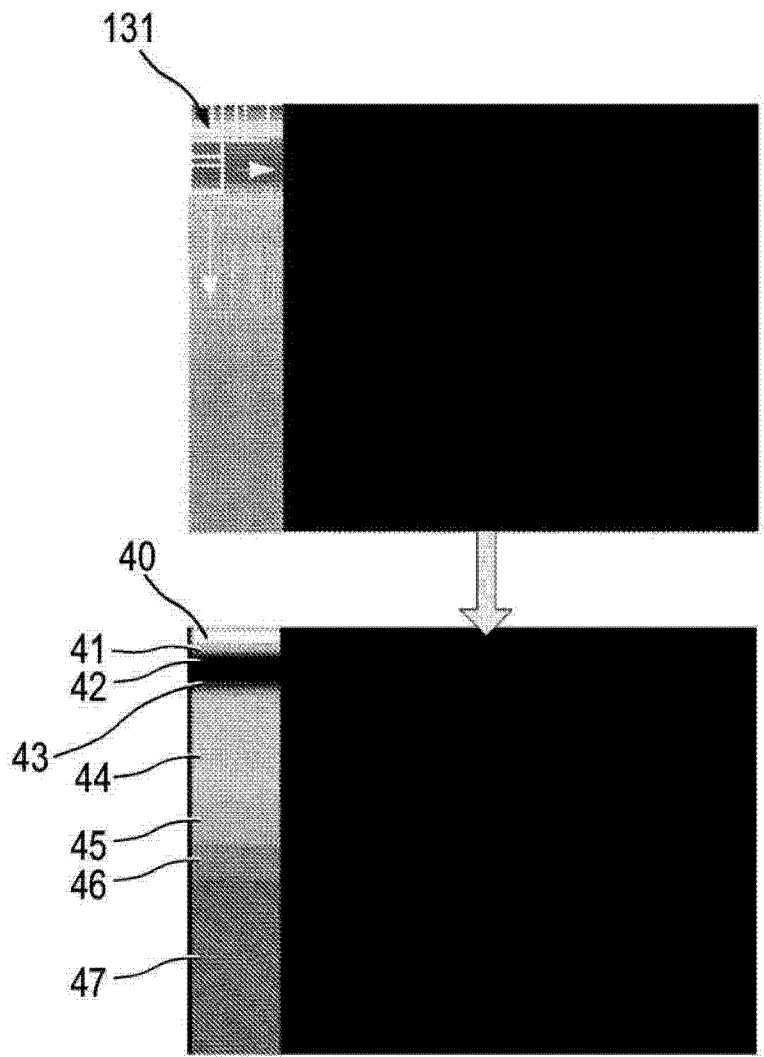


图 14

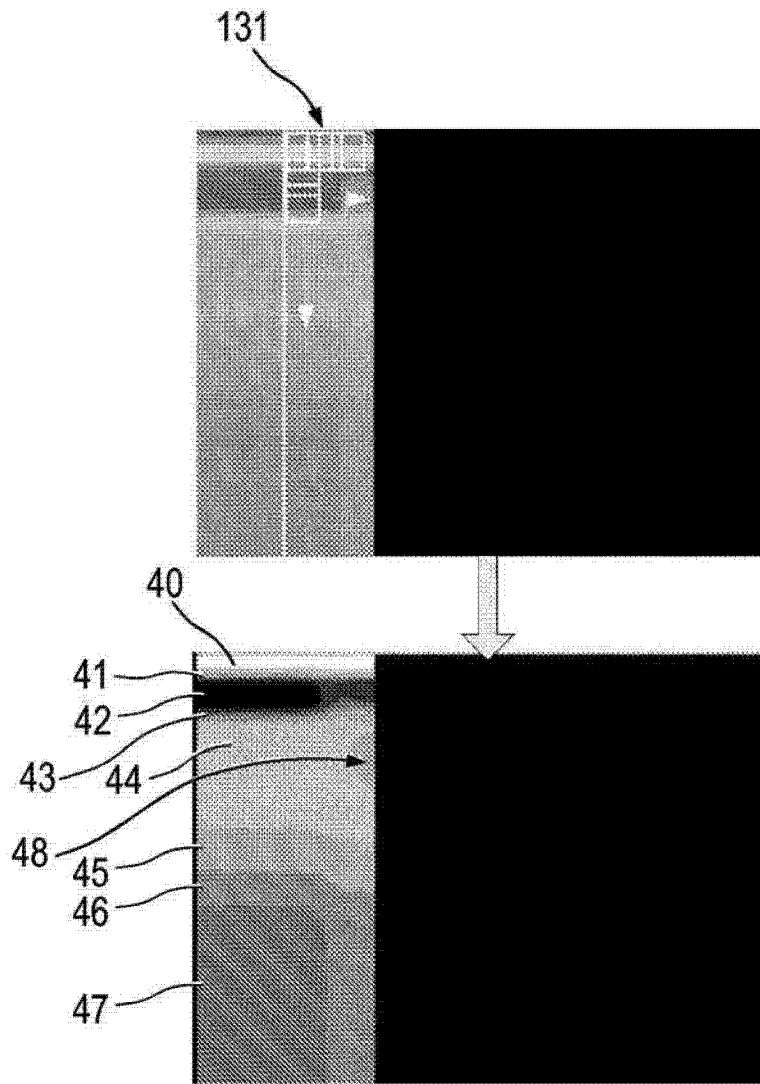


图 15

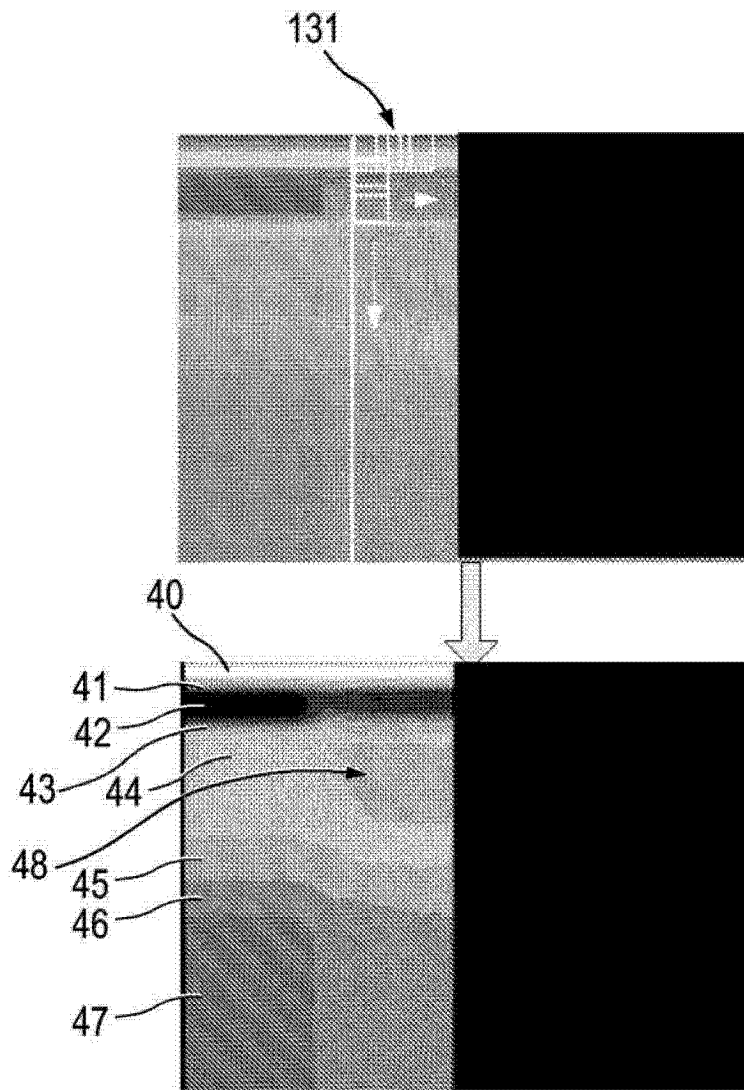


图 16

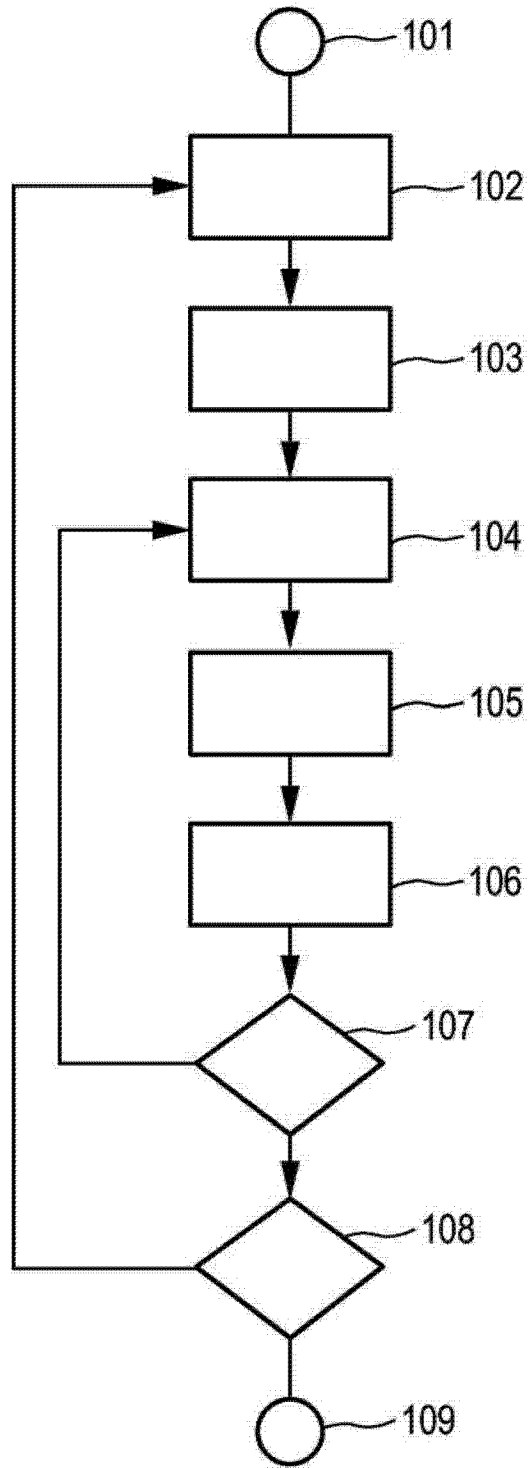


图 17

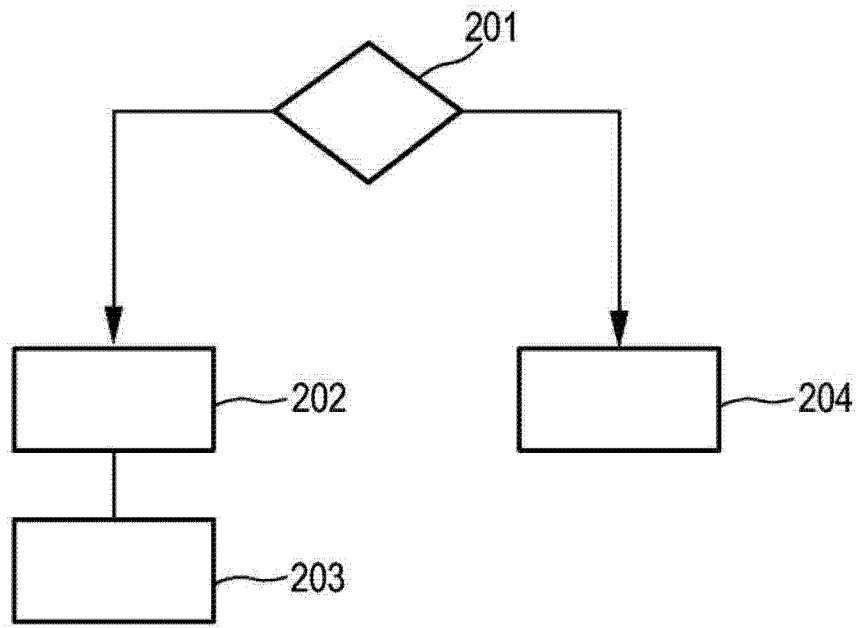


图 18

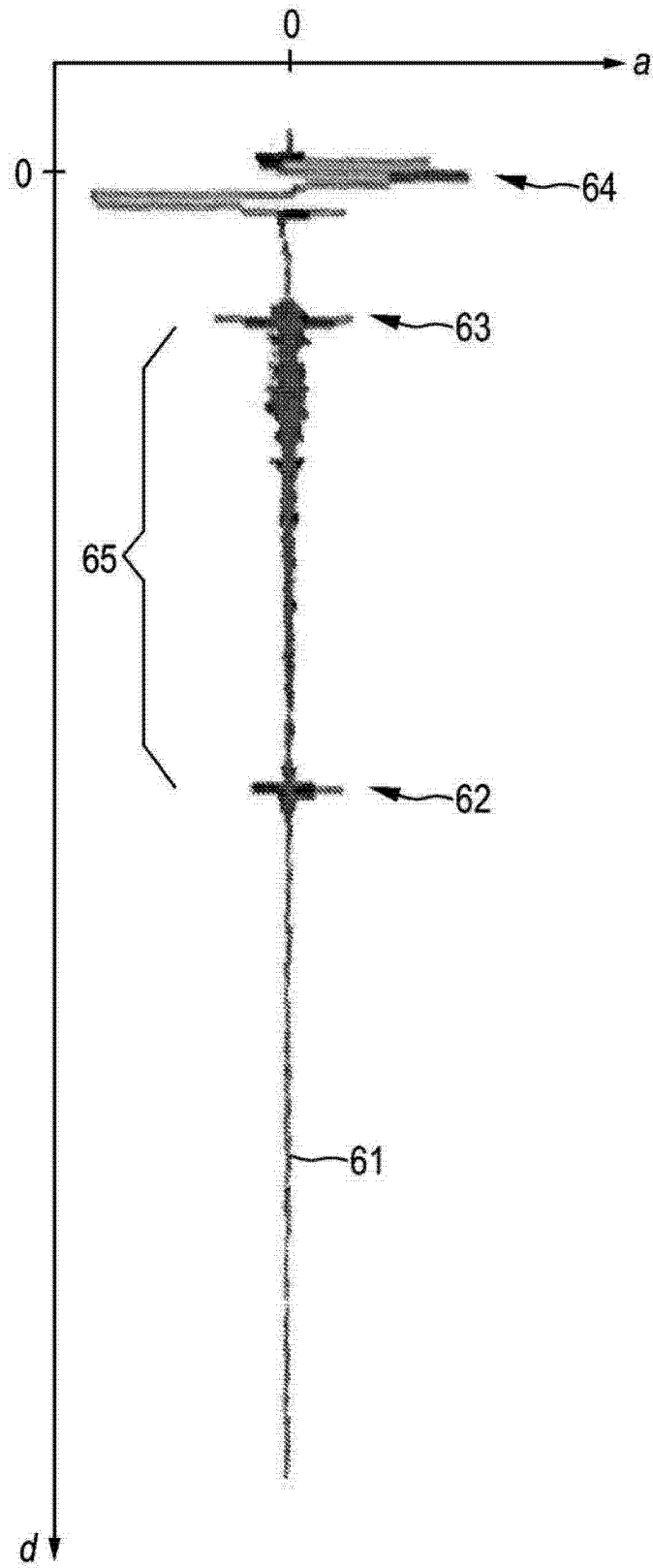


图 19

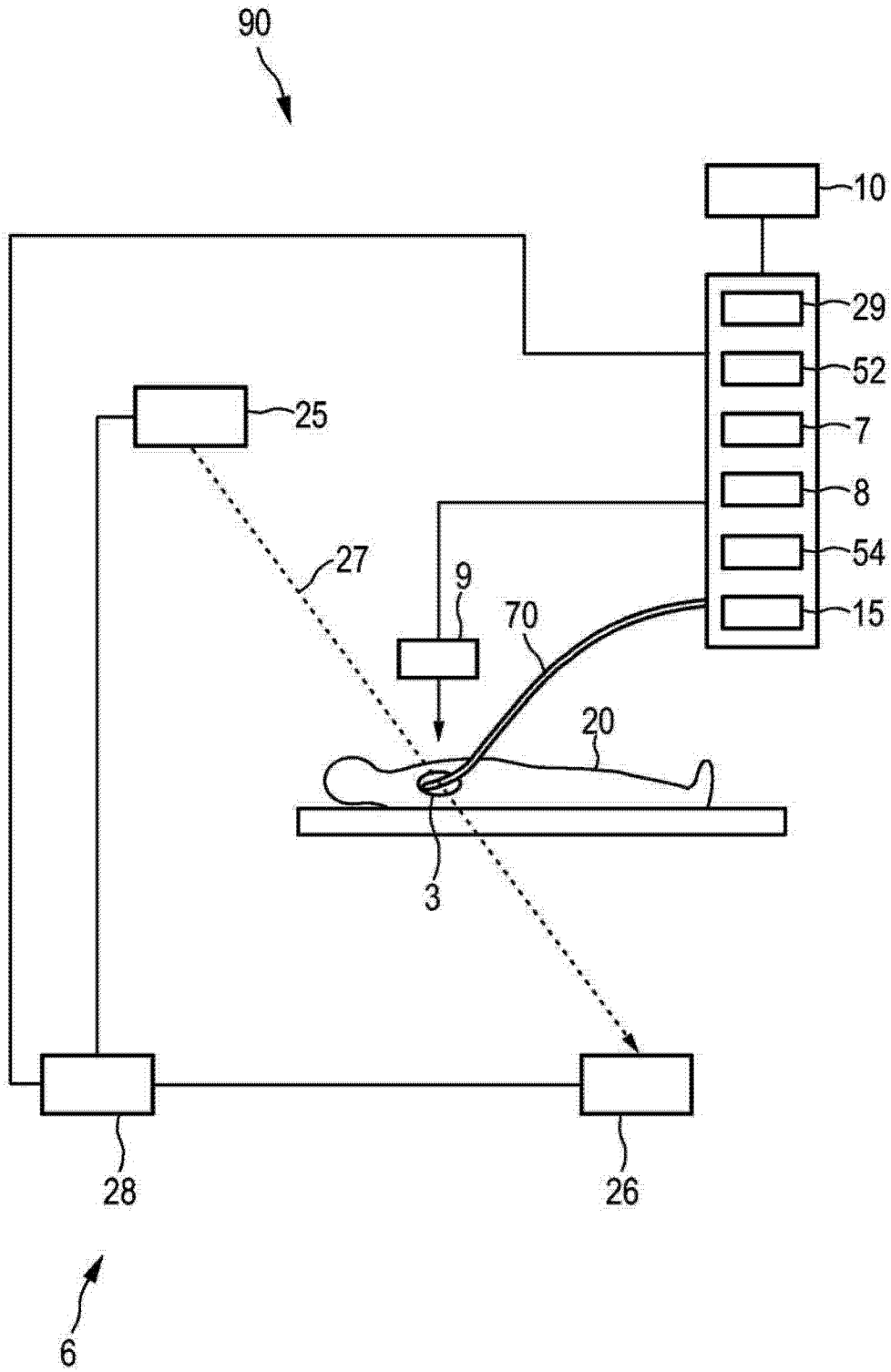


图 20

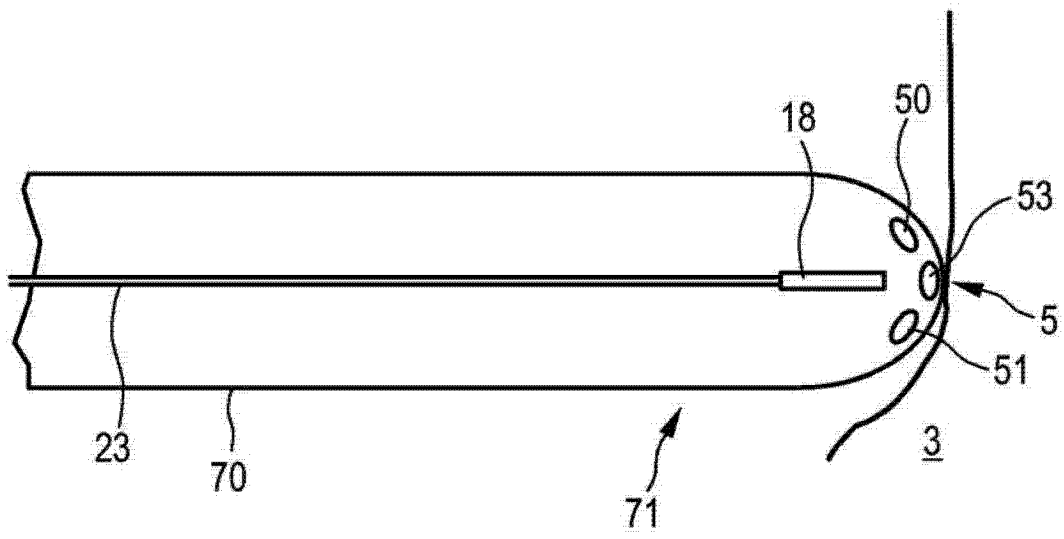


图 21

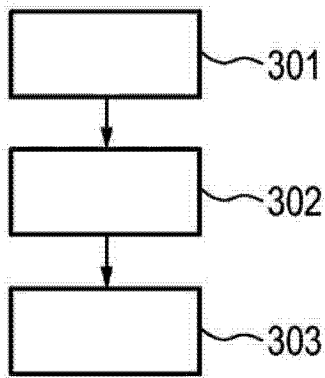


图 22

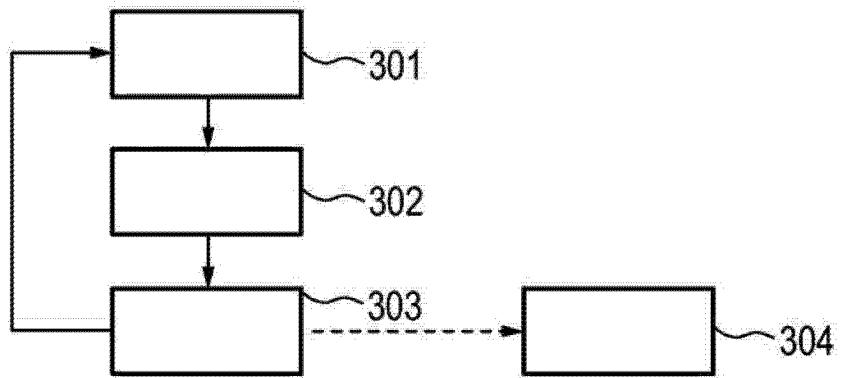


图 23

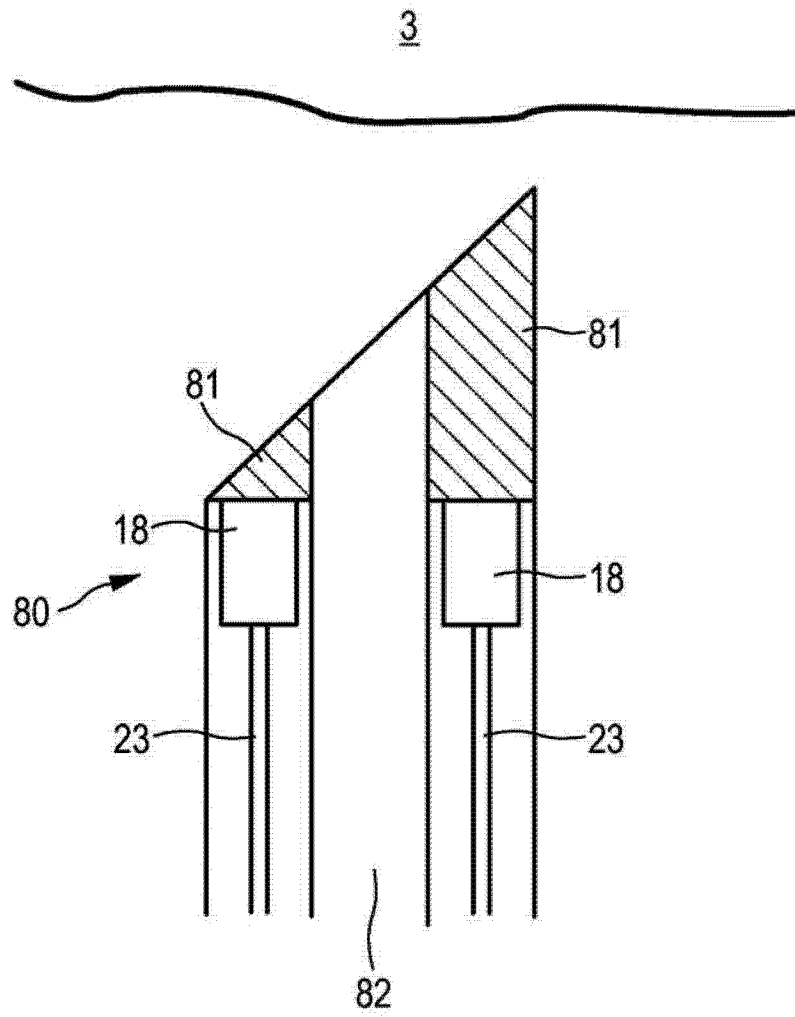


图 24

专利名称(译)	用于确定对象的性质的性质确定装置		
公开(公告)号	CN102858252B	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201180020819.9	申请日	2011-04-15
[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	GA哈克斯 F左 S德拉迪 SAW福肯鲁德 N米哈伊洛维奇		
发明人	G·A·哈克斯 F·左 S·德拉迪 S·A·W·福肯鲁德 N·米哈伊洛维奇		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B17/3403 A61B6/503 A61B6/504 A61B8/0833 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4472 A61B8/486 A61B18/0206 A61B18/1492 A61B34/71 A61B90/37 A61B2017/00053 A61B2017/00106 A61B2017/3413 A61B2018/00577 A61B2018/0212 A61B2018/1861 A61B2034/2051 A61B2034/2065 A61B2034/301 A61B2090/374 A61B2090/376 A61B2090/3762 A61B2090/3784 A61B2217/007		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2010161318 2010-04-28 EP 2010173025 2010-08-17 EP		
其他公开文献	CN102858252A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定对象的性质的性质确定装置，所述对象优选地是心脏。超声信号提供单元提供所述对象的超声信号，散射确定单元(8)根据所述超声信号确定至少一个散射值，该至少一个散射值指示由灌洗所述对象的流体导致的超声脉冲散射。性质确定单元(15)根据所述至少一个散射值确定所述对象的性质。与基于气泡形成的组织损伤检测方法相比，基于流体导致的超声脉冲散射可以较为直接地确定与灌洗相关的对象的性质，例如组织被消融还是未被消融，因而提高确定所述对象的性质的精度。

