



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102258385 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201110100342. 7

CN 101193594 A, 2008. 06. 04,

(22) 申请日 2011. 04. 20

WO 2010/029906 A1, 2010. 03. 18, 全文.

(30) 优先权数据

EP 1416443 A1, 2004. 05. 06, 全文.

105423/2010 2010. 04. 30 JP

审查员 陈昭阳

(73) 专利权人 株式会社东芝

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 吉田哲也 冈村阳子

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-118134 A, 2005. 02. 12, 全文.

US 2006/0241451 A1, 2006. 10. 26, 全文.

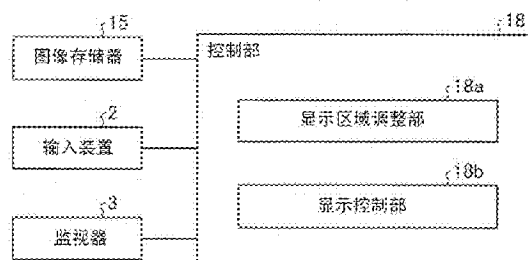
权利要求书1页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

图像诊断方法及装置

(57) 摘要

本发明提供一种能够确保穿刺引导线的视觉辨认性的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备:超声波探头,发送超声波,并接收所述超声波的反射波;图像生成单元,基于所述超声波探头接收到的超声波的反射波,生成超声波图像;图像合成单元,生成在所述图像生成单元生成的超声波图像上重叠了穿刺引导线而成的合成图像,该穿刺引导线是从装配在所述超声波探头上的穿刺适配器插入的穿刺针的经过线;显示区域调整单元,基于所述穿刺针的经过线,调整合成图像的显示区域;以及显示控制单元,进行控制,使得通过由所述显示区域调整单元调整后的所述显示区域,在显示部上显示所述合成图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,发送超声波,并接收所述超声波的反射波;

图像生成单元,基于所述超声波探头接收到的超声波的反射波,生成超声波图像;

图像合成单元,生成在所述图像生成单元生成的超声波图像上重叠了穿刺引导线而成的合成图像,该穿刺引导线是从装配在所述超声波探头上的穿刺适配器插入的穿刺针的经过线;

显示区域调整单元,基于所述穿刺针的经过线,调整合成图像的显示区域,使得该显示区域包括穿刺引导线上成为最浅部分的位置;以及

显示控制单元,进行控制,使得通过由所述显示区域调整单元调整后的所述显示区域,在显示部上显示所述合成图像,

所述显示控制单元从对生物体表面操作超声波的超声波探头的扫描线中决定经过所述最浅部分的扫描线。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示区域调整单元调整所述显示区域的左右方向,使得在所述显示区域包含所述超声波图像的区域之中的、所述穿刺针的经过线上的最浅部分。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备输入单元,该输入单元从操作者受理向并列显示切换的切换输入,

所述显示控制单元伴随着所述切换输入,进行控制,使得通过所述调整后的显示区域,并列显示至少其中一个是所述合成图像的两个图像。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像生成单元生成两个模式的所述超声波图像,

所述图像合成单元分别基于所述两个模式的超声波图像生成两个所述合成图像,

所述显示区域调整单元对所述两个合成图像进行显示区域的调整,

所述显示控制单元进行控制,使得通过由所述显示区域调整单元调整后的所述显示区域,显示所述两个合成图像。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备输入单元,该输入单元从操作者受理所述显示区域的放大显示或缩小显示的请求输入,

所述显示控制单元伴随着所述请求输入,进行显示控制。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波探头是凸探头或扇形探头,

所述图像生成单元生成扇形的所述超声波图像,

所述显示区域调整单元对扇形的所述合成图像适用矩形的显示区域。

7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波探头在不与生物体表面垂直的方向上扫描超声波,

所述图像生成单元生成平行四边形或梯形的所述超声波图像,

所述显示区域调整单元对平行四边形或梯形的所述合成图像适用矩形的显示区域。

图像诊断方法及装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 3 月 30 日提交的日本专利申请 No. 2010-11407 并要求其优先权,通过援引在本申请中包含其全部内容。

技术领域

[0003] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 以往,超声波诊断装置与 X 射线诊断装置、X 射线 CT (Computed Tomography : 计算机断层摄影) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging : 磁共振成像装置) 装置等其他医用图像诊断装置相比装置规模小,并且是只通过将超声波探头接触体表这样的简便操作就能够对例如心脏的脉动、胎儿的运动这样的检查对象的运动形态实时地进行显示的装置,所以,在当今医疗中发挥着重要的作用。此外,在不存在辐射危险性的超声波诊断装置中,还开发出了小型化成能用单手握持搬运程度的装置,该超声波诊断装置在妇产科、居家医疗等医疗现场中也能够容易地进行使用。

[0005] 此外,超声波诊断装置以不同的扫描顺序对同一截面扫描超声波,由此能够基于超声波探头接收到的超声波的反射波,实时地生成并显示各种模式的超声波图像。具体而言,超声波诊断装置能够实时地生成并显示 B 模式图像、彩色多普勒图像、使用了超声波造影剂的造影图像、通过过滤处理对特殊目标(例如钙化部位等)进行了强调显示的图像等各种模式的超声波图像。

[0006] 进而,超声波诊断装置具有对拍摄同一截面而成的两个模式的超声波图像进行并列显示(双视(Twin View)显示)的功能。图 12 是用于说明双视显示的图。

[0007] 例如,如图 12 的左图所示,操作者在超声波诊断装置单独地显示(单(Single)显示)彩色多普勒图像的时刻,输入对彩色多普勒图像和 B 模式图像进行双视显示的请求。在该情况下,超声波诊断装置按照与单显示相同的比例(显示放大率)来显示两个模式的图像。例如,超声波诊断装置通过图 12 的左图所示的矩形,对原来被单显示的彩色多普勒图像进行修整。然后,超声波诊断装置如图 12 的右图那样,显示修整后的彩色多普勒图像以及与修整后的彩色多普勒图像相同范围的 B 模式图像。

[0008] 此外,超声波诊断装置由于能够实时地显示超声波图像,所以在生物体组织检查或射频消融治疗(RFA:Radio Frequency Ablation)等进行穿刺的情况下被大量利用。例如,在为了生物体组织检查而进行组织采集的情况下,医师一边通过超声波图像实时地确认作为目标的病变,一边将穿刺针刺入体内来进行组织采集。此外,在进行 RFA 的情况下,医师一边通过超声波图像实时地确认作为目标的病变,一边将穿刺针刺入至病变部位,之后从穿刺针照射射频。

[0009] 在此,近年来,为了在进行穿刺的情况下使穿刺针以决定的角度及位置刺入,开发了相对超声波探头可装卸的附件(穿刺适配器)。此外,还开发了通过使用穿刺适配器的信

息在超声波图像中重叠显示穿刺针要经过的线（穿刺引导线）的超声波诊断装置。由此，操作者能够根据穿刺引导线与目标部位的位置关系，决定刺入穿刺针时的超声波探头的位置。

[0010] 然而，不仅一边参照 B 模式图像一边进行穿刺，有时还一边参照上述的其他模式的超声波图像一边进行穿刺。例如，医师在需要确认穿刺针没有刺到血管的情况下，一边参照彩色多普勒图像一边进行穿刺。此外，例如医师在采集具有肝癌嫌疑的部位的组织的的情况下，一边参照造影图像一边进行穿刺。此外，医师在对钙化部位进行采集的情况下，一边参照钙化强调显示模式的图像一边进行穿刺。

[0011] 因此，通常医师通过上述双视显示（并列显示），与 B 模式图像一起还参照其他模式的超声波图像，来进行穿刺。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于提供一种能够确保穿刺引导线的视觉辨认性的超声波诊断装置。

[0013] 本发明是一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：超声波探头，发送超声波，并接收所述超声波的反射波；图像生成单元，基于所述超声波探头接收到的超声波的反射波，生成超声波图像；图像合成单元，生成在所述图像生成单元生成的超声波图像上重叠了穿刺引导线而成的合成图像，该穿刺引导线是从装配在所述超声波探头上的穿刺适配器插入的穿刺针的经过线；显示区域调整单元，基于所述穿刺针的经过线，调整合成图像的显示区域，使得该显示区域包括穿刺引导线上成为最浅部分的位置；以及显示控制单元，进行控制，使得通过由所述显示区域调整单元调整后的所述显示区域，在显示部上显示所述合成图像，所述显示控制单元从对生物体表面操作超声波的超声波探头的扫描线中决定经过所述最浅部分的扫描线。

[0014] 附图说明

[0015] 图 1 是用于说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0016] 图 2 是用于说明图像合成部的图。

[0017] 图 3 是用于说明实施例一所涉及的控制部 18 的结构图。

[0018] 图 4 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部的图。

[0019] 图 5 是用于说明实施例一所涉及的显示控制部的图。

[0020] 图 6 是用于说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0021] 图 7 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部所进行的显示区域的调整处理的变形例的图。

[0022] 图 8 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部所进行的显示区域的调整处理的变形例的图。

[0023] 图 9 是用于说明实施例二所涉及的显示区域调整部的图。

[0024] 图 10 是用于说明实施例二所涉及的显示控制部的图。

[0025] 图 11 是用于说明实施例二所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0026] 图 12 是用于说明双视显示的图。

[0027] 图 13 是用于说明现有技术的技术问题的图。

[0028] 具体实施方式

[0029] 以下,参照附图详细地说明本申请所公开的超声波诊断装置的优选的实施例。

[0030] [实施例一]

[0031] 首先,说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的结构。图 1 是用于说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,实施例一所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、监视器 2、输入装置 3 以及装置主体 10。

[0032] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的装置主体 10 所具有的收发部 11 供给的驱动信号产生超声波,并且,接收来自被检体 P 的反射波后将其变换为电信号。此外,超声波探头 1 具有设于压电振子的匹配层、和用于防止从压电振子向后方传播超声波的衬材 (backing) 等。

[0033] 若从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则发送来的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面上一个接一个地被反射,作为反射波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。接收到的反射波信号的振幅依赖于超声波被反射的不连续面的声阻抗之差。另外,根据多普勒效应,发送来的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等的表面反射时的反射波信号,依赖于移动体相对超声波发送方向的速度成分,从而产生频率偏移。

[0034] 并且,在实施例一所涉及的超声波探头 1 上,为了使医师一边参照超声波图像一边进行生物体组织检查或射频消融治疗等的穿刺,安装有穿刺适配器 1a。并且,穿刺适配器 1a 上安装有穿刺针 1b。医师一边参照超声波图像,一边将安装于穿刺适配器 1a 的穿刺针 1b 插入至被检体 P 的目标部位。

[0035] 另外,在实施例一中,说明超声波探头 1 为将超声波操作成直线状的线性扫描型的情况。

[0036] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸命令屏、脚踏开关、轨迹球等,受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并对装置主体 10 传送所受理的各种设定请求。具体地讲,输入装置 3 受理显示模式的切换请求。更具体地讲,输入装置 3 从操作者受理用于使一个模式的超声波图像加以显示的“单视 (single view) 显示”的请求,或从操作者受理用于使两个模式的超声波图像并列显示的“双视显示”的请求。此外,输入装置 3 从操作者受理在超声波探头 1 上配置的穿刺适配器 1a 的穿刺角度 (后述) 的设定。

[0037] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface: 图形用户接口),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0038] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置,如图 1 所示,具有收发部 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、图像合成部 16、内部存储部 17、以及控制部 18。

[0039] 收发部 11 具有触发产生电路、延迟电路及脉冲发生器电路等,对超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的额定频率重复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。此外,延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各额定脉冲,赋予将从超声波探头 1 产生的超声波汇集成束状并决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。此外,触发产生电路在基于额定脉冲的定时,对超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,延迟电路通过

改变对各额定脉冲赋予的延迟时间,任意地调整从压电振子面发送的发送方向。

[0040] 此外,收发部 11 具有放大器电路、A/D 变换器、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来生成反射波数据。放大器电路按照每个信道对反射波信号进行放大后进行增益校正处理,A/D 变换器对增益校正后的反射波信号进行 A/D 变换后赋予决定接收指向性所需的延迟时间,加法器对由 A/D 变换器处理后的反射波信号进行加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理,使得来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被强调。

[0041] 这样,收发部 11 控制超声波的收发中的发送指向性和接收指向性。另外,收发部 11 具有能够通过后述的控制部 18 的控制瞬时地改变延迟信息、发送频率、发送驱动电压、数值孔径(開口素子数)等的功能。此外,收发部 11 能够按照每个一帧,或者按照不同速率,发送及接收不同的波形。

[0042] B 模式处理部 12 从收发部 11 接收已经被进行了增益校正处理、A/D 变换处理及加法处理的处理完成反射波信号即反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成用亮度的明亮程度来表现信号强度的数据(B 模式数据)。

[0043] 在此,B 模式处理部 12 通过改变检波频率,能够改变进行影像化的频带。此外,B 模式处理部 12 能够对一个接收数据并行地进行基于两个检波频率的检波处理。

[0044] 通过使用该 B 模式处理部 12 的功能,能够从注入了造影剂的被检体 P 的关心区域的一个接收数据,分离出以关心区域中流动的超声波造影剂(微小气泡、泡)为反射源的反射波数据、以及以存在于关心区域的组织为反射源的反射波数据,后述的图像生成部 14 能够生成将流动的泡高灵敏度地影像化而成的造影图像、以及为观察形态而将组织影像化而成的组织图像。

[0045] 多普勒处理部 13 根据从收发部 11 接收的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,生成针对多个点提取平均速度、离散、功率等移动体信息而得到的数据(多普勒数据)。

[0046] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的 B 模式数据生成用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像,根据输入装置 13 所生成的多普勒数据生成表示移动体信息的平均速度图像、离散图像、功率图像,或者,生成作为上述图像的组合图像的彩色多普勒图像,来作为超声波图像。

[0047] 此外,图像生成部 14 在对注入了造影剂的被检体 P 执行造影成像的情况下,根据 B 模式处理部 12 所取得的信号生成造影图像、组织图像等。此外,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 所生成的 B 模式数据进行过滤处理,能够生成对特殊目标(例如钙化部位等)进行了强调显示的图像。

[0048] 这样,图像生成部 14 通过以不同的扫面顺序对被检体 P 的同一截面扫描超声波,能够基于超声波探头 1 接收到的超声波的反射波,来实时地生成 B 模式图像、彩色多普勒图像、造影图像、钙化强调显示模式的图像等各种模式的超声波图像。

[0049] 此外,图像生成部 14 将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视等为代表的视频格式的扫描线信号串(扫描转换),生成作为显示用图像的超声波图像。

[0050] 内部存储部 17 存储用于进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的所见等)、诊断协议(Diagnostic protocol)或各种体位标记

(body mark) 等各种数据。此外,根据需要,内部存储部 17 也被用于图像存储器 15 所存储的图像的保管等。另外,内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口电路,向外部的周边装置传送。并且,实施例一所涉及的内部存储部 17 存储从安装在超声波探头 1 上的穿刺适配器 1a 向被检体 P 插入的穿刺针 1b 的穿刺角度。例如,内部存储部 17 存储有穿刺针 1b 相对于配置有穿刺适配器 1a 的超声波探头 1 所抵接的被检体 P 的生物体表面的插入角度“37 度”,作为穿刺适配器 1a 的穿刺角度。此外,内部存储部 17 存储监视器 2 的显示尺寸。

[0051] 图像合成部 16 在图像生成部 14 所生成的超声波图像上合成各种参数的字符信息、刻度、体位标记等之后,作为视频信号输出至监视器 2。在此,实施例一所涉及的图像合成部 16 生成将从配置在超声波探头 1 上的穿刺适配器 1a 插入的穿刺针 1b 的经过线即穿刺引导线重叠在输出至监视器 2 的超声波图像上而成的合成图像。具体地讲,图像合成部 16 取得预先存储在内部存储部 17 中的穿刺适配器 1a 的穿刺角度,在超声波图像上合成穿刺引导线。图 2 是用于说明图像合成部的图。

[0052] 例如,图像合成部 16 从内部存储部 17 取得穿刺适配器 1a 的穿刺角度“37 度”,如图 2 所示那样,生成在 B 模式图像上重叠了虚线的穿刺引导线而成的合成图像。

[0053] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的超声波图像、或图像合成部 16 所合成的合成图像的存储器。

[0054] 控制部 18 控制超声波诊断装置中的整个处理。具体地讲,控制部 18 基于经由输入装置 3 由操作者输入的各种设定请求、或从内部存储部 17 读入的各种控制程序及各种数据,控制收发部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 及图像生成部 14 的处理,或者进行控制,使得监视器 2 上显示图像存储器 15 所存储的超声波图像或合成图像。

[0055] 以上,说明了实施例一所涉及的超声波诊断装置的整体结构。以该结构为基础,实施例一所涉及的超声波诊断装置生成对插入了穿刺针 1b 的被检体 P 的生物体组织进行摄像而成的两个模式的超声波图像。并且,实施例一所涉及的超声波诊断装置生成在两个模式的超声波图像的各自中重叠了穿刺引导线而成的两个合成图像,进行这些合成图像的显示控制。

[0056] 具体地讲,实施例一所涉及的超声波诊断装置在经由输入装置 3 从操作者受理了使两个模式的合成图像并列显示(双视显示)的请求的情况下,进行将在下面详细说明的控制部 18 的显示控制处理,由此,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0057] 另外,以下,说明在重叠了穿刺引导线的 B 模式图像(以下称作 B 模式合成图像)单独显示在监视器 2 上时,经由输入装置 3 受理了使 B 模式合成图像和重叠了穿刺引导线的彩色多普勒图像(以下称作彩色多普勒合成图像)并列显示的“双视显示”请求的情况。但是,在并列显示的对象是造影图像或钙化强调显示模式的图像等其他模式的超声波图像的合成图像的情况下,也能够适用实施例一。

[0058] 图 3 是用于说明实施例一所涉及的控制部 18 的结构的图。如图 3 所示,实施例一所涉及的控制部 18 具有显示区域调整部 18a 和显示控制部 18b。

[0059] 显示区域调整部 18a 在经由输入装置 3 从操作者受理了使两个模式的合成图像并列显示(双视显示)的请求的情况下,进行以下的处理。即,显示区域调整部 18a 从图像存

储器 15 读取两个模式的合成图像。并且,显示区域调整部 18a 调整并列显示两个模式的合成图像时的显示区域,使得在所述超声波图像的区域中包含所述穿刺针的经过线上的最浅部分。具体地讲,显示区域调整部 18a 在以与生物体表面正交的直线扫描超声波的超声波探头 1 的扫描线之中决定通过上述最浅部分的扫描线。

[0060] 并且,显示区域调整部 18a 将包含有通过所述最浅部分的扫描线并且即使进行并列表示也能够收敛在监视器 2 的显示尺寸内的范围决定为显示区域。图 4 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部的图。

[0061] 例如,显示区域调整部 18a 在所述超声波图像的区域之中,将通过所述穿刺针的经过线上的最浅部分(参照图 4 所示的虚线圆)的扫描线、与位于即使进行并列显示也能够收敛在监视器 2 的显示尺寸内的位置上的扫描线所包围的范围,设为 B 模式合成图像的显示区域(参照图 4 所示的矩形)。通过同样的处理,显示区域调整部 18a 还调整彩色多普勒合成图像的显示区域。另外,显示区域调整部 18a 从内部存储部 17 取得监视器 2 的显示尺寸。

[0062] 返回至图 3,显示控制部 18b 进行控制,使得通过由显示区域调整部 18a 调整后的显示区域在监视器 2 上并列显示两个合成图像。图 5 是用于说明实施例一所涉及的显示控制部的图。

[0063] 例如,显示控制部 18b 如图 5 所示那样,通过在所述超声波图像的区域之中的、包含所述穿刺针的经过线上的最浅部分的显示区域,在监视器 2 上并列显示 B 模式合成图像和彩色多普勒合成图像。通过该控制,监视器 2 能够在穿刺过程中实时地显示可靠地描绘了穿刺引导线的浅部的两个模式的合成图像。

[0064] 接着,利用图 6,说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的处理。图 6 是用于说明实施例一所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0065] 如图 6 所示,实施例一所涉及的超声波诊断装置判断是否从操作者受理了使两个模式的合成图像并列显示的双视显示请求(步骤 S101)。在此,在没有受理双视显示请求的情况下(步骤 S101 为否定),超声波诊断装置处于待机状态。

[0066] 另一方面,在受理了双视显示请求的情况下(步骤 S101 为肯定),显示区域调整部 18a 调整并列显示由图像合成部 16 生成的两个合成图像时的显示区域,使得在所述超声波图像的区域之中包含所述穿刺针的经过线上的最浅部分(步骤 S102)。然后,显示控制部 18b 进行控制,使得通过由显示区域调整部 18a 调整后的显示区域在监视器 2 上并列显示两个模式的合成图像(步骤 S103),并结束处理。另外,在步骤 S103 之后,显示控制部 18b 进行控制,使得通过由显示区域调整部 18a 调整后的显示区域在监视器 2 上实时地并列显示依次生成的两个模式的合成图像。

[0067] 如上所述,在实施例一中,图像生成部 14 基于超声波探头 1 接收到的超声波的反射波生成两个模式的超声波图像。并且,图像合成部 16 生成在两个模式的超声波图像上重叠了从配置在超声波探头 1 上的穿刺适配器 1a 插入的穿刺针 1b 的经过线即穿刺引导线而成的两个合成图像。并且,若经由输入装置 3 受理了双视显示的请求,则显示区域调整部 18a 从图像存储器 15 读取两个模式的合成图像。并且,显示区域调整部 18a 调整并列显示两个模式的合成图像时的显示区域,使得在所述超声波图像的区域之中包含所述穿刺针的经过线上的最浅部分。并且,显示控制部 18b 进行控制,使得通过由显示区域调整部 18a 调

整后的显示区域在监视器 2 上并列显示 两个合成图像。

[0068] 在此,在一般的双视显示中,由于以不改变单显示时的视野深度和显示比例的方式显示在监视器 2 的一半显示区上,所以删除了图像的左右两端。特别是在穿刺时,例如为了确认穿刺引导线上是否存在血管,对 B 模式图像和彩色多普勒图像进行了双视显示。但是,以往的双视显示中,去除了穿刺针 1b 经过生物体组织的浅部的区域。

[0069] 另一方面,在实施例一中,能够通过调整后的显示区域可靠地显示生物体组织的最浅部分,所以,能够避免因穿刺针 1b 经过生物体组织的浅部的区域的合成图像被删除而不能观察生物体组织的浅部的情况。因此,在实施例一中,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0070] 另外,上述说明了在超声波探头 1 以与生物体表面正交的直线扫描超声波的情况下,显示区域调整部 18a 所进行的显示区域的调整处理。在此,当超声波探头在不与生物体表面垂直的方向上扫描超声波的情况下,进行以下所说明的显示区域的调整处理。图 7 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部所进行的显示区域的调整处理的变形例 1 的图。为了尽量减少穿刺针所刺入的生物体组织的区域之中不被图像化的区域,如图 7 所示,有时使扫描方向倾斜以便接近穿刺针。结果,在图 7 中取得平行四边形的超声波图像,但是也能够扫描成取得梯形的超声波图像,本变形例同样能够适用,这是不言而喻的。

[0071] 首先,如图 7(A) 所示,显示区域调整部 18a 识别出所述超声波图像的区域之中的、所述穿刺针的经过线上的最浅部分(参照图 7(A) 所示的虚线圆)。将包含通过所述最浅部分的扫描线并且位于即使进行并列显示也收敛在监视器 2 的显示尺寸内的位置的范围设定为 B 模式合成图像的显示区域(参照图 7(B) 所示的矩形)。通过同样的处理,显示区域调整部 18a 还调整彩色多普勒合成图像的显示区域。

[0072] 通过该处理,当在不与生物体表面垂直的方向上扫描超声波的情况下,能够利用穿刺针 1b 的插入路径,在两个超声波图像上将较浅部分的一侧的被检体 P 的生物体组织的形态与穿刺引导线一起进行显示。进而,由于范围较大地对显示有穿刺引导线的刺入方向进行显示,因此,能够自动调整 成遍及浅部至深部效率最高的显示方式。因此,在变形例 1 中也是,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0073] 此外,上述说明了在超声波探头 1 是将超声波操作成直线状的线性扫描型的情况下,显示区域调整部 18a 所进行的显示区域的调整处理。在此,在超声波探头 1 是扇形地扫描超声波的凸探头或扇形探头的情况下,显示区域调整部 18a 进行以下所说明的显示区域的调整处理。图 8 是用于说明实施例一所涉及的显示区域调整部所进行的显示区域的调整处理的变形例 2 的图。

[0074] 首先,如图 8(A) 所示,显示区域调整部 18a 决定从穿刺引导线与所述超声波探头的抵接面之间的交点发送的超声波的扫描线 a。然后,如图 8(B) 所示,显示区域调整部 18a 调整显示区域,使得包含所决定的全部扫描线。或者,如图 8(C) 所示,显示区域调整部 18a 调整显示区域,使得包含所决定的扫描线的一部分。在图 8(C) 所示的一例中,显示区域被调整,从而包含所决定的扫描线之中位于穿刺引导线的浅部侧一半的扫描线。

[0075] 通过该处理,在扇形地扫描超声波的情况下,能够利用穿刺针 1b 的插入路径,通过两个超声波图像将较浅部分的一侧的被检体 P 的生物体组织的形态与穿刺引导线一起

进行显示。因此,在变形例 2 中也是,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0076] 此外,上述说明了显示 B 模式图像和彩色多普勒图像作为两个超声波图像的情况,但是本实施例不限于此。也可以是冻结图像、过去图像、谐波图像、造影图像或钙化强调显示模式的图像等任何种类的图像的组合,只要显示多个图像就能够适用本实施例,这是不言而喻的。

[0077] [实施例二]

[0078] 在实施例二中,利用图 9、图 10 说明再次调整显示区域的情况。另外,图 9 是用于说明实施例二所涉及的显示区域调整部的图,图 10 是用于说明实施例二所涉及的显示控制部的图。

[0079] 实施例二所涉及的控制部 18 具有与实施例一所说明的实施例一所涉及的控制部 18 相同的结构,但是显示区域调整部 18a 和显示控制部 18b 所执行的处理的内容不同于实施例一。以下,以该不同为中心进行说明。

[0080] 首先,参照所并列显示的两个模式的合成图像的操作者在想要放大显示区域的情况下,例如,通过操作输入装置 3 所具有的调整钮来输入所希望的放大率。另外,在实施例二中,说明在并列显示 B 模式合成图像和彩色多普勒合成图像时受理了显示区域的放大请求的情况。在受理了显示区域的放大请求的情况下,显示区域调整部 18a 决定作为以所受理的放大率对调整后的显示区域进行放大时的基准的位置(基准位置)。具体地讲,如图 9 所示,实施例二所涉及的显示区域调整部 18a 将所述超声波图像的区域之中的、经过所述穿刺针的经过线上的最浅部分的铅垂线决定为基准线“b”。并且,如图 9 所示,显示区域调整部 18a 从基准线“b”朝向穿刺引导线的深部侧,以所受理的放大率对显示区域进行放大。

[0081] 并且,实施例二所涉及的显示控制部 18b 进行控制,使得将由显示区域调整部 18a 放大后的显示区域的两个模式的合成图像缩小之后由监视器 2 进行并列显示。例如,如图 10 所示,显示控制部 18b 将位于放大后的显示区域的 B 模式合成图像缩小至放大前的显示区域的尺寸或监视器 2 的显示尺寸的一半之后,使监视器 2 进行显示。同样,显示控制部 18b 将位于放大后的显示区域的彩色多普勒合成图像缩小至放大前的显示区域的尺寸或监视器 2 的显示尺寸的一半之后,使监视器 2 进行显示。结果,操作者所参照的合成图像的区域在以基准线“b”为端部的状态下扩展。即,显示区域调整部 18a 为了避免对所参照的合成图像的范围进行放大时给参照图像的手术者带来不适感,以不改变单显示时的图像的端部的方式将基准线“b”作为基准使显示区域放大。并且,显示控制部 18b 将位于放大后的显示区域的合成图像进行缩小显示,以便显示两个图像。

[0082] 接着,利用图 11 来说明实施例二所涉及的超声波诊断装置的处理。图 11 是用于说明实施例二所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0083] 如图 11 所示,实施例二所涉及的超声波诊断装置判断是否从操作者受理了显示区域的放大请求(步骤 S201)。在此,在没有受理显示区域的放大请求的情况下(步骤 S201 为否定),超声波诊断装置处于待机状态。

[0084] 另一方面,在受理了显示区域的放大请求的情况下(步骤 S201 为肯定),显示区域调整部 18a 将所述超声波图像的区域之中的、经过所述穿刺针的经过线上的最浅部分的铅垂线决定为基准线,基于所决定的基准线来放大显示区域(步骤 S202)。然后,显示控制

部 18b 进行控制,使得将由显示区域调整部 18a 放大后的显示区域的两个模式的合成图像缩小之后,由监视器 2 并列显示(步骤 S203),并结束处理。另外,在步骤 S203 之后,显示控制部 18b 进行控制,使得将利用放大后的显示区域依次生成的两个模式的合成图像缩小之后,由监视器 2 实时地并列显示。

[0085] 如上所述,在实施例二中,即使放大了显示区域,也能够可靠地显示生物体组织的最浅部分。因此,在实施例二中,在一边观察较大范围的生物体组织一边进行穿刺的情况下,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0086] 另外,上述说明了放大显示区域的情况,但是,实施例二也可以是缩小显示区域的情况。具体地讲,显示区域调整部 18a 在朝向基准线“b”的方向上以所受理的缩小率来缩小显示区域。并且,显示控制部 18b 进行控制,使得将由显示区域调整部 18a 缩小后的显示区域的两个模式的合成图像放大之后,由监视器 2 并列显示。例如,显示控制部 18b 将缩小后的显示区域的两个合成图像放大至缩小前的显示区域的尺寸或监视器 2 的显示尺寸的一半之后,使监视器 2 进行显示。即,显示区域调整部 18a 为了避免对所参照的合成图像的范围进行缩小时给参照图像的手术者带来不适感,以不改变单显示时的图像的端部的方式将基准线“b”作为基准使显示区域缩小。并且,显示控制部 18b 对位于缩小后的显示区域的合成图像进行放大显示,以便显示两个图像。在该变形例中,即使缩小显示区域,也能够可靠地显示生物体组织的最浅部分。因此,在本变形例中,一边详细地观察窄小范围的生物体组织一边进行穿刺的情况下,即使并列显示两个超声波图像(合成图像),也能够确保穿刺引导线的视觉辨认性。

[0087] 在此,该变形例说明了双视显示的情况,但是也能够适用于单显示情况下的显示区域的放大或缩小。在单显示中,即使最初能够显示超声波图像的两端,但是,在进行该图像的显示区域的缩小的情况下不能够同时显示两端。在该情况下,能够与上述的变形例相同地以一个端部为基准使显示区域变化。

[0088] 另外,在上述的实施例一、实施例二不仅能够适用于通过超声波探头 1 对穿刺过程中的被检体 P 的生物体组织进行二维扫描的情况,还能够适用于进行三维扫描的情况。

[0089] 此外,上述实施例一、实施例二的说明中图示的超声波诊断装置各结构要素是功能性的概念,而不需要一定在物理上如图示那样构成。即,各装置的分离或统合的具体方式不限于图示的情况,能够构成为按照各种负载或使用状况等,将其全部或一部分按照任意的单位功能性或物理性地分离或统合。例如,也可以是显示区域调整部 18a 和显示控制部 18b 被统合的情况。进而,各装置所进行的各处理功能的全部或任意的一部分通过 CPU 和由该 CPU 执行解析的程序来实现,或者能够作为基于有线逻辑的硬件来实现。

[0090] 以上说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式只是例示,并不意欲限定发明范围。这些新的方法和系统能够通过其他各种方式来实施。在不脱离发明主旨的范围内,能够进行各种省略、替换及变更。这些实施方式及其变形包含在发明范围及主旨中,并且包含在权利要求书所记载的发明及其等同的范围内。

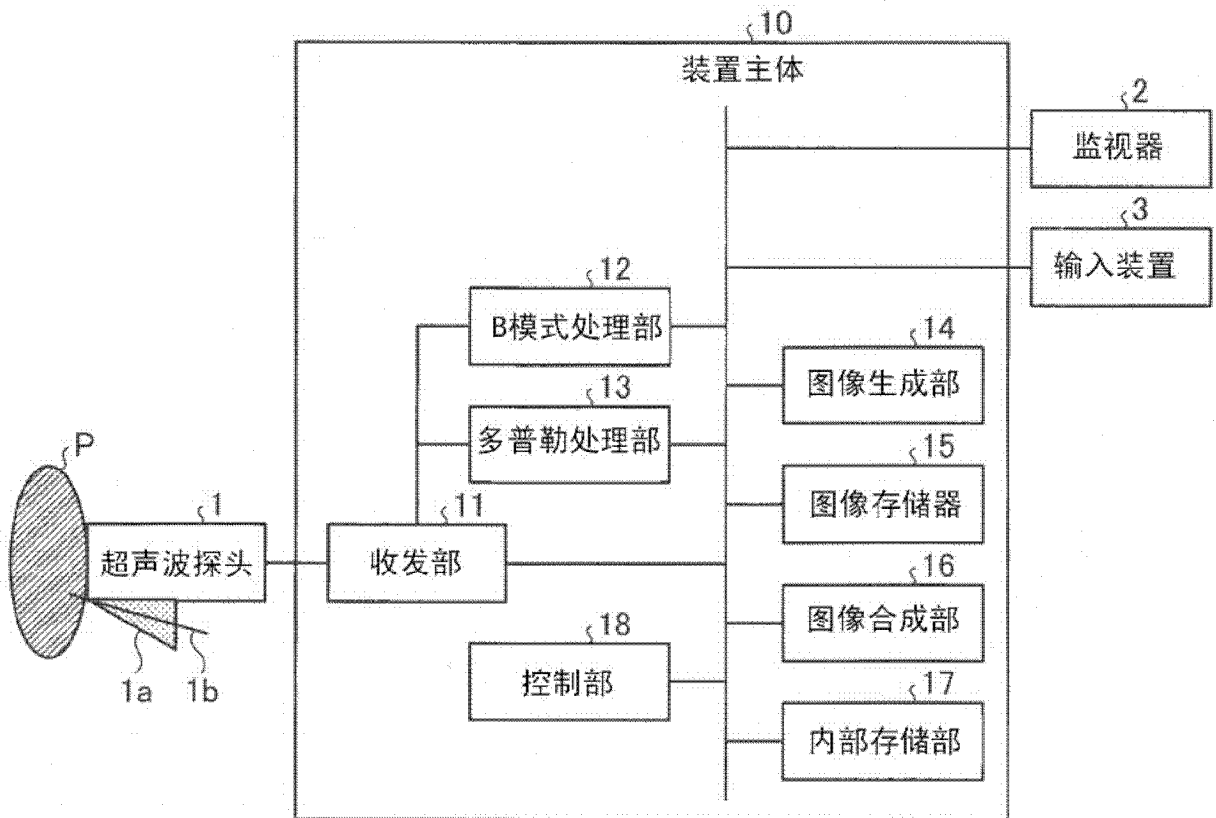


图 1

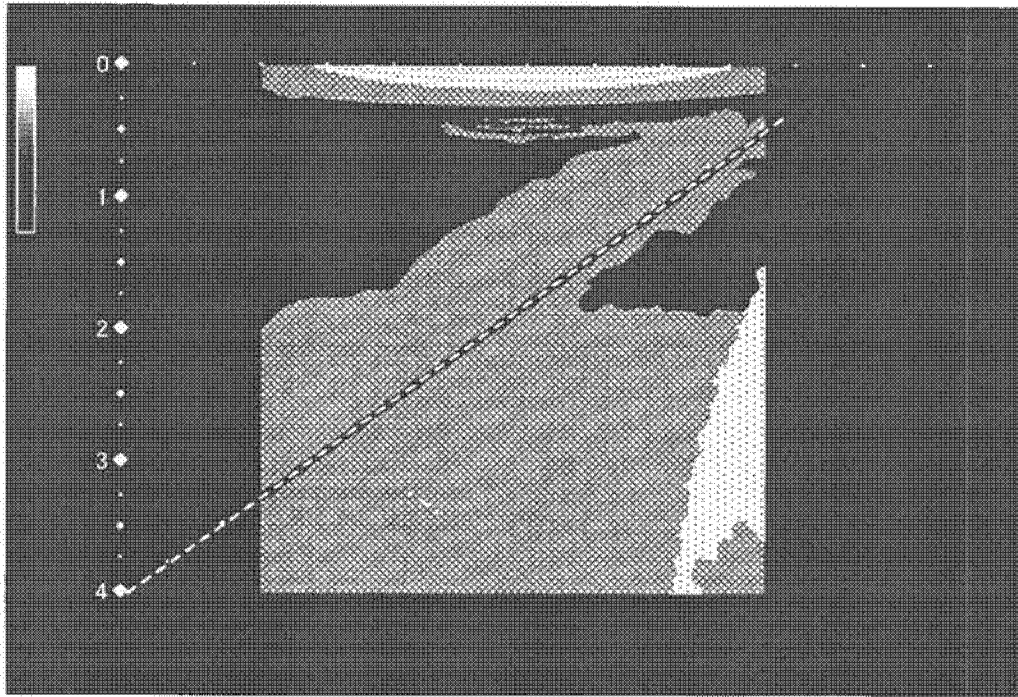


图 2

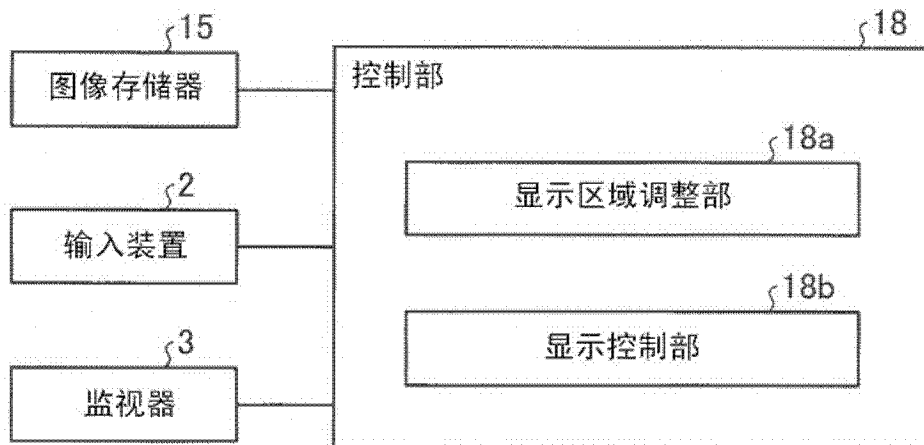


图 3

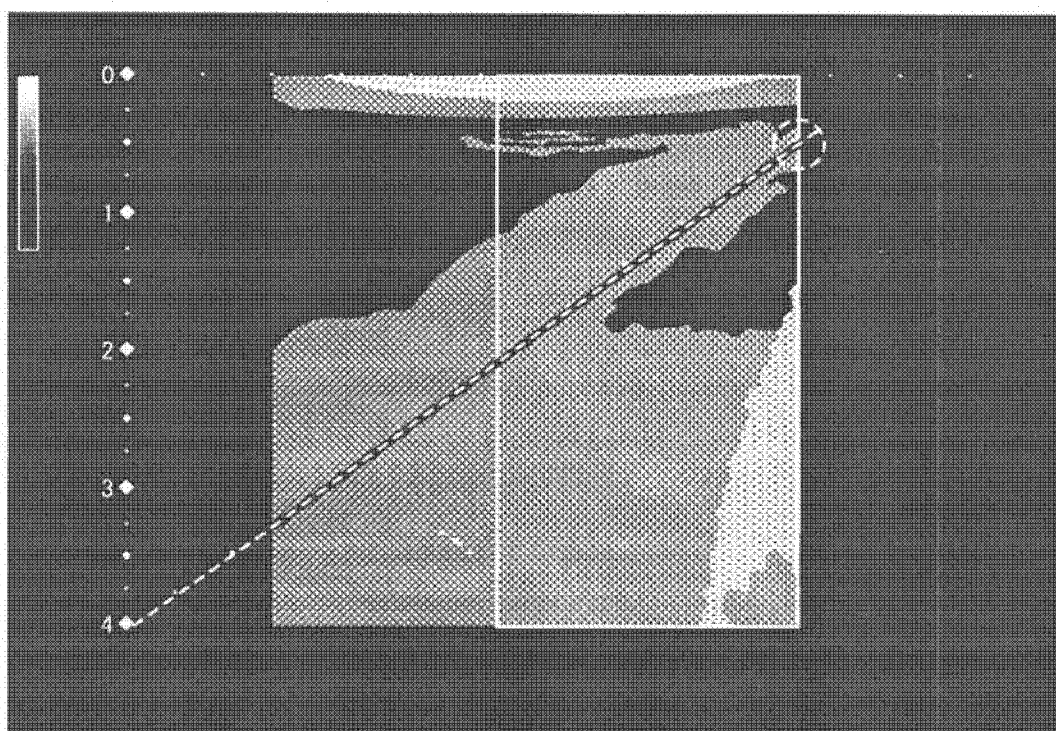


图 4

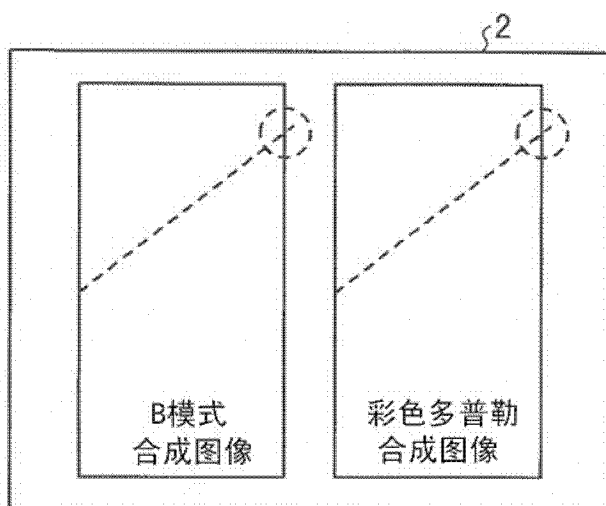


图 5

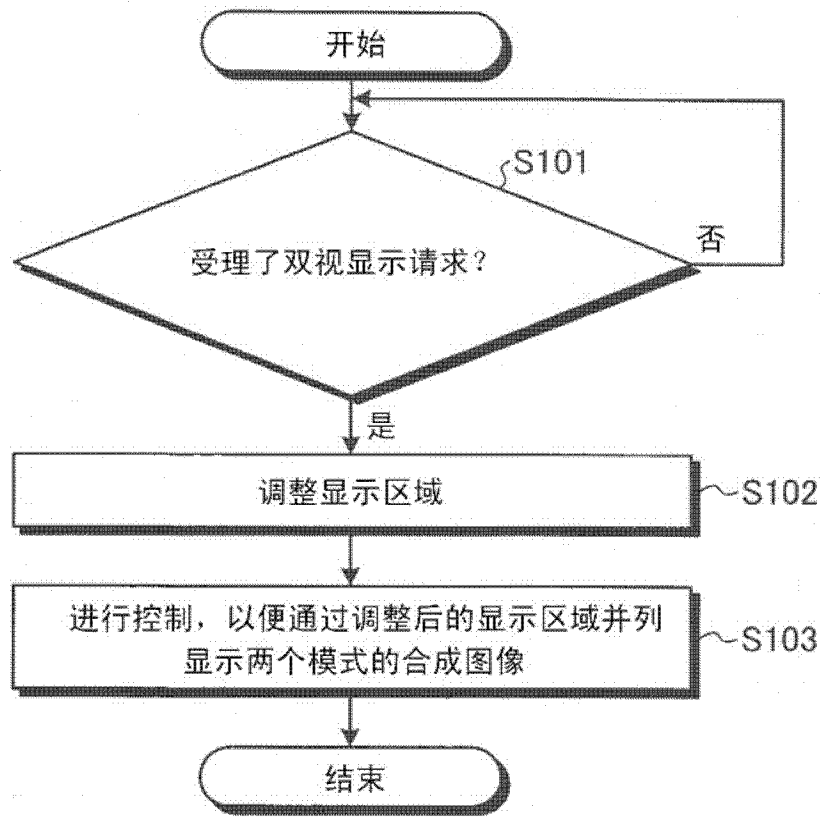


图 6

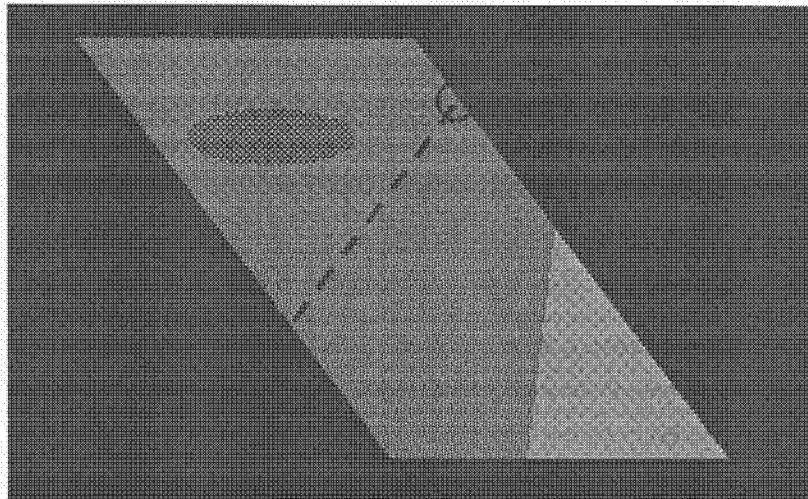


图 7(A)

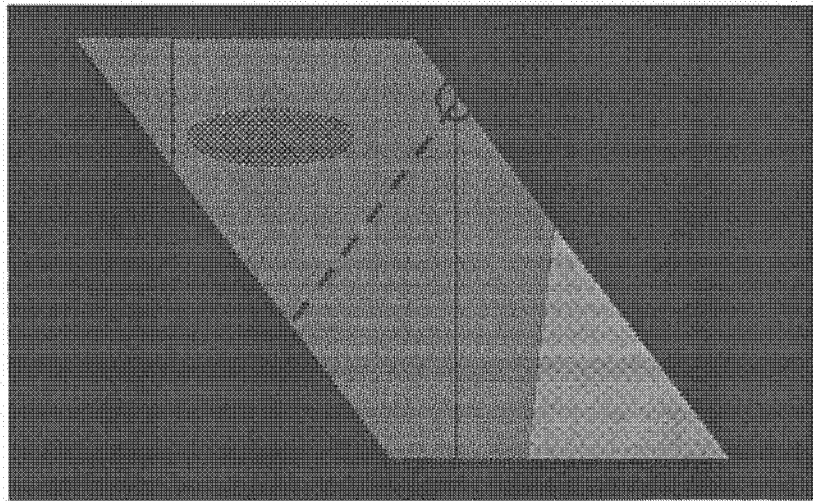


图 7(B)

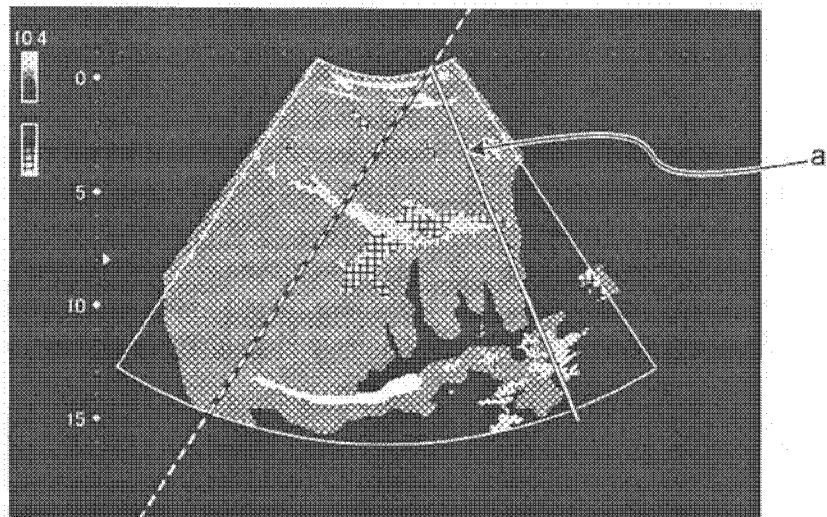


图 8(A)

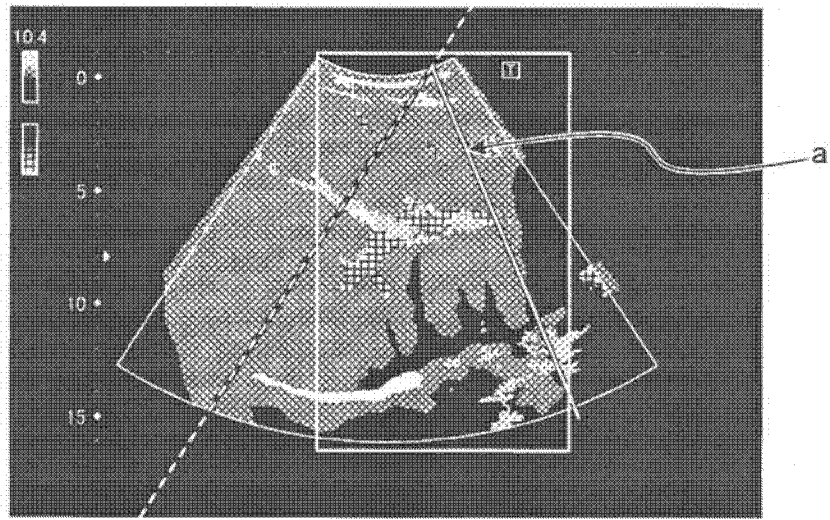


图 8(B)

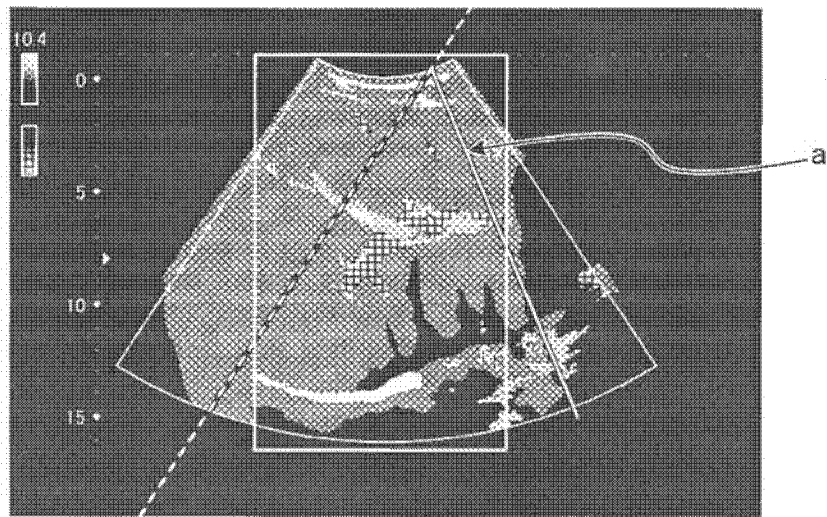


图 8(C)

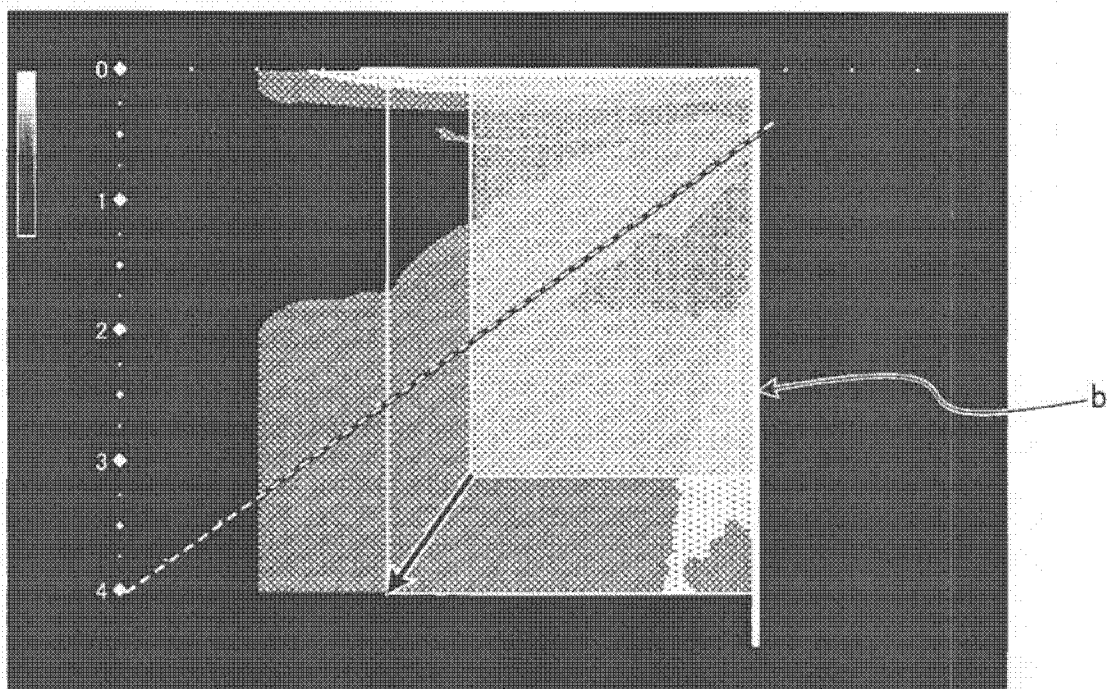


图 9

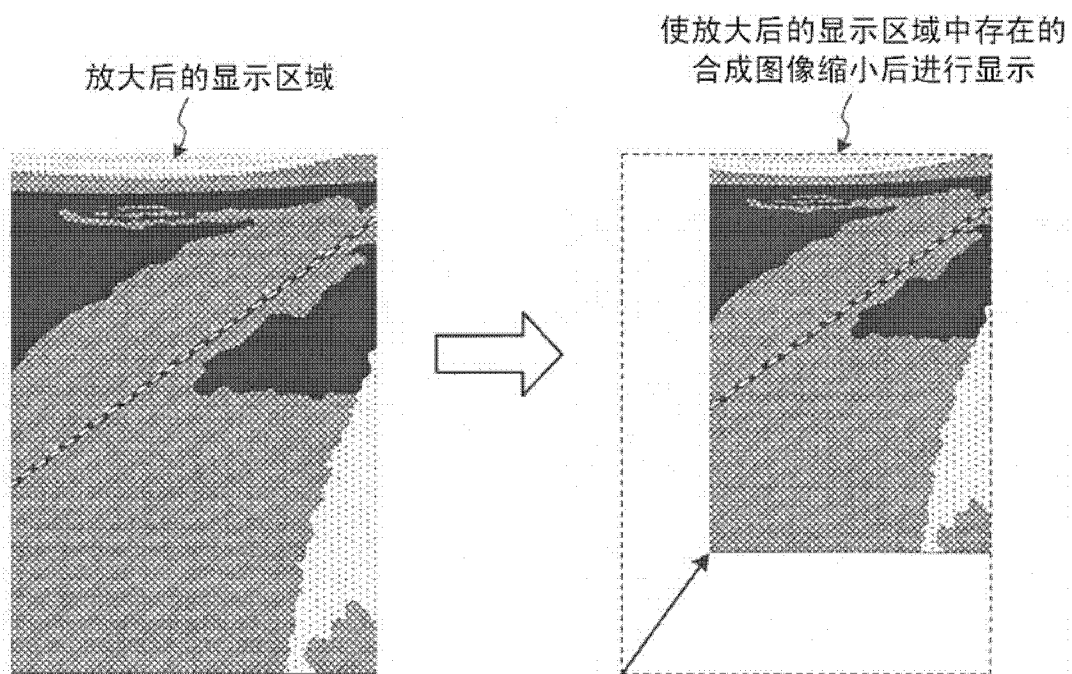


图 10

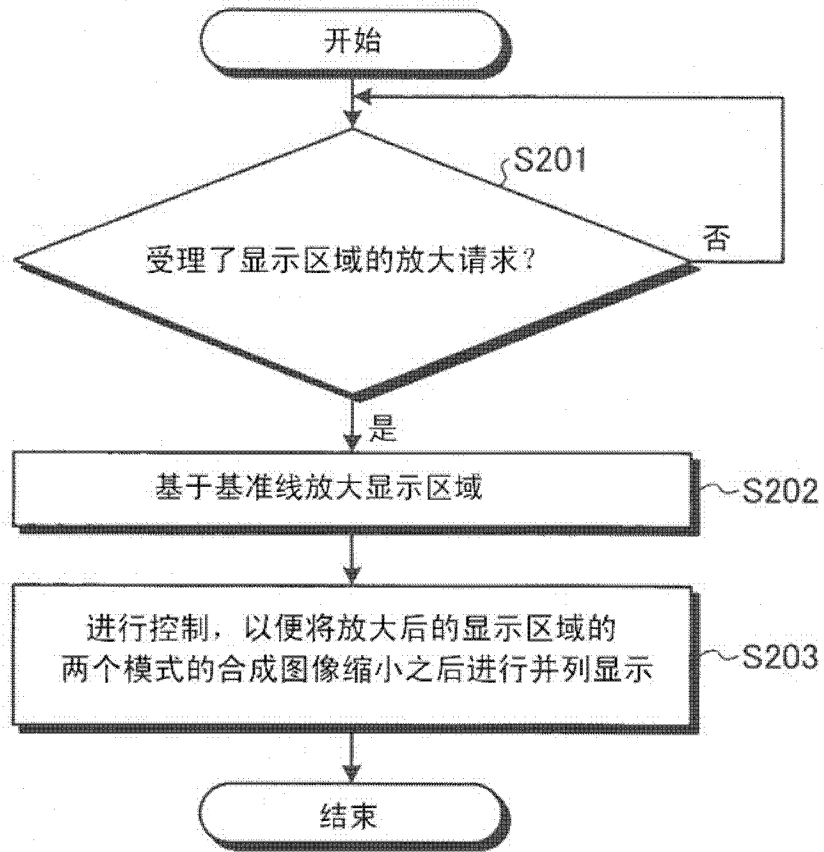


图 11

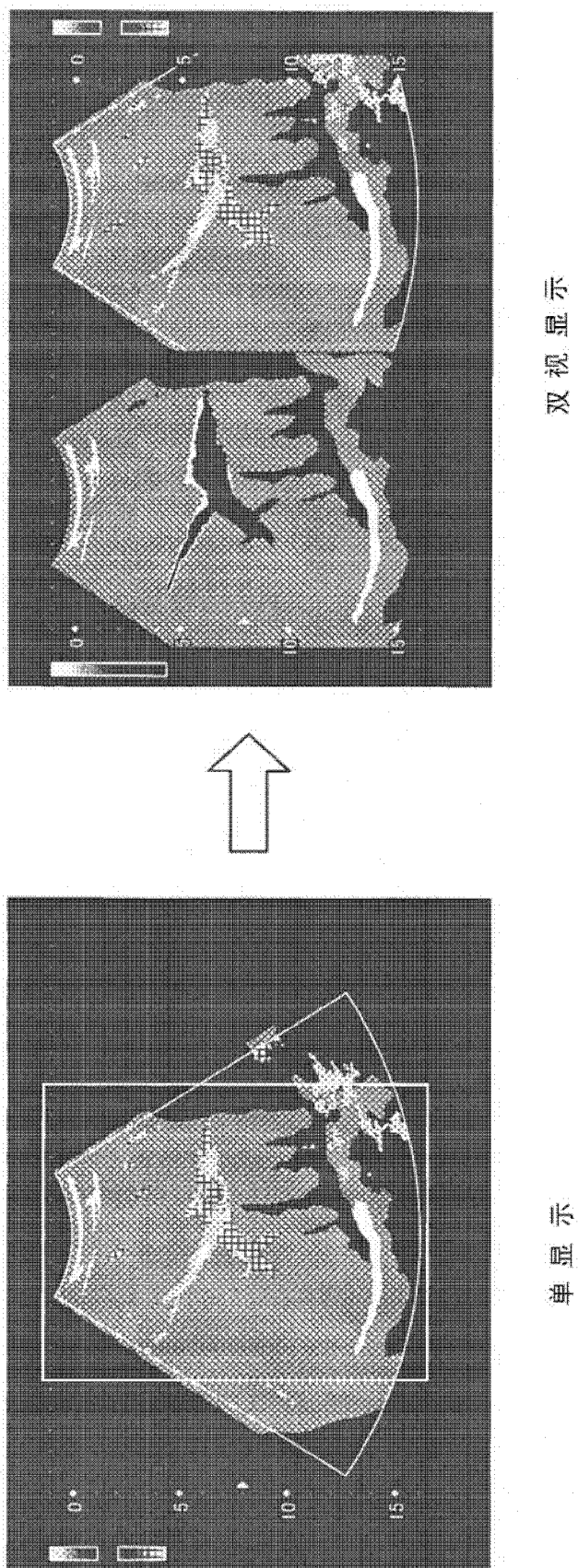


图 12

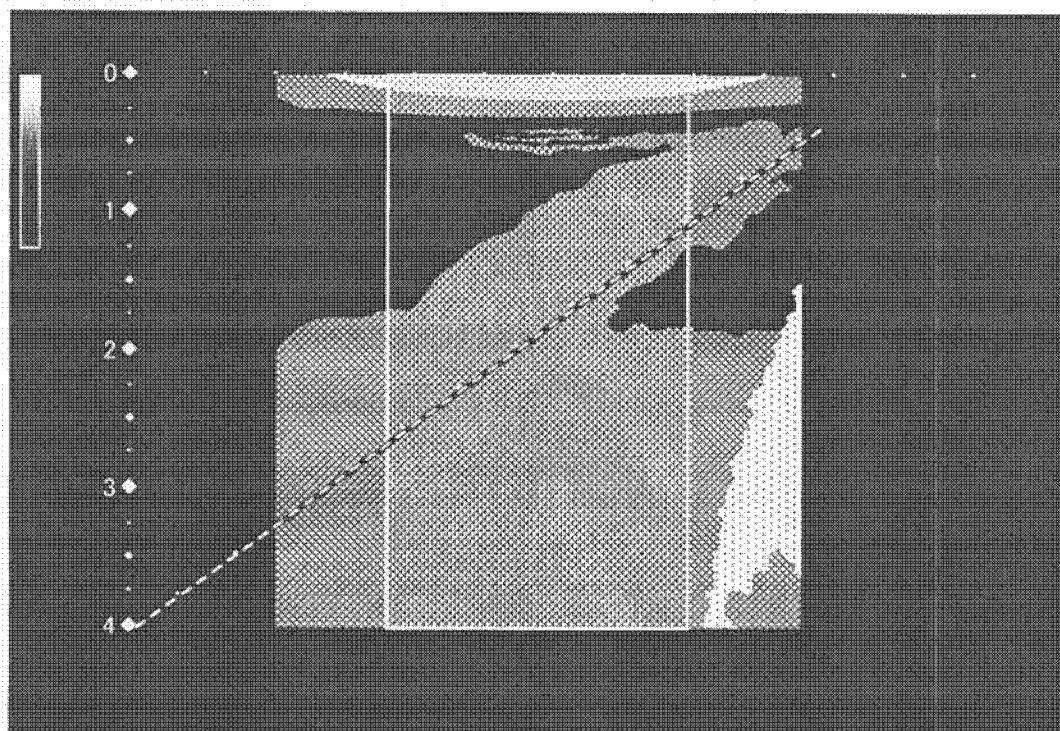


图 13

专利名称(译)	图像诊断方法及装置		
公开(公告)号	CN102258385B	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201110100342.7	申请日	2011-04-20
[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	吉田哲也 冈村阳子		
发明人	吉田哲也 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/463 A61B17/3403 A61B8/4444 A61B8/5238 A61B8/13 A61B2017/3413 A61B18/12 A61B8/4245 A61B8/06 A61B8/461 A61B2019/5291 A61B2090/365		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2010105423 2010-04-30 JP		
其他公开文献	CN102258385A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够确保穿刺引导线的视觉辨认性的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备：超声波探头，发送超声波，并接收所述超声波的反射波；图像生成单元，基于所述超声波探头接收到的超声波的反射波，生成超声波图像；图像合成单元，生成在所述图像生成单元生成的超声波图像上重叠了穿刺引导线而成的合成图像，该穿刺引导线是从装配在所述超声波探头上的穿刺适配器插入的穿刺针的经过线；显示区域调整单元，基于所述穿刺针的经过线，调整合成图像的显示区域；以及显示控制单元，进行控制，使得通过由所述显示区域调整单元调整后的所述显示区域，在显示部上显示所述合成图像。

