



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103179907 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201280001405. 6

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2012. 09. 21

72002

(30) 优先权数据

2011-210995 2011. 09. 27 JP

代理人 戚宏梅 杨谦

2012-203040 2012. 09. 14 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2012. 11. 22

JP 特开 2010-88486 A, 2010. 04. 22,

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2002/0016546 A1, 2002. 02. 07,

PCT/JP2012/074256 2012. 09. 21

JP 特开 2008-229097 A, 2008. 10. 02,

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 卢晓萍

WO2013/047380 JA 2013. 04. 04

(73) 专利权人 株式会社东芝

权利要求书2页 说明书13页 附图10页

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉新宽树 神山直久 吉田哲也

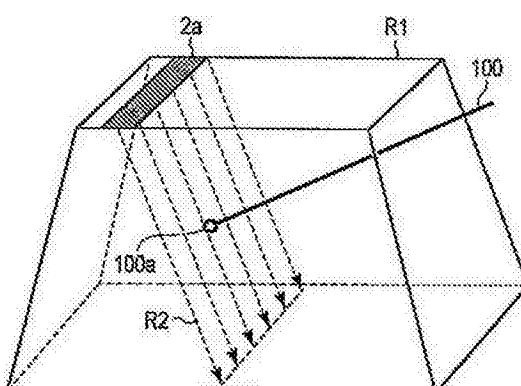
冈村阳子

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波扫描方法

(57) 摘要

提高利用向被检体内穿刺的针进行的超声波检查的精度。振子(2a)产生超声波,将来自被检体的超声波变换为回波信号。发送部(13)向振子(2a)供给驱动信号。接收部(15)对来自振子(2a)的回波信号进行信号处理。检测部(4)检测穿刺针(100)的前端的位置。扫描区域设定部(11)基于被检体内的第一扫描区域和检测到的前端的位置,设定比第一扫描区域小的第二扫描区域。收发控制部(17)对发送部(13)和接收部(15)进行控制,按照来自操作者的指示,切换对于第一扫描区域的超声波扫描和对于第二扫描区域的第二超声波扫描。



与穿刺线正交的扫描

1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

振子,产生超声波,将来自被检体的超声波变换为回波信号;

发送部,向所述振子供给驱动信号;

接收部,对来自所述振子的回波信号进行信号处理;

检测部,检测穿刺针的前端的位置;

决定部,基于所述被检体内的第一扫描区域和所述检测到的前端的位置,决定比所述第一扫描区域小的第二扫描区域;以及

收发控制部,对所述发送部和所述接收部进行控制,按照来自操作者的指示,切换对于作为所述第一扫描区域的三维区域的第一超声波扫描和对于作为所述第二扫描区域的二维区域的第二超声波扫描,按照所述第一超声波扫描和所述第二超声波扫描分别切换影像模式。

2. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,还具备:

产生部,在执行所述第一超声波扫描的情况下,基于来自所述接收部的输出信号,产生关于所述第一扫描区域的第一超声波图像,在执行所述第二超声波扫描的情况下,基于来自所述接收部的输出信号,产生关于所述第二扫描区域的第二超声波图像;以及

显示部,显示所述第一超声波图像和所述第二超声波图像。

3. 如权利要求 2 所示的超声波诊断装置,其中,

所述显示部将所述检测到的前端的位置重叠显示在所述第二超声波图像上。

4. 如权利要求 2 所示的超声波诊断装置,其中,

所述显示部将所述第一超声波图像和所述第二超声波图像重叠或并列显示。

5. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述第二扫描区域为截面。

6. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述第一超声波扫描为 B 模式。

7. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述第二超声波扫描为空间混合式。

8. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述第二超声波扫描为弹性成像模式、多普勒模式、造影模式或剪切波弹性成像模式。

9. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述决定部使所述第二扫描区域追随所述穿刺针的前端。

10. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述决定部按照来自操作者的指示,调整所述第二扫描区域的范围。

11. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

第二超声波扫描为 B 模式、多普勒模式、弹性成像模式、造影模式、空间混合及剪切波弹性成像模式中的至少 2 个影像模式,

所述收发控制部以规定次数的超声波收发来交替地反复所述至少 2 个影像模式。

12. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述决定部设定所述第二扫描区域,使得所述第二扫描区域将所述检测到的前端的位置包含在大致中心。

13. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述决定部设定所述第二扫描区域,使得所述第二扫描区域将所述检测到的前端的预想到达位置包含在大致中心。

14. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

还具备:

存储部,存储所述检测到的前端的位置;

所述决定部按照来自操作者的指示,从所述存储部读出所述存储的前端的位置,设定所述第二扫描区域,使得所述第二扫描区域将所述读出的前端的位置包含在大致中心。

15. 如权利要求 1 所示的超声波诊断装置,其中,

所述决定部将与所述检测到的前端的预测路径正交的多个截面分别决定为多个第二扫描区域。

16. 如权利要求 15 所示的超声波诊断装置,其中,

还具备产生部和显示部,

所述收发控制部对所述发送部和所述接收部进行控制,以便通过超声波对所述多个第二扫描区域分别进行扫描,

所述产生部基于来自所述接收部的输出信号,产生关于所述多个第二扫描区域的多个超声波图像,

所述显示部显示所述多个超声波图像。

17. 一种超声波扫描方法,具备以下步骤:

向内置于超声波探头的振子供给驱动信号;

对来自所述振子的回波信号进行信号处理;

检测安装于所述超声波探头的穿刺针的前端的位置;

基于被检体内的第一扫描区域和所述检测到的前端的位置,决定比所述第一扫描区域小的第二扫描区域;和

按照来自操作者的指示,切换对于作为所述第一扫描区域的三维区域的第一超声波扫描和对于作为所述第二扫描区域的二维区域的第二超声波扫描,按照所述第一超声波扫描和所述第二超声波扫描分别切换影像模式。

超声波诊断装置及超声波扫描方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置及超声波扫描方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过将超声波探头与体表接触这样的简单操作,能够实时地显示心脏的脉动或胎儿活动的样态,并且安全性较高。因此,超声波诊断装置能够反复进行检查。此外,开发了系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备小、并且能够以单手搬运的程度的超声波诊断装置。通过这种小型的超声波诊断装置,能够向病床侧移动而容易地进行检查。超声波诊断装置没有 X 射线等那样的辐射,在妇产科或家庭医疗等中也能够使用。

[0003] 近年来,静脉投放型的超声波造影剂被产品化,并开始使用“造影回波法”。该方法的目的在于,例如在心脏及肝脏等的检查中,从静脉注入超声波造影剂,增强血流信号,并对血流动态进行评价。超声波造影剂大多以微小气泡(micro bubble)为反射源发挥功能。例如,近年来在日本发售的被称为 Sonazoid 的第二代超声波造影剂,是内包有全氟丁烷(perfluorobutane)气体、并以磷脂质为外壳(shell)的微小气泡,通过中低声压的超声波,能够稳定地观察超声波造影剂的回流的样态。

[0004] 治疗中的超声波的应用也有所进展。为了对肿瘤组织进行病理检查,有时在超声波引导下进行穿刺活检。此外,在用于肝癌等局部性肿瘤的 RFA (射频消融:radio frequency ablation) 治疗的 RFA 针的穿刺和治疗效果判定中也使用超声波诊断装置。近年来,还开发了实时三维扫描,也有时一边观察多个截面一边进行穿刺。实时三维扫描有使一维阵列机械地摇动的方式,还有以二维阵列进行电子扫描的方式。由此,不仅能够观察穿刺截面,还能同时观察进深方向的针的偏离。

[0005] 穿刺后,虽然想要确认针尖周围的三维的治疗效果和组织信息,但是三维扫描的空间分辨率和时间分辨率不如二维扫描。此外,对针周围的详细信息进行解析的扫描方法也尚未确立。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:日本特开 2006-314689 号公报

[0009] 专利文献 2:日本特开 2006-305337 号公报

发明内容

[0010] 发明所要解决的课题

[0011] 目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波扫描方法,能够提高利用向被检体内穿刺的针进行的超声波检查的精度。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 本实施方式的超声波诊断装置具备:振子,产生超声波,将来自被检体的超声波变换为回波信号;发送部,向所述振子供给驱动信号;接收部,对来自所述振子的回波信号进

行信号处理；检测部，检测穿刺针的前端的位置；决定部，基于所述被检体内的第一扫描区域和所述检测到的前端的位置，决定比所述第一扫描区域小的第二扫描区域；以及收发控制部，对所述发送部和所述接收部进行控制，按照来自操作者的指示，切换对于所述第一扫描区域的第一超声波扫描和对于所述第二扫描区域的第二超声波扫描。

[0014] 发明效果

[0015] 提高利用向被检体内穿刺的针进行的超声波检查的精度。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构的图。

[0017] 图 2 是表示在图 1 的系统控制部的控制下进行的超声波检查的典型流程的图。

[0018] 图 3 是表示将图 1 的穿刺针 100 的前端的当前位置包含在中心的局部扫描区域的一例的图。

[0019] 图 4 是表示将图 1 的穿刺针 100 的前端的预想到达位置包含在中心的局部扫描区域的一例的图。

[0020] 图 5 是表示由图 1 的收发控制部执行的第二超声波扫描的一例的图。

[0021] 图 6 是表示由图 1 的收发控制部执行的第二超声波扫描的其他例的图。

[0022] 图 7 是表示由图 1 的收发控制部执行的第二超声波扫描的其他例的图。

[0023] 图 8 是示意性地表示由图 1 的收发控制部执行的第一超声波扫描和第二超声波扫描的切换的图。

[0024] 图 9 是表示由图 1 的显示部对超声波检查中的图像进行显示的显示例的图。

[0025] 图 10 表示由图 1 的收发控制部控制的第二超声波扫描为 SWE 模式的情况的动作例的图。

[0026] 图 11 是示意性地表示由图 1 的收发控制部执行的第一超声波扫描和第二超声波扫描的切换的其他图。

[0027] 图 12 是用于说明由变形例 1 的收发控制部进行的局部扫描区域的决定处理的图。

[0028] 图 13 是用于说明由变形例 2 的收发控制部进行的局部扫描区域的决定处理的图。

具体实施方式

[0029] 以下，参照附图说明本实施方式的超声波诊断装置及超声波扫描方法。

[0030] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构的图。如图 1 所示，超声波诊断装置 1 具有：超声波探头 2、检测部 4 及装置主体 6。装置主体 6 具有：扫描区域决定部 11、发送部 13、接收部 15、收发控制部 17、B 模式处理部 19、多普勒(Doppler)模式处理部 21、图像产生部 23、存储部 25、显示部 27、输入部 29 及系统控制部 31。内置于装置主体 6 内的发送部 13 及接收部 15 等有时由集成电路等硬件构成，但也有软件地模块化为软件程序的情况。以下，说明各个构成要素的功能。

[0031] 超声波探头 2 具有排列为二维状的多个振子 2a。振子 2a 根据来自发送部 13 的驱动信号而产生超声波，将来自被检体的反射波变换为电信号(回波信号)。在多个振子 2a 的前方侧，安装有用于对振子 2a 和被检体之间的声阻抗差进行匹配的匹配层。在多个振子的后方侧，安装有防止超声波的传播的背衬件。若从振子 2a 向被检体发送超声波，则超声

波在体内组织的声阻抗的不连续面依次反射。反射的超声波被振子 2a 作为回波信号接收。该回波信号的振幅取决于将超声波反射的不连续面上的声阻抗的差。此外,超声波在血流或心脏壁等的表面反射的情况下,回波信号由于多普勒效应,受到依存于移动体的超声波发送方向的速度成分的频率偏移。

[0032] 穿刺针 100 是刺入被检体的内部的针。典型地,在超声波探头 2 上安装有用于穿刺针 100 的接合器。接合器作为穿刺针 100 的引导部发挥功能。穿刺针 100 被操作者经由接合器刺入被检体内。作为本实施方式的穿刺针,可以选择用于活检的针或用于 RFA 的针等刺入被检体内的针。

[0033] 检测部 4 检测穿刺针 100 的前端的位置,生成与检测到的位置有关的数据。与穿刺针 100 的前端的位置有关的数据被供给至扫描区域决定部 11。

[0034] 扫描区域决定部 11 决定用于第一超声波扫描的第一扫描区域和用于第二超声波扫描的第二扫描区域。具体地说,扫描区域决定部 11 按照从操作者经由输入部 29 发来的指示,设定第一扫描区域。典型地,第一扫描区域设定为范围较大的三维区域。扫描区域决定部 11 基于由检测部 4 检测到的穿刺针 100 的前端的位置,决定第二扫描区域。第二扫描区域的决定方法大体分为 2 种。在第一方法中,第二扫描区域设定为,将穿刺针 100 的前端的位置包含在大致中心。在第二方法中,第二扫描区域设定为,将穿刺针 100 的前端的预想到达位置包含在大致中心。第二扫描区域的体积比第一扫描区域小。在以下的说明中,将第一扫描区域称为广域扫描区域,将第二扫描区域称为局部扫描区域。

[0035] 发送部 13 具有未图示的触发产生电路、延迟电路及脉冲器电路等。脉冲器电路以规定的速率频率 fr Hz (周期 : $1/fr$ 秒) 反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路按每个信道对各速率脉冲施加与发送方向及发送焦点位置相对应的延迟时间。触发产生电路在基于该速率脉冲的定时,对超声波探头 2 施加驱动信号。通过驱动信号的施加,从超声波探头 2 发送与对应于延迟时间的发送方向及发送焦点位置有关的超声波发送波束。

[0036] 另外,发送部 13 具有如下功能:按照收发控制部 17 的指示,能够瞬间变更发送频率和发送驱动电压等。尤其是发送驱动电压的变更是通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的信号发生电路、或能够电气地切换多个电源单元的机构来实现的。

[0037] 接收部 15 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、波束形成器等。放大器电路按每个信道将来自超声波探头 2 的回波信号放大。A/D 变换器对放大后的回波信号实施 A/D 变换。波束形成器对于数字的回波信号,在每个接收焦点位置施加决定超声波接收波束的波束方向所需的延迟时间,并将赋予了延迟时间的回波信号相加。通过该延迟相加,生成与超声波接收波束对应的接收信号。

[0038] 收发控制部 17 为了根据从操作者经由输入部 29 发来的指示执行超声波扫描,对发送部 13 和接收部 15 进行控制。具体地说,收发控制部 17 执行对于广域扫描区域的第一超声波扫描和对于局部扫描区域的第二超声波扫描。第一超声波扫描的影像模式和第二超声波扫描的影像模式能够由操作者通过输入部 29 任意地设定。作为本实施方式的影像模式,能够应用 B 模式、多普勒模式、弹性成像模式、室壁运动追踪(WMT)模式、造影模式、空间混合模式、剪切波弹性成像(SWE:shear wave elastography)模式、合成开口模式等现有的影像模式。收发控制部 17 对发送部 13 和接收部 15 进行控制,按照从操作者经由输入部 29 发来的指示,切换对于广域扫描区域的第一超声波扫描和对于局部扫描区域的第二超声波

扫描。

[0039] B 模式处理部 19 对来自接收部 15 的接收信号实施对数放大和包络线检波处理等,生成以亮度的明亮度表现信号强度的 B 模式数据。B 模式处理部 19 在超声波扫描的影像模式为 B 模式时工作。B 模式数据被供给至图像产生部 23。

[0040] 多普勒模式处理部 21 对来自接收部 15 的接收信号实施频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波成分,生成彩色表现平均速度、离散、能量等血流信息的多普勒数据。多普勒模式处理部 21 在超声波扫描的影像模式为多普勒模式时工作。多普勒数据被供给至图像产生部 23。

[0041] 图像产生部 23 基于来自 B 模式处理部 23 的 B 模式数据或来自多普勒处理部 24 的多普勒数据,在执行第一超声波扫描的情况下,对于广域扫描区域产生与第一超声波扫描的影像模式相对应的超声波图像的数据。此外,图像产生部 23 基于 B 模式数据或多普勒数据,在执行第二超声波扫描的情况下,对于局部扫描区域生成与第二超声波扫描的影像模式相对应的超声波图像的数据。具体地说,图像产生部 23 基于 B 模式数据或多普勒数据,产生由像素构成的二维图像数据或由三维像素构成的体数据。图像产生部 23 基于体数据实施三维图像处理,产生二维图像数据。作为本实施方式的三维图像处理,可以应用体绘制、多截面变换显示(MPR :multi planarreconstruction)、最大值投影显示(MIP :maximum intensity projection)等。例如,图像产生部 23 在影像模式为 B 模式的情况下,基于 B 模式数据产生 B 模式图像。此外,图像产生部 23 在影像模式为多普勒模式的情况下,基于多普勒数据产生多普勒图像。图像产生部 23 在影像模式为弹性成像模式或 SWE 模式的情况下,基于多普勒数据产生用于表现被检体的硬度信息的空间分布的弹性图像。图像产生部 23 在影像模式为 WMT 模式的情况下,基于多普勒数据产生用于表现脏器的运动功能信息的空间分布的 WMT 图像。图像产生部 23 在影像模式为造影模式的情况下,生成部 23 产生将来自超声波造影剂的信号成分特异地描绘的造影图像。另外,供给至图像产生部 23 之前的数据有时被称为“原始数据”。

[0042] 存储部 25 存储由图像产生部 23 生成的超声波图像的数据。此外,存储部 25 存储用于本实施方式的超声波检查的控制程序。

[0043] 显示部 27 将由图像产生部 23 生成的超声波图像显示在显示设备上。作为显示设备,例如可以应用 CRT 显示器、液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等。

[0044] 输入部 29 搭载有输入设备,用于将来自操作者的各种指示取入装置主体 6。例如,输入部 29 按照来自操作者的指示,输入第一超声波扫描和第二超声波扫描的切换指示。作为输入设备,可以应用追踪球、各种开关、按钮、鼠标、键盘等。

[0045] 系统控制部 31 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,对超声波诊断装置 1 的动作进行控制。系统控制部 31 从存储部 25 读出用于本实施方式的超声波检查的控制程序,按照该控制程序对各部进行控制。

[0046] 接着,以超声波引导下的穿刺活检为例,说明在系统控制部 31 的控制下进行的本实施方式的超声波检查。图 2 是表示在系统控制部 31 的控制下进行的超声波检查的典型流程的图。

[0047] 如图 2 所示,以操作者经由输入部 29 输入扫描开始指示为契机,系统控制部 31 开始实施例 1 的超声波扫描。在超声波扫描时,操作者开始将用于穿刺活检的穿刺针朝向被

检体内的目标部位插入。

[0048] 首先,系统控制部 31 使收发控制部 17 执行第一超声波扫描(步骤 S1)。在步骤 S1 中,收发控制部 17 对发送部 13 和接收部 15 进行控制,以对广域扫描区域执行第一超声波扫描。第一超声波扫描作为使穿刺针到达目标部位的引导来利用。因此,第一超声波扫描的影像模式典型地被设定为能够描绘被检体内的形态信息的 B 模式。此外,广域扫描区域被设定为三维状的区域。广域扫描区域在第一超声波扫描开始前,由扫描区域决定部 11 按照操作者经由输入部 29 输入的指示来设定。在 B 模式扫描中,发送部 13 在收发控制部 17 的控制下,从超声波探头 2 发送超声波,以便通过超声波对广域扫描区域反复进行扫描。接收部 15 在收发控制部 17 的控制下,按每个超声波波束生成接收信号。然后,B 模式处理部 19 对生成的接收信号实施 B 模式处理,生成 B 模式数据。然后,图像产生部 23 基于生成的 B 模式数据,生成与广域扫描区域有关的体数据,并基于生成的体数据,生成规定的 B 模式图像。典型地,作为在步骤 S1 的 B 模式扫描中生成的 B 模式图像,可以举出 A 截面的截面图像和 B 截面的截面图像。另外,A 截面是通常的截面、即超声波的扫描面,B 截面是将 A 截面绕中心轴(与扫描面的转向角度 0 度的扫描线对应)旋转 90 度的面。操作者一边观察由显示部 27 显示的 A 截面的截面图像和 B 截面的截面图像,一边将穿刺针 100 朝向目标部位插入。

[0049] 另外,作为在步骤 S1 中生成的 B 模式图像,不限于 A 截面的截面图像和 B 截面的截面图像。例如,也可以是 A 截面及 B 截面以外的截面的截面图像。此外,作为 B 模式图像,不仅限于截面图像,也可以是通过体绘制生成的体绘制图像、或通过像素值投影处理生成的投影图像。

[0050] 在超声波检查时,检测部 4 反复执行检测处理。检测部 4 检测实际空间上的穿刺针的前端的位置。例如,检测部 4 是由安装于穿刺针 100 前端的位置传感器来实现的。位置传感器是能够通过磁或光等检测实际空间上的位置的传感器。这种情况下,检测部 4 每隔一定时间检测穿刺针 100 的前端的位置,并将检测到的位置的数据发送给装置主体 6。此外,系统控制部 31 在超声波检查时使扫描区域决定部 11 进行决定处理。

[0051] 另外,由检测部 4 进行的穿刺针的前端位置的检测方法,不仅限于利用位置传感器的方法。例如,检测部 4 也可以通过对穿刺针描绘出的超声波图像进行图像处理,来检测穿刺针的前端的位置。具体地说,检测部 4 能够利用穿刺针的前端的亮度值、穿刺针的形状,从超声波图像检测出穿刺针的前端区域。在通过图像处理来检测穿刺针的前端的位置的情况下,检测部 4 最好设置在装置主体 6 上。

[0052] 在步骤 1 中,扫描区域决定部 11 基于由检测部 4 检测到的穿刺针 100 的前端的位置,决定局部扫描区域。局部扫描区域的体积只要比广域扫描区域小即可,可以是二维状,也可以是三维状。局部扫描区域的中心与穿刺针 100 的前端的当前位置一致。

[0053] 图 3 是表示将穿刺针 100 的前端 100a 的当前位置包含在中心的局部扫描区域 R2 的一例的图。如图 3 所示,在局部扫描区域 R2 为截面(扫描面)的情况下,扫描面设定为,将穿刺针 100 的前端 100a 的当前位置包含在中心,并且与穿刺针 100 正交。

[0054] 另外,如上述那样,局部扫描区域的中心也可以不是穿刺针 100 的前端的当前位置,而是与穿刺针 100 的前端的预想到达位置一致。图 4 是表示将穿刺针 100 的前端 100a 的预想到达位置 100b 包含在中心的局部扫描区域 R2 的一例的图。如图 4 所示,在局部扫

描区域 R2 为截面(扫描面)的情况下,扫描面设定为,将穿刺针 100 的前端 100a 的预想到达位置 100b 包含在中心,并且与前端 100a 的预测路径 100c 正交。预想到达位置 100b 是由扫描区域决定部 11 基于检测部 4 检测到的前端 100a 的当前位置和穿刺针 100 的刺入角度 α 来决定的。刺入角度 α 可以通过现有的任何方法计算。例如,刺入角度 α 由扫描区域决定部 11 基于来自在穿刺针 100 的前端 100a 设置的位置传感器的位置数据和来自在穿刺针 100 的根部设置的位置传感器(未图示)的位置数据来计算。另外,扫描区域决定部 11 也可以利用在超声波图像上描绘的穿刺针区域来计算刺入角度。扫描区域决定部 11 基于前端 100a 的当前位置和刺入角度,计算预测路径 100c。然后,扫描区域决定部 11 将位于预测路径 100c 上且从前端 100a 的当前位置离开规定距离的点决定为预想到达位置 100c。规定距离可以由操作者通过输入部 29 任意地设定。另外,预测路径 100c 也可以基于由检测部 4 反复检测的前端 100a 的位置的轨迹来计算。

[0055] 另外,局部扫描区域的大小及形状可以由操作者通过输入部 29 任意地调整。局部扫描区域由扫描区域决定部 11 实时地更新。即,扫描区域决定部 11 在超声波检查时,能够使局部扫描区域追随穿刺针 100 的前端的位置。换言之,扫描区域决定部 11 与穿刺针 100 的前端的移动相连动地变更局部扫描区域的位置。

[0056] 在步骤 S1 中,也可以是,显示部 27 将由检测部 4 检测到的穿刺针 100 的前端的位置在第一超声波扫描的超声波图像上重叠显示。例如,将表示穿刺针 100 的前端的位置的标记、指示穿刺针 100 的前端的位置的箭头等重叠即可。

[0057] 进行步骤 S1 之后,系统控制部 31 等待由输入部 29 进行影像模式的切换(步骤 S2)。操作者在穿刺针 100 到达目标部位后,为了进行活检而进行采集组织的确认等。采集组织的确认利用详细的形态信息和功能信息等来进行。因此,在广域扫描区域的 B 模式扫描中,无法高精度地确认穿刺针尖端附近的采集组织等,所以在步骤 S2 中进行扫描区域和影像模式的切换。

[0058] 操作者通过按下设置于装置主体等的切换按钮,进行扫描区域和影像模式的切换。通过按下切换按钮,从第一超声波扫描切换到第二超声波扫描,从广域扫描区域切换到局部扫描区域。第二超声波扫描的影像模式可以和第一超声波扫描的影像模式相同,也可以不同。第二超声波扫描的影像模式可以预先通过输入部 29 登录,也可以在切换时通过输入部 29 选择。

[0059] 在步骤 S2 中不进行影像模式的切换的情况下(步骤 S2 : 否),系统控制部 31 重复第一超声波扫描。

[0060] 然后,在步骤 S2 中进行了影像模式的切换的情况下(步骤 S2 : 是),系统控制部 31 使收发控制部 17 进行第二超声波扫描(步骤 S3)。在步骤 S3 中,收发控制部 17 反复控制发送部 13 和接收部 15,以对由扫描区域决定部 11 设定的局部扫描区域执行第二超声波扫描。图像产生部 23 在第二超声波扫描的执行时,生成与第二超声波扫描相对应的超声波图像,显示部 27 显示所生成的超声波图像。另外,在第二超声波扫描时也是,检测部 4 和扫描区域决定部 11 反复工作。即,在第二超声波扫描时,也通过扫描区域决定部 11 使局部扫描区域追随穿刺针 100 的前端的位置。图像产生部 23 反复产生包含经时变化的穿刺针 100 的前端的位置或预想到达位置的超声波图像。显示部 27 即时地显示反复产生的超声波图像。这样的超声波图像可以说是以穿刺针 100 的前端的位置或预想到达位置为视点、以穿刺线

为视线的图像。即,显示部 7 给操作者带来仿佛置身于穿刺针 100 的前端那样的临场感。

[0061] 在步骤 S3 中,也可以是,显示部 27 将由检测部 4 检测到的穿刺针 100 的前端的位置或预想到达位置重叠显示在第二超声波扫描的超声波图像 I2 上。例如,将表示穿刺针 100 的前端的位置的标记、指示穿刺针 100 的前端的位置的箭头等重叠即可。

[0062] 在此,详细说明第二超声波扫描。另外,在以下的说明中,局部扫描区域都能够应用在将穿刺针 100 的前端的当前位置包含在中心的情况下、和将穿刺针 100 的前端的预想到达位置包含在中心的情况下。但是,为便于说明,设局部扫描区域将穿刺针 100 的前端的当前位置包含在中心。

[0063] 图 5 是表示第二超声波扫描的一例的图。如图 5 所示,在第一超声波扫描中,第一超声波扫描的广域扫描区域 R1 被作为穿刺针 100 的引导来利用,所以设定为范围较大的三维区域。因此,第一超声波扫描(三维扫描)的帧速率(时间分辨率)存在实时性较差的情况。此外,基于体数据的截面图像与基于二维扫描的 B 模式图像相比,空间分辨率较差。

[0064] 另一方面,如图 5 所示,第二超声波扫描的局部扫描区域 R2 用于在第二超声波扫描中观察穿刺针 100 的前端 100a 附近的组织,所以设定为较小的范围。例如,局部扫描区域 R2 如图 5 所示那样设定为,将穿刺针 100 的前端 100a 的位置包含在中心的扫描面(截面)。这样,通过将扫描区域限定在穿刺针的前端附近的二维区域,与第一超声波扫描相比,能够提高第二超声波扫描的时间分辨率及空间分辨率。例如,为了提高穿刺针 100 的前端 100a 附近的组织的视觉辨认性等,优选将局部扫描区域 R2 设定为与穿刺线正交。这时,扫描面(局部扫描区域 R2)的朝向基于穿刺针 100 的刺入角度来设定。另外,扫描面(局部扫描区域 R2)相对于穿刺线可以设定为任何角度。根据设定的局部扫描区域 R2 的位置及朝向,收发控制部 17 从搭载于超声波探头 2 的振子中选择用于超声波发送的振子 2a。然后,发送部 13 利用所选择的振子 2a,向局部扫描区域发送超声波。

[0065] 另外,局部扫描区域 R2 是与穿刺针 100 的前端 100a 附近的穿刺线正交的截面。但是,本实施方式不限于此。局部扫描区域 R2 例如可以是前端 100a 附近的三维区域,也可以是包含穿刺针 100 的任意多个截面。此外,还能够与穿刺针 100 的移动相连动地使局部扫描区域 R2 和用于超声波发送的振子 2a 跟随。

[0066] 图 6 是表示第二超声波扫描的其他例的图,是表示利用了针对二维局部扫描区域 R2 的二维空间混合的超声波扫描的图。在空间混合中,发送部 13 在收发控制部 17 的控制下,对二维局部扫描区域(扫描面) R2 进行偏向扫描。用于超声波发送的振子 2a 是与局部扫描区域(扫描面)R2 交叉并排列为一列的多个振子。此外,图 7 是表示第二超声波扫描的其他例的图,是表示利用了针对局部扫描区域 R2 的三维空间混合的超声波扫描的图。用于超声波发送的振子 2a 是与局部扫描区域(扫描面)R2 交叉的由一列振子和与该一列振子相邻的振子构成的排列为二维状的多个振子。

[0067] 如图 6 及图 7 所示,第二超声波扫描也可以是利用空间混合的超声波扫描。通过偏向扫描对二维状的局部扫描区域发送与多个发送方向分别对应的多个超声波。图像产生部 23 对于多个超声波发送的每一个,生成局部扫描区域 R2 的 B 模式图像。然后,图像产生部 23 将与多个超声波发送分别对应的多个 B 模式图像合成,生成一个 B 模式图像(合成图像)。显示部 27 显示所生成的合成图像。该合成图像与单个发送方向的超声波扫描的 B 模式图像相比,通过空间混合的效果,提高了画质。因此,作为第二超声波扫描而执行利用了

空间混合的超声波扫描,由此,操作者能够通过高画质的超声波图像观察穿刺针的前端附近的组织。

[0068] 如上所述,收发控制部 17 按照从操作者经由输入部 29 发来的指示,切换第一超声波扫描和第二超声波扫描。图 8 是示意性地表示第一超声波扫描和第二超声波扫描的切换的图。如图 8 所示,例如作为第一超声波扫描而应用通常的 B 模式体扫描,作为第二超声波扫描而应用向穿刺针 100 的前端 100a 附近的局部性的 B 模式扫描。在第一超声波扫描中,将超声波探头 2 中包含的全部振子 2b 用于超声波发送,在第二超声波扫描中,如上所述,将超声波探头 2 内的一部分振子 2a 用于超声波发送。输入部 29 具有瞬间切换第一超声波扫描和第二超声波扫描的用户接口(U/I)。该用户接口由操作者进行操作,从而由收发控制部 17 瞬间切换通常的 B 模式体扫描和向前端 100a 附近的局部性扫描。

[0069] 图 9 是表示超声波检查中的图像的显示例的图。如图 9 所示,显示部 27 在第二超声波扫描的执行时,将第一超声波扫描的超声波图像 I1 和第二超声波扫描的超声波图像 I2 并列显示。超声波图像 I1 是在第一超声波扫描时生成的图像,是静止图像。例如,超声波图像 I1 是通过 B 模式体扫描而由图像产生部 23 生成的基于体数据的图像。超声波图像 I1 的显示方法优选为 A 截面等的截面图像、基于体绘制的体绘制图像、基于最大值投影(MIP)的投影图像。另外,显示的截面图像可以是一张,也可以是正交三截面等多个截面。超声波图像 I2 是实时生成的图像,是运动图像。例如,超声波图像 I2 是通过 B 模式扫描而由图像产生部 23 生成的、二维的局部扫描区域的 B 模式图像。因此,超声波图像 I2 与超声波图像 I1 相比,时间分辨率及空间分辨率较好。另外,第二超声波扫描中的超声波图像 I2 的显示方法不仅限于上述方法。例如,可以在超声波图像 I1 上重叠显示超声波图像 I2。此外,也可以仅显示超声波图像 I2。

[0070] 另外,第二超声波扫描的影像模式不限于一种。例如,作为第二超声波扫描的影像模式,可以设定多种影像模式。即,第二超声波扫描的影像模式可以是 B 模式、多普勒模式、弹性成像模式、室壁运动追踪(WMT)模式、造影模式、SWE 模式、空间混合模式、合成开口模式中的至少 2 种。在第二超声波扫描中,在收发控制部 17 的控制下,与多种影像模式分别对应的多种超声波扫描按照规定次数的超声波收发交替地重复。在这种情况下,图 9 的超声波图像 I2 是第一影像模式的超声波图像和第二影像模式的超声波图像的重叠图像。例如在第二超声波扫描中,可以交替地重复 B 模式扫描和多普勒模式扫描。在这种情况下,超声波图像 I2 是 B 模式图像和多普勒图像的重叠图像。更详细地说,在超声波图像 I2 中,在 B 模式扫描时 B 模式图像被更新,在多普勒模式扫描时多普勒图像被更新。通过该显示,操作者能够实时地同时观察形态信息和血流信息。

[0071] 也可以对第二超声波扫描的超声波图像 I2 应用用于提高画质的各种图像处理。例如,能够将专利文献 2 所记载的提取微小构造物的处理应用于基于空间混合的超声波图像 I2。在乳腺的临床应用时,有如下情形:采集微细钙化区域的组织,通过病理检查来诊断是良性还是恶性。仅通过 B 模式体扫描难以确认穿刺针是否插入到了所需的钙化区域,但是通过在针尖附近应用上述处理,使得确认变得容易。另外,通过将专利文献 2 所记载的图像处理应用在基于空间混合的超声波图像 I2 中,能够提高超声波图像 I2 中包含的微小构造物的提取能力。

[0072] 此外,第二超声波扫描的影像模式不仅限于 B 模式。作为第二超声波扫描的影像

模式,如上所述,可以应用弹性成像模式、多普勒模式、造影模式等。例如,在弹性成像模式的情况下,操作者用超声波探头 2 压迫、放开被检体。多普勒模式处理部 19 计算压迫和放开导致的速度信息的空间分布。图像产生部 23 基于计算出的速度信息的空间分布,计算硬度信息的空间分布,生成彩色表现计算出的硬度信息的空间分布的弹性成像图像。显示部 27 显示所生成的弹性成像图像。

[0073] 此外,第二超声波扫描的影像模式也可以是 SWE 模式。SWE 模式是利用了扫描区域内的剪切波的传递速度依存于组织的硬度这一点的摄像方法。以下,参照图 10,详细说明第二超声波扫描为 SWE 模式的情况。在第一超声波扫描的执行中,操作者通过输入部 29 输入从第一超声波扫描向第二超声波扫描的切换指示。以输入了切换指示为契机,系统控制部 31 从第一超声波扫描切换为第二超声波扫描。在第二超声波扫描中,收发控制部 17 对局部扫描区域执行 SWE 扫描。局部扫描区域可以是截面,也可以是三维区域。但是,在以下的说明中,将局部扫描区域为截面。

[0074] 首先,收发控制部 17 使发送部 13 发送被称为推压脉冲(push pulse)的高压超声波脉冲 P1。具体地说,发送部 13 将集束于规定发送焦点位置的推压脉冲 P1 向局部扫描区域 R2 的方位方向上的端部发送。发送部 13 一边沿着深度方向切换发送焦点位置,一边反复发送推压脉冲 P1。若被发送推压脉冲 P1,则在局部扫描区域 R2 内产生剪切波。剪切波是横波(shearwave)。由于剪切波在局部扫描区域 R2 内传递,局部扫描区域 P1 内的组织变形。由剪切波引起的组织的变形程度依存于组织的硬度。

[0075] 若发送了推压脉冲 P1,则收发控制部 17 执行剪切波的传递计测模式。具体地说,收发控制部 17 对发送部 13 进行控制,遍及局部扫描区域 R2 的整体地发送用于剪切波计测的追踪脉冲 UW,对接收部 15 进行控制,反复接收来自局部扫描区域 R2 的超声波。更详细地说,收发控制部 17 对于从推压脉冲 P1 的发送位置离开规定距离 L1 的观察区域 T1,反复多次收发追踪脉冲 UW。观察区域 T1 是局部扫描区域 R2 的部分区域。追踪脉冲 UW 是用于观察观察区域 T1 内的组织的位移量和产生位移的时刻的超声波脉冲。多普勒模式处理部 21 对来自接收部 15 的接收信号施加自相关运算,反复计算观察区域 T1 的组织的位移的空间分布。图像产生部 23 基于不同时刻的组织的位移的空间分布,计算观察区域 T1 的剪切波的到达时间的空间分布。剪切波的到达时间与从基准时刻起的、组织的位移量成为最大的时间对应。基准时刻例如由推压脉冲的发送时刻来规定。

[0076] 若进行了从推压脉冲发送位置离开规定距离 L1 的位置的追踪脉冲 UW 的发送,则收发控制部 17 再次发送推压脉冲 P1,接着对于离开规定距离 L2 的观察区域 T2,反复收发追踪脉冲 UW。观察区域 T2 是局部扫描区域 R2 的部分区域。由此,图像产生部 23 与对观察区域 T1 进行的扫描同样地,计算观察区域 T2 的剪切波的到达时间的空间分布。

[0077] 这样,遍及全部局部扫描区域 R2 整体地发送了追踪脉冲 UW 后,图像产生部 23 产生彩色表现组织的硬度的 SWE 图像。在此,已知剪切波的传递速度和组织的硬度存在一定的比例关系。即,剪切波的传递速度较快的区域是弹性率较高、较硬的区域。剪切波的传递速度较慢的区域是弹性率较低、较柔软的区域。图像产生部 23 按照该比例关系,基于局部扫描区域 R2 的到达时间的空间分布,计算组织的硬度的空间分布。然后,图像产生部 23 产生彩色表现组织的硬度的 SWE 图像。显示部 27 显示 SWE 图像。

[0078] 另外,在上述动作中,说明了一边使观察区域偏移一边对各观察区域依次进行推

压脉冲发送和追踪脉冲收发的动作,但是可以有各种变形。例如,可以利用追踪脉冲对1个发送波束形成多个接收波束从而扩大了观察区域这样的所谓的并列同时接收的方法。

[0079] 另外,为了提高SWE图像的精度,也可以显示基于不同推压脉冲发送位置的二个SWE图像制作的合成图像。在这种情况下,收发控制部17通过与上述相同的方法,交替地反复第一SWE扫描和第二SWE扫描。即,收发控制部17在第一SWE扫描中,对发送部13进行控制,朝向局部扫描区域R2的一端部发送推压脉冲,对发送部13和接收部15进行控制,遍及局部扫描区域R2整体地执行剪切波的传递计测模式扫描。然后,多普勒模式处理部21对来自接收部15的接收信号施加自相关运算来计算组织的位移的空间分布,图像产生部23基于组织的位移的空间分布产生第一SWE图像。在第二SWE扫描中,收发控制部17对发送部13进行控制,朝向局部扫描区域R2的另一端部发送推压脉冲,对发送部13和接收部15进行控制,遍及局部扫描区域R2整体地执行剪切波的传递计测模式扫描。然后,多普勒模式处理部21对来自接收部15的接收信号施加自相关运算来计算组织的位移的空间分布,图像产生部23基于组织的位移的空间分布产生第二SWE图像。

[0080] 交替地反复第一SWE扫描和第二SWE扫描。产生第一SWE图像和第二SWE图像后,图像产生部23产生第一SWE图像和第二SWE图像的合成图像。显示部27显示合成图像。操作者通过观察合成图像,能够更正确地评价组织的硬度。

[0081] 另外,在上述SWE扫描中,将局部扫描区域设为截面。但是,本实施方式的SWE扫描中的局部扫描区域也可以是三维区域。

[0082] 执行步骤S3后,系统控制部31等待由操作者通过输入部29发出超声波扫描的结束指示(步骤S4)。执行步骤S3后,操作者观察第二超声波扫描的超声波图像,判断穿刺针的前端是否到达了目的部位。在判断为到达的情况下,操作者进行组织采集等。然后,活检结束后,操作者通过输入部29等输入超声波检查的结束指示。

[0083] 这样,在步骤S4中发出了结束指示的情况下(步骤S4:是),系统控制部31结束超声波检查。

[0084] 另外,本实施方式的临床应用例不仅限于穿刺活检。本实施方式还能够应用于对肝癌等局部性肿瘤的射频消融、即利用RFA治疗等的穿刺针进行的任何超声波诊断。RFA治疗利用安装有用于在表面产生高温的电极的穿刺针(电极针)。更详细地说,RFA治疗是如下的治疗方法:将电极针从体表刺入肿瘤部,通过由无线波产生的高温,使病变部凝固性坏死。近年来,在RFA治疗的效果判定中较多使用造影超声波。这是因为,在治疗前因肿瘤血管而使血流较丰富,但是在治疗后癌细胞死亡,血流减少。为了判定三维分布的肿瘤的治疗效果,实时三维超声波扫描是有用的,但是实时三维超声波扫描与二维超声波扫描相比,时间分辨率及空间分辨率较差。

[0085] 在RFA治疗的情况下,在图2的步骤S1中,电极针朝向治疗部位刺入。电极针到达目标部位后,通过电极针对治疗部位进行灼烧。例如,电极针与治疗装置连接。根据肿瘤尺寸和RFA针的种类,设定治疗装置的输出强度和输出时间。然后,在步骤S2中,选择第二超声波扫描的影像模式。作为影像模式,选择造影模式、多普勒模式、弹性成像模式等。选择适于对因治疗而肿瘤血流减少、组织变性所伴随的硬度的变化进行观察的影像模式。特别是在造影模式中需要观察造影剂流入的经时变化,由于是仅局限于关心区域的造影模式,所以能够较高地维持时间分辨率,而不会牺牲实时性。作为显示方法,可以适当选择多截面

显示、体显示。另外,如图 11 所示,能够瞬间切换 B 模式三维扫描和对于局部扫描区域的造影模式的扫描。在步骤 S3 中通过在步骤 S2 中选择的影像模式达到治疗效果。观察是否在肿瘤部分残留有血流等。通过观察,如果治疗范围已足够则结束,如果发现了肿瘤部分的残留,则再次回到步骤 S1,进行电极针的穿刺或追加的治疗。因此,根据本实施方式,提高了 RFA 治疗效果判定的精度。

[0086] 这样,本实施方式的超声波诊断装置 1 提供一种对利用穿刺针的超声波检查有效的技术。

[0087] 以下说明本实施方式的变形例。

[0088] (变形例 1)

[0089] 上述实施方式的局部扫描区域是根据穿刺针 100 的前端的当前位置或与当前位置对应的预想到达位置来决定的。在这种情况下,与穿刺针 100 的前端的当前位置的移动相联动地,局部扫描区域也移动。在穿刺活检或 RFA 治疗中,本来想要观察目标部位,但有时穿刺针 100 无意中移动。在与穿刺针 100 的前端的当前位置相连动地决定了局部扫描区域的位置的情况下,若穿刺针 100 被从目标部位等观察对象部位拔出,则局部扫描区域会从该目标部位偏离。因此,每当穿刺针 100 从观察对象部位偏离时,操作者就必须对穿刺针 100 的位置进行调整。变形例 1 的局部扫描区域是基于预先存储的过去的穿刺针 100 的前端的位置来决定的。以下,说明变形例 1 的超声波诊断装置及超声波摄像方法。另外,在以下的说明中,对于与本实施方式具有大致相同功能的结构要素赋予相同的附图标记,仅在必要时进行重复说明。

[0090] 图 12 是用于说明变形例 1 的局部扫描区域的决定处理的图。如图 12 所示,在穿刺针 100 的插入过程中,局部扫描区域与穿刺针 100 的前端的位置相连动地被设定。操作者判断为穿刺针 100 的前端 100a 已到达想要使局扫描区域 R2 固定的位置时,通过输入部 29 输入存储指示。例如,操作者以穿刺针 100 的前端到达了观察对象部位为契机,输入存储指示。以输入了存储指示为契机,存储部 25 存储被输入该存储指示时的前端 100a 的位置数据。扫描区域决定部 11 读出存储在存储部 25 中的位置数据,并基于读出的位置来决定局部扫描区域。由此,即使穿刺针 100 移动,局部扫描区域也不会与前端 100a 的位置连动地移动,而是被固定。另外,在操作者通过输入部 29 进行了连动指示的情况下,扫描区域决定部 11 再次使局部扫描区域 R2 与穿刺针 100 的前端的当前位置连动。

[0091] 在上述的说明中,以输入了存储指示为契机,立即在存储于存储部 25 的位置数据中设定局部扫描区域 R2,并执行第二超声波扫描。但是,本实施方式不限于此。即,也可以分别进行局部扫描区域 R2 的存储和超声波扫描。例如,以操作者通过输入部 29 输入了固定指示为契机,扫描区域决定部 11 读出存储在存储部 25 中的前端 100a 的位置数据,基于读出的位置决定局部扫描区域 R2。在这种情况下,扫描区域决定部 11 在穿刺针 100 被从观察对象部位拔出之后,也能够在观察对象部位设定局部扫描区域 R2。

[0092] 因此,在穿刺针 100 的前端位置和观察对象部位发生了偏离的情况下,也能够省去为了观察对象部位而重新刺入穿刺针 100 的麻烦。

[0093] 此外,在第二超声波扫描为 SWE 模式的情况下,本实施方式的超声波诊断装置能够在将穿刺针 100 从局部扫描区域拔出的状态下执行 SWE 扫描。因此,根据变形例 1,也能够实现 SWE 模式的精度的提高。

[0094] (变形例 2)

[0095] 上述实施方式的局部扫描区域包含穿刺针 100 的前端的位置或前端的预想到达位置。但是,本实施方式的局部扫描区域不限于此。变形例 2 的局部扫描区域是根据基于穿刺针 100 的前端的当前位置的预测路径来决定的。以下,说明变形例 2 的超声波诊断装置及超声波摄像方法。另外,在以下的说明中,对于与本实施方式具有大致相同功能的结构要素赋予相同的附图标记,仅在必要时进行重复说明。

[0096] 图 13 是用于说明变形例 2 的局部扫描区域 R2 的决定处理的图。另外,设变形例 2 的局部扫描区域 R2 为截面 SC。如图 13 所示,在穿刺活检等的实施过程中或实施前,扫描区域决定部 11 计算穿刺针 100 的预测路径 100c。预测路径的计算方法与上述方法相同,所以在此省略说明。计算预测路径 100c 后,扫描区域决定部 11 将与预测路径 100c 正交的多个截面 SC 分别设定为多个局部扫描区域 R2。例如,在图 13 的情况下,设定与预测路径 100c 正交的 4 个截面 SC1、SC2、SC3、SC4。

[0097] 以发出了向第二超声波扫描的切换指示为契机,收发控制部 17 对多个局部扫描区域 SC (R2) 依次实施第二超声波扫描。由此,图像产生部 23 产生多个局部扫描区域 SC (R2) 的多个超声波图像 IU,显示部 27 显示多个超声波图像 IU。多个超声波图像 IU 可以并列显示,也可以从与穿刺针 100 的前端较近的一方起依次显示。

[0098] 如变形例 2 那样,通过显示与穿刺针 100 的预测路径正交的多个超声波图像,操作者能够在刺入前预先观察穿刺针 100 的刺入路径。因此,能够在刺入前再次考虑穿刺针 100 的刺入路径,能够防止穿刺针 100 的重新刺入。

[0099] [效果]

[0100] 如上述说明,本实施方式的超声波诊断装置 1 至少具有:超声波探头 2、发送部 13、接收部 15、检测部 4、扫描区域决定部 11 及收发控制部 17。检测部 4 检测实际空间上的穿刺针的前端的位置。扫描区域决定部 11 基于被检体内的广域扫描区域和前端的位置,设定比第一扫描区域小的局部扫描区域。收发控制部 17 对发送部 13 和接收部 15 进行控制,按照来自操作者的指示,切换对于广域扫描区域的第一超声波扫描和对于局部扫描区域的第二超声波扫描。

[0101] 通过上述结构,超声波诊断装置 1 能够以任意的定时切换第一超声波扫描和第二超声波扫描,该第一超声波扫描用于将穿刺针引导至目标部位,该第二超声波扫描用于详细地确认穿刺针的前端附近的目标部位的组织信息。此外,第二超声波扫描的扫描区域较小,能够以较高的空间分辨率及较高的时间分辨率来观察目标部位。

[0102] 总之,根据本实施方式,提供一种超声波诊断装置及超声波扫描方法,能够提高利用向被检体内穿刺的针进行的超声波检查的精度。

[0103] 以上说明了本发明的若干实施方式,但这些实施方式只是作为例子提示,不意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其他各种方式来实施,在不脱离发明的宗旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及宗旨中,也包含在权利要求记载的发明及其等同范围内。

[0104] 附图标记的说明

[0105] 1…超声波诊断装置、2…超声波探头、2a…振子、4…检测部、6…装置主体、11…扫描区域决定部、13…发送部、15…接收部、17…收发控制部、19…B 模式处理部、21…多普

勒模式处理部、23…图像产生部、25…存储部、27…显示部、29…输入部、31…系统控制部、100…穿刺针。

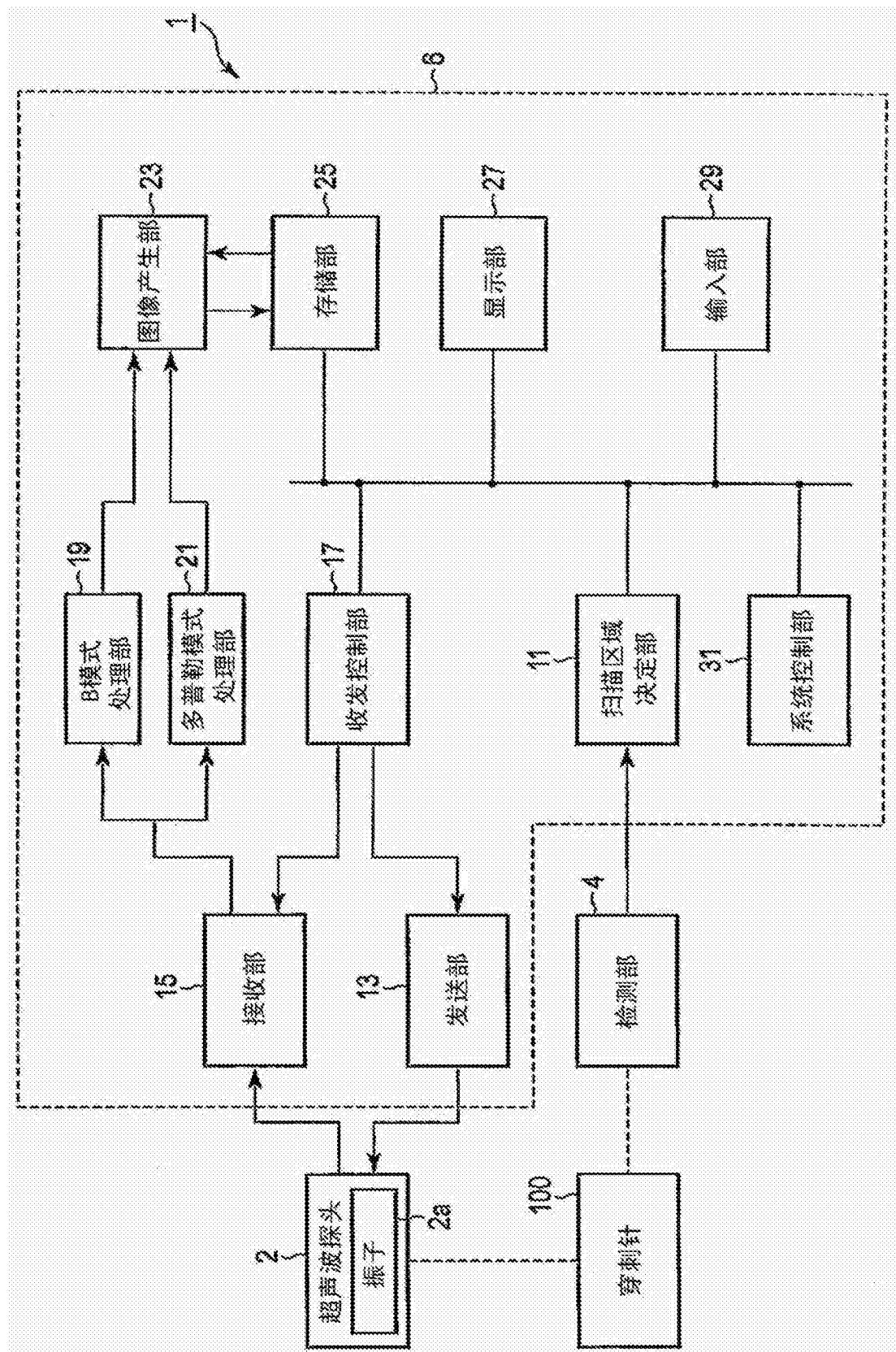


图 1

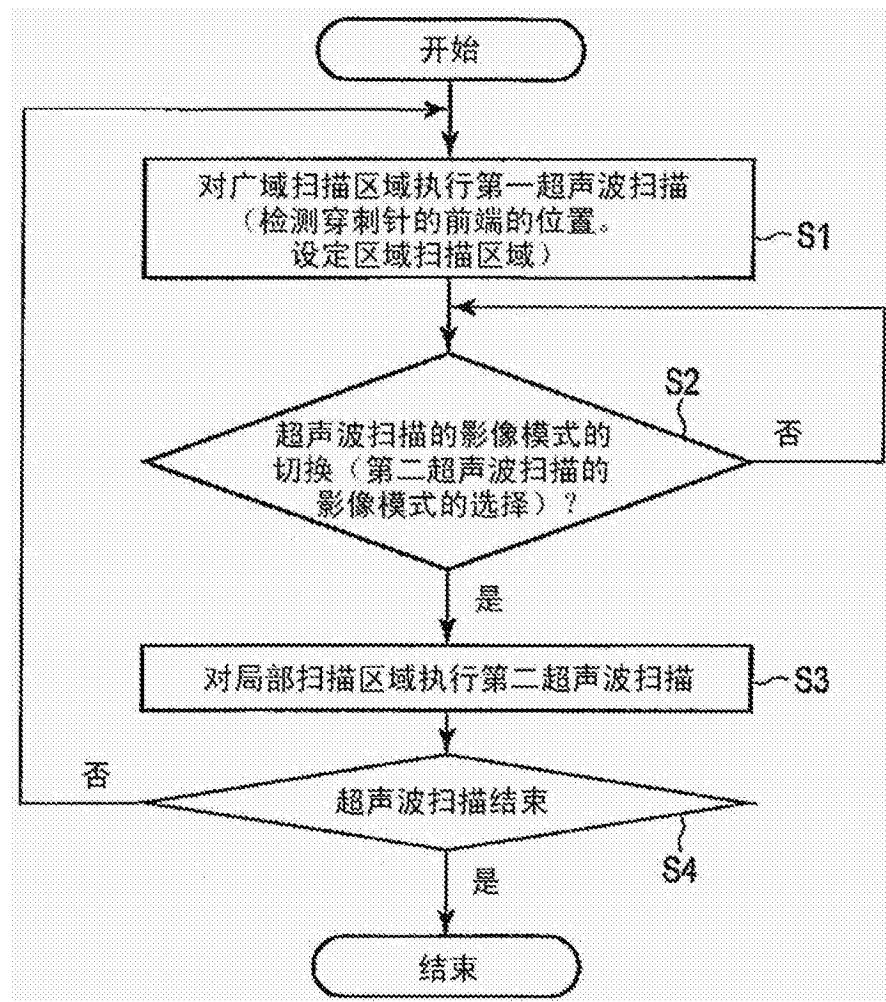


图 2

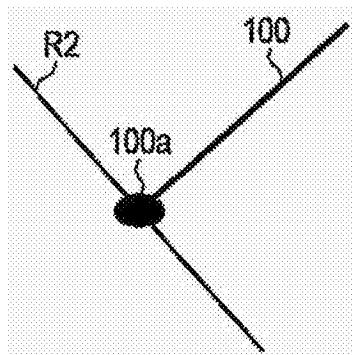


图 3

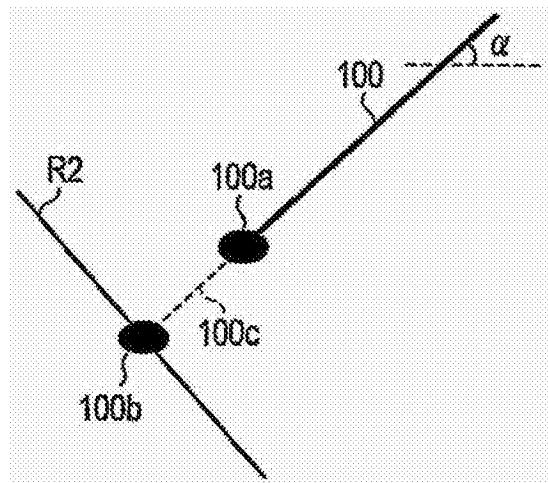


图 4

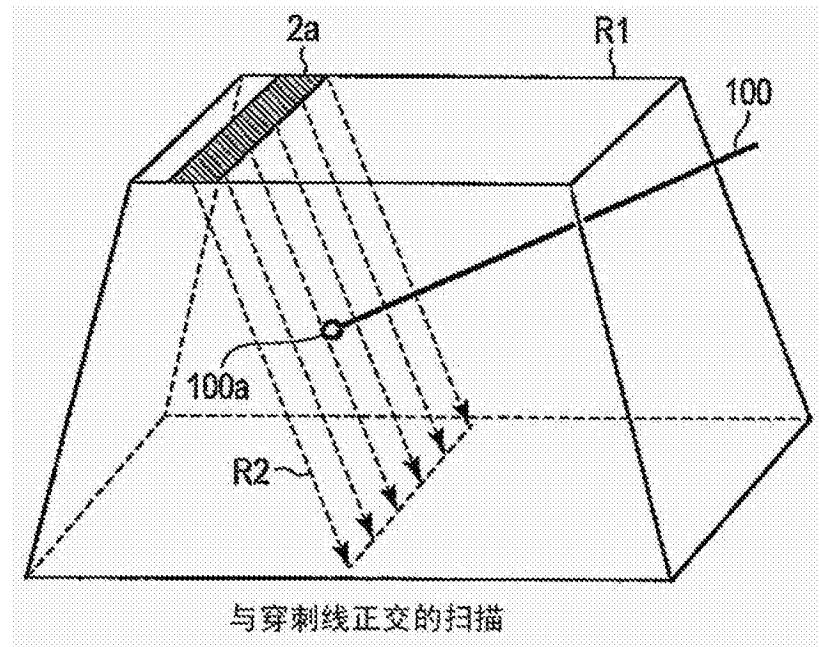


图 5

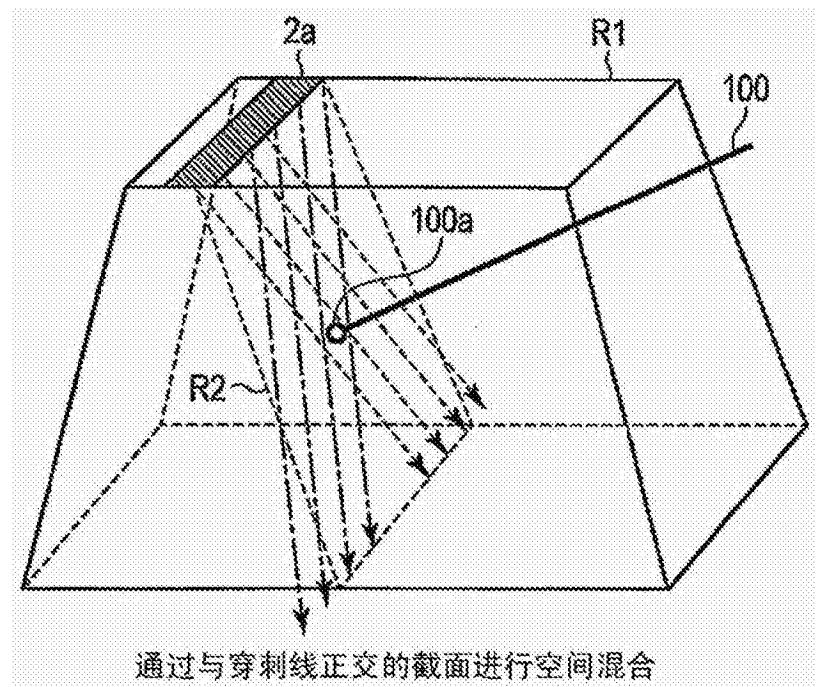


图 6

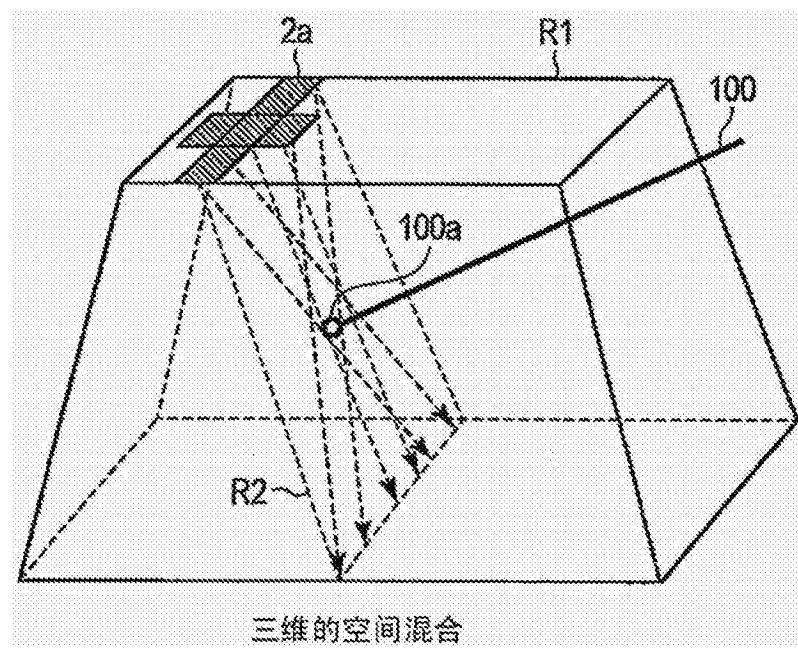
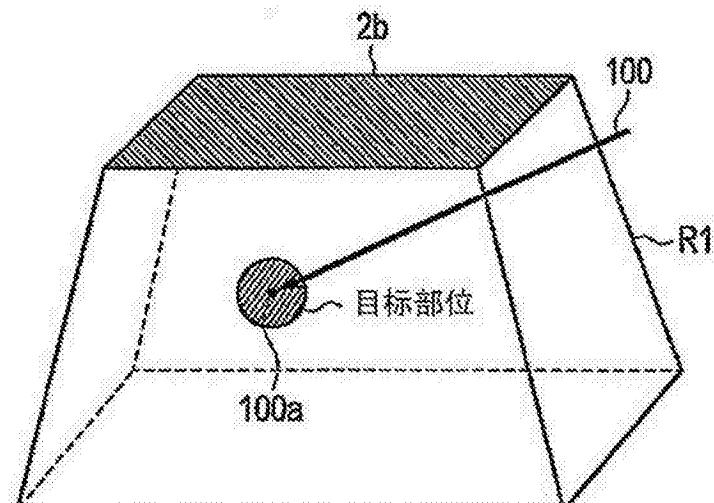
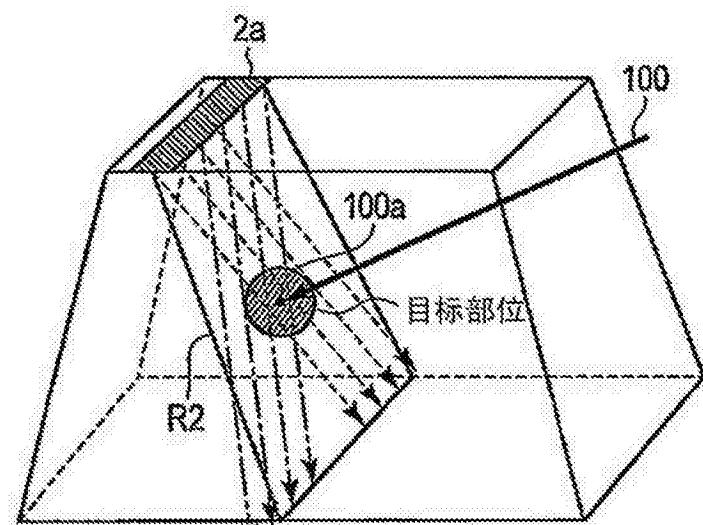


图 7



通常的B模式的体扫描



向针尖附近的收发控制

图 8

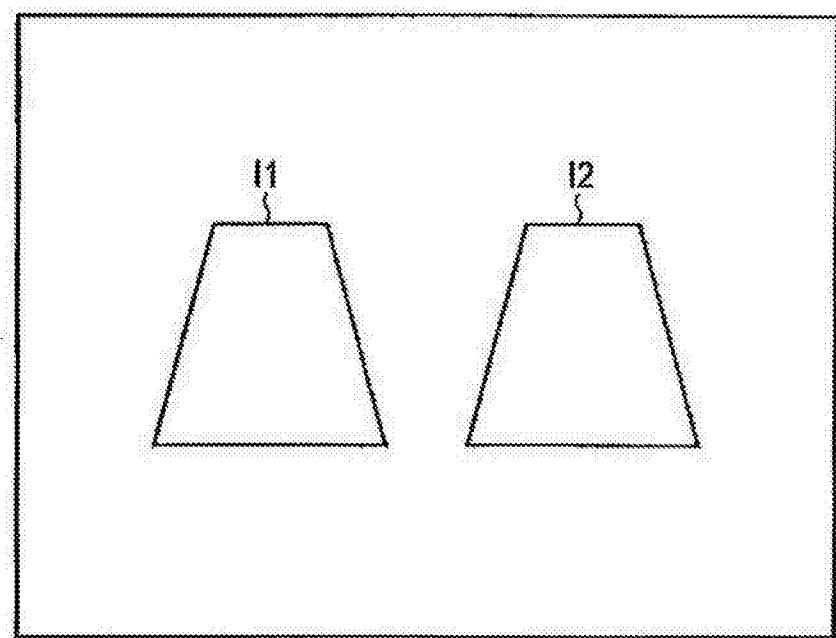
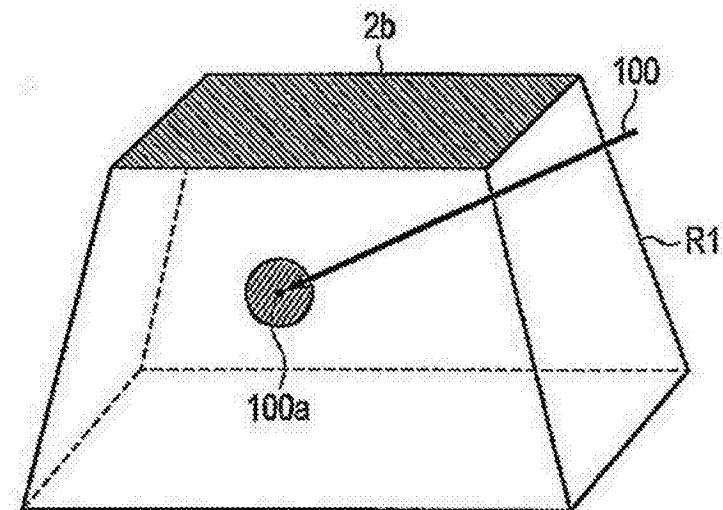


图 9



通常的B模式的体扫描

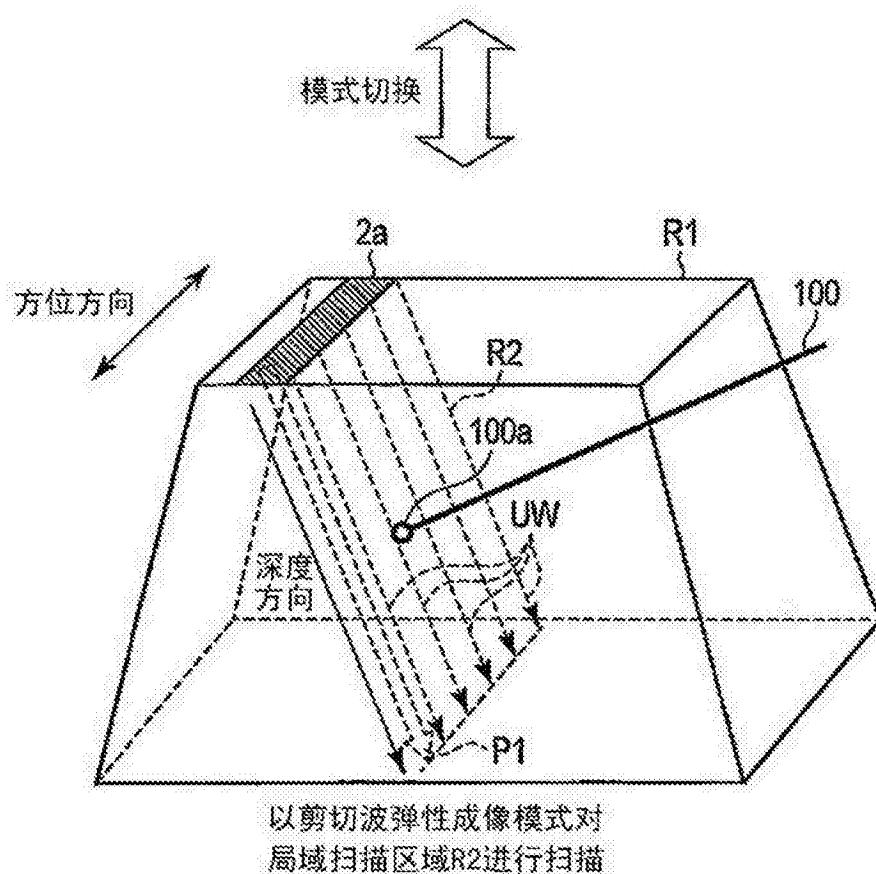
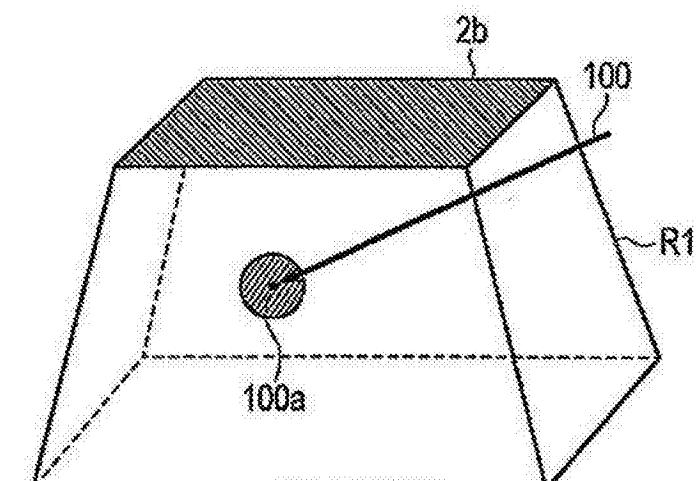
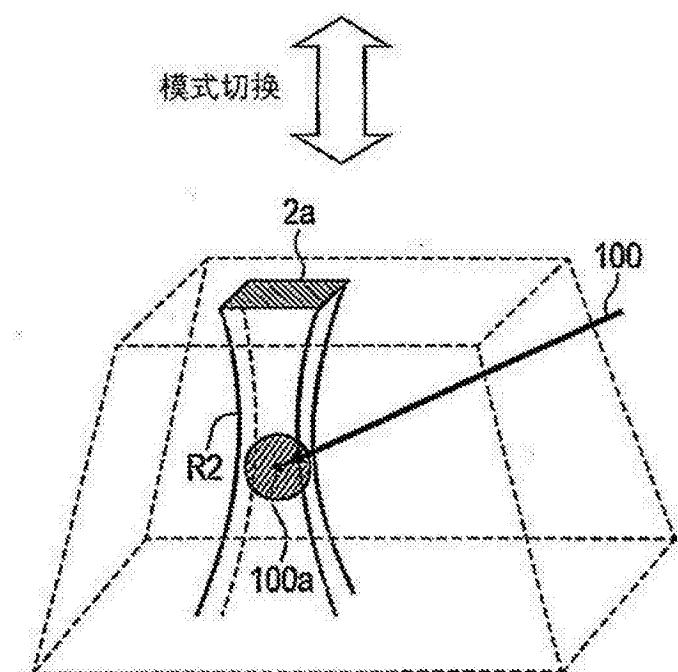


图 10

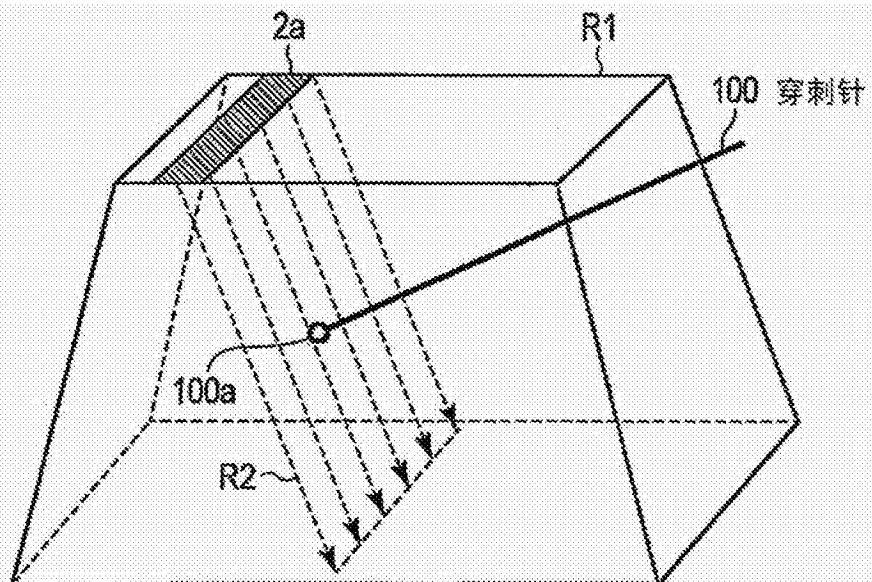


通常的B模式的体扫描

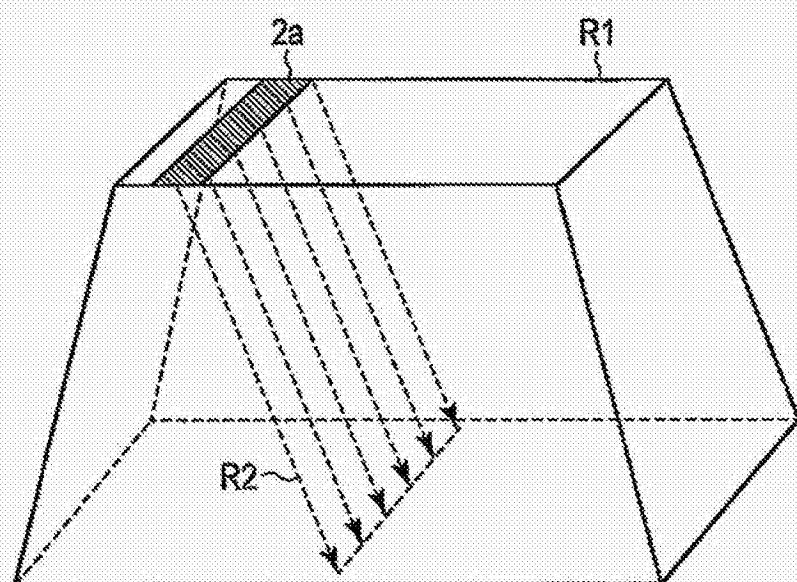
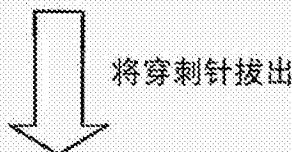


造影模式等

图 11



在插入穿刺针的状态下进行超声波扫描



在将穿刺针拔出的状态下，
也保持局部扫描区域地进行超声波扫描

图 12

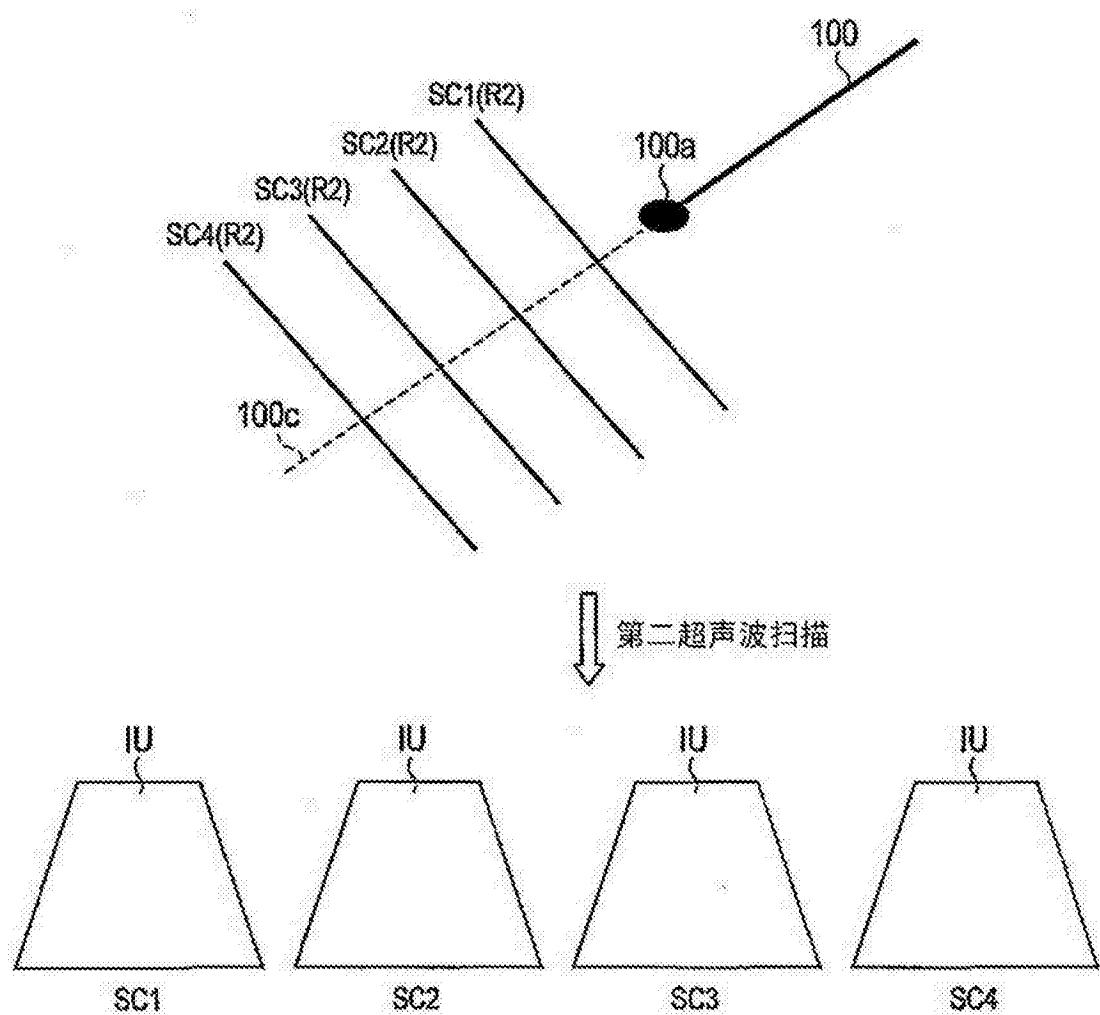


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波扫描方法		
公开(公告)号	CN103179907B	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201280001405.6	申请日	2012-09-21
[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)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	吉新宽树 神山直久 吉田哲也 冈村阳子		
发明人	吉新宽树 神山直久 吉田哲也 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/54 A61B8/585 A61B17/3403 A61B2017/3413		
代理人(译)	杨谦		
优先权	2012203040 2012-09-14 JP 2011210995 2011-09-27 JP		
其他公开文献	CN103179907A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

提高利用向被检体内穿刺的针进行的超声波检查的精度。振子(2a)产生超声波，将来自被检体的超声波变换为回波信号。发送部(13)向振子(2a)供给驱动信号。接收部(15)对来自振子(2a)的回波信号进行信号处理。检测部(4)检测穿刺针(100)的前端的位置。扫描区域设定部(11)基于被检体内的第一扫描区域和检测到的前端的位置，设定比第一扫描区域小的第二扫描区域。收发控制部(17)对发送部(13)和接收部(15)进行控制，按照来自操作者的指示，切换对于第一扫描区域的超声波扫描和对于第二扫描区域的第二超声波扫描。

