



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104970827 B

(45)授权公告日 2017.12.12

(21)申请号 201510164675.4

(22)申请日 2015.04.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104970827 A

(43)申请公布日 2015.10.14

(30)优先权数据

2014-080334 2014.04.09 JP

(73)专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 齐藤雅纮 川端章裕

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金珑 薛仑

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 101601590 A, 2009.12.16,

CN 101843502 A, 2010.09.29,

CN 1909835 A, 2007.02.07,

CN 1636520 A, 2005.07.13,

US 2013/0315462 A1, 2013.11.28,

US 2011/0184291 A1, 2011.07.28,

审查员 孙晓彤

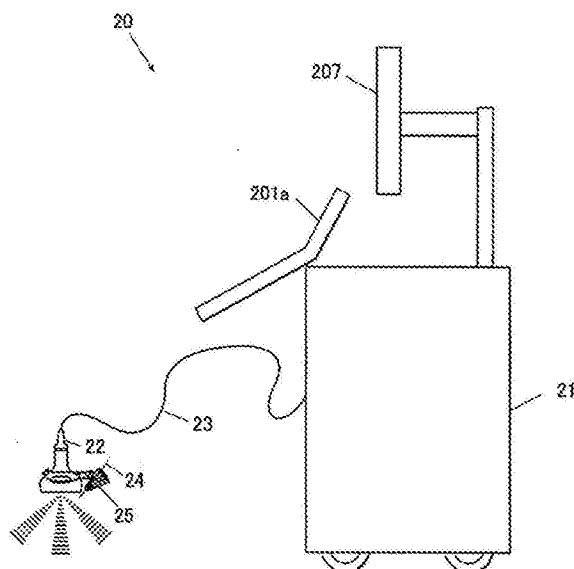
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

超声波图像诊断装置以及超声波图像显示方法

(57)摘要

一种超声波图像诊断装置和超声波图像显示方法。本发明所涉及的超声波图像诊断装置具备：超声波探头，通过驱动信号而向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波，且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号；图像生成部，基于从所述超声波探头输出的接收信号，生成超声波图像；选择部，在所述超声波图像中选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围；穿刺针位置检测部，基于所述接收信号或者所述超声波图像，检测所述穿刺针的一部分的图像；增强处理部，在由所述选择部选择出的范围内，对由所述穿刺针位置检测部检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强；以及显示部，显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。



1. 一种超声波图像诊断装置,具备:

超声波探头,通过驱动信号而向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波,且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号;

图像生成部,基于从所述超声波探头输出的接收信号,生成超声波图像;

选择部,在所述超声波图像中,选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围;

穿刺针位置检测部,基于所述接收信号或者所述超声波图像,检测所述穿刺针的一部分的图像;

增强处理部,在由所述选择部选择出的范围内,对由所述穿刺针位置检测部检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强;以及

显示部,显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。

2. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述选择部能够选择所述超声波图像中的距离所述穿刺针的预先决定的刺入路径规定范围内、或所述超声波图像的整体中的其中一个,作为对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围。

3. 如权利要求1或2所述的超声波图像诊断装置,具备:

切换部,对使所述超声波图像中的所述穿刺针的一部分的图像的增强显示有效还是无效进行切换。

4. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述增强处理部通过基于所述穿刺针的移动的余像系数,生成将与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域进行了增强的余像图像,

所述超声波图像诊断装置具备:第一设定部,设定用于生成所述余像图像的余像系数。

5. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,具备:

亮度变换图选择部,用于从规定所述超声波图像的输入亮度值和输出亮度值的关系的多个亮度变换图之中选择操作者期望的亮度变换图,

所述增强处理部对所述超声波图像中的与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域的亮度值加上规定值,并通过由所述亮度变换图选择部选择出的亮度变换图进行亮度变换,从而对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域进行增强。

6. 如权利要求5所述的超声波图像诊断装置,具备:

第二设定部,设定所述穿刺针的一部分的图像的增强强度等级,

对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域的亮度值加上的规定值是,与由所述第二设定部设定的增强强度等级相应的值。

7. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,具备:

亮度变换图选择部,用于从规定所述超声波图像的输入亮度值和输出亮度值的关系的多个亮度变换图之中选择操作者期望的亮度变换图,

所述增强处理部在将所述超声波图像的亮度值通过由所述亮度变换图选择部选择出的亮度变换图进行了 γ 变换之后,对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域加上规定的颜色分量,从而对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域进行增强。

8. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述穿刺针的一部分是穿刺针的前端部。

9. 一种超声波图像显示方法, 包含:

图像生成步骤, 基于从超声波探头输出的接收信号, 生成超声波图像, 该超声波探头通过驱动信号向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波, 且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号;

选择步骤, 在所述超声波图像中, 选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围;

穿刺针位置检测步骤, 基于多个帧的所述超声波图像, 检测所述穿刺针的一部分的图像;

增强处理步骤, 在由所述选择步骤选择出的范围内, 对由所述穿刺针位置检测步骤检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强; 以及

显示步骤, 显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。

10. 如权利要求9所述的超声波图像显示方法, 其中,
所述穿刺针的一部分是穿刺针的前端部。

超声波图像诊断装置以及超声波图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像诊断装置以及超声波图像显示方法。

背景技术

[0002] 以往,进行在生物体内插入穿刺针而采集组织或体液,并对其进行诊断的生物体组织诊断(活组织检查(バイオプシー))。此时,在采集生物体内的规定的组织等时,为了不会误将穿刺针穿刺到其他的位置,在具备穿刺适配器(アダプター)或引导(ガイド)的超声波探头上安装穿刺针,在显示由超声波探头取得的生物体内的超声波图像的同时,医生等操作者对其进行观看并确认穿刺位置,实施穿刺针的穿刺。

[0003] 在实施穿刺时,为了使穿刺针可靠地到达目的部位,操作者观看超声波图像而使穿刺针沿着预先决定的刺入路径刺入。

[0004] 在进行这样的穿刺术的情况下,由于需要使穿刺针到达目的部位,并从该处排出多余液体或进行注射等,因此能够在监视器上可靠且适当地确认穿刺针、特别是其前端部是重要的。

[0005] 鉴于这样的状况,例如,在专利文献1中,记载了将比所显示的超声波图像更高亮度且亮度较大地变化的部分提取为穿刺针的前端部,对所提取的部分进行着色而增强显示为最新的超声波图像的技术(例如,参照(日本)特开2000—107178号公报)。

[0006] 然而,穿刺适配器或引导被设计为,实际插入了穿刺针时的前端位置的轨迹离预先决定的刺入路径成为规定范围内(误差范围内)。从而,使用了穿刺适配器或引导时的穿刺针的前端位置被限定于误差范围内。但是,以往,由于穿刺针的检测以及增强显示一般对超声波图像整体进行,在存在身体运动或噪声等的影响的情况下,存在误将远离刺入路径的位置增强显示为穿刺针,操作者难以掌握穿刺针的位置从而使操作者混乱的情况。

[0007] 另一方面,在不使用穿刺适配器或引导而操作者徒手刺入了穿刺针的情况下,存在根据操作者的本领而刺入路径大幅度偏差的情况。此时,若限制穿刺针的前端位置的增强范围(检测范围),则导致穿刺针的前端位置没有被增强显示,操作者不能掌握穿刺针的位置。

发明内容

[0008] 本发明的课题是使得操作者易于掌握穿刺针的前端位置。

[0009] 为了解决上述的课题,反映了本发明的一侧面的超声波图像诊断装置具备:

[0010] 超声波探头,通过驱动信号而向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波,且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号;

[0011] 图像生成部,基于从所述超声波探头输出的接收信号,生成超声波图像;

[0012] 选择部,在所述超声波图像中,选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围;

[0013] 穿刺针位置检测部,基于所述接收信号或者所述超声波图像,检测所述穿刺针的

一部分的图像；

[0014] 增强处理部，在由所述选择部选择出的范围内，对由所述穿刺针位置检测部检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强；以及

[0015] 显示部，显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。

[0016] 优选所述选择部能够选择所述超声波图像中的距离所述穿刺针的预先决定的刺入路径规定范围内、或所述超声波图像的整体的其中一个，作为对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围。

[0017] 优选具备切换部，对使所述超声波图像中的所述穿刺针的一部分的图像的增强显示有效还是无效进行切换。

[0018] 优选所述增强处理部通过基于所述穿刺针的移动的余像系数，生成将与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域进行了增强的余像图像，

[0019] 所述超声波图像诊断装置具备：第一设定部，设定用于生成所述余像图像的余像系数。

[0020] 优选具备亮度变换图选择部，该亮度变换图选择部用于从规定所述超声波图像的输入亮度值和输出亮度值的关系的多个亮度变换图之中选择操作者期望的亮度变换图，

[0021] 所述增强处理部对所述超声波图像中的与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域的亮度值加上规定值，并通过由所述亮度变换图选择部选择出的亮度变换图进行亮度变换，从而对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域进行增强。

[0022] 优选具备亮度变换图选择部，该亮度变换图选择部用于从规定所述超声波图像的输入亮度值和输出亮度值的关系的多个亮度变换图之中选择操作者期望的亮度变换图，

[0023] 所述增强处理部在将所述超声波图像的亮度值通过由所述亮度变换图选择部选择出的亮度变换图进行了亮度变换之后，对与所述穿刺针的一部分图像对应的图像区域加上规定的颜色分量，从而对与所述穿刺针的一部分图像对应的图像区域进行增强。

[0024] 优选具备第二设定部，设定所述穿刺针的一部分的图像的增强强度等级，

[0025] 对与所述穿刺针的一部分的图像对应的图像区域的亮度值加上的规定值是，与由所述第二设定部设定的增强强度等级相应的值。

[0026] 优选所述穿刺针的一部分是穿刺针的前端部。

[0027] 此外，反映了本发明的一侧面的超声波图像显示方法包含：

[0028] 图像生成步骤，基于从超声波探头输出的接收信号，生成超声波图像，该超声波探头通过驱动信号向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波，且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号；

[0029] 选择步骤，在所述超声波图像中，选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围；

[0030] 穿刺针位置检测步骤，基于所述接收信号或者所述超声波图像，检测所述穿刺针的一部分的图像；

[0031] 增强处理步骤，在由所述选择部选择出的范围内，对由所述穿刺针位置检测部检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强；以及

[0032] 显示步骤，显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。

[0033] 优选所述穿刺针的一部分是穿刺针的前端部。

[0034] 根据本发明,能够使操作者易于掌握穿刺针的前端位置。

附图说明

[0035] 本发明通过以下所示的详细的说明和附图而更完全地被理解。但是,这不是限定本发明。在此,

[0036] 图1是表示超声波图像诊断装置的外观结构的图。

[0037] 图2是表示被安装在超声波探头上的穿刺适配器的一例的图。

[0038] 图3是表示超声波图像诊断装置的概略结构的框图。

[0039] 图4是表示图像处理部的功能性的结构的框图。

[0040] 图5A是表示用于说明用于转移到穿刺模式的画面操作的第一画面例的图。

[0041] 图5B是表示用于说明用于转移到穿刺模式的画面操作的第二画面例的图。

[0042] 图6是表示穿刺引导线以及误差线的显示例的图。

[0043] 图7是用于说明用于进行穿刺针增强显示的画面操作的图。

[0044] 图8是表示用于进行穿刺针增强显示所涉及的各种设定的设定画面的一例的图。

[0045] 图9A是用于说明能够选择的穿刺针增强显示的范围的图。

[0046] 图9B是用于说明能够选择的其他穿刺针增强显示的范围的图。

[0047] 图10是表示由图3的控制部执行的超声波图像生成显示处理的流程图。

[0048] 图11是表示 γ 曲线的一例的图。

具体实施方式

[0049] 以下,参照附图说明本发明的实施方式所涉及的超声波图像诊断装置。但是,发明的范围不限于图示例。

[0050] [超声波图像诊断装置的结构]

[0051] 本实施方式所涉及的超声波图像诊断装置20如图1所示,具备超声波图像诊断装置主体21和超声波探头22。超声波探头22将超声波(发送超声波)发送到未图示的生物体等被检体,且接收由该被检体反射的超声波的反射波(反射超声波:回波)。超声波图像诊断装置主体21经由电缆23与超声波探头22连接,通过对超声波探头22发送电信号的驱动信号来使超声波探头22对被检体发送发送超声波,基于根据由超声波探头22接收到的来自被检体内的反射超声波而在超声波探头22中生成的电信号即接收信号,将被检体内的内部状态图像化为超声波图像。

[0052] 超声波探头22具备由压电元件构成的振子22a(参照图3),该振子22a例如沿方位方向一维阵列状地排列多个。在本实施方式中,例如使用具备192个振子22a的超声波探头22。另外,振子22a也可以是二维阵列状地排列的振子。此外,振子22a的个数能够任意地设定。此外,超声波探头22的扫描方式也可以采用电子扫描方式或机械扫描方式的其中一个,此外,还能够采用线性扫描方式、扇形扫描方式、或凸面扫描方式的其中一个方式。

[0053] 此外,在超声波探头22的侧部,设置了沿方位方向引导穿刺针24对被检体的刺入的穿刺适配器25。图2表示被安装在超声波探头22上的穿刺适配器25的一例。如图2所示,穿刺适配器25具有支架部251和穿刺针引导部252。

[0054] 支架部251是用于将穿刺适配器25装卸自由地安装在超声波探头22上的部件。省

略了图示但在超声波探头22和支架部251之间,为了防止体液或血液等的附着所导致的感染,优选使其具有薄膜状的鞘(シース)。

[0055] 穿刺针引导部252例如具有图2所示那样的扇形的形状,装卸自由地被安装在支架部251上。在穿刺针引导部252中,形成了多个用于插入穿刺针24的穿刺针插入槽253。多个穿刺针插入槽253如图2所示那样形成为超声波探头22相对于与被检体的接触面的倾斜角度相互不同。即,多个穿刺针插入槽253形成为,在插入了穿刺针24时,该穿刺针24相对于被检体的刺入(插入)角度相互不同。

[0056] 另外,在本实施方式中,也可以不设置穿刺适配器25而例如超声波探头22上设置引导穿刺针24的刺入角度的引导槽。

[0057] 超声波图像诊断装置主体21例如如图3所示那样,具备操作输入部201、发送部202、接收部203、图像生成部204、图像处理部205、DSC(Digital Scan Converter,数字扫描转换器)206、显示部207、控制部208、存储部209而构成。

[0058] 操作输入部201由操作面板201a和触摸面板201b构成。操作面板201a例如具备用于进行指示诊断开始的指令或被检体的个人信息等数据的输入或冻结操作等的各种开关、按钮、追踪球、鼠标、键盘等,将操作信号输出至控制部208。触摸面板201b与显示部207的显示器一体构成,检测手指等对显示部207的显示画面上的操作,将被操作的位置的坐标信息输出至控制部208。

[0059] 发送部202是根据控制部208的控制,经由电缆23对超声波探头22供应作为电信号的驱动信号且使超声波探头22产生发送超声波的电路。此外,发送部202例如具备时钟产生电路、延迟电路、脉冲产生电路。时钟产生电路是产生决定驱动信号的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。延迟电路是用于对驱动信号的发送定时按与每个振子22a对应的每个单独路径设定延迟时间,使驱动信号的发送延迟所设定的延迟时间而进行由发送超声波构成的发送波束的集束的电路。脉冲产生电路是用于以规定的周期产生作为驱动信号的脉冲信号的电路。

[0060] 这样构成的发送部202通过控制部208的控制,将供应驱动信号的多个振子22a在每次超声波的发送接收时错开规定数而依次切换,对被选择输出的多个振子22a供应驱动信号,从而进行扫描。

[0061] 接收部203是通过控制部208的控制,从超声波探头22经由电缆23接收电信号的接收信号的电路。接收部203例如具备放大器、A/D变换电路、整相加法电路。放大器是用于将接收信号在与每个振子22a对应的每个单独路径以预先设定的规定的放大率放大的电路。A/D变换电路是用于对放大后的接收信号进行模拟—数字变换(A/D变换)的电路。整相加法电路是用于对A/D变换后的接收信号在与每个振子22a对应的每个单独路径给予延迟时间而整理时相(時相),对其进行加法(整相加法)而生成声线数据的电路。

[0062] 图像生成部204对来自接收部203的声线数据实施包络线检波处理或对数放大等,通过进行增益的调整等并进行亮度变换,从而生成B模式图像。即,B模式图像是将接收信号的强度以亮度来表示的图像。由图像生成部204生成的B模式图像被发送至图像处理部205。

[0063] 图像处理部205将从图像生成部204输出的B模式图像以帧为单位存储至图像存储器部205a(参照图4)。将以帧为单位的B模式图像称为超声波图像或帧图像。图像处理部205将图像存储器部205a中存储的超声波图像适当读出而输出至DSC206。

[0064] 此外,图像处理部205如图4所示那样具备图像存储器部205a、穿刺针位置检测部205b、历史保存部205c、增强处理部205d。

[0065] 图像存储器部205a由DRAM(动态随机存取存储器,Dynamic Random Access Memory)等半导体存储器构成。图像存储器部205a由能够保持大概10秒量的超声波图像的图像数据的大容量存储器构成,例如,通过FIFO(First-In First-Out,先入先出)方式来保持最近的10秒量的超声波图像。

[0066] 穿刺针位置检测部205b基于多个帧的超声波图像,检测穿刺针24的前端位置。穿刺针24的前端位置的检测例如是,取得表示最新帧的超声波图像A和前1帧的超声波图像B的每个像素的差分的差分信号C,将所取得的差分信号C成为规定值以上的部分(即,高亮度且有运动的部分)检测为穿刺针24的前端位置。另外,穿刺针位置检测部205b中的穿刺针位置的检测方法不限于使用该差分信号C的方法,也可以使用其他检测方法来进行检测。

[0067] 作为其他检测方法,有通过将超声波斜发送接收的偏转(ステア)发送接收、或平面波发送接收,使相对于探头具有角度而插入的穿刺针明确化,从而检测穿刺针的位置的方法。

[0068] 此外,还能够根据由接收部203接收到的接收信号的声线数据的强度或穿刺针移动所导致的音响数据的变化来检测穿刺针的位置。

[0069] 根据这些穿刺位置检测方法,不仅能够检测穿刺针的前端位置,还能够检测被插入的穿刺针在超声波图像上的一部分的位置是不言而喻的,但以下以穿刺针的前端位置的检测为一例进行说明。

[0070] 历史保存部205c保存由穿刺针位置检测部205b检测到的穿刺针24的前端位置的历史信息。

[0071] 增强处理部205d进行增强最新的超声波图像中的、与由穿刺针位置检测部205b检测到的穿刺针24的前端位置以及从历史保存部205c读出的穿刺针24的前端位置对应的图像区域的图像处理。

[0072] DSC206将由图像处理部205接收到的超声波图像变换为基于电视信号的扫描方式的图像信号,并输出至显示部207。

[0073] 显示部207能够应用LCD(液晶显示器,Liquid Crystal Display)、CRT(阴极射线管,Cathode-Ray Tube)显示器、有机EL(电致发光,Electronic Luminescence)显示器、无机EL显示器以及等离子显示器等的显示装置。显示部207根据从DSC206输出的图像信号在显示画面上进行超声波图像的显示。

[0074] 控制部208例如具备CPU(中央处理单元,Central Processing Unit)、ROM(只读存储器,Read Only Memory)、RAM(随机存取存储器,Random Access Memory)而构成,读出ROM中存储的系统程序等的各种处理程序并在RAM中展开,根据展开后的程序而对超声波图像诊断装置20的各部分的动作进行集中控制。

[0075] ROM由半导体等非易失存储器等构成,存储与超声波图像诊断装置20对应的系统程序以及能够在该系统程序上执行的各种处理程序或各种数据等。这些程序以计算机能够读取的程序代码的方式存储,CPU根据该程序代码依次执行动作。

[0076] RAM形成暂时存储由CPU执行的各种程序以及这些程序所涉及的数据的工作区域。

[0077] 存储部209由HDD(硬盘驱动器,Hard Disk Drive)或非易失性的半导体存储器等

构成。存储部209例如存储超声波图像诊断装置20中的各种设定信息或被指示了保存的超声波图像等。

[0078] [穿刺针模式]

[0079] 在超声波图像诊断装置20中,为了辅助使用穿刺针24进行超声波图像诊断时的操作者,设置了穿刺针模式。例如如图5A、图5B所示那样,能够通过按下穿刺按钮271b而进行向穿刺针模式的转移,其中,该穿刺按钮271b在启动了超声波图像诊断装置20时通过控制部208的控制而在显示部207上显示的检查画面271中,将用于对基本菜单M0的页面进行翻页的按钮271a按下规定次数从而被显示。

[0080] 另外,显示部207的画面上显示的各种按钮等的操作由触摸面板201b检测,根据由触摸面板201b检测到的操作,通过控制部208执行与按钮操作相应的处理(例如,画面转移或各种设定等)。

[0081] 在穿刺针模式中,能够进行引导穿刺针24的预先决定的刺入路径(穿刺针24通过的直线)的穿刺引导线L1的显示或被刺入的穿刺针24的前端位置的增强显示(穿刺针增强显示)等。

[0082] 穿刺引导线L1通过按下穿刺菜单M1上显示的“穿刺线显示”按钮271c而被显示,该穿刺菜单M1通过转移到穿刺针模式而显示。图6表示穿刺引导线L1的显示例。在图6中,表示与穿刺针引导线L1一起,还显示了误差线L2的例子。

[0083] 穿刺针引导线L1是表示根据穿刺适配器25的种类和穿刺针24被刺入的角度而唯一决定的穿刺针24的预先决定的刺入路径的线。穿刺适配器25的种类例如能够通过按下图6所示的“适配器选择”按钮271d则显示的适配器选择画面(未图示)来选择。穿刺针被刺入的角度例如能够从按下图6所示的“角度选择”按钮271e时显示的角度选择画面(未图示)来选择。此外,在选择了穿刺适配器25的种类的情况下,例如,在角度选择画面中,显示用于选择使用哪个穿刺针插入槽253的选项,通过选择要使用的穿刺针插入槽253,从而能够选择刺入穿刺针24的角度。误差线L2是以穿刺针引导线L1的起点(刺入侧)为基点而在离穿刺针引导线L1在 $\pm\alpha^\circ$ 的范围内划出的线。 α 的值是规格中允许的误差范围,被预先决定。穿刺适配器25被设计为被刺入的穿刺针24成为离穿刺针引导线L1在 $\pm\alpha^\circ$ 的范围内。即,穿刺针24在两个误差线L2间的范围内,大致沿穿刺引导线L1刺入。

[0084] 所选择的穿刺适配器25的种类或角度的信息被存储至存储部209。

[0085] 另外,若在“穿刺线显示”按钮271c被按下的状态下再次按下“穿刺线显示”按钮271c,则能够使穿刺引导线L1以及误差线L2的显示成为关闭。即,能够通过“穿刺线显示”按钮271c的开启/关闭来切换穿刺线显示的开启(有效)/关闭(无效)。穿刺线显示的开启/关闭的设定根据“穿刺线显示”按钮271c的操作而通过控制部208被存储至存储部209。

[0086] 穿刺针增强显示能够通过按下“穿刺针增强”按钮271g(参照图7)来显示,该“穿刺针增强”按钮271g通过按下图6所示的穿刺菜单M1的翻页按钮271f而显示。另外,在图7中,表示尚未刺入穿刺针24的图像。若在“穿刺针增强”按钮271g被按下的状态时再次按下“穿刺针增强”按钮271g,则能够使穿刺针24的前端位置的增强显示成为关闭。即,能够通过“穿刺针增强显示”按钮271f的开启/关闭来切换穿刺针增强显示的开启(有效)/关闭(无效)。穿刺针增强显示的开启/关闭的状态根据“穿刺针增强”按钮271g的操作而通过控制部208被存储至存储部209。即,“穿刺针增强显示”按钮271f作为切换部而发挥作用。通过在检查

画面271上具有“穿刺针增强”按钮271g,从而能够容易对比没有增强显示穿刺针的原图像和增强显示了穿刺针的图像,能够防止目标部位被增强显示隐藏而找不到。

[0087] 在本实施方式中,能够从通过操作输入部201的规定的操作而显示的超声波图像诊断装置20的系统的设定画面272进行关于穿刺针增强显示的各种设定。

[0088] 图8表示设定画面272的一例。在设定画面272中,设置了用于操作者进行穿刺针增强显示所涉及的各种设定的穿刺针增强显示设定区域272a。在穿刺针增强显示设定区域272a中,设置了用于选择在超声波图像中进行穿刺针增强显示的范围(增强区域)、增强颜色、增强的强度、余像程度等的选择栏。

[0089] 作为穿刺针增强显示的范围,能够选择(设定)图9A中灰色所示的引导范围内(两个误差线L2之间的范围内)或图9B中灰色所示的图像整体之中的其中一个。图9A、图9B所示的G表示超声波图像的范围。

[0090] 将穿刺针增强显示的范围设定在引导范围内适合于使用穿刺适配器25进行穿刺针24的刺入的情况。存在由于被检体的身体运动或噪声的影响而检测错误的位置作为穿刺针24的前端位置的情况,若直接对其进行增强显示,则操作者难以掌握穿刺针24的位置,使得操作者混乱。因此,将穿刺针增强显示的范围限制在穿刺针24通过的引导范围内,从而能够尽量抑制这样的状况。

[0091] 另一方面,将穿刺针增强显示的范围设定在图像整体适合于不使用穿刺适配器25而徒手进行穿刺针的刺入的情况。此时,由于难以预想穿刺针24的前端位置会到哪里,因此优选将增强显示范围设为图像整体,以使无论前端位置到哪里都能够增强。

[0092] 作为增强颜色,例如能够选择黑白(灰)和彩色的其中一个。

[0093] 作为增强的强度,例如能够选择弱、标准、强的其中一个等级。

[0094] 作为余像程度,能够从关闭、短、标准、长之中选择其中一个等级。在此,余像程度表示随着穿刺针的移动而残存直至多久之前的帧的穿刺针24的前端位置从而增强显示,表示残存直至几帧前的穿刺针24的前端位置的值(帧数)作为余像系数而与短、标准、长的各自的等级建立对应。余像程度越长则对应越多的帧数(较大的值的系数)。例如,在使用较细的穿刺针24的情况下,通过使余像程度变长,从而能够易于看见地显示前端位置。

[0095] 此外,在设定画面272中,操作者能够通过规定的操作从多个 γ 曲线(参照图11)之中选择期望的 γ 曲线。 γ 曲线是用于规定所生成的超声波图像的亮度值(输入亮度值)和所显示的超声波图像的亮度值(输出亮度值)的关系的曲线。

[0096] 另外,从设定画面272设定的内容通过控制部208被存储至存储部209。设定画面272作为选择穿刺针增强显示的范围的选择部、设定余像程度的第一设定部、设定穿刺针24的增强的强度的等级的第二设定部、选择 γ 曲线等的亮度变换图的亮度变换图选择部而发挥作用。

[0097] [超声波图像生成显示处理]

[0098] 接着,参照图10说明由以上那样构成的超声波图像诊断装置20的控制部208执行的超声波图像生成显示处理的一例。该超声波图像生成显示处理在穿刺模式中,根据由医生或技师等操作者进行的规定的检查实施操作而执行。

[0099] 若超声波探头22通过操作者向被检体推压,则控制部208控制发送部202、超声波探头22、接收部203、以及图像生成部204而使其生成被检体的1帧量的超声波图像,并存储

至图像处理部205的图像存储器部205a(步骤S1)。

[0100] 接下来,控制部208参照存储部209,判断穿刺针增强显示是否为开启(步骤S2)。

[0101] 在判断为穿刺针增强显示被设定为开启的情况下(步骤S2;“是”),控制部208使图像处理部205的穿刺针位置检测部205b从图像存储器部205a中存储的超声波图像的所选择的穿刺针增强显示的范围内检测穿刺针24的前端位置(步骤S3)。

[0102] 接下来,控制部208判断由穿刺针位置检测部205b进行的穿刺针24的前端位置的检测是否已成功(步骤S4)。在判断为穿刺针24的前端位置的检测已成功的情况下(步骤S4;“是”),控制部208基于存储部209中存储的穿刺针增强所涉及的设定,使图像处理部205的增强处理部205d进行用于增强穿刺针24的前端位置的图像处理(步骤S5)。

[0103] 在所设定的增强颜色为黑白或者亮度的强弱的情况下,首先,增强处理部205d如图11所示那样,关于步骤S1中生成的最新的超声波图像的、与步骤S3中由穿刺针位置检测部205b检测到的最新的穿刺针24的前端位置对应的图像区域,对于各像素的每个,对像素的亮度值 L 加上与所设定的增强的强度的等级相应的增强值 E 。此外,增强处理部205d从历史保存部205c读出直至与所设定的余像程度对应的帧数量前的穿刺针24的前端位置,关于最新的超声波图像中的与读出的各前端位置对应的图像区域也同样,对于各像素的每个,对像素的亮度值 L 加上与所设定的增强的强度的等级相应的增强值 E 。并且,增强处理部205d对于在穿刺针24的前端位置加上了 E 的超声波图像,使用所选择的 γ 曲线进行 γ 校正。即,关于最新的超声波图像中的、与上述的穿刺针24的前端位置对应的图像区域,在黑白的情况下将像素的亮度值 $L+E$ 变换为亮度值 $\text{MAP}(L+E)$,在亮度的强弱的情况下变换为 $\text{MAPr}(L+E)$ 、 $\text{MAPg}(L+E)$ 、 $\text{MAPb}(L+E)$,关于其他图像区域,将像素的亮度值 L 变换为亮度值 $\text{MAP}(L)$ 或者 $\text{MAPr}(L)$ 、 $\text{MAPg}(L)$ 、 $\text{MAPb}(L)$ 。由此,能够得到增强了穿刺针24的前端位置的超声波图像(余像图像)。

[0104] 在所设定的增强颜色为彩色的情况下,增强处理部205d首先使用所选择的 γ 曲线对步骤S1中生成的最新的超声波图像进行 γ 变换。另外,关于与步骤S3中由穿刺针位置检测部205b检测到的最新的穿刺针24的前端位置所对应的图像区域,将各像素的亮度值 L 分解为彩色的颜色分量 $r(L)$ 、 $g(L)$ 、 $b(L)$,使用所选择的 γ 曲线对各颜色分量进行 γ 校正。即,将各像素的亮度值 L 变换为 $\text{MAPr}(L)$ 、 $\text{MAPg}(L)$ 、 $\text{MAPb}(L)$ 。关于历史保存部205c中存储的、与直至与所设定的余像程度对应的帧数量前的穿刺针24的前端位置对应的图像区域也进行同样的 γ 变换。

[0105] 接下来,增强处理部205d对与穿刺针24的前端位置对应的图像区域的 γ 校正后的亮度值加上增强颜色的彩色分量(在此为浅蓝色分量)。例如,若设为增强颜色的彩色分量(浅蓝色)为 $r:g:b=0:(1/2):1$,则将红分量设为 $\text{MAPr}(L)$,将绿分量设为 $\text{MAPg}(L)+E/2$,将蓝分量设为 $\text{MAPb}(L)+E$ 。另外,增强值 E 是根据所设定的增强的强度的等级而预先决定的值。在增强颜色是黑白或者亮度的强弱的情况下的增强值 E 和彩色的情况下的增强值 E 也可以是不同的值。由此,能够得到穿刺针24的前端位置以颜色被增强的超声波图像(余像图像)。

[0106] 例如,在将穿刺针24的前端位置的亮度值置换为一定的亮度值或颜色从而进行了增强的情况下,存在进行损害操作者选择的 γ 曲线的增强的情况。但是,根据增强处理部205d,在增强颜色为黑白或者亮度的强弱的情况下,由于对超声波图像中的穿刺针24的前端位置的亮度值 L 添加了增强量 E 后进行基于 γ 曲线的变换,因此能够与操作者选择的 γ 曲

线连动,对操作者来说易于观看地进行增强显示。此外,在增强颜色为彩色的情况下,将超声波图像的亮度值L(灰分量)通过 γ 曲线进行了变换之后,对穿刺针24的前端位置加上增强颜色的颜色分量,因此同样能够与操作者选择的 γ 曲线连动,对操作者来说易于观看地进行增强显示。

[0107] 在此,说明了基于 γ 曲线的亮度变换,但使用如 γ 曲线那样不限于2次曲线的亮度变换、从亮度值变换为RGB的像素值等的、变换亮度的各种亮度变换图,从而能够提高增强显示的通用性。

[0108] 若增强处理部205d中的增强处理结束,则控制部208基于通过增强处理部205d增强了穿刺针24的前端位置的超声波图像,使显示部207(检查画面271的图像显示区域271h)显示增强了穿刺针24的前端位置的超声波图像(步骤S6),转移至步骤S8的处理。

[0109] 另一方面,在步骤S2中,判断为穿刺针增强显示为关闭的情况下(步骤S2;“否”),或在步骤S4中,由穿刺针位置检测部205b进行的针尖位置的检测失败的情况下(步骤S4;“否”),控制部208基于最新的超声波图像,使显示部207(检查画面271的图像显示区域271h)显示超声波图像(步骤S7),转移至步骤S8的处理。

[0110] 在步骤S8中,控制部208判断是否继续超声波图像生成显示处理(步骤S8)。例如,控制部208基于来自操作输入部201的输入,判定是否继续超声波图像生成显示处理。在判断为继续超声波图像生成显示处理的情况下(步骤S8;“是”),控制部208返回至步骤S1的处理。在判断为不继续超声波图像生成显示处理的情况下(步骤S8;“否”),控制部208结束超声波图像生成显示处理。

[0111] 如上说明,根据本实施方式中的超声波图像诊断装置20,在设定画面272的穿刺针增强显示设定区域272a上,设置了用于在超声波图像中选择增强显示穿刺针24的前端位置的范围的选择栏。穿刺针位置检测部205b从多个帧的超声波图像的被选择出的范围内检测穿刺针的前端位置,增强处理部205d对从超声波图像中的被选择出的范围内检测到的与穿刺针24的前端位置对应的图像区域进行增强。并且,显示部207显示增强了穿刺针24的前端位置的超声波图像。

[0112] 从而,由于能够根据状况来选择增强穿刺针的范围,因此操作者能够易于掌握穿刺针的前端位置。

[0113] 作为进行穿刺针增强显示的范围,例如,通过选择离超声波图像中的穿刺针24的预先决定的刺入路径起规定范围内,从而在使用穿刺适配器25进行穿刺针24的刺入的情况下,防止由于误检测而增强了远离刺入路径之处,能够易于掌握穿刺针24的位置。此外,由于能够使得穿刺针24的前端位置的检测的处理范围变小,所以能够缩短处理时间。作为进行穿刺针增强显示的范围,例如选择图像整体,从而例如在不使用穿刺适配器25而徒手进行穿刺针的刺入的情况下,无论穿刺针24的前端位置到哪里都能够没有错漏地进行增强。

[0114] 此外,在显示超声波图像的检查画面271中,设置了“穿刺针增强显示”按钮271f,作为切换使得超声波图像中的穿刺针的前端位置的增强显示有效还是无效的切换部。从而,由于能够对比没有增强显示的原图像和增强显示了图像,因此能够防止目标部位被增强显示隐藏而找不到。

[0115] 此外,在设定画面272的穿刺针增强显示设定区域272a中,设置了用于设定表示残留直至多久之前的帧的穿刺针24的前端位置而进行增强显示的余像程度的设定栏,增强处

理部205d生成增强了与对应于所设定的余像程度的帧数量的穿刺针24的前端位置对应的图像区域的余像图像。从而,能够根据穿刺针24的针的粗细等而使穿刺针前端位置易于观看地显示。

[0116] 此外,增强处理部205d在选择了通过黑白对穿刺针增强显示的情况下,对与超声波图像中的穿刺针24的前端位置对应的图像区域的亮度值加上规定值而通过由操作者选择出的 γ 曲线进行 γ 变换,从而增强与穿刺针的前端位置对应的图像区域。从而,能够与操作者选择的 γ 曲线连动,对操作者来说易于观看地进行增强显示。此外,对前端位置的亮度值加上的规定值设为与由操作者设定的增强的强度的等级相应的值,从而能够以操作者期望的强度进行增强显示。

[0117] 此外,增强处理部205d在选择了以彩色对穿刺针增强显示的情况下,将超声波图像的亮度值通过由操作者选择出的 γ 曲线进行了 γ 变换之后,对穿刺针的前端位置的图像区域加上规定的颜色分量,从而增强与穿刺针的前端位置对应的图像区域。从而,能够与操作者选择的 γ 曲线连动,对操作者来说易于观看地进行增强显示。

[0118] 另外,本发明的实施方式中的记述是本发明所涉及的超声波图像诊断装置的一例,不限于于此。

[0119] 例如,在上述实施方式中,作为根据操作者的操作而对穿刺针增强显示的范围的选择、有无穿刺线显示的选择(切换)、穿刺适配器的种类的选择、角度选择等的穿刺模式所涉及的设定进行选择的结构而进行了说明,但也可以基于有无安装穿刺适配器25等而由控制部208自动地选择。例如,在对超声波探头22安装了穿刺适配器25时设置连接超声波探头22和穿刺适配器25的连接器等,控制部208经由该连接器探测穿刺适配器25的安装状态,在安装了穿刺适配器25的情况下选择图9A中网格所示的引导范围内作为穿刺针增强显示的范围,在没有安装穿刺适配器25的情况下选择图9B中网格所示的图像整体作为穿刺针增强显示的范围。此外,控制部208在安装了穿刺适配器25的情况下,将穿刺线显示切换为开启,在没有安装穿刺适配器25的情况下将穿刺线显示切换为关闭。进而,控制部208在安装了穿刺适配器25的情况下,经由上述连接器从穿刺适配器25取得穿刺适配器25的种类或插入了穿刺针24的穿刺针插入槽253的信息,基于所取得的信息,选择穿刺适配器25的种类和角度。通过这样,能够根据穿刺适配器25的安装状态而将穿刺模式所涉及的各种设定(穿刺针增强显示的范围、有无穿刺线显示等)自动地设为最佳的设定,能够大幅度降低操作者的操作负担,能够使便利性提高。

[0120] 此外,在上述实施方式中,设为在所设定的穿刺针增强显示的范围内穿刺针位置检测部205b进行穿刺针24的前端位置的检测,从而在穿刺针增强显示的范围内增强处理部205d进行穿刺针24的前端位置的增强而进行了说明,但也可以是穿刺针位置检测部205b从超声波图像整体进行穿刺针24的前端位置的检测,增强处理部205d在穿刺针增强显示的范围内进行穿刺针24的前端位置的增强。

[0121] 此外,在上述实施方式中,将表示残留直至几帧前的穿刺针24的前端位置的值(帧数)设为余像系数,但余像系数还能够设为基于变换为帧单位的超声波图像之前的接收信号的值,此时能够检测接收信号的变化而不是帧数,将其变化设为余像系数。

[0122] 并且,检测穿刺针24的前端位置是检测伴随穿刺针的前端的移动的变化,此时不一定检测穿刺针的前端部的位置,而还能够将正在移动的部位辨识为疑似穿刺针24的前端

部,将疑似其前端部的位置检测为穿刺针24的前端位置。

[0123] 此外,在本实施方式中,作为本发明所涉及的程序的计算机能够读取的介质,公开了使用了ROM、硬盘或半导体的非易失性存储器等的例子,但不限于该例。作为其他计算机能够读取的介质,能够应用CD-ROM等可移动记录介质。此外,作为经由通信线路提供本发明所涉及的程序的数据的介质,还应用载波(运送波)。

[0124] 此外,关于构成超声波图像诊断装置的各功能部的详细部分结构以及详细部分动作也能够适当变更。

[0125] 2014年4月9日提出的(日本)特愿2014-080334的所有公开内容全部被编入本申请。

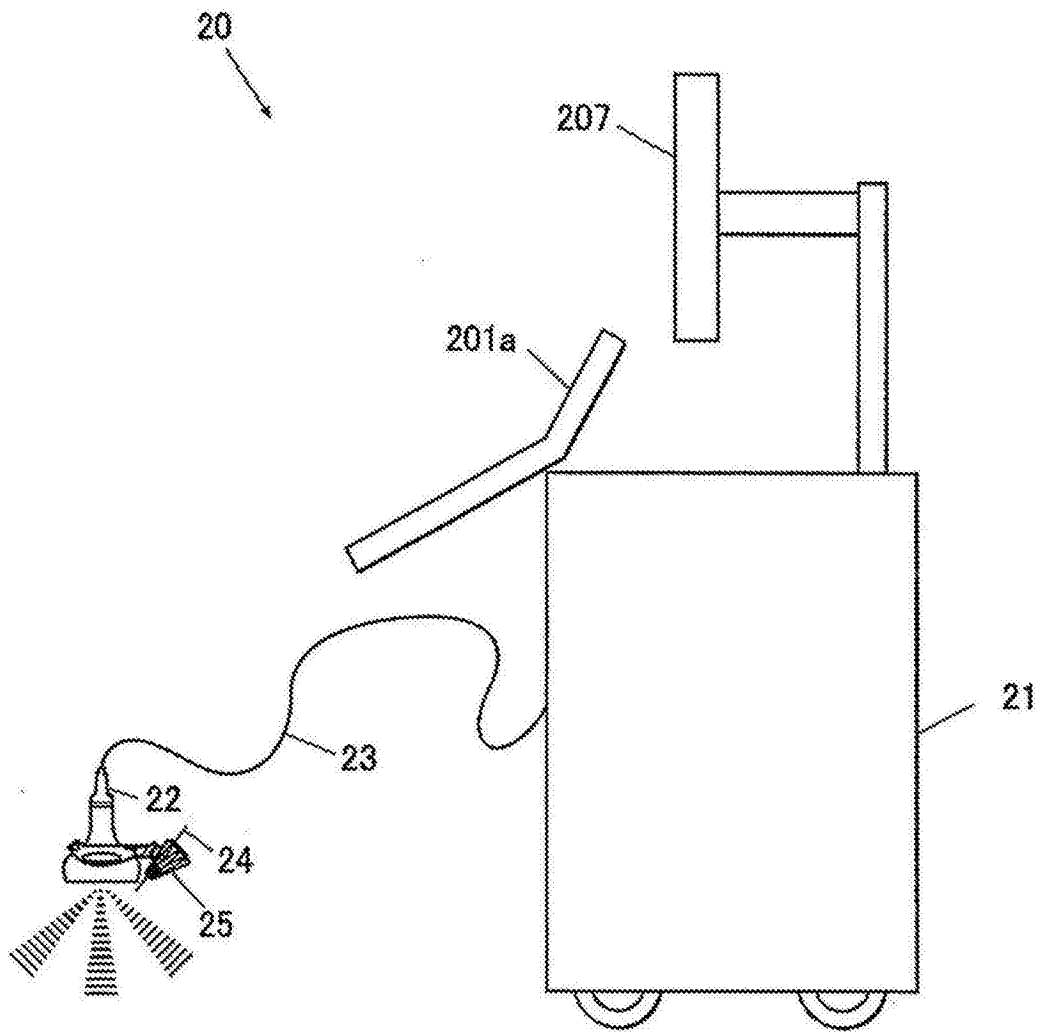


图1

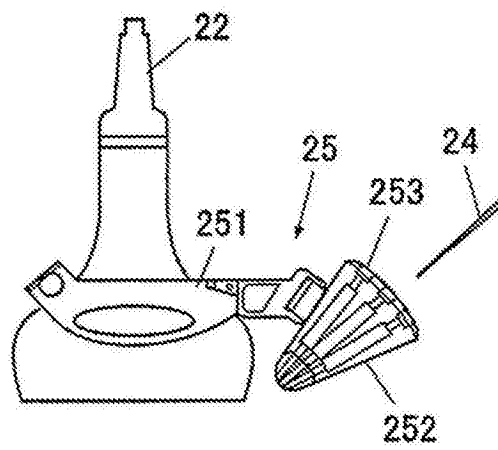


图2

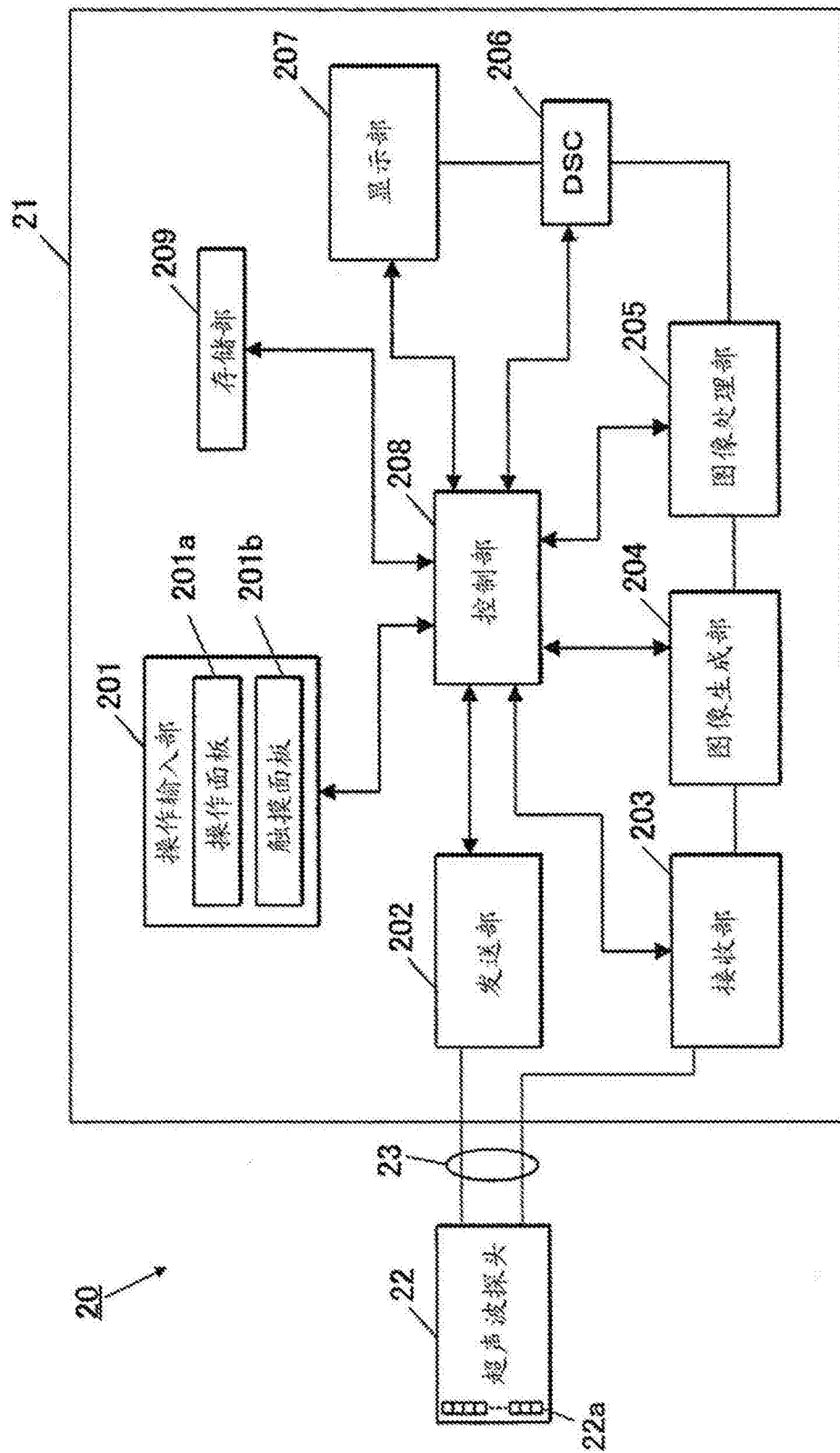


图3

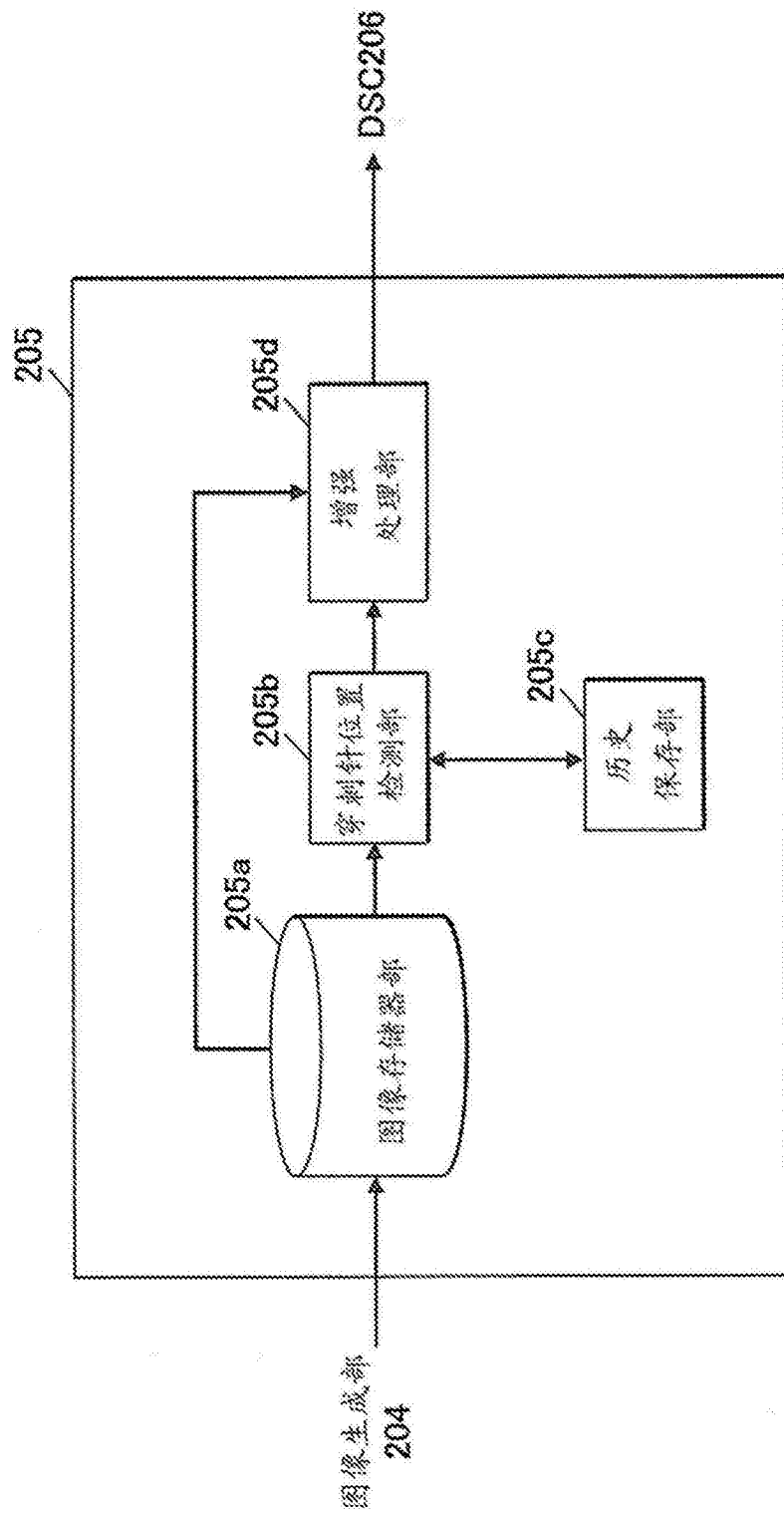


图4

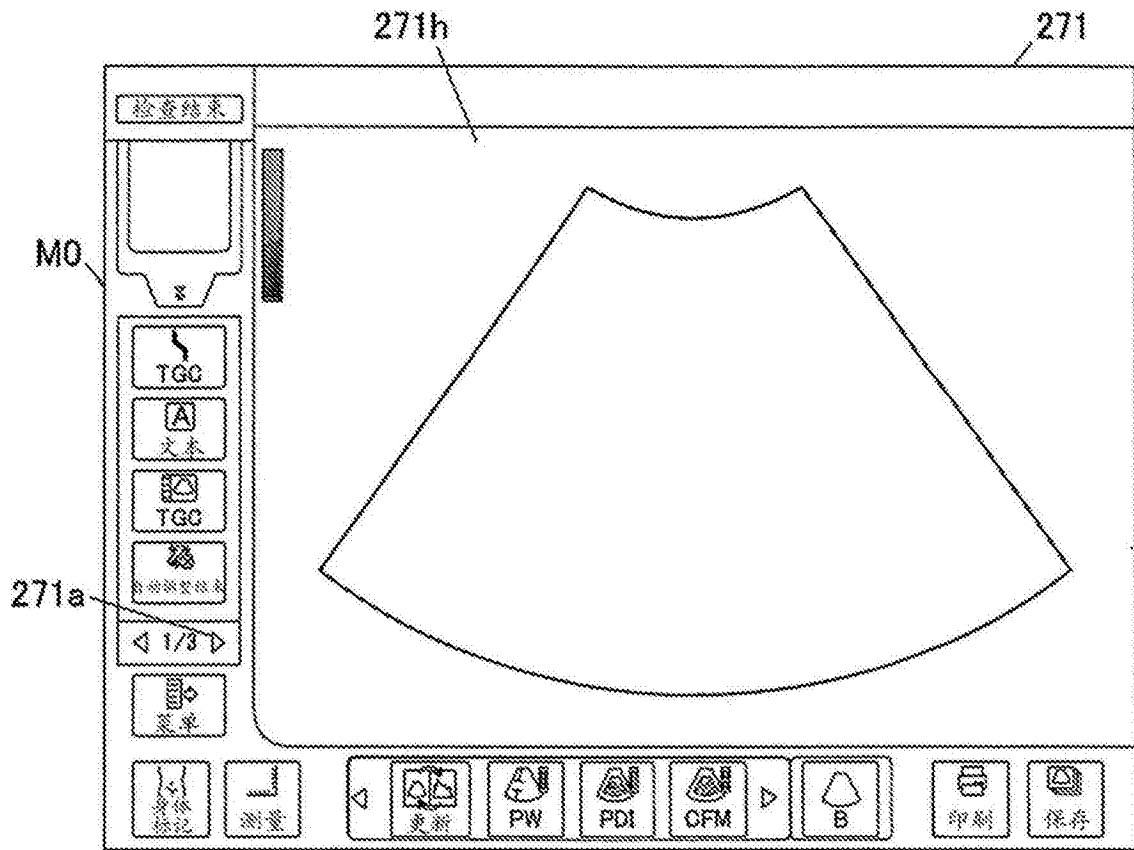


图5A

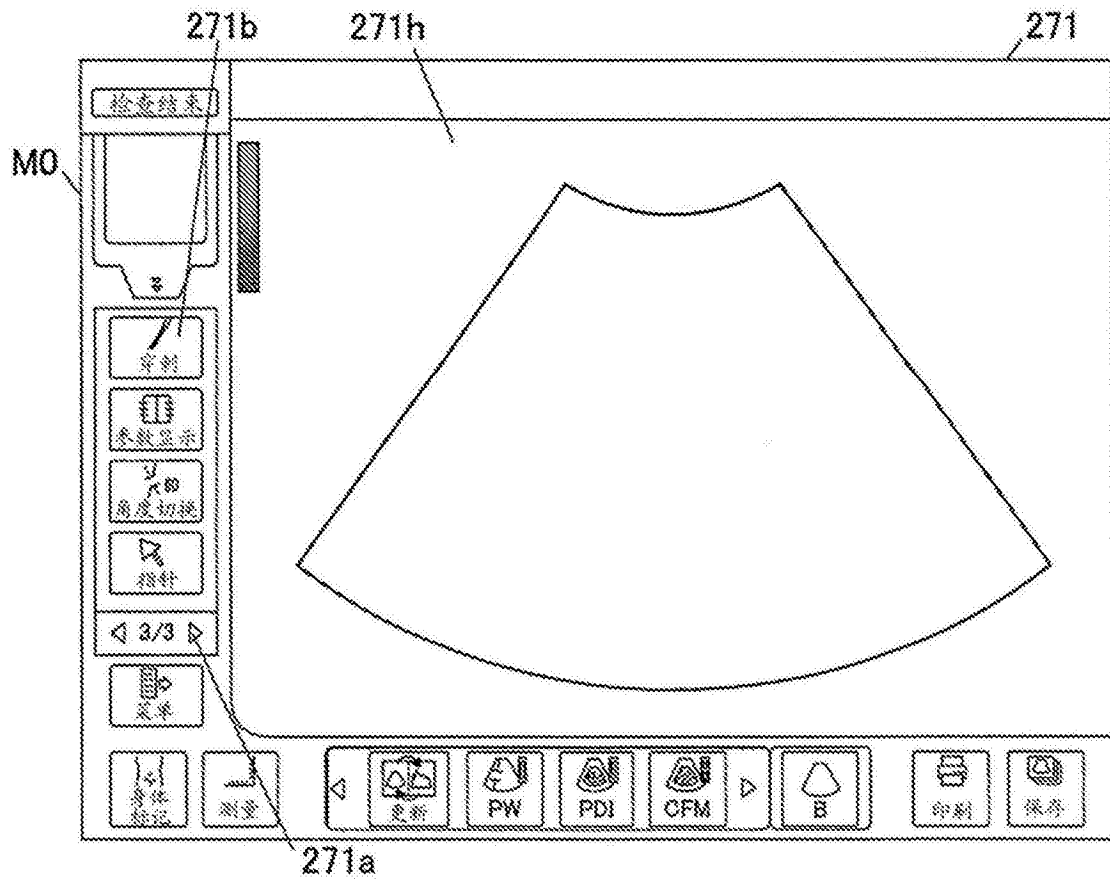


图5B

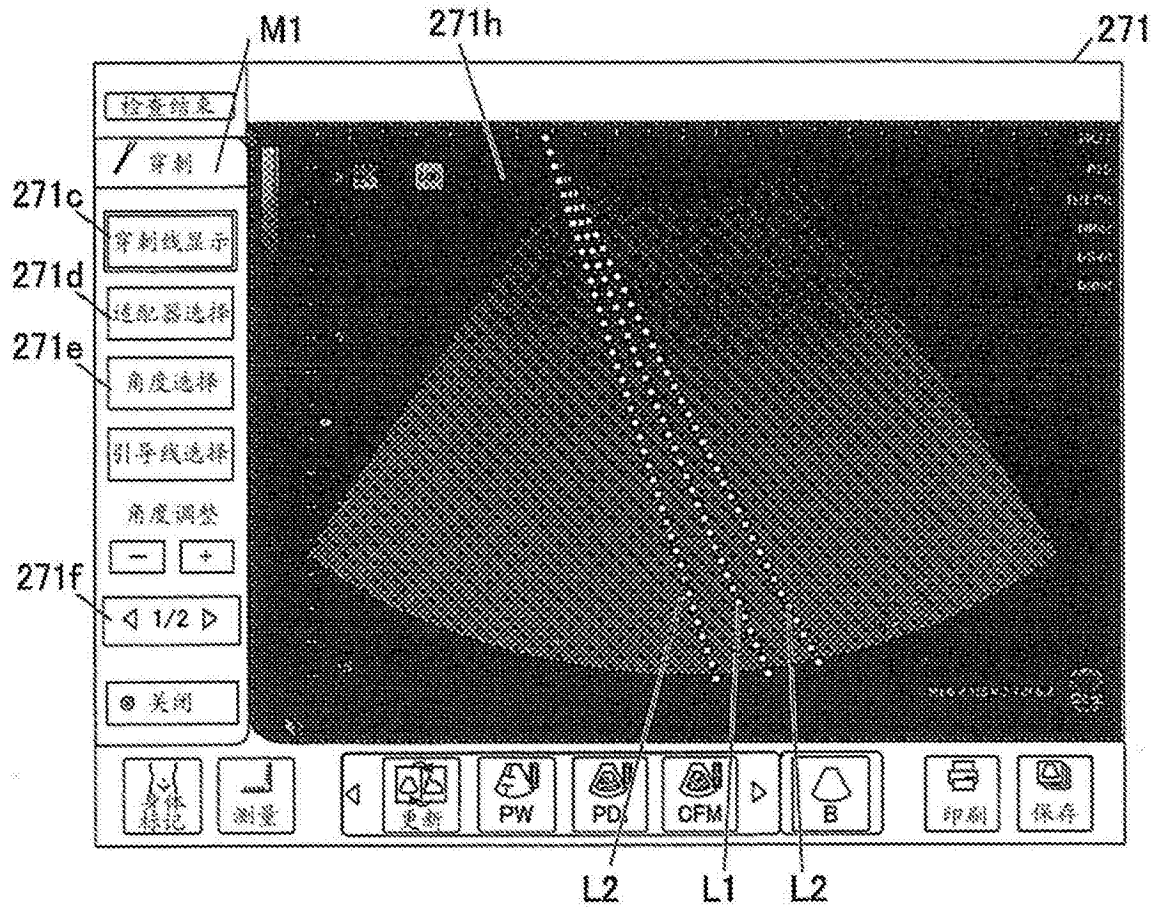


图6

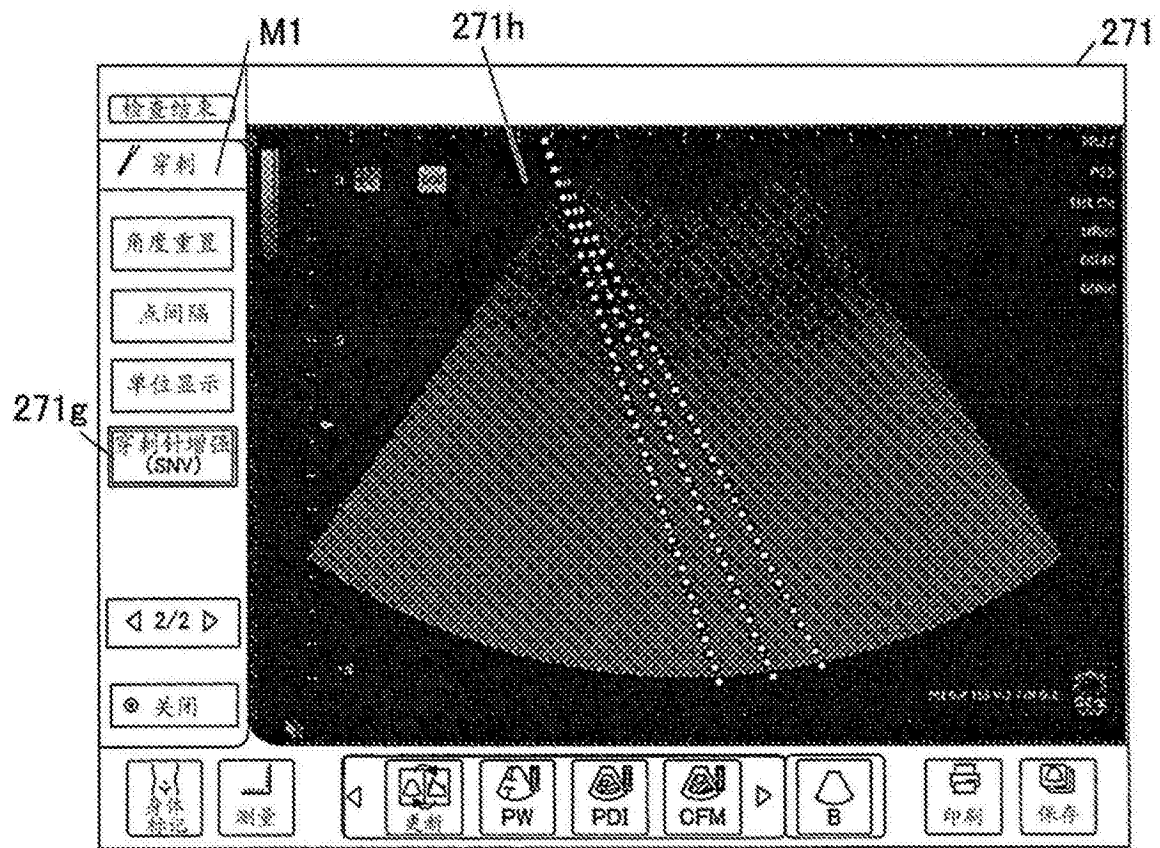


图7

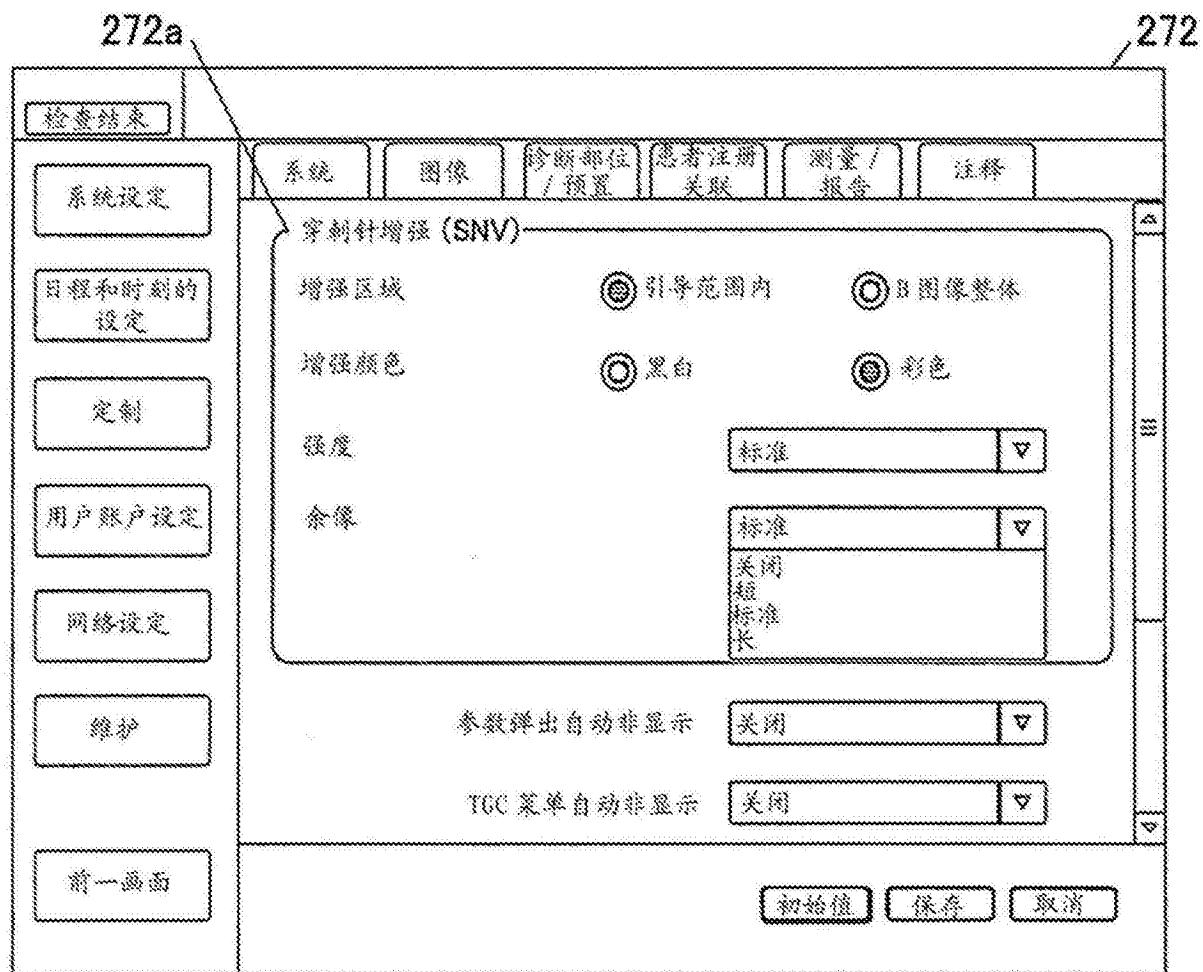


图8

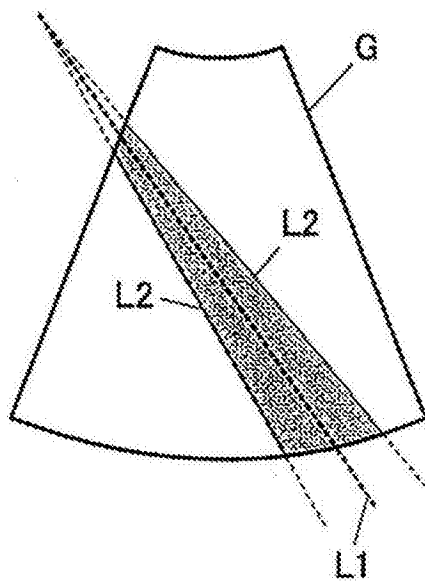


图9A

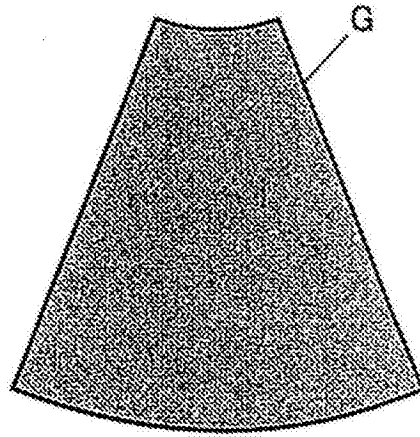


图9B

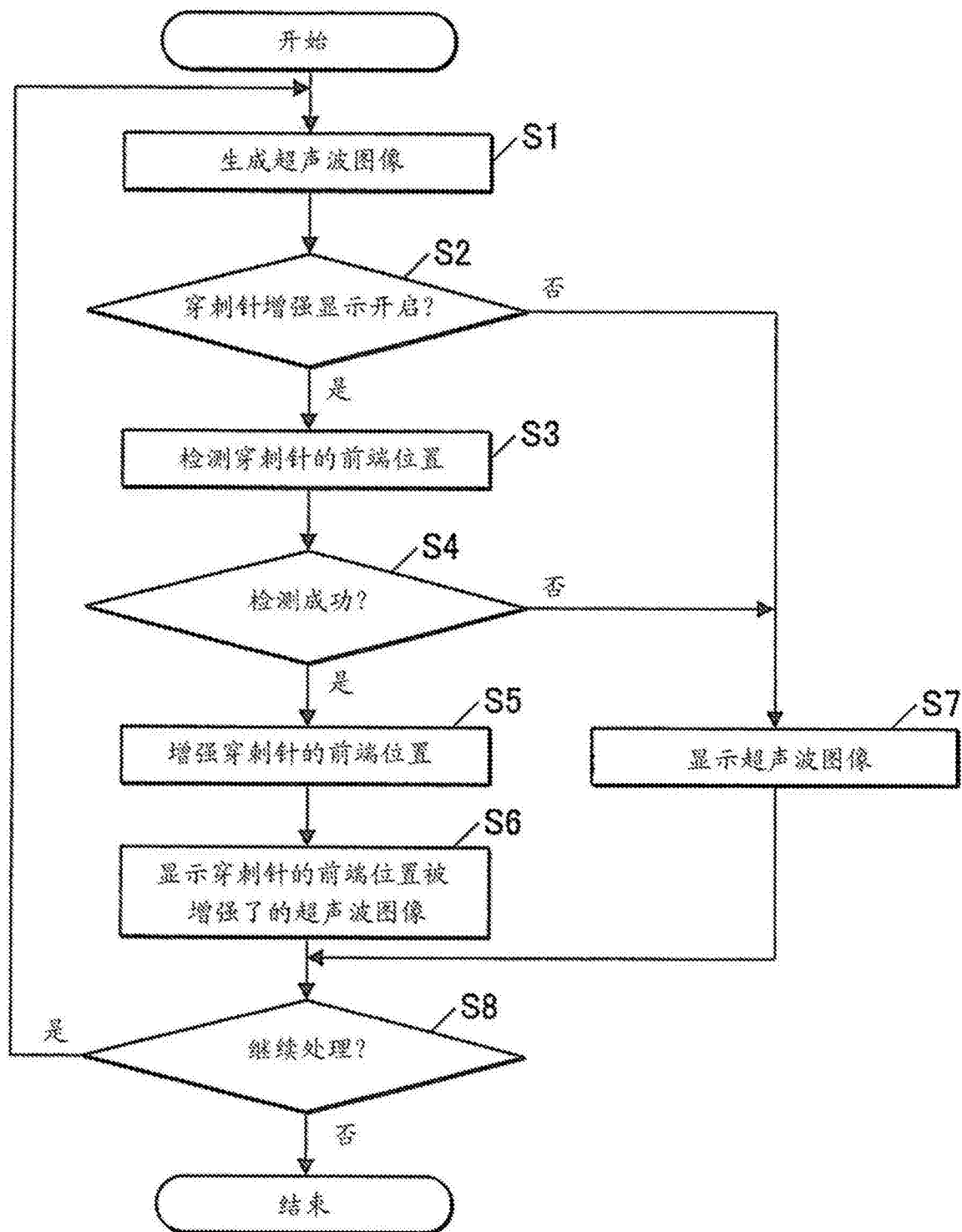


图10

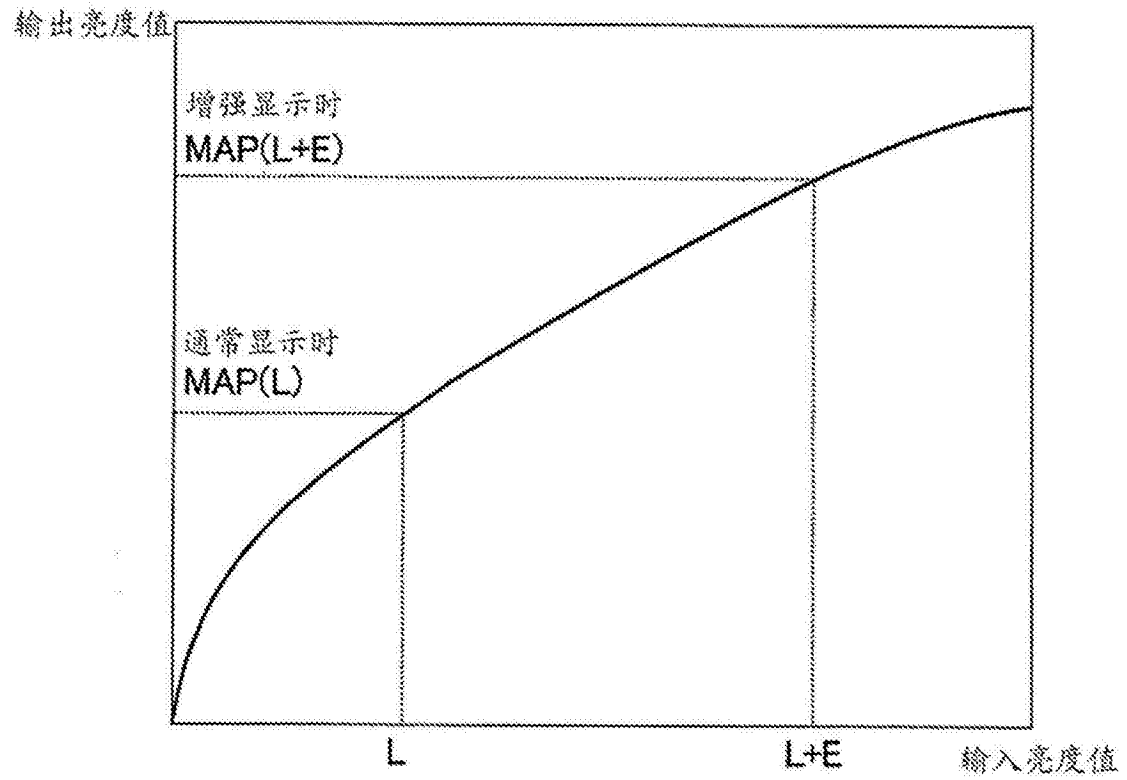


图11

专利名称(译)	超声波图像诊断装置以及超声波图像显示方法		
公开(公告)号	CN104970827B	公开(公告)日	2017-12-12
申请号	CN201510164675.4	申请日	2015-04-09
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	齐藤雅纮 川端章裕		
发明人	齐藤雅纮 川端章裕		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/5215 A61B2017/3413		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2014080334 2014-04-09 JP		
其他公开文献	CN104970827A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波图像诊断装置和超声波图像显示方法。本发明所涉及的超声波图像诊断装置具备：超声波探头，通过驱动信号而向刺入了穿刺针的被检体输出发送超声波，且接收来自所述被检体的反射超声波并输出所得到的接收信号；图像生成部，基于从所述超声波探头输出的接收信号，生成超声波图像；选择部，在所述超声波图像中选择对所述穿刺针的一部分的图像进行增强显示的范围；穿刺针位置检测部，基于所述接收信号或者所述超声波图像，检测所述穿刺针的一部分的图像；增强处理部，在由所述选择部选择出的范围内，对由所述穿刺针位置检测部检测到的所述穿刺针的一部分的图像进行增强；以及显示部，显示所述穿刺针的一部分的图像被增强了的超声波图像。

