



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103930041 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 16

(21) 申请号 201380002850. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 11. 18

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-252524 2012. 11. 16 JP

2013-238159 2013. 11. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 02. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/081063 2013. 11. 18

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉新宽树 金山侑子 岭喜隆

姚淙 田中豪

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

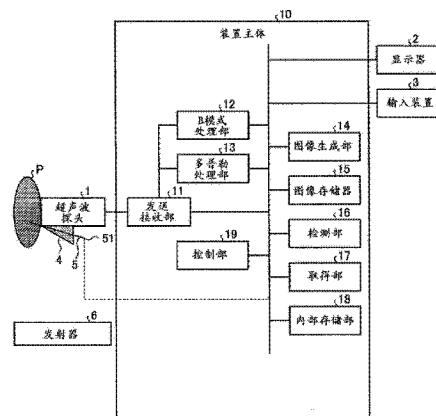
权利要求书3页 说明书20页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备取得部(17)、图像生成部(14)以及控制部(19)。取得部(17)取得在被检体的第1超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置。图像生成部(14)生成在使用了穿刺针的治疗后收集到的上述被检体的造影前图像数据与造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化在阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值的第2超声波图像数据。控制部(19)使上述第2超声波图像数据显示于显示部。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

取得部,其取得在被检体的第 1 超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置;

图像生成部,其生成在使用了穿刺针的治疗后收集到的上述被检体的造影前图像数据和造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化在阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距对应的像素值的第 2 超声波图像数据;以及

控制部,其使上述第 2 超声波图像数据显示于显示部。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备存储部,上述存储部存储针对亮度值变化的上述阈值和根据距上述边界的距离而设定了不同像素值的设定信息,

上述图像生成部根据上述设定信息来生成上述第 2 超声波图像数据。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述存储部存储根据距上述边界的距离而设定了不同颜色的颜色信息、或者设定了不同画影线的画影线信息或者在同色系设定了不同浓淡的浓淡信息,作为上述设定信息。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备检测部,上述检测部通过上述穿刺针具有的位置传感器来检测该穿刺针的针尖的位置,

上述取得部根据上述检测部检测到的针尖位置来取得上述关心区域的边界位置。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

上述第 1 超声波图像数据是对上述被检体进行三维扫描而生成的第 1 超声波体数据,作为上述造影前的图像数据以及作为上述造影后的图像数据的造影图像数据是对上述被检体进行三维扫描而生成的造影体数据,

上述取得部根据上述检测部检测到的针尖的三维位置来取得上述关心区域的三维位置,

上述图像生成部生成在作为上述造影前的图像数据以及作为上述造影后的图像数据的造影体数据中,对造影前后的亮度值的变化在上述阈值以上的体素,根据上述设定信息分配了和该体素与上述关心区域的边界之间的距离对应的体素值的第 2 超声波体数据,作为上述第 2 超声波图像数据,

上述控制部将根据上述第 2 超声波体数据生成的剖面图像数据或者投影图像数据中的至少 1 个显示于上述显示部。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部将重叠了描绘出上述被检体的组织的超声波图像数据以及描绘出上述被检体的造影剂分布的超声波图像数据中的至少一个和上述第 2 超声波图像数据的图像数据显示于上述显示部。

7. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述存储部存储边界内侧以第 1 色调根据距该边界的距离而设定不同的颜色、并且在边界外侧以与上述第 1 色调不同的第 2 色调根据距该边界的距离而设定了不同的颜色的颜色信息,作为上述设定信息。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像生成部在限定于上述关心区域的内部、或者上述关心区域的内部以及上述关

心区域的边界附近的外侧的区域中生成上述第 2 超声波图像数据。

9. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述存储部存储根据距边界的距离而不同的值的多个阈值,作为针对上述亮度值变化的上述阈值,

上述图像生成部根据上述设定信息对与距上述关心区域的边界的距离对应的阈值以上的像素分配和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值,来生成上述第 2 超声波图像数据。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部限定于上述关心区域显示上述第 2 超声波图像数据,或者使限定于上述关心区域的上述第 2 超声波图像数据重叠显示上述穿刺针的位置。

11. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部显示在上述第 2 超声波体数据中包含上述穿刺针的针尖,且由与上述穿刺针的插入路径正交的剖面切断了上述第 2 超声波体数据的剖面图像数据。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部还显示表示上述关心区域内的亮度值随着时间的变化的时间变化曲线。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部还显示在上述关心区域内被分配了像素值的区域相对于该关心区域的比例。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

当在拔去上述穿刺针之后收集到作为上述造影前图像数据以及作为上述造影后图像数据的造影图像数据时,上述取得部使上述第 1 超声波图像数据和上述造影图像数据位置对准,取得上述造影图像数据中与上述关心区域对应的对应区域的位置,

上述图像生成部根据上述对应区域的边界位置,来生成上述第 2 超声波图像数据。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

当变更上述穿刺针的位置进行多次使用了该穿刺针的治疗时,上述取得部取得合成了在各治疗中设定的多个关心区域的合成区域的边界位置,

上述图像生成部根据上述合成区域的边界位置,来生成上述第 2 超声波图像数据。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像生成部对造影前后的亮度值的变化在上述阈值以上的像素,分配和该像素与上述关心区域的边界之间的距离以及该像素中亮度值的变化在上述阈值以上的时间对应的像素值,来生成上述第 2 超声波图像数据。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像生成部对造影前后的亮度值的变化在上述阈值以上的像素,分配和该像素与上述关心区域的边界之间的距离以及该像素中亮度值的变化量对应的像素值,来生成上述第 2 超声波图像数据。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述关心区域的形状模板根据上述穿刺针的种类决定。

19. 一种图像处理方法,其中,包含:

取得部取得在被检体的第 1 超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置,

图像生成部生成在使用了穿刺针的治疗后收集到的上述被检体的造影前图像数据和造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化在阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值的第 2 超声波图像数据,以及控制部使上述第 2 超声波图像数据显示于显示部。

超声波诊断装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置作为具有简单的操作性、没有被辐射的可能的非侵入性、系统规模小等各种优点的医用图像诊断装置,在现在的医疗中发挥着重要的作用。即,超声波诊断装置例如能够通过仅仅使超声波探头与体表接触的简单操作,实时地显示心脏的拍动或胎儿的活动这样的检查对象的活动的样子。另外,由于超声波诊断装置是非侵入性的,因此安全性高,能够重复进行检查。另外,超声波诊断装置与 X 射线诊断装置、X 射线 CT(Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等其他的医用图像诊断装置相比较,系统的规模小,还能够容易地一边向床边移动一边进行检查。另外,在超声波诊断装置中,还开发了单手携带程度地小型化后的装置,该超声波诊断装置能够在妇产科或上门医疗等医疗现场中容易地使用。

[0003] 另外,近年来,静脉投放型的超声波造影剂正被产品化,进行“造影回波法”。以下,有时省略超声波造影剂而记作造影剂。造影回波法例如目的在于在心脏或肝脏等的检查中,从静脉注入造影剂增强血流信号,进行血流动态的评价。造影剂大多数情况下将微小气泡(微泡)作为反射源来发挥作用。例如,近年来,在日本发售的被称为 sonazoid (注册商标)的第二代超声波造影剂是通过磷脂包含碳氟化合物(perfluorobutane)气体的微小气泡。在造影回波法中,能够通过使用不破坏微小气泡的程度的中低声压的发送超声波,来稳定地观察造影剂环流的样子。

[0004] 另外,在使用了超声波诊断装置的治疗领域的应用也正取得进步。例如,用于肿瘤组织的病理检查的穿刺活检有时在使用了超声波诊断装置的超声波引导下进行。另外,用于肝癌等局限性肿瘤的射频消融术(RFA:Radio Frequency Ablation)的 RFA 针(电极针)的穿刺在超声波引导下进行。另外,在 RFA 的治疗效果判定中也使用了超声波诊断装置。

[0005] RFA 治疗是将电极针从体表朝向病变部(肿瘤部)插入,通过由射频产生的高温使病变部凝固死的治疗方法。近年来,在 RFA 治疗的效果判定中,大多数情况下使用上述的造影超声波。具体而言,在 RFA 治疗的效果判定中,通过造影回波法确认在进行了 RFA 治疗的治疗部中对肿瘤供给营养的血流(肿瘤血流)是否变没。为了防止复发,进行 RFA 治疗的区域(治疗计划区域)对肿瘤边界可靠地在全方位保留 5mm 程度的余量很重要。但是,在 RFA 治疗中,由于进行消融而在治疗前后组织像发生变化或者产生气体。因此,即使参照在治疗后进行的造影摄影得到的图像,医师也难以得知针尖的位置或肿瘤边界的位置,难以判定治疗效果。另外,根据肿瘤的大小、形态或基于附近血管的冷却效果等的不同,有时在 1 次的 RFA 治疗中并不充分,为了进行追加治疗,需要准确地把握治疗计划区域内或治疗计划区域的外侧附近的血流的残存部位。

[0006] 即,在 RFA 治疗的效果判定中,需要可靠且简单把握造影剂有无流入治疗计划区域。但是,通常 RFA 治疗的效果判定大多数情况下由医师主观地进行。因此,知道有将治疗

前的 X 射线 CT 体数据、MRI 体数据或者超声波体数据作为参照图像,进行治疗后的超声波体数据与参照图像的位置对准,进行客观的效果判定的方法。该方法是通过根据治疗前参照图像与治疗后超声波体数据的位置对准,来测量肿瘤边界与消融区域边界之间的距离,彩色显示所测量到的距离,从而对医师提示定量的治疗效果的方法。

[0007] 但是,在穿刺治疗中难以即时地进行体数据的读入或体数据间的位置对准处理等。例如,如上所述,由于在治疗前后组织像发生变化或者产生气体,因此有时难以进行位置对准处理。另外,在治疗现场中,需要医师瞬时把握追加治疗。

[0008] 专利文献 1:日本特开 2010-274043 号公报

发明内容

[0009] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够迅速且简单地进行射频消融术的可靠的治疗效果判定的超声波诊断装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备取得部、图像生成部以及控制部。取得部取得在被检体的第 1 超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置。图像生成部生成在使用了穿刺针的治疗后收集到的上述被检体的造影前图像数据和造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化在阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值的第 2 超声波图像数据。控制部将上述第 2 超声波图像数据显示于显示部。

附图说明

[0011] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0012] 图 2 是表示在第 1 实施方式中进行的 RFA 治疗的工作流程的一个例子的流程图。

[0013] 图 3 是用于说明图 1 所示的检测部的图。

[0014] 图 4 是用于说明图 1 所示的取得部的图(1)。

[0015] 图 5 是用于说明图 1 所示的取得部的图(2)。

[0016] 图 6A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(1)。

[0017] 图 6B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(2)。

[0018] 图 7 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(3)。

[0019] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(4)。

[0020] 图 9 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(5)。

[0021] 图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(6)。

[0022] 图 11 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。

[0023] 图 12A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的变形例的图(1)。

[0024] 图 12B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的变形例的图(2)。

[0025] 图 13A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的变形例的图(3)。

[0026] 图 13B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的变形例的图(4)。

[0027] 图 14 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0028] 图 15A 是用于说明第 3 实施方式的图(1)。

[0029] 图 15B 是用于说明第 3 实施方式的图(2)。

[0030] 图 16 是用于说明第 4 实施方式的图。

[0031] 图 17 是用于说明第 5 实施方式的图(1)。

[0032] 图 18 是用于说明第 5 实施方式的图(2)。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0034] (第 1 实施方式)

[0035] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3 以及装置主体 10。

[0036] 超声波探头 1 与装置主体 10 自由拆卸地连接。超声波探头 1 例如具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0037] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则被发送的超声波被被检体 P 的体内组织中声阻抗的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0038] 例如,作为二维扫描用的超声波探头 1,装置主体 10 与配置一系列多个压电振子而成的 1D 阵列探头连接。或者,例如作为三维扫描用的超声波探头 1,装置主体 10 与机械 4D 探头或 2D 阵列探头连接。机械 4D 探头如 1D 阵列探头那样能够使用以一系列排列而成的多个压电振子进行二维扫描,并且能够通过使多个压电振子以规定角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够通过矩阵状地配置的多个压电振子进行三维扫描,并且能够通过汇集发送超声波来进行二维扫描。

[0039] 在此,第 1 实施方式即使在通过超声波探头 1 对被检体 P 进行二维扫描的情况下,或者进行三维扫描的情况下也能够适用。以下,针对由超声波探头 1,对被检体 P 进行三维扫描的情况进行说明。

[0040] 并且,在第 1 实施方式中,为了进行射频消融(RFA:Radio Frequency Ablation)治疗,如图 1 所示,在超声波探头 1 上安装穿刺适配器 4。并且,在穿刺适配器 4 上安装作为产生射频的电极针的穿刺针 5。医师一边参照通过超声波探头 1 进行的超声波发送接收而显示于显示器 2 的超声波图像数据,一边将安装于穿刺适配器 4 的穿刺针 5 插入到被检体 P 的治疗部位。其中,第 1 实施方式即使在不使用穿刺适配器 4,而徒手进行基于穿刺针 5 的穿刺的情况下也能够适用。

[0041] 另外,在图 1 中虽然没有图示,但穿刺针 5 与控制穿刺针 5 所产生的射频的输出的治疗装置连接。该治疗装置能够监视穿刺针 5 的温度、射频的输出、消融区域的阻抗,医师操作治疗装置,进行使用穿刺针 5 的 RF 治疗。

[0042] 并且,本实施方式所涉及的穿刺针 5 具有位置传感器 51。例如,如图 1 所示,位置

传感器 51 内置于穿刺针 5 的根部(例如,支架部位)。另外,位置传感器 51 也可以内置于穿刺针 5 的前端部位。位置传感器 51 是磁传感器。另外,图 1 所示的发射器 6 是被配置于任意位置,以本装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。在本实施方式中,发射器 6 被配置于装置主体 10 的附近。另外,本实施方式也可以是发射器 6 安装于装置主体 10 的情况。位置传感器 51 检测由发射器 6 形成的三维磁场。并且,位置传感器 51 将检测到的磁场的信息发送到装置主体 10。例如,位置传感器 51 将检测到的磁场的信息通过无线通信或者有线通信发送至装置主体 10。在此,内置于穿刺针 5 的根部的位置传感器 51 沿着从穿刺针 5 的根部朝向前端的方向而具有大小。因此,位置传感器 51 检测到的磁场的信息成为能够检测穿刺针 5 的根部位置和穿刺针 5 的三维方向的信息。从而,如果假定穿刺针 5 的插入路径是直线,则如果穿刺针 5 的长度已知,则位置传感器 51 检测到的磁场的信息就成为能够检测穿刺针 5 的针尖位置的信息。

[0043] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。例如,输入装置 3 从操作者处接受进行 RFA 治疗的区域的设定。

[0044] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0045] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波来生成超声波图像数据的装置,如图 1 所示,具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 15、检测部 16、取得部 17、内部存储器 18 以及控制部 19。

[0046] 发送接收部 11 具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率,反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波汇集成束状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时,对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0047] 驱动脉冲从脉冲发生器电路经由电缆传达到超声波探头 1 内的压电振子之后,在压电振子中从电信号转换成机械振动。该机械振动在生物体内部作为超声波来发送。在此,具有根据每个压电振子而不同的发送延迟时间的超声波被汇集,向规定方向传播。即,延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的发送延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0048] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 19 的指示,执行规定的扫描序列,而具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间对其值进行切换的线性放大器型的发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0049] 另外,发送接收部 11 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道中放大进行增益校正处理。A/D 转换器将增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换,并赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器根据所赋予的延迟时间,对反射波信号进行加法

处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0050] 这样,发送接收部 11 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。根据发送接收部 11 所控制的接收指向性和发送指向性,形成超声波发送接收的综合的波束。在此,当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送二维超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维反射波信号来生成二维反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送三维超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维反射波信号来生成三维反射波数据。另外,来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择被称为 RF (Radio Frequency) 信号的包含相位信息的信号的形态、或是包络线检波处理后的振幅信息的形态等各种形态。

[0051] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,对接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。

[0052] 多普勒处理部 13 从发送接收部 11 接收反射波数据,根据接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取出基于多普勒效应的血流、组织或造影剂回波分量,来生成针对多点提取出平均速度、方差、幂等移动体信息的数据(多普勒数据)。另外,B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据被称为原始数据(Raw Data)。

[0053] 另外,B 模式处理部 12 能够通过滤波处理,使检波频率发生变化,从而改变要影像化的频带。通过使用该 B 模式处理部 12 的功能,从而本实施方式所涉及的超声波诊断装置能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)。即,B 模式处理部 12 能够根据被注入有造影剂的被检体 P 的反射波数据,通过滤波处理,将以造影剂(微小气泡、气泡)为反射源的反射波数据(高谐波数据或者分频谐波数据)与以被检体 P 内的组织为反射源的反射波数据(基本波数据)分离。例如,B 模式处理部 12 能够根据被注入有造影剂的被检体 P 的反射波数据,生成用于生成使用了 2 次高谐波数据的造影图像数据的 B 模式数据、或用于生成使用了基本波数据的组织图像数据的 B 模式数据。

[0054] 另外,通过使用该 B 模式处理部 12 的滤波处理功能,从而在组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)中,通过从被检体 P 的反射波数据中将高谐波数据或者分频谐波数据分离,从而能够生成用于生成除去了噪音分量的组织图像数据的 B 模式数据。另外,当进行 CHI 或 THI 的谐波成像时,B 模式处理部 12 能够通过使用上述的滤波处理的方法不同的方法,提取出谐波分量。在谐波成像中,进行振幅调制(AM:Amplitude Modulation)法或相位调制(PM:Phase Modulation)法、组合了 AM 法以及 PM 法的被称为 AMPM 法的映像法。在 AM 法、PM 法以及 AMPM 法中,对同一扫描线进行多次振幅或相位不同的超声波发送。由此,发送接收部 11 由各扫描线生成并输出多个反射波数据(接收信号)。并且,B 模式处理部 13 通过将各扫描线的多个反射波数据(接收信号)进行与调制法对应的加减法处理,来提取出谐波分量。并且,B 模式处理部 13 对谐波分量的反射波数据(接收信号)进行包络线检波处理等,生成 B 模式数据。

[0055] 例如,当进行 PM 法时,发送接收部 11 根据控制部 19 所设定的扫描序列,例如如(-1,1)那样,由各扫描线发送两次使相位极性反转的同一振幅的超声波。并且,发送接收部 11 生成基于“-1”的发送的接收信号和基于“1”的发送的接收信号,B 模式处理部 12 将这 2 个接收信号相加。由此,除去基本波分量,生成主要残存 2 次高谐波分量的信号。并且,B

模式处理部 12 对该信号进行包络线检波处理等,生成 THI 的 B 模式数据或 CHI 的 B 模式数据。在此,例如当在 CHI 中进行 PM 法时,B 模式处理部 12 能够通过对于基于“1”的发送的接收信号进行滤波处理,从而生成用于生成组织图像数据的 B 模式数据。

[0056] 另外,图 1 所示例的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维反射波数据以及三维反射波数据这两方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维反射波数据生成三维 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维反射波数据生成二维多普勒数据,根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。

[0057] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的二维 B 模式数据生成由亮度来表现反射波强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所生成的二维多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、幂图像数据或者组合了这些的图像数据。

[0058] 在此,图像生成部 14 一般的情况是将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描方式进行坐标转换,从而生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如图像生成部 14 使用扫描转换后的多个图像帧,进行重新生成亮度平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或进行在图像内使用微分滤波的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部 14 对超声波图像数据合成附带信息(各种参数的文字信息、刻度、体部标记等)。

[0059] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 14 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。图像生成部 14 根据作为扫描转换处理前的二维超声波图像数据的“二维 B 模式数据或二维多普勒数据”,生成作为显示用的二维超声波图像数据的“二维 B 模式图像数据或二维多普勒图像数据”。例如,在作为造影回波法的 CHI 中,图像生成部 14 生成“二维造影图像数据”作为“二维 B 模式图像数据”。另外,在 CHI 中,图像生成部 14 根据需要生成“二维组织图像数据”作为“二维 B 模式图像数据”。

[0060] 另外,图像生成部 14 对 B 模式处理部 12 所生成的三维 B 模式数据进行坐标转换,生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 对多普勒处理部 13 所生成的三维多普勒数据进行坐标转换,生成三维多普勒图像数据。图像生成部 14 将“三维 B 模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“超声波体数据”来生成。例如,在 CHI 中,图像生成部 14 生成“造影体数据”作为“超声波体数据”。另外,在 CHI 中,图像生成部 14 根据需要生成“造影体数据”以及“组织体数据”作为“超声波体数据”。

[0061] 另外,为了生成用于使体数据显示于显示器 2 的各种二维图像数据,图像生成部 14 对体数据进行绘制处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,例如存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成剖面图像数据(MPR 图像数据)的处理。另外,作为图像生成部 14 进行的绘制处理,例如存在通过体绘制(VR:Volume Rendering)处理或 MIP(Maximum Intensity Projection)处理等,生成 VR 图像数据或 MIP 图像数据等投影图像数据的处理。该投影图像数据成为反映出三维信息的二维图像数据。

[0062] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用的图像数据的存储器。例如,

在诊断之后操作者能够调出图像存储器 15 所存储的图像数据。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。例如,在诊断之后操作者能够调出图像存储器 15 所存储的 B 模式数据或多普勒数据,经由图像生成部 14 成为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 15 还能够存储发送接收部 11 所输出的数据。

[0063] 检测部 16 通过穿刺针 5 所具有的位置传感器 51,检测穿刺针 5 的针尖位置。即,检测部 16 通过使用安装有位置传感器 51 的穿刺针 5 的根部与针尖的相对位置关系的信息,来检测穿刺针 5 的针尖的位置。具体而言,检测部 16 接收内置于穿刺针 5 的根部的位置传感器 51 所检测到的磁场的信息,并根据接收到的信息,检测穿刺针 5 的根部的三维位置,另外检测穿刺针 5 的三维方向。例如,检测部 16 检测以发射器 6 为原点的空间中穿刺针 5 的根部的三维位置。换言之,检测部 16 检测实际空间中根部的三维坐标。并且,检测部 16 根据穿刺针 5 的三维方向和穿刺针 5 的长度,检测以发射器 6 为原点的空间中穿刺针 5 的针尖的三维位置。即,检测部 16 检测实际空间中针尖的三维坐标。另外,检测部 16 还能够通过依次检测穿刺针 5 的针尖在实际空间中的位置,检测在三维空间中移动的针尖的轨迹,从而检测穿刺针 5 的插入路径在实际空间中的位置。在上述的检测方法中,即使在徒手进行使用了穿刺针 5 的穿刺的情况下,也能够检测穿刺针 5 的针尖以及插入路径。但是,在将使用了穿刺针 5 的穿刺安装于穿刺适配器 4 来进行的情况下,也能够取得根据穿刺适配器 4 的信息得到的穿刺针 5 的方向。因此,检测部 15 还能够根据位置传感器 51 检测到的信息,检测根部的位置,使用检测到的根部的位置、根据穿刺适配器 4 的信息得到的穿刺针 5 的方向以及已知的穿刺针 5 的长度,来检测针尖的位置。另外,在该情况下,检测部 15 还能够通过检测在三维空间中移动的针尖的轨迹,来检测穿刺针 5 的插入路径在实际空间中的位置。

[0064] 另外,如果检测部 16 能够检测穿刺针 5 的针尖位置,则设置位置传感器 51 的位置可以是穿刺针 5 中的任意位置。另外,位置传感器 51 在穿刺针 5 中,也可以设置于多个位置。例如,如上所述,位置传感器 51 也可以内置于穿刺针 5 的针尖。此时,检测部 16 接收内置于穿刺针 5 的针尖的位置传感器 51 所检测到的磁场的信息,根据接收到的信息,检测穿刺针 5 的针尖的三维位置。由此,检测部 16 检测实际空间中的针尖的三维坐标。另外,检测部 16 还能够通过依次检测穿刺针 5 的针尖在实际空间中的位置,并检测在三维空间中移动的针尖的轨迹,从而检测穿刺针 5 的插入路径在实际空间中的位置。另外,当检测穿刺针 5 的插入路径在实际空间中的位置时,位置传感器也可以分别设置于穿刺针 5 和穿刺适配器 4。

[0065] 取得部 17 取得在被检体 P 的第 1 超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置。在本实施方式中,取得部 17 根据检测部 16 检测到的针尖的位置,取得在插入有穿刺针 5 的被检体 P 的第 1 超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置。在此,上述的第 1 超声波图像数据是作为以普通 B 模式生成的组织图像数据的超声波图像数据。例如,在本实施方式中,第 1 超声波图像数据是对被检体 P 进行三维扫描而生成的第 1 超声波体数据,第 1 超声波体数据是以普通 B 模式生成的组织体数据。另外,上述的关心区域是进行 RFA 治疗的治疗计划区域,在第 1 超声波体数据中被三维地设定。在本实施方式中,取得部 17 根据检测部 16 所检测到的针尖的三维位置取得关心区域的三维位置。另外,针对取得部 17 根据检测部 16 的检测结果而进行的处理,之后详述。

[0066] 内部存储部 18 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议或各种体部标记等各种数据。另外,内部存储部 18 根据需要,还用于保管图像存储器 15 所存储的图像数据等。另外,内部存储部 18 所存储的数据能够经由未图示的接口电路,向外部的外围装置转送。

[0067] 另外,例如,内部存储部 18 将对穿刺适配器 4 安装穿刺针 5 的角度作为穿刺针 5 的插入角度来存储。例如,当安装穿刺适配器 4 时,内部存储部 18 将穿刺适配器 4 的安装角度“A”作为穿刺针 5 的插入角度“A”来存储。另外,第 1 实施方式所涉及的内部存储部 18 存储阈值以及设定信息。针对内部存储部 18 所存储的阈值以及设定信息,之后详述。

[0068] 控制部 19 控制超声波诊断装置中的处理整体。具体而言,控制部 19 根据经由输入装置 3 由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部 18 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、检测部 16 以及取得部 17 的处理。另外,控制部 19 进行控制,将图像存储器 15 所存储的超声波图像数据等显示于显示器 2。

[0069] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置为了迅速且简单地进行使用了穿刺针 5 的射频消融术的可靠的治疗效果判定,进行基于以下说明的检测部 16 的检测结果的取得部 17 的处理和基于取得部 17 的处理结果的图像生成部 14 的处理。首先,使用图 2,针对在第 1 实施方式中进行的 RFA 治疗的工作流程的一个例子进行说明。图 2 是表示在第 1 实施方式中进行的 RFA 治疗的工作流程的一个例子的流程图。

[0070] 首先,医师在普通 B 模式的超声波引导下,进行用于 RFA 治疗的穿刺(步骤 S1)。在步骤 S1 中,图像生成部 14 通过进行普通 B 模式的三维扫描来生成第 1 超声波体数据。并且,通过控制部 19 的控制,图像生成部 14 例如根据第 1 超声波体数据生成普通剖面(A 面)的剖面图像数据和包含穿刺针 5 的深度方向的剖面的剖面图像数据。医师一边参照通过控制部 19 的控制显示器 2 上实时更新显示的 2 剖面的图像数据,一边将穿刺针 5 插入到被检体 P 的治疗部位。

[0071] 例如,控制部 19 能够根据内部存储部 18 所存储的插入角度“A”、和超声波探头 1 与穿刺适配器 4 的三维相对位置关系来确定包含第 1 超声波体数据中的穿刺针 5 的剖面。另外,当徒手进行穿刺针 5 的穿刺时,包含穿刺针 5 的深度方向的剖面通过参照 A 面的超声波图像数据的医师指定高亮度的直线来确定。

[0072] 其中,在本实施方式中,为了准确地取得关心区域的位置,取得部 17 优选进行以下的那样的处理。作为一个例子,医师对超声波探头 1 的位置进行调整,以使得使超声波探头 1 在被检体 P 的体表上移动,将肿瘤等治疗部位在 A 面的剖面图像数据中描绘出,且在 A 面中包含穿刺针 5 的插入路径。并且,医师在将超声波探头 1 固定在调整后的位置的状态下,使安装于穿刺适配器 4 的穿刺针 5 的针尖抵接被检体 P 的体表。在该状态下,医师例如按下输入装置 3 所具有的确定按钮。检测部 16 将根据在按下确定按钮的时刻从位置传感器 51 接收到的信息而检测到的穿刺针 5 的针尖在实际空间中的位置作为初始位置,通知给取得部 17。

[0073] 取得部 17 从控制部 19 取得三维扫描区域的形状以及大小和超声波探头 1 与穿刺适配器 4 的三维相对位置关系。并且,取得部 17 根据从控制部 19 取得的信息,取得检测部

16 所检测到的初始位置相对于第 1 超声波体数据的空间(以下,记作“体空间”)与“哪一位置”对应。由此,取得部 17 进行针尖在实际空间中的位置与针尖在体空间中的位置的对应建立。

[0074] 另外,当根据根部的位置检测针尖的位置时在根据穿刺适配器 4 的信息得到穿刺针 5 的方向的情况下,或检测部 16 从内置于穿刺针 5 的针尖的位置传感器 51 检测针尖的位置的情况下,当徒手进行穿刺时,体空间中的初始位置例如也可以通过在将穿刺针 5 插入到被检体 P 的扫描区域的状态下,参照超声波图像数据的医师指定高亮度的直线的前端来取得。另外,上述的初始位置例如也可以通过将穿刺针 5 的针尖或根部抵接与被检体 P 的体表抵接的超声波探头 1 的振子排列面的两端点来设定。由此,取得部 17 能够进行实际空间中的位置与体空间中的位置的对应建立。

[0075] 在该状态下,如果医师将穿刺针 5 朝向治疗部位插入,则检测部 16 检测穿刺针 5 在实际空间中的针尖的位置以及移动路径(插入路径),并通知给取得部 17。取得部 17 根据实际空间与体空间的对应关系,将检测部 16 所检测到的实际空间中针尖的位置以及插入路径实时地转换成体空间中针尖的位置以及插入路径。并且,通过接收到取得部 17 所取得的信息的控制部 19 的控制,在步骤 S1 中,图像生成部 14 生成“包含穿刺针 5 的 A 面的剖面图像数据”和“与 A 面的剖面图像数据正交,且包含穿刺针 5 的插入路径的剖面的剖面图像数据”。

[0076] 并且,医师设定作为治疗计划区域的关心区域(步骤 S2)。图 3 是用于说明图 1 所示的检测部的图,图 4 以及图 5 是用于说明图 1 所示的取得部的图。如图 3 所示例的那样,检测部 16 检测插入到治疗部位的大致中心的穿刺针 5 的针尖 A 在实际空间中的三维坐标。另外,如图 3 所示例的那样,检测部 16 检测穿刺针 5 的实际空间中的插入路径 L 的三维坐标。

[0077] 取得部 17 根据从检测部 16 通知的信息,在穿刺针 5 插入到治疗部位的大致中心的时刻的第 1 超声波体数据中,取得与针尖 A 对应的点 A' 的位置和与插入路径 L 对应的线 L' 的位置。并且,通过取得部 17 的控制,如图 4 的上图所示,图像生成部 14 根据第 1 超声波体数据生成 A 面的剖面图像数据,另外生成使该剖面图像数据重叠有点 A' 和线 L' 的图像数据。图 4 的上图所示的图像数据显示于显示器 2。医师在图 4 的上图所示的图像数据中,设定关心区域。例如,如图 4 的下图所示,医师在点 A' 的附近设定包含作为治疗部位的肿瘤 T 并且确保了 5mm 程度的余量的关心区域的边界 M'。

[0078] 在此,边界 M' 的形状能够根据穿刺针 5 的种类来推定。例如,根据穿刺针 5 是展开型还是单针型,边界 M' 的形状(三维形状)成为椭圆体或球体。即,关心区域的形状模板根据穿刺针 5 的种类来确定。例如,在本实施方式中,内部存储部 18 存储与穿刺针 5 的种类对应的各种形状的模板。医师从内部存储部 18 读出与穿刺针 5 的种类相符合的模板并显示在图像数据上。并且,医师进行模板的移动调整、放大缩小调整等,将模板的中心置于点 A',另外使模板的边界包含肿瘤 T 并确保 5mm 左右的余量。在该调整中,模板的轴沿着线 L' 来设定。另外,当在肿瘤 T 的附近存在血管等情况下,医师考虑基于附近血管的血流的冷却效果,进行模板的调整。由此,医师设定关心区域的边界 M'。

[0079] 并且,如图 5 所示例的那样,取得部 17 根据体空间中边界 M' 相对于针尖 A' 的相对位置关系,取得实际空间中边界 M 的位置。即,如图 5 所示例的那样,取得部 17 取得实际

空间中针尖 A 的位置以及插入路径 L 的位置,并且取得实际空间中关心区域的边界 M 的位置。另外,本实施方式也可以是取得部 17 对医师所指定的肿瘤 T 的位置,自动地设定关心区域的边界 M' 的情况。或者,本实施方式例如也可以是具有根据亮度信息自动检测肿瘤 T 的功能的取得部 17 自动地设定关心区域的边界 M' 的情况。

[0080] 返回到图 2,医师对在步骤 2 中设定的关心区域进行 RFA 治疗(步骤 S3)。具体而言,医师通过未图示的治疗装置,一边监视穿刺针 5 的针尖温度、射频的输出或阻抗等,一边进行消融治疗。

[0081] 并且,医师通过造影摄影进行 RFA 治疗效果判定(步骤 S4)。在步骤 S4 中,通过图像生成部 14 生成使用了在使用了穿刺针 5 的治疗后收集到的被检体 P 的造影图像数据的第 2 超声波图像数据,并显示于显示器 2。例如,在从使用了穿刺针 5 的治疗开始经过了规定时间(例如,大约 5 分钟)之后,医师投放造影剂,根据由造影图像数据生成的第 2 超声波图像数据来确认关心区域内的血流是否消失。在此,当规定时间是大约 5 分钟时,穿刺针 5 的针尖位置以及超声波探头 1 的抵接位置是与第 1 超声波体数据生成时相同的位置。另外,针对第 2 超声波图像数据之后详述。

[0082] 并且,医师参照第 2 超声波图像数据,判定消融范围是否充分(步骤 S5)。即,由于消融范围不充分或者存在肿瘤血管的残存,医师判定是否需要追加 RFA 治疗。在此,当消融范围充分时(步骤 S5 肯定),医师结束 RFA 治疗。

[0083] 另一方面,当消融范围不充分时(步骤 S5 否定),医师参照第 2 超声波图像数据,判定是否需要变更穿刺针 5 的位置(步骤 S6)。在此,当不需要变更穿刺针 5 的位置时(步骤 S6 否定),医师返回到步骤 S3,进行追加 RFA 治疗。另一方面,当需要变更穿刺针 5 的位置时(步骤 S6 肯定),医师返回到步骤 S1,为了进行追加 RFA 治疗,进行移动穿刺针 5 的位置的穿刺,进行步骤 S2 以后的处理。

[0084] 以下,针对在步骤 S4 所进行的治疗效果判定中,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置所进行的处理详细地进行说明。首先,第 1 实施方式所涉及的图像生成部 14 生成在使用了穿刺针 5 的治疗后所收集到的被检体 P 的造影前图像数据和造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化是阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值的第 2 超声波图像数据。以下,将上述的“造影前图像数据以及造影后图像数据”记作“造影图像数据”。为了进行该处理,第 1 实施方式所涉及的内存储部 16 存储“对于亮度值变化的阈值”和“根据距边界的距离而设定了不同像素值的设定信息”。具体而言,作为上述的设定信息,内存储部 18 存储“根据距边界的距离而设定了不同颜色的颜色信息”。更具体而言,第 1 实施方式所涉及的内存储部 18 存储在边界的内侧以第 1 色调根据距该边界的距离而设定不同的颜色,在边界的外侧以与上述第 1 色调不同的第 2 色调根据距该边界的距离而设定了不同的颜色的颜色信息,作为上述的设定信息。另外,作为对于亮度值变化的阈值,第 1 实施方式所涉及的内存储部 18 存储统一的值(TH)。阈值(TH)是为了判定有无流入造影剂而使用的阈值。

[0085] 并且,图像生成部 14 根据设定信息生成第 2 超声波图像数据。在本实施方式中,图像生成部 14 根据颜色信息来生成第 2 超声波图像数据。即,图像生成部 14 生成在使用了穿刺针 5 的治疗后所收集到的被检体 P 的造影图像数据中,对造影前后的亮度值的变化是阈值(TH)以上的像素,根据颜色信息分配了和该像素与关心区域的边界之间的距离对应

的颜色的第 2 超声波图像数据。在此,在第 1 实施方式中,作为“造影前图像数据以及造影后图像数据的造影图像数据”是对被检体 P 进行三维扫描而生成的造影体数据。

[0086] 因此,第 1 实施方式所涉及的图像生成部 14 生成在造影体数据中对造影前后的亮度值的变化是阈值(TH)以上的体素,根据设定信息分配了和该体素与关心区域的边界之间的距离对应的体素值的第 2 超声波体数据,作为第 2 超声波图像数据。由于设定信息是上述的颜色信息,因此图像生成部 14 生成对根据阈值而检测到的体素,根据颜色信息分配了和该体素与关心区域的边界之间的距离对应的颜色的第 2 超声波体数据,作为第 2 超声波图像数据。另外,如上所述,造影体数据是通过在与生成第 1 超声波体数据时相同的位置通过超声波探头 1 进行三维扫描而生成的体数据。即,造影体数据的各体素由与第 1 超声波体数据的各体素相同的体空间上的三维坐标来表现。

[0087] 在此,由于能够取得构成造影体数据的各体素与边界 M' 之间的距离,因此取得部 17 能够取得构成造影体数据的各体素在实际空间中的位置与边界 M 的距离。另外,由于能够取得构成造影体数据的各体素与边界 M' 的相对位置关系,因此取得部 17 能够在体空间中判别关心区域的内侧和外侧。另外,取得部 17 能够判定构成造影体数据的各体素在实际空间中的位置是关心区域的内侧还是外侧。因此,根据取得部 17 的控制,图像生成部 14 生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。图 6A、图 6B 以及图 7 ~ 图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图。

[0088] 例如,如图 6A 所示,内部存储部 18 所存储的颜色信息根据距关心区域的边界 M 的距离“d”,将不同的颜色建立对应。在图 6A 所示的颜色信息中,设定有在关心区域的边界 M 为“d=0”,在关心区域的内侧为“d < 0”,在关心区域的外侧为“d > 0”的极性。并且,在图 6A 所示的颜色信息中,当“d < 0”时,根据“d 的绝对值”分配第 1 色相的亮度发生变化的色调(R1、R2、R3),当“d > 0”时,根据“d 的绝对值”,分配了第 2 色相的亮度发生变化的色调(B1、B2)。例如,第 1 色相是红色系,第 2 色相是蓝色系。或者,第 2 色相是灰度。向关心区域内部流入造影剂意味着残存肿瘤,因此,第 1 色相优选如红色系那样,是使医师引起注意的色相。另外,在图 6A 以及图 6B 等中,为了方便作图,B2 的色是白色,但实际上,例如是比 B1 淡的蓝色。

[0089] 在该颜色信息中,例如当关心区域是球体时,如图 6B 所示,根据距关心区域的边界 M 的距离,在关心区域内设定球状的边界 M1 以及边界 M2,在关心区域外设定球状的边界 M3。

[0090] 取得部 17 取得构成造影前的体数据(例如,在设定关心区域的时刻,由造影回波法取得的超声波体数据)的各体素的亮度值,作为造影前的亮度值“I0”。并且,取得部 17 取得构成作为由造影回波法生成的造影后的图像数据的造影体数据的各体素的亮度值“I”。即,由于第 1 超声波体数据是通过 B 模式取得的数据,因此不适合作为造影回波法生成的造影体数据的比较对象。因此,在设定了关心区域之后,例如在投放造影剂之前,优选通过造影回波法取得超声波体数据,将该体数据作为造影前的图像数据,在造影剂投放后作为由造影回波法生成的造影体数据的比较对象。并且,取得部 17 针对同一体素,计算亮度值变化“I-I0”,并监视计算出的值。例如,取得部 17 针对全部体素,监视亮度值变化。并且,取得部 17 将“I-I0 ≥ TH”的体素的位置转换成实际空间的位置,取得该体素在实际空间中的位置与边界 M 的距离以及位置关系。并且,取得部 17 控制图像生成部 14,以使得根据图

6A 所示例的颜色信息取得与所取得的距离以及位置关系对应的颜色,并生成分配了所取得的颜色的体数据。

[0091] 例如,如图 6B 所示,当“ $I-I_0 \geq TH$ ”的体素的实际空间位置是边界 M1 内时,图像生成部 14 对该体素分配色调“R1”。另外,例如如图 6B 所示,当“ $I-I_0 \geq TH$ ”的体素的实际空间位置是边界 M1 与边界 M2 之间时,图像生成部 14 对该体素分配色调“R2”。另外,例如如图 6B 所示,当“ $I-I_0 \geq TH$ ”的体素的实际空间位置是边界 M2 与边界 M 之间时,图像生成部 14 对该体素分配色调“R3”。

[0092] 另外,例如如图 6B 所示,当“ $I-I_0 \geq TH$ ”的体素的实际空间位置是边界 M 与边界 M3 之间时,图像生成部 14 对该体素分配色调“B1”。另外,例如如图 6B 所示,当“ $I-I_0 \geq TH$ ”的体素的实际空间位置是边界 M3 的外侧时,图像生成部 14 对该体素分配色调“B2”。

[0093] 由此,图像生成部 14 生成图 7 所示例的第 2 超声波体数据。例如,如图 7 所示例的那样,图像生成部 14 生成重叠了边界 M' 的第 2 超声波体数据。另外,为了方便制图,图 7 所示的第 2 超声波体数据成为二维图像数据,但实际上是三维图像数据。另外,上述阈值例如被设定为医师等根据经验求得的值。另外,在上述中,针对作为对于亮度值变化的阈值设定与亮度值对应的值的情况进行了说明。但是,本实施方式也可以是作为对于亮度值变化的阈值,例如设定“5dB”等表示亮度值变化程度的值的情况。此时,取得部 17 例如根据用于向显示器 2 输出图像的 γ 曲线,将“ $I-I_0$ ”转换成分贝值,并对转换出的分贝值与阈值进行比较处理。

[0094] 在此,在造影回波法中,沿着时间序列来生成造影体数据。图像生成部 14 可以通过取得部 17 的控制,每当生成造影体数据时生成第 2 超声波体数据,也可以在造影期间生成的全部造影体数据中,使用亮度值变化是阈值以上的全部体素来生成第 2 超声波体数据。

[0095] 即,本实施方式也可以是沿着时间序列生成第 2 超声波体数据的情况,也可以是生成在造影期间保持阈值以上的全部体素的位置的保持型第 2 超声波体数据的情况。或者,本实施方式也可以将造影期间分割成多个期间,生成在各分割期间保持阈值以上的全部体素的位置的保持型第 2 超声波体数据。

[0096] 并且,控制部 19 使第 2 超声波图像数据显示于显示器 2。在本实施方式中,生成第 2 超声波图像数据作为体数据(第 2 超声波体数据),因此控制部 19 将根据第 2 超声波体数据生成的剖面图像数据或者投影图像数据中的至少 1 个显示于显示器 2。

[0097] 例如,图像生成部 14 通过控制部 19 的控制,将图 7 所示例的第 2 超声波体数据由沿着深度方向的多个 A 面切断。由此,如图 8 所示,图像生成部 14 生成多个 A 面的 MPR 图像数据。显示器 2 显示图 8 所示例的多个 MPR 图像数据。如果肿瘤血管在空间上不均匀或者存在由于比较大的血管造成的冷却效果,则消融有时不如计划那样进行。因此,通过显示图 8 所示例的多个剖面,从而医师能够进行多剖面中的效果判定。

[0098] 或者,控制部 19 限于关心区域来显示第 2 超声波图像数据。或者,控制部 19 使穿刺针 5 的位置重叠显示于限于关心区域的第 2 超声波图像数据。在生成第 2 超声波图像数据作为第 2 超声波体数据的本实施方式中,图像生成部 14 通过控制部 19 的控制,生成从第 2 超声波体数据中提取关心区域内的体数据,并将所提取出的体数据向规定方向投影的投影图像数据。投影图像数据是 VR 图像数据或 MIP 图像数据。例如,图像生成部 14 通

过对在所提取出的体数据上重叠了上述点 A' 以及线 L' 的体数据进行 MIP 处理,从而生成图 9 所示例的 MIP 图像数据。

[0099] 或者,控制部 19 显示在第 2 超声波体数据中包含穿刺针 5 的针尖,且由与穿刺针 5 的插入路径正交的剖面切断了第 2 超声波体数据的剖面图像数据。在此,控制部 19 也可以将该剖面图像数据作为限定于关心区域的剖面图像数据。例如,图像生成部 14 通过控制部 19 的控制,从第 2 超声波体数据中提取关心区域内的体数据。另外,取得部 17 在所提取出的体数据中,取得包含上述的点 A' 且与线 L' 正交的剖面的位置。图像生成部 14 通过将所提取出的体数据由取得部 17 所取得出的剖面来切断,从而生成图 10 所示例的 MPR 图像数据。另外,在图 9 以及图 10 所示例的图像数据上,与边界 M' 对应的圆以虚线来重叠。该虚线通过图像生成部 14 来描绘。

[0100] 另外,如上所述,显示器 2 所显示的显示用图像数据并不限于根据第 2 超声波体数据生成的二维图像数据。例如,控制部 19 也可以将重叠了描绘出被检体 P 的组织的超声波图像数据以及描绘出被检体 P 的造影剂分布的超声波图像数据的至少一个、和根据第 2 超声波体数据生成的二维图像数据的图像数据显示于显示器 2。描绘出被检体 P 的组织的超声波图像数据例如是根据第 1 超声波体数据或作为造影体数据的生成源的三维反射波数据而生成的基本波的体数据。另外,描绘出被检体 P 的造影组织的超声波图像数据是生成第 2 超声波体数据所使用的造影体数据。

[0101] 例如,图像生成部 14 通过根据取得部 17 的位置对准指示,使用合成了第 2 超声波体数据和作为重叠对象的体数据的体数据,进行 MPR 处理、VR 处理、MIP 处理等,从而生成重叠图像数据。另外,图像生成部 14 例如降低成为重叠对象的体数据的不透明度,合成体数据。

[0102] 当沿着时间序列生成多个第 2 超声波体数据时,根据各第 2 超声波体数据生成上述各种显示用图像数据。另外,当生成一个保持型的第 2 超声波体数据时,根据 1 个第 2 超声波体数据生成上述各种显示用图像数据。另外,当生成多个保持型的第 2 超声波体数据时,分别根据多个第 2 超声波体数据生成上述各种显示用图像数据。

[0103] 这样,第 2 超声波图像数据是为了使进行治疗效果判定的医师把握在消融治疗后所残存的血流与关心区域的边界的位置关系而提供的图像数据。在上述中,针对作为用于生成该图像数据的设定信息,使用根据距边界的距离而设定了不同颜色的颜色信息进行了说明。但是,用于提示在消融治疗后所残存的血流与关心区域的边界之间的位置关系的设定信息并不限于上述颜色信息。例如,根据距边界的距离而设定了不同像素值的设定信息也可以是根据距边界的距离而设定了不同画影线的画影线信息。或者,设定信息也可以是根据距边界的距离而在同色系设定了不同浓淡的浓淡信息。例如,浓淡信息也可以是根据距边界的距离而以灰度设定了不同阶度的浓淡信息。

[0104] 接着,使用图 11,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子进行说明。图 11 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。另外,图 11 是表示在图 2 所示例的步骤 S4 中,超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。

[0105] 如图 11 所示例的那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的取得部 17 判定是否收集到造影体数据(步骤 S101)。在此,当没有收集到造影体数据时(步骤 S101 否定),

取得部 17 待机到收集造影体数据为止。

[0106] 另一方面,当收集到造影体数据时(步骤 S101 肯定),取得部 17 取得造影体数据中关心区域的位置。并且,图像生成部 14 通过取得部 17 的控制,生成对亮度值上升到阈值以上的体素分配了和该体素与关心区域的距离对应的颜色的第 2 超声波体数据(步骤 S102)。

[0107] 并且,图像生成部 14 通过控制部 19 的控制,生成至少使用了第 2 超声波体数据的显示用图像数据(步骤 S103)。并且,显示器 2 通过控制部 19 的控制,显示显示用图像数据(步骤 S104),结束处理。

[0108] 如上所述,在第 1 实施方式中,能够通过由位置传感器 51 准确且简单地检测针尖的位置,从而在实际空间以及体空间中准确且简单地取得根据针尖的位置以及穿刺针 5 的种类而设定的关心区域的边界位置。并且,在第 1 实施方式中,能够将彩色图(颜色信息)的基准作为关心区域的边界(治疗计划区域的边界),根据准确地取得的关心区域的边界位置,迅速生成显示以不同的色相强调了造影剂向治疗计划区域内或治疗计划区域附近流入的显示用图像数据。并且,医师能够通过参照以不同的色相强调了造影剂流入的显示用图像数据,从而容易地识别血流的残存部位。从而,在第 1 实施方式中,能够迅速且简单地进行射频消融术的可靠的治疗效果判定。

[0109] 另外,在第 1 实施方式中,也可以进行以下说明的变形例。图 12A、图 12B、图 13A 以及图 13B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的变形例的图。

[0110] 在第 1 变形例中,控制部 19 还显示表示关心区域内的亮度值随着时间的变化的时间变化曲线。即,造影体数据沿着时间序列生成多个,因此,例如控制部 19 能够生成关心区域内的时间变化曲线。因此,如图 12A 所示例的那样,控制部 19 生成沿着时间绘制出关心区域内的亮度的时间变化曲线,与图像数据一起显示。另外,控制部 19 可以生成绘制出关心区域内的平均亮度值的 1 个时间变化曲线,也可以生成绘制出关心区域内的多个体素各自的亮度值的多个时间变化曲线。或者,控制部 19 也可以生成绘制出关心区域内的多个区域(边界 M1 内、被边界 M1 和边界 M2 夹着的区域、被边界 M2 和边界 M 夹着的区域等)各自的平均亮度值的多个时间变化曲线。另外,控制部 19 也可以生成关心区域外的时间变化曲线。

[0111] 或者,在第 1 变形例中,控制部 19 还显示在关心区域内被分配了像素值的区域对于该关心区域的比例。当作为设定信息使用颜色信息时,控制部 19 显示在关心区域内被分配了颜色的区域对于该关心区域的比例。例如,控制部 19 也可以通过将在关心区域内亮度值变化是阈值以上的体素数除以关心区域的体素数,来计算比例,并显示于显示器 2。例如,如图 12B 所示,控制部 19 计算关心区域内的造影剂流入体积相对于关心区域的体积的比例“5%”,并显示于显示器 2。另外,上述比例可以对于关心区域整体来计算,也可以分别对于关心区域内的多个区域而计算。另外,控制部 19 也可以在关心区域外的区域中计算比例。另外,当生成多个第 2 超声波体数据时,上述比例根据各第 2 超声波体数据来计算。

[0112] 通过参照这样的时间变化曲线或比例,医师还能够客观且有效地进行 RFA 治疗的效果判定。

[0113] 在第 2 变形例中,图像生成部 14 在限定于关心区域的内部、或者关心区域的内部以及关心区域的边界附近的外侧的区域生成第 2 超声波图像数据。例如,如图 13A 所示例的那样,取得部 17 控制图像生成部 14,以限定于边界 M 的内部生成第 2 超声波体数据。或

者,如图 13B 所示例的那样,图像生成部 14 限定于作为边界 M 外侧的边界的边界 M3 的内部,生成第 2 超声波体数据。即,在第 2 变形例中,能够通过定位由于造影剂而造成的亮度上升的监视区域,来减少第 2 超声波体数据的生成处理中的负荷。

[0114] 另外,在第 1 实施方式中说明的处理也可以不使用位置传感器 51 以及检测部 16 而进行。如上所述,作为治疗效果判定用的图像数据的第 2 超声波体数据根据基于实际空间中的距离而设定的设定信息来生成。即,如果能够将体空间中的距离转换成实际空间中的距离,则图像生成部 14 能够生成第 2 超声波体数据。在此,控制发送接收部 11、B 模式生成部 12 以及图像生成部 14 的控制部 19 能够取得超声波的扫描区域的形状以及大小、与超声波图像数据的形状以及大小的对应关系。另外,根据该对应关系,控制部 19 能够取得用于将体空间中的距离转换成实际空间中的距离的转换信息。

[0115] 因此,例如取得部 17 从控制部 19 取得上述的转换信息。并且,例如取得部 17 使用所取得的转换信息,将亮度值的变化是阈值以上的像素与边界之间的距离转换成实际空间中的距离。并且,取得部 17 根据转换后的距离取得对该像素分配的颜色。通过这样的处理,图像生成部 14 能够生成显示上述的第 2 超声波体数据。

[0116] (第 2 实施方式)

[0117] 在第 1 实施方式中,针对使用分配了与距边界的距离对应的颜色的颜色信息,来强调显示与造影剂向关心区域(治疗计划区域)内外流入相关的信息时,设对于亮度值上升的阈值为统一值的情况进行了说明。在第 2 实施方式中,针对对于由于造影剂而造成的亮度上升的阈值不统一的情况,使用图 14 进行说明。图 14 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0118] 作为对于亮度值变化的阈值,第 2 实施方式所涉及的内部存储部 18 存储根据距边界的距离而不同的值的多个阈值。例如,如图 14 所示,内部存储部 18 存储在分配图 6 的(A)所示的色调“R1、R2、R3”的距离“ $d < 0$ ”的关心区域内,设定了统一阈值“TH1”的信息。另外,例如如图 14 所示例的那样,内部存储部 18 存储在分配图 6 的(A)所示例的色调“B1”的距离“ $d > 0$ ”的关心区域外,设定了比 TH1 大的统一阈值“TH2”的信息。

[0119] 并且,例如如图 14 所示例的那样,内部存储部 18 存储在分配图 6 的(A)所示例的色调“B2”的距离“ $d > 0$ ”的关心区域外,设定了阈值与 d 成比例从 TH2 向 TH3 以一次函数增大的阈值的阈值的信息。另外,与距离对应的阈值能够由操作者任意地设定。

[0120] 并且,第 2 实施方式所涉及的图像生成部 14 对与距关心区域的边界的距离对应的阈值以上的像素,根据颜色信息分配和该像素与关心区域的边界之间的距离对应的颜色,生成第 2 超声波图像数据。在第 2 实施方式中,与第 1 实施方式相同,进行三维扫描。从而,第 2 实施方式所涉及的图像生成部 14 对与距关心区域的边界的距离对应的阈值以上的体素,根据颜色信息分配和该体素与关心区域的边界之间的距离对应的颜色生成第 2 超声波体数据。另外,在第 2 实施方式中,也可以使用颜色信息以外的设定信息(画影线信息或浓淡信息),分配与距边界的距离对应的像素值,从而生成第 2 超声波体数据。

[0121] 并且,在第 2 实施方式中,显示在第 1 实施方式中说明的显示用图像数据、时间变化曲线、或比例。另外,除了阈值根据与边界的距离而发生变化以外,在第 1 实施方式中说明的内容在第 2 实施方式中也能够适用。另外,除了在图 11 说明的步骤 S102 的处理例如进行使用了图 14 所示的设定信息的阈值判定以外,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理与第 1 实施方式相同,因此,省略说明。

[0122] 在 RFA 治疗的效果判定中,关心区域内有无流入造影剂很重要,但即使是关心区域外侧,如果附近存在比较大的血管,则有时也会带来冷却效果,对治疗产生影响。图 14 所示例的设定信息是用于提高位于关心区域外侧附近的比较大的血管的识别性的彩色图的一个例子。

[0123] 在第 2 实施方式中,能够通过使用该彩色图,即使在关心区域外侧也强调显示亮度上升大的血管,从而提供医师进行的关心区域设定的妥当性确认或能够辅助追加治疗计划的信息。另外,第 2 实施方式也可以是即使在关心区域内,也根据距离设定多个阈值的情况。

[0124] (第 3 实施方式)

[0125] 在第 3 实施方式中,针对在拔去穿刺针 5 之后收集造影图像数据(造影体数据)时的处理,使用图 15A 以及图 15B 进行说明。图 15A 以及图 15B 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0126] 即,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,针对在图 2 所示的步骤 S4 中,在固定了穿刺针 5 的位置的状态下收集造影体数据的情况进行了说明。此时,第 1 体数据与造影体数据的位置关系能够唯一地确定。但是,RFA 治疗的效果判定除了在 5 分钟后等短期之后进行之外,例如,有时在 5 日后等、数日之后进行。在该情况下,医师需要使用在没有插入穿刺针 5 的状态下收集到的造影体数据,进行治疗效果的判定,进行步骤 S5 或步骤 S6 的判定。

[0127] 因此,当在拔去穿刺针 5 之后收集造影图像数据(造影体数据)时,第 3 实施方式所涉及的取得部 17 进行第 1 超声波图像数据(第 1 超声波体数据)与造影图像数据(造影体数据)的位置对准。并且,第 3 实施方式所涉及的取得部 17 根据位置对准的结果,取得造影图像数据(造影体数据)中与关心区域对应的对应区域的位置。具体而言,取得部 17 进行基于在第 1 超声波图像数据(第 1 超声波体数据)中在关心区域的周围所描绘出的构造物的位置对准。

[0128] 例如,如图 15A 所示,取得部 17 在第 1 超声波体数据中,取得位于与关心区域的边界 M 对应的边界 M' 的附近的门静脉或肝动脉的位置。第 1 超声波体数据的门静脉或肝动脉的位置例如可以由医师或技师等指定,也可以根据亮度值的信息由取得部 17 取得。并且,取得部 17 取得造影体数据中的门静脉或肝动脉的位置。造影体数据的门静脉或肝动脉的位置例如可以由医师或技师等指定,也可以根据亮度值的信息由取得部 17 取得。

[0129] 由此,取得部 17 进行第 1 超声波体数据与造影体数据的位置对准。或者,取得部 17 在位置传感器的作用下,使用血管等构造体的位置信息进行第 1 超声波体数据与造影体数据的初始的位置对准,另外,一边使一体数据移动微小距离一边结束与另一体数据的位置对准。

[0130] 即,当在拔去穿刺针 5 之后收集造影体数据时,为了准确地进行位置对准,例如医师将具有位置传感器 51 的穿刺针 5 的针尖抵接超声波探头 1 所抵接的体表。另外,收集造影体数据时超声波探头 1 所抵接的体表的位置通常被调整为收集到第 1 超声波体数据的位置。由此,检测部 15 对针尖的位置进行检测。此时,优选针尖所抵接的位置是与进行治疗用的穿刺时穿刺针 5 被插入体表的位置大致同一位置。由此,取得部 17 能够取得收集造影体数据时的针尖的位置。另一方面,如上所述,当 RFA 治疗时,取得部 17 能够预先取得被插入穿刺针 5 的体表的位置。取得部 17 使用检测部 15 检测到的治疗前后的位置信息,修正

起初进行的位置对准。由此,取得部 17 能够进行第 1 超声波体数据与造影体数据的准确的位置对准。

[0131] 或者,例如医师也可以使用安装有位置传感器的超声波探头 1,来收集拔去了穿刺针 5 之后的造影体数据。检测部 15 能够使用安装于超声波探头 1 的位置传感器,检测超声波探头 1 的抵接位置。取得部 17 能够根据收集第 1 超声波体数据时的穿刺针 5 的插入位置和收集造影体数据时的超声波探头 1 的抵接位置,准确地进行第 1 超声波体数据与造影体数据的位置对准。另外,当使用收集造影体数据时的超声波探头 1 的抵接位置时,即使在收集第 1 超声波体数据时,也可以对超声波探头 1 预先安装位置传感器。由此,取得部 17 能够准确地进行第 1 超声波体数据与造影体数据的位置对准。当使用位置传感器进行位置对准时,也可以不进行基于在关心区域的周围描绘出的构造物的初始位置对准。

[0132] 另外,位置对准处理除了使用血管等构造体之外,也可以对于治疗前后的大致同一时相的造影体数据或者治疗前后的组织体数据,使用相互信息量或图像相关等公知的技术来进行。在该情况下,例如,医师在收集了第 1 超声波体数据之后,在与第 1 超声波体数据相同的三维扫描区域,预先收集 RFA 治疗前的造影体数据。RFA 治疗前的造影体数据例如是对血管构造进行造影得到的动脉相的造影体数据。并且,取得部 17 从在 RFA 治疗后以拔下穿刺针 5 的状态收集到的造影体数据组中,取得与 RFA 治疗前的造影体数据同一时相的造影体数据。并且,取得部 17 通过使用了相互信息量或图像相关等的方法,进行这 2 个造影体数据的位置对准。由此,取得部 17 能够准确地进行第 1 超声波体数据与造影体数据的位置对准。

[0133] 或者,例如医师在收集 RFA 治疗后的造影体数据之前,通过 B 模式收集组织体数据。并且,取得部 17 通过使用相互信息量或图像相关等的方法,进行第 1 超声波体数据与组织体数据的位置对准。由此,取得部 17 能够准确地进行第 1 超声波体数据与造影体数据的位置对准。另外,即使在进行使用了相互信息量或图像相关等的方法的情况下,也可以还进行使用了上述位置传感器的位置对准。

[0134] 并且,如图 15B 的左图所示,取得部 17 根据位置对准的结果,取得造影体数据在体空间中的对应区域的边界 MA' 的位置。在此,取得部 17 在设定关心区域时等,进行第 1 超声波体数据的体空间与实际空间的对应建立。另外,取得部 17 通过位置对准,结束造影体数据的体空间与第 1 超声波体数据的体空间的对应建立。从而,如图 15B 的右图所示,取得部 17 能够根据造影体数据在体空间中的对应区域的边界 MA' 的位置,取得实际空间中的对应区域的边界 MA 的位置。

[0135] 并且,第 3 实施方式所涉及的图像生成部 14 根据对应区域的边界的位置,生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。

[0136] 并且,在第 3 实施方式中,也显示在第 1 实施方式中说明的显示用图像数据、时间变化曲线、或比例。另外,造影体数据中与关心区域对应的区域的边界位置除了由位置对准处理取得以外,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中说明的内容在第 3 实施方式中也能够适用。另外,除了在图 11 中说明的步骤 S102 的处理使用对应区域的边界来进行以外,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理与第 1 实施方式相同,因此,省略说明。

[0137] 在第 3 实施方式中,即使在拔去了穿刺针 5 的状态下进行治疗效果判定的情况下,也能够通过预先准确地取得关心区域的位置,从而根据位置对准处理的结果准确地取

得造影体数据中的对应区域的位置。另外,在第 3 实施方式中进行的位置对准处理是超声波体数据间的位置对准,因此,与其他种类的体数据间的位置对准相比较,能够准确且迅速地进行。从而,在第 3 实施方式中,能够在任意的时期,迅速且简单地进行射频消融术的可靠的治疗效果判定。

[0138] (第 4 实施方式)

[0139] 在第 4 实施方式中,针对适用于变更穿刺针 5 的位置进行多次使用了穿刺针 5 的治疗的变形例,使用图 16 等进行说明。图 16 是用于说明第 4 实施方式的图。

[0140] 在 RFA 治疗中,通常变更穿刺针 5 的位置,进行多次消融。在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,当在步骤 S6 中判定为需要变更穿刺针 5 的位置时,再次执行步骤 S1 ~ 步骤 S4 的处理。此时,在变更了穿刺针 5 的位置之后,在步骤 S2 中设定新的关心区域。并且,使用新的关心区域的边界,进行治疗效果判定用的图像数据的生成显示。

[0141] 但是,对于医师而言,希望对当前时刻设定的关心区域与过去设定的 1 个或者多个关心区域一起进行治疗效果判定。

[0142] 因此,当变更穿刺针 5 的位置进行多次使用了穿刺针 5 的治疗时,第 4 实施方式所涉及的取得部 17 取得合成在各治疗中设定的多个关心区域的合成区域的边界的位置。并且,第 5 实施方式所涉及的图像生成部 14 根据合成区域的边界的位置,生成第 2 超声波图像数据。

[0143] 图 16 的左图所示的“L (1st)”表示在第 1 次消融治疗中穿刺针 5 被插入的实际空间中的插入路径。另外,图 16 的左图所示的“M (1st)”表示根据“插入路径 L (1st) 的前端(穿刺针 5 的针尖)”的位置而设定的关心区域在实际空间中的边界的位置。另外,图 16 的中图所示“L (2nd)”表示由于第 1 次消融治疗不充分,因此为了变更消融的位置而在第 2 次消融治疗中穿刺针 5 被插入的实际空间中的插入路径。另外,图 16 的中图所示的“M (2nd)”表示根据“插入路径 L (2nd) 的前端(穿刺针 5 的针尖)”的位置而设定的关心区域在实际空间中的边界的位置。

[0144] 此时,如图 16 的右图所示,取得部 17 取得合成了边界 M (1st) 和边界 M (2nd) 的合成边界 CM 的位置。另外,取得部 17 还取得与实际空间的合成边界 CM 对应的体空间的合成边界的位置。

[0145] 并且,取得部 17 控制图像生成部 14,以使得使用 1 个阈值(或者,多个阈值)和设定信息,生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。并且,图像生成部 14 使用第 2 超声波体数据生成在第 1 实施方式中说明的各种显示用图像数据,并向显示器 2 输出。例如,显示器 2 显示对根据基于合成边界的第 2 超声波体数据生成的 MPR 图像数据,重叠有表示边界 M (1st) 以及边界 M (2nd) 的位置的线的图像数据。

[0146] 如上所述,在第 4 实施方式中,通过生成显示使用了合成边界的第 2 超声波图像数据,从而能够综合地迅速且简单地进行已多次进行的射频消融术的治疗效果判定。另外,作为本实施方式的变形例,控制部 19 例如也可以根据最新的关心区域的边界位置执行针对第 2 超声波图像数据的生成显示,当生成显示该第 2 超声波图像数据时,通过虚线显示上次或上上次的关心区域的边界。

[0147] (第 5 实施方式)

[0148] 在第 5 实施方式中,针对能够适用于上述第 1 实施方式~第 4 实施方式的设定信

息的变形例,使用图 17 以及图 18 等进行说明。图 17 以及图 18 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0149] 在上述的第 1 实施方式~第 4 实施方式中,通过对造影前后的亮度值的变化是上述阈值以上的像素,分配和该像素与关心区域的边界之间的距离对应的像素值(例如,颜色),来生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。通过参照该第 2 超声波图像数据,从而,医师能够判定有无在关心区域内或关心区域外残存的血流。在此,对于判定治疗效果的医师而言,判断在消融治疗后残存的血流是在血管内(例如,肿瘤的营养血管内)流动的血流、还是经由毛细血管在组织内流动的灌注(perfusion)也很重要。

[0150] 在造影摄影中,在造影剂流动到血管内之后,造影剂在毛细血管内流动。即,在造影摄影中,在亮度值在血管内上升之后,亮度值在毛细血管内上升。因此,第 5 实施方式所涉及的图像生成部 14 对造影前后的亮度值的变化是阈值以上的像素,分配和该像素与关心区域的边界之间的距离、以及在该像素亮度值的变化是阈值以上的时间对应的像素值,生成第 2 超声波图像数据。例如,内部存储部 16 存储根据距边界的距离、以及时间而设定了不同的像素值的设定信息。作为一个例子,内部存储部 16 存储根据距边界的距离、以及时间而设定了不同颜色的颜色信息。换言之,上述的颜色信息是对图 6A 或图 14 所示的颜色信息追加了时间轴的颜色信息。

[0151] 例如,如图 17 所示,内部存储部 16 存储色调“R1”的不透明度随着时间(t)而降低的颜色信息。取得部 16 使用图 17 所示例的颜色信息,使图像生成部 14 生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。在通过该处理生成的第 2 超声波图像数据中,越是越早地超过阈值的位置的像素,越是以不透明度高的颜色描绘出,越是越晚地超过阈值的位置的像素,越是以透明度高的颜色描绘出。医师即使在相同的色调的情况下,也能够通过把握透明度来判别血流和灌注。

[0152] 另外,在造影摄影中,在血管内亮度值的上升程度高,在毛细血管内亮度值的上升程度低。因此,第 5 实施方式所涉及的图像生成部 14 对造影前后的亮度值的变化是阈值以上的像素,分配和该像素与关心区域的边界之间的距离、以及该像素中的亮度值的变化量对应的像素值,生成第 2 超声波图像数据。例如,内部存储部 16 存储根据距边界的距离以及时间而设定了不同的像素值的设定信息。作为一个例子,内部存储部 16 存储根据距边界的距离以及亮度值的变化量($dI=I-I_0$)而设定了不同颜色的颜色信息。换言之,上述的颜色信息是对图 6A 或图 14 所示的颜色信息追加了变化量的轴的颜色信息。

[0153] 例如,如图 18 所示,内部存储部 16 存储色调“R1”的透明度伴随着亮度值的变化量(dI)的增大而降低的颜色信息。取得部 16 使用图 17 所示例的颜色信息,使图像生成部 14 生成第 2 超声波图像数据(第 2 超声波体数据)。在通过该处理生成的第 2 超声波图像数据中,越是“dI”的值大的位置的像素,越是由不透明度高的颜色描绘,越是“dI”的值小的位置的像素,越是以透明度高的颜色描绘出。医师即使在相同色调的情况下,也能够通过把握透明度来判别血流与灌注。

[0154] 另外,第 5 实施方式例如还能够适用于对于所追加的轴,除了变更颜色的透明度之外,还变更颜色的浓淡的情况。另外,第 5 实施方式还能够适用于除了颜色信息之外,还将画影线信息或浓淡信息作为设定信息来使用的情况。

[0155] 如上所述,在第 5 实施方式中,例如能够生成显示能够识别消融治疗后所残存的

血流是肿瘤的营养血管内的血流还是灌注(perfusion)的映射图像数据。

[0156] 另外,在上述的第1实施方式~第5实施方式中,针对对由三维扫描生成的体数据进行图像处理的情况进行了说明。但是,在上述的第1实施方式~第5实施方式中说明的图像处理还能够适用于对由二维扫描生成的二维图像数据进行的情况。

[0157] 另外,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散/综合的具体方式并不限定于图示,能够根据各种负荷或使用状况等,以任意单位功能性或者物理性地分散/综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分通过CPU以及由该CPU分析执行的程序来实现,或者能够作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0158] 另外,在第1实施方式~第5实施方式中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机或工作站等计算机执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序经由因特网等网络来发布。另外,该图像处理程序记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读的非暂时性记录介质中,通过由计算机从记录介质中读出来执行。

[0159] 以上,如所说明的那样,根据第1实施方式~第5实施方式,能够迅速且简单地进行治疗射频消融术的可靠的治疗效果判定。

[0160] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

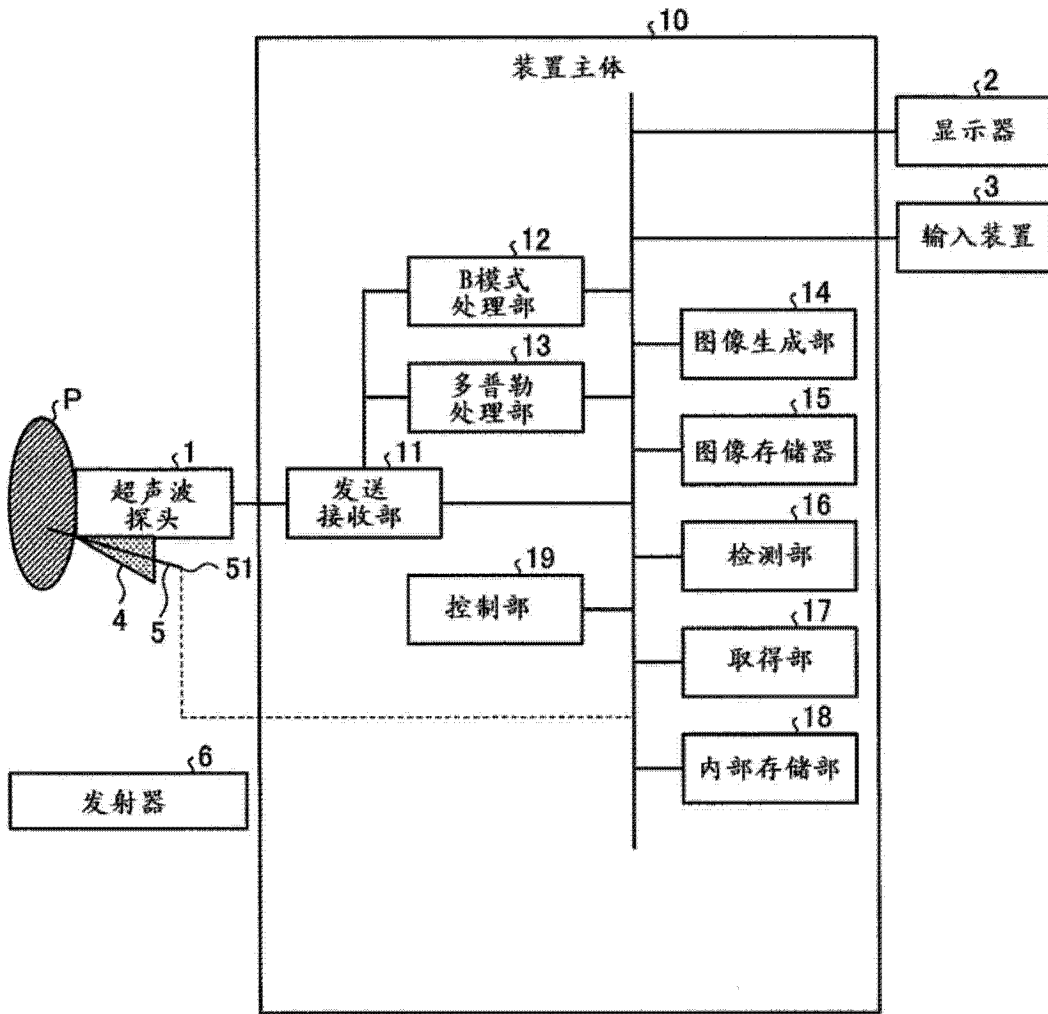


图 1

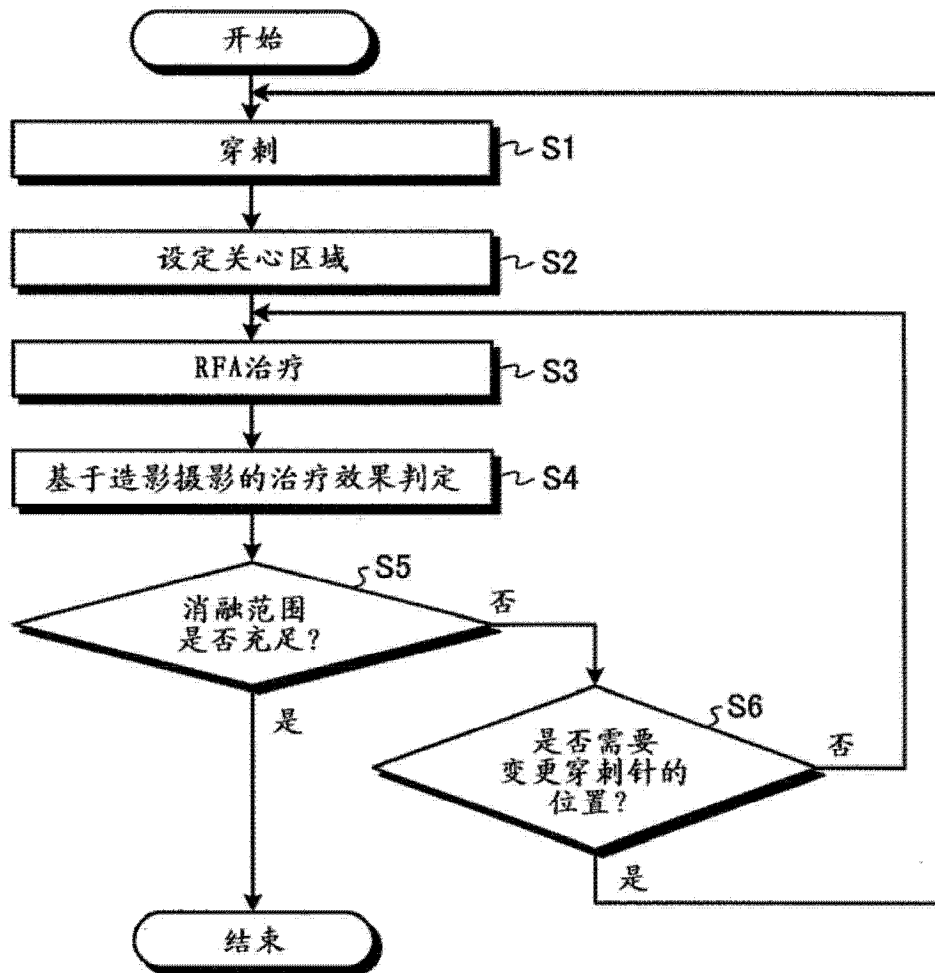


图 2

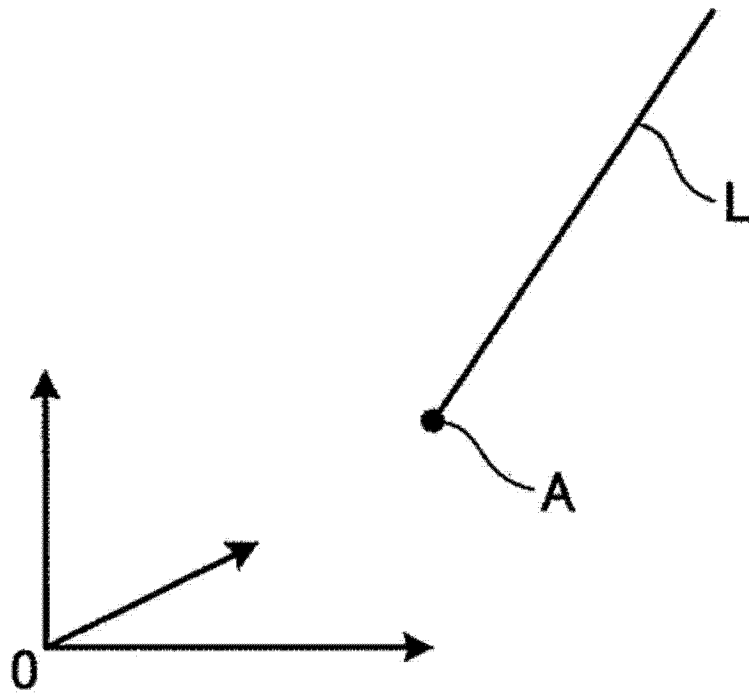


图 3

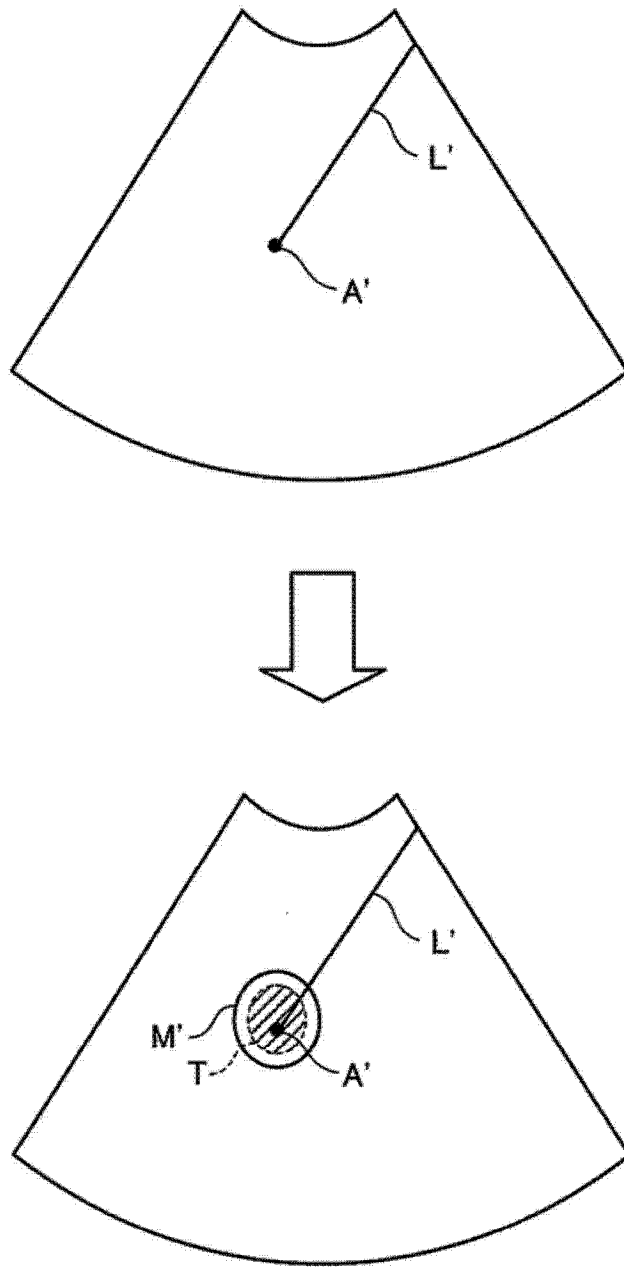


图 4

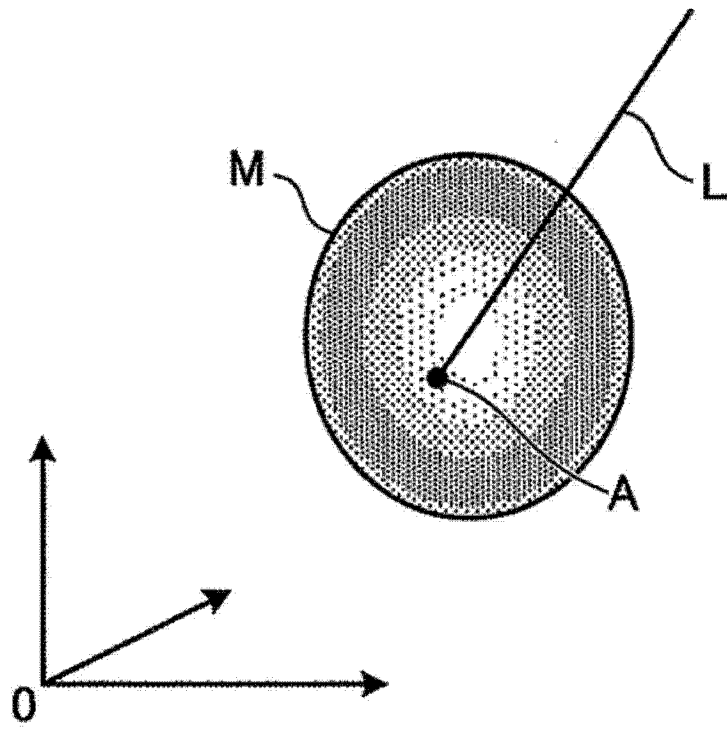


图 5

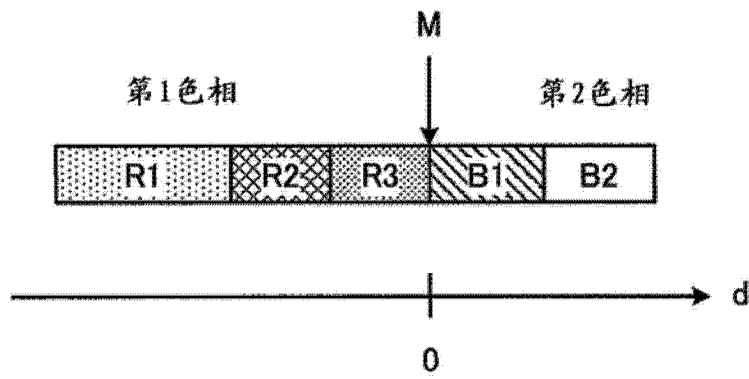


图 6A

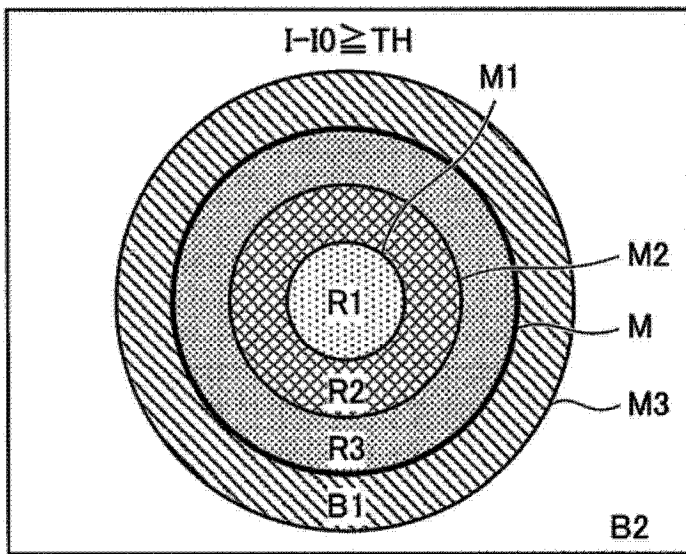


图 6B

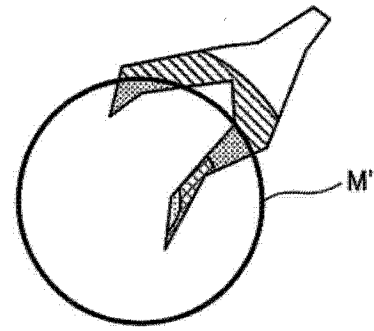


图 7

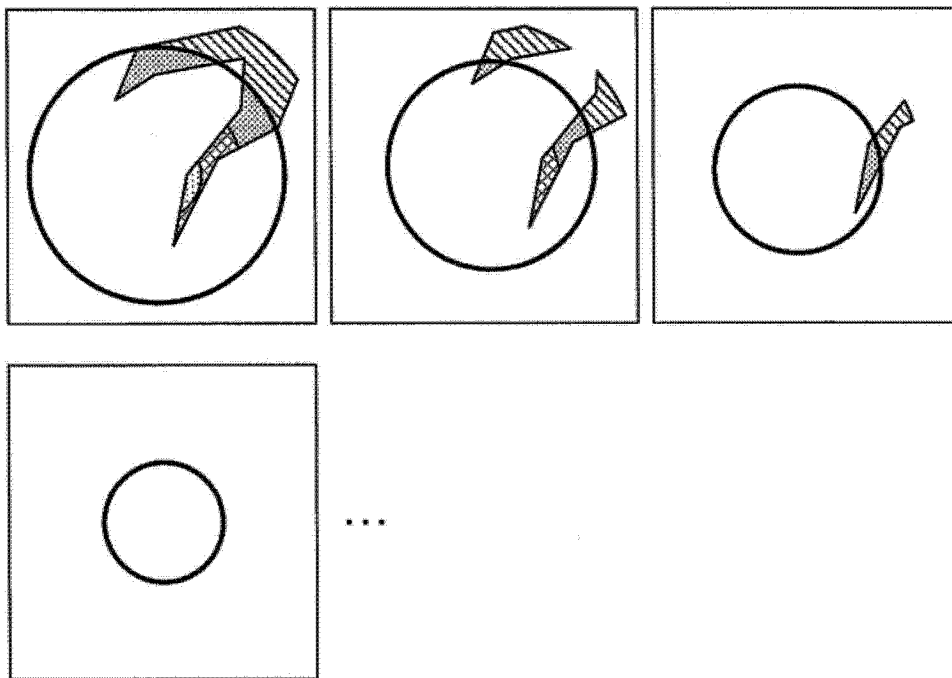


图 8

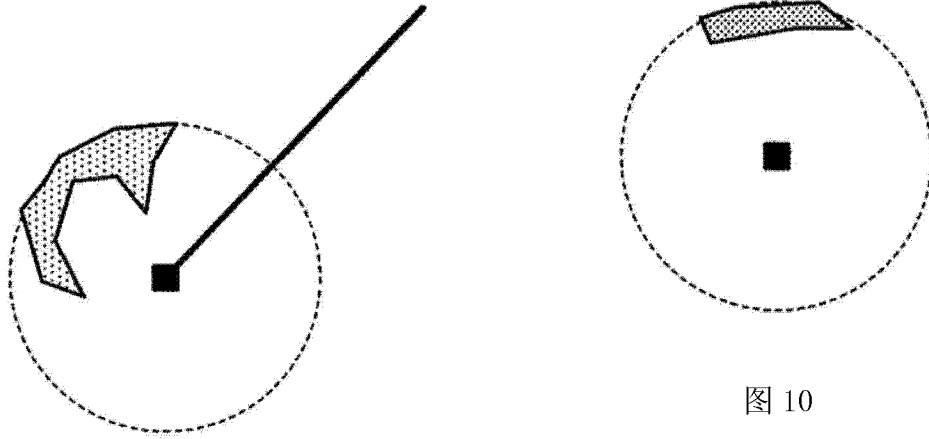


图 9

图 10

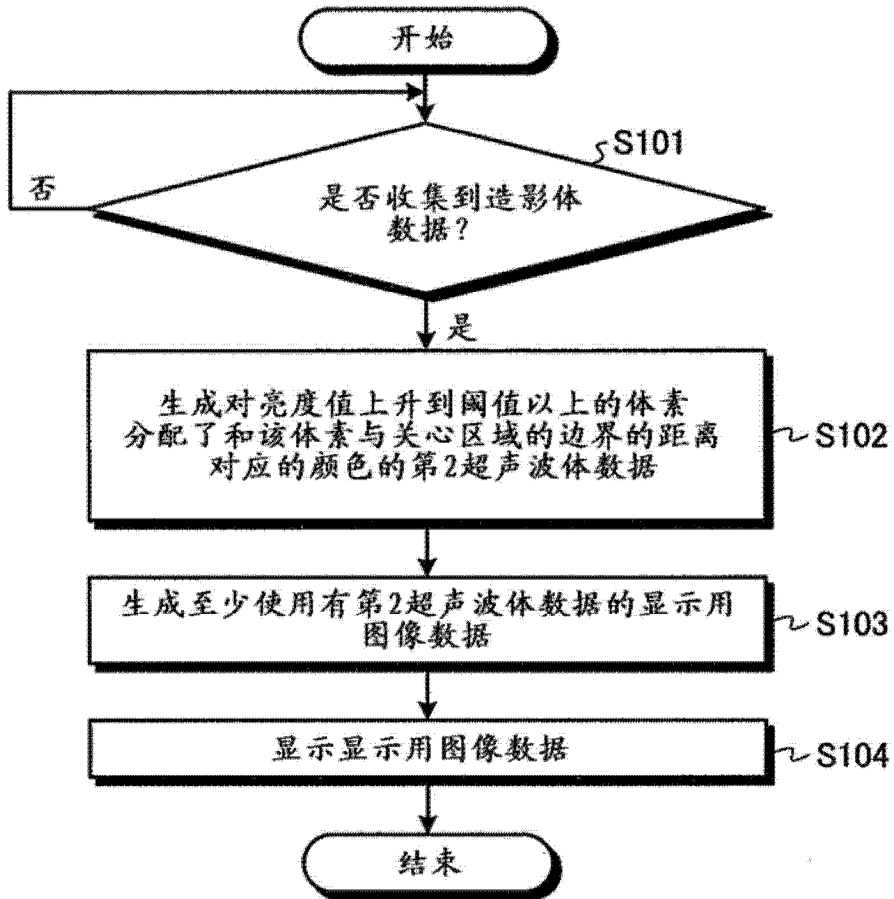


图 11

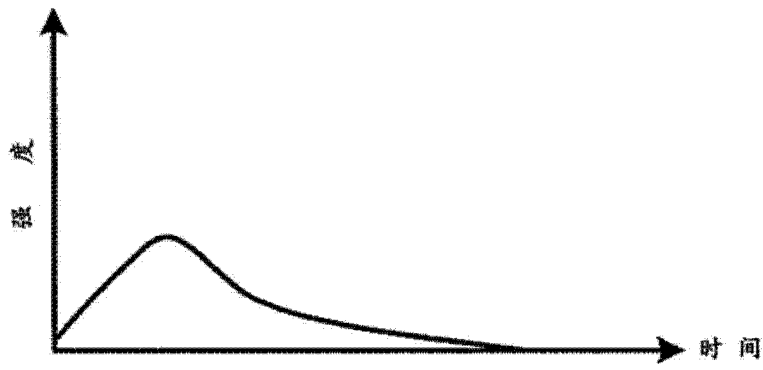


图 12A

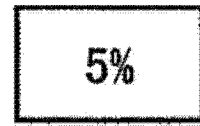


图 12B

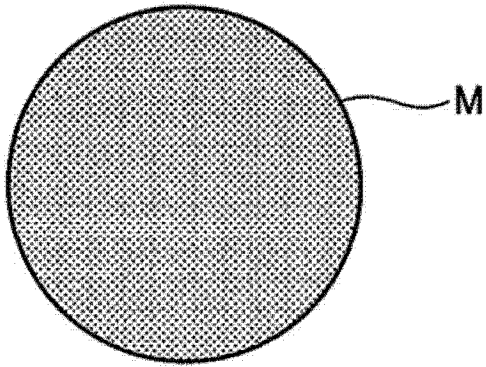


图 13A

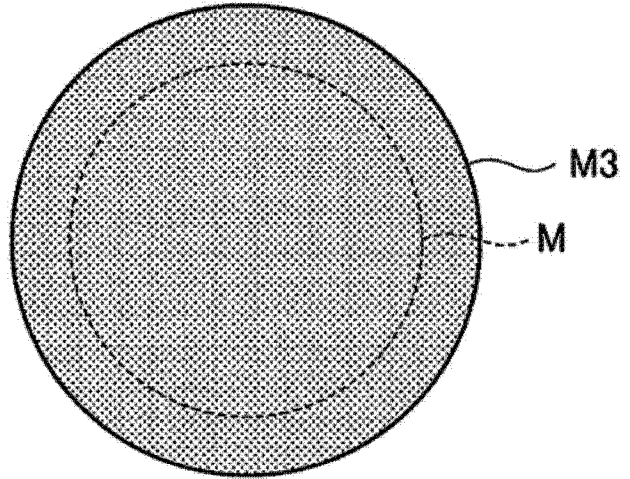


图 13B

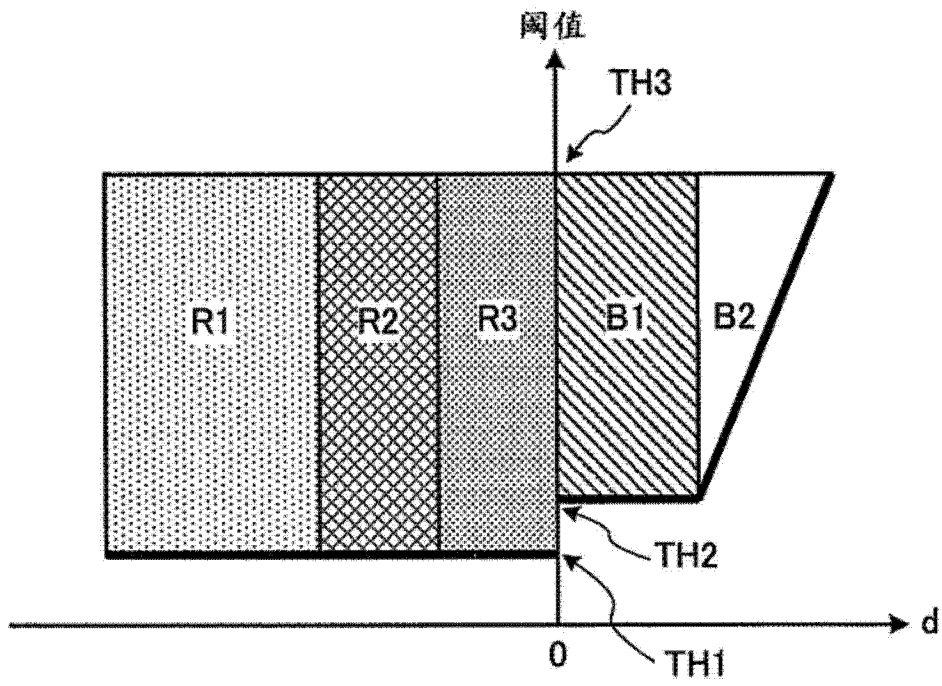


图 14

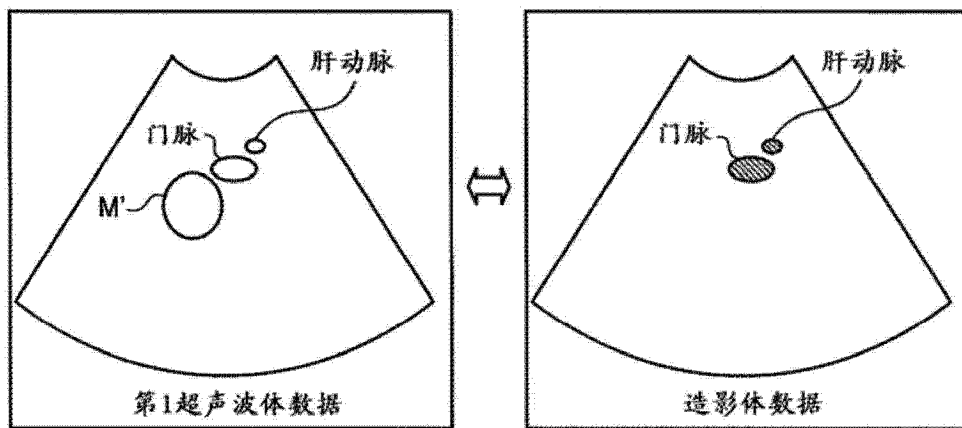


图 15A

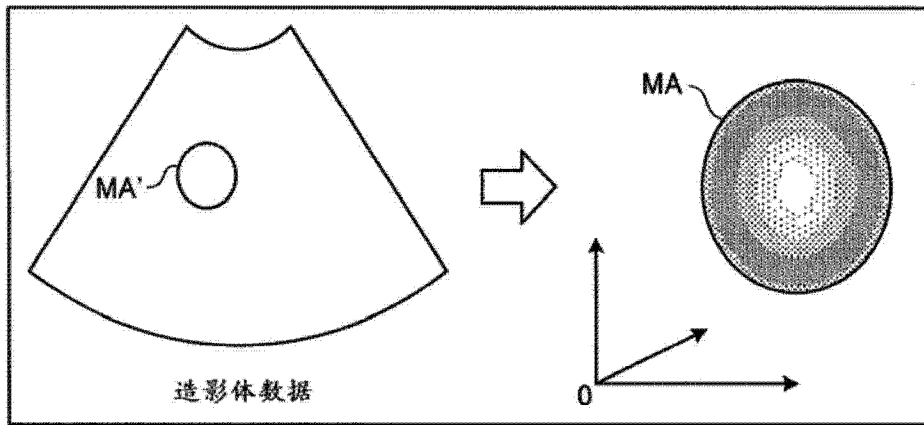


图 15B

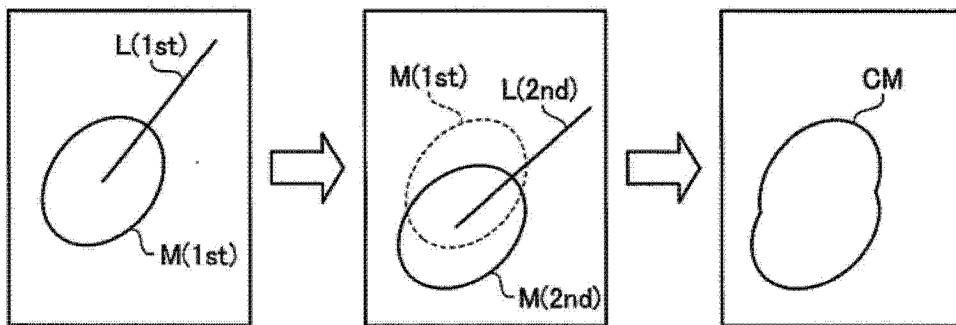


图 16

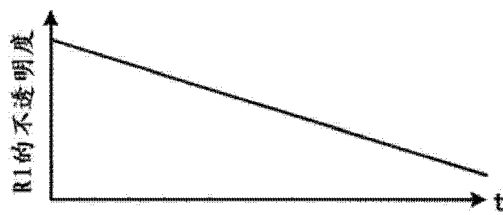


图 17

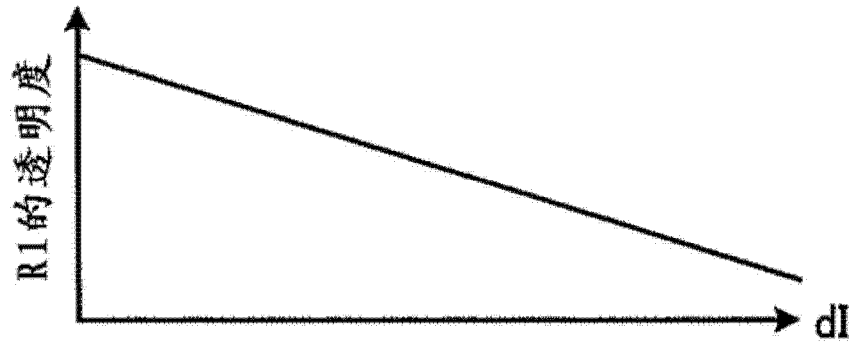


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103930041A	公开(公告)日	2014-07-16
申请号	CN201380002850.9	申请日	2013-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	吉新宽树 金山侑子 岭喜隆 姚淙 田中豪		
发明人	吉新宽树 金山侑子 岭喜隆 姚淙 田中豪		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/523 A61B17/3403 A61B34/20 A61B90/37 A61B2017/3413 A61B2018 /00738 A61B2018/1425 A61B2034/2051 A61B2090/378 A61B2560/0475		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012252524 2012-11-16 JP 2013238159 2013-11-18 JP		
其他公开文献	CN103930041B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备取得部(17)、图像生成部(14)以及控制部(19)。取得部(17)取得在被检体的第1超声波图像数据中设定的关心区域的边界位置。图像生成部(14)生成在使用了穿刺针的治疗后收集到的上述被检体的造影前图像数据与造影后图像数据中,对造影前后的亮度值的变化在阈值以上的像素分配了和该像素与上述关心区域的边界之间的距离对应的像素值的第2超声波图像数据。控制部(19)使上述第2超声波图像数据显示于显示部。

