



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103202709 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 17

(21) 申请号 201210486990. 5

(22) 申请日 2012. 11. 26

(30) 优先权数据

2012-006038 2012. 01. 16 JP

(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 金山侑子 神山直久

(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)

A61B 8/06 (2006. 01)

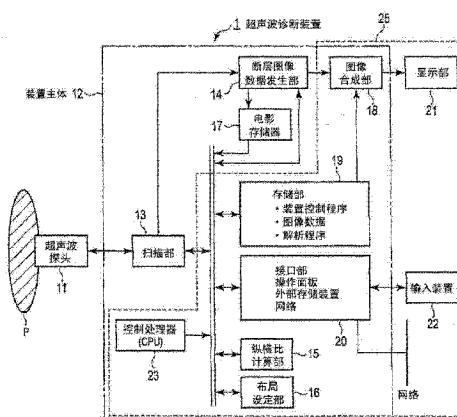
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像并列显示方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像并列显示方法。用于提供一种根据所取得的超声波图像来设定最佳的显示布局的超声波诊断装置。本实施方式涉及的超声波诊断装置具备：具有多个振子的超声波探头；经由超声波探头，以超声波束对被检体进行扫描的扫描部；基于扫描部的输出来产生多个断层图像的数据的断层图像数据产生部；基于断层图像的显示框的纵横比或者上述断层图像的尺寸、和断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局的布局设定部；以及按照所设定的显示布局对断层图像进行显示的显示部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头,具有多个振子;
扫描部,经由上述超声波探头,以超声波束对被检体进行扫描;
断层图像数据产生部,基于上述扫描部的输出来产生多个断层图像的数据;
布局设定部,基于上述断层图像的显示框的纵横比或者上述断层图像的尺寸、和上述断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局;以及
显示部,按照设定的上述显示布局来显示上述断层图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述布局设定部设定将2个断层图像左右并列显示的第1布局和将2个断层图像上下并列显示的第2布局中的任意一个布局作为上述特定的布局。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具备显示区域决定部,该显示区域决定部基于上述断层图像的数据,将上述断层图像的一部分决定为显示区域,
上述布局设定部基于上述显示区域的尺寸或者纵横比、和上述断层图像的同时显示张数,来设定上述特定的显示布局,
上述显示部按照设定的上述显示布局,来显示与上述显示区域对应的一部分的上述断层图像。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述显示区域决定部基于上述断层图像的像素值来决定上述显示区域的下端、左端、右端中的至少一个。
5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述显示区域决定部基于与上述断层图像的数据有关的 S/N 比,来决定上述显示区域的下端、左端、右端中的至少一个。
6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述断层图像的数据是原始数据,
上述显示区域决定部基于沿着扫描线的上述原始数据的 S/N 比,来决定上述显示区域的下端、左端、右端中的至少一个。
7. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述显示区域决定部将上述断层图像分割成多个区块,按每个上述区块决定 S/N 比的代表,基于决定的上述 S/N 比的代表,来决定上述显示区域的下端、左端、右端中的至少一个。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述纵横比是上述断层图像中的纵向长度与横向长度之比。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述纵横比是上述断层图像中的纵向的像素数与横向的像素数之比。
10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述纵横比是将上述断层图像放大显示后得到的放大断层图像的显示框中的纵向长度与横向长度之比。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备存储部,该存储部对与上述被检体有关的多个医用图像进行存储,

上述布局设定部基于将上述医用图像与上述断层图像一起同时显示的同时显示张数和上述断层图像或者上述医用图像的显示框的纵横比,来设定上述特定的显示布局,

上述显示部按照设定的上述显示布局将上述断层图像与上述医用图像一起显示。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述布局设定部基于上述断层图像中的方位角或者图像宽度、上述断层图像的视野深度、上述同时显示张数,来设定上述特定的显示布局。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述布局设定部基于对上述被检体发送的发送频率,来设定上述特定的显示布局。

14. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

存储部,对与被检体内部有关的多个断层图像的数据进行存储;

布局设定部,基于上述断层图像的显示框的纵横比或者上述断层图像的尺寸、和上述断层图像的同时显示张数,来设定特定的显示布局;以及

显示部,按照设定的上述显示布局来显示上述断层图像。

15. 一种医用图像并列显示方法,其特征在于,

产生与被检体内部有关的多个断层图像的数据,

基于上述断层图像的显示框的纵横比或者上述断层图像的尺寸、和上述断层图像的同时显示张数来设定上述特定的显示布局,

按照设定的上述显示布局来显示上述断层图像。

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像并列显示方法

[0001] 本申请基于 2012 年 1 月 16 日在日本申请的申请号为 2012-6038 的申请主张优先权,将其全部内容援引到本说明书中。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像并列显示方法。

背景技术

[0003] 以往,超声波诊断装置能够通过将超声波探头触碰到被检体表面的简单操作,来实时显示心脏的搏动、胎儿的蠕动等的样子。并且,由于超声波诊断装置和其他的医用图像诊断装置相比,安全性较高,所以能够反复执行检查。另外,超声波诊断装置比 X 射线诊断装置、X 射线计算机断层拍摄装置、磁共振成像装置、核医学诊断装置等其他的医用图像诊断装置小。因此,超声波诊断装置通过移动到床旁(bedside),能够简便地执行检查。并且,由于不会暴露在 X 射线等的辐射之下,所以超声波诊断装置在产科以及家庭医疗等中也能够使用。

[0004] 近年来,伴随着高频探头的开发、以及图像处理技术的发展,超声波诊断装置的分辨率显著提高。伴随着该分辨率的提高,近年来超声波诊断装置在整形外科领域中的利用急剧增加。作为整形外科中的诊断的一个例子,存在将通过利用超声波诊断装置分别对被检体的左右的相同部位(例如臂、足等)进行扫描而产生的 2 张超声波图像并列显示于一个画面的情况。即,通过将被检体的左右的相同部位并列显示于一个画面,能够再三进行患侧与健侧的比较。另外,还存在在疾病部位附近改变角度而拍摄到的 2 个断层图像被并列显示的情况。

[0005] 此时,2 个断层图像被并列显示在显示画面上的左右。但是,当特别观察乳腺区域以及在整形外科中观察表在区域时,如图 8 所示,大多着眼于从被检体表面起的深度为 1 至 3cm 左右的极浅的区域。该情况下,为了执行左右并列显示,例如需要如图 9 那样,以规定的宽度使显示图像的左右端部不显示,以便收敛在显示画面的显示区域。另外,如图 10 所示,为了针对扫描范围的整个视场角执行左右并列显示,需要使断层图像缩小。总之,由于在显示画面的下半区域什么都不显示,所以存在不能有效使用显示画面的问题。

[0006] 在显示画面上,对于 2 个断层图像的左右并列显示和上下并列显示而言,由超声波诊断装置预先设定为任意一个并列显示。此时,操作者为了设定所希望的并列显示,需要经由输入装置来输入设定的变更。另外,在能够选择左右并列显示和上下并列显示的情况下,需要操作者经由输入装置来选择任意一方的显示。另一方面,在整形外科的超声波诊断的检查中,希望能够以进行触诊的感觉来轻松地执行超声波诊断装置的操作。另外,在整形外科的领域中,由于不习惯超声波诊断装置的操作的操作者很多,所以想要尽量减少细微的按钮操作来完成超声波诊断的检查这一要求提高。另外,尽量减少输入装置中使用的按钮的数量那样的要求正在增多。在整形外科的超声波检查中,希望迅速进行诊断。因此,大

多省略用于设定图像显示的细微的操作而进行诊断。此时,存在没有从标准的图像显示设定进行变更而在将显示区域保持很大的状态下显示全身的运动器官来进行诊断的情况。

[0007] 鉴于上述情况,每当执行 2 个断层图像的左右并列显示和上下并列显示时,都存在操作者不得不执行细微的按钮操作的问题。并且,虽然操作者所希望的超声波图像的显示区域能够根据检查的状况大幅改变,但存在不变更显示区域而总保持原样的问题。另外,存在显示区域的设定对操作者造成负担的问题。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于,提供一种能够对应于所取得的超声波图像来设定最佳的显示布局的超声波诊断装置。

[0009] 本实施方式涉及的超声波诊断装置具备:具有多个振子的超声波探头;经由超声波探头,以超声波束对被检体进行扫描的扫描部;基于扫描部的输出来产生多个断层图像的数据的断层图像数据产生部;基于断层图像的显示框的纵横比或者断层图像的尺寸、和断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局的布局设定部;以及按照所设定的显示布局来显示上述断层图像的显示部。

[0010] 可以提供一种对应于所取得的超声波图像来设定最佳的显示布局的超声波诊断装置。

附图说明

[0011] 图 1 是表示第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0012] 图 2 是表示第 1 实施方式涉及的扫描部的构成的一个例子的构成图。

[0013] 图 3 表示第 1 实施方式涉及的断层图像数据产生部的构成的一个例子的构成图。

[0014] 图 4 是表示第 1 实施方式涉及的、基于所产生的断层图像的纵横比、和图像的同时显示张数来从多个显示布局中设定特定的显示布局的步骤的流程图。

[0015] 图 5 是表示第 1 实施方式涉及的、以特定的显示布局显示 2 张断层图像的一个例子的图。

[0016] 图 6 是表示第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的一个例子的图。

[0017] 图 7 是表示第 2 实施方式涉及的、基于所产生的断层图像的数据来决定断层图像的显示区域,并基于所决定的显示区域的纵横比、和图像的同时显示张数来从多个显示布局中设定特定的显示布局的步骤的流程图。

[0018] 图 8 是表示以往的超声波图像的一个例子的图。

[0019] 图 9 是表示以往的 2 图像并列显示涉及的、使显示图像的左右端部不显示的断层图像的一个例子的图。

[0020] 图 10 是表示以往的 2 图像并列显示涉及的、为了显示扫描范围的整个视场角而缩小了的断层图像的一个例子的图。

[0021] 图中:1…超声波诊断装置,11…超声波探头,12…装置主体,13…扫描部,14…断层图像数据产生部,15…纵横比计算部,16…布局设定部,17…电影存储器(cine memory),18…图像合成部,19…存储部,20…接口部,21…显示部,22…输入装置,23…控制处理器(CPU),24…显示区域决定部,25…第 1 实施方式的医用图像处理装置,26…第 2 实施方式

的医用图像处理装置,131…超声波发送单元,131A…脉冲发生器,131B…发送延迟电路,131C…脉冲发生器电路,132…超声波接收单元,132A…前置放大器,132B…接收延迟电路,132C…加法器,141…B 模式处理单元,142…多普勒处理单元,143…图像生成单元。

具体实施方式

[0022] 超声波诊断装置包括:超声波探头、扫描部、断层图像数据产生部、布局设定部和显示部。超声波探头具有多个振子。扫描部借助超声波探头通过超声波束对被检体进行扫描。断层图像数据产生部基于扫描部的输出来产生多个断层图像的数据。布局设定部基于断层图像的显示框的纵横比或者断层图像的尺寸、和断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局。显示部按照所设定的显示布局来显示上述断层图像。

[0023] 以下,参照附图对本实施方式涉及的超声波诊断装置进行说明。其中,在以下的说明中,对具有大致相同构成的构成要素赋予相同的附图标记而仅在必要的情况下进行重复说明。

[0024] (第 1 实施方式)

[0025] 图 1 是表示第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的构成的构成图。如该图所示,超声波诊断装置 1 具有:超声波探头 11;装置主体 12;显示部 21;和与装置主体 12 连接,用于将来自操作者的各种指示、命令、信息取入到装置主体 12 的输入装置 22。并且,本超声波诊断装置 1 上还可以经由后述的接口部 20 而连接以心电图仪、心音仪、脉搏仪、呼吸传感器为代表的未图示的生物体信号计测部以及网络。此外,超声波诊断装置 1 还可以具有未图示的位置检测部。

[0026] 超声波探头 11 具有多个压电振子、匹配层、和在多个压电振子的背面侧设置的密封材料。多个压电振子是压电陶瓷等声/电可逆的变换元件。多个压电振子被并列装备在超声波探头 11 的前端。需要说明的是,对一个压电振子构成一个信道的情况进行说明。

[0027] 压电振子响应于后述的扫描部 13 中的由超声波发送单元 131 供给的驱动信号来产生超声波。如果经由超声波探头 11 向被检体 P 发送了超声波,则所发送的超声波(以下称为发送超声波)由被检体内的生物体组织中的声阻抗的不连续面反射。压电振子接收被反射的超声波,产生回波信号。回波信号的振幅取决于与超声波的反射有关的不连续面为边界的声阻抗之差。另外,在发送超声波被移动的血流、以及心脏壁等的表面反射的情况下的回波信号的频率基于多普勒效应,取决于移动体(血流以及心脏壁的表面)的超声波发送方向的速度分量而偏移。

[0028] 以下,对超声波探头 11 是以一维阵列来进行二维扫描的探头的情况进行说明。此外,超声波探头 11 也可以是使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向摆动来执行三维扫描的机械四维探头。另外,超声波探头 11 并不限于机械四维探头,也可以是二维阵列探头。

[0029] 为了对被检体 P 高效地进行超声波的收发,在多个压电振子的超声波放射面侧设有匹配层。密封材料防止超声波向压电振子的后方传播。

[0030] 此外,超声波探头 11 也可以具有位置传感器,来取得以规定位置为基准的超声波探头 11 的位置信息。规定位置例如是超声波诊断装置 1 的装置主体 12 的位置。其中,规定位置能够基于操作者经由后述的输入装置 22 作出的指示来适当调整。例如可以将输

入装置 22 接收到输入时的超声波探头 11 的位置定义为规定位置。此外,规定位置也可以是首先与被检体 P 的体表面抵接的位置。

[0031] 位置检测部利用从位置传感器输出的探头位置信息,来检测以规定位置为基准的超声波探头 11 的位置、和超声波探头 11 的朝向。具体而言,位置检测部在以规定位置为基准的绝对坐标系上决定超声波探头 11 的位置和朝向。以下,将绝对坐标系上的超声波探头 11 的位置和朝向统称为探头坐标。位置检测部将探头坐标输出给后述的图像生成单元 143 等。

[0032] 装置主体 12 具有:扫描部 13、断层图像数据产生部 14、纵横比计算部 15、布局设定部 16、电影存储器 17、图像合成部 18、存储部 19、接口部 20、控制处理器(中央运算处理装置:Central Processing Unit:以下称为 CPU) 23。

[0033] 图 2 是表示扫描部 13 的构成的一个例子的图。扫描部 13 具有超声波发送单元 131 和超声波接收单元 132。超声波发送单元 131 根据后述的 CPU23 的控制,向超声波探头 11 中的多个压电振子分别供给驱动信号。

[0034] 具体而言,超声波发送单元 131 具有脉冲发生器 131A、发送延迟电路 131B、和脉冲发生器电路 131C。脉冲发生器 131A 以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1 / f_r$ 秒) 反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。所产生的速率脉冲被分配给信道数而发送给发送延迟电路 131B。

[0035] 发送延迟电路 131B 按多个信道每一个将发送超声波收敛成束状,并且将用于决定发送指向性所必要的延迟时间(以下称为发送延迟时间)赋予给各速率脉冲。发送超声波的发送方向或者发送延迟时间(以下称为发送延迟模式)被存储到后述的存储部 19 中。存储部 19 中存储的发送延迟模式被后述的 CPU23 在超声波的发送时参照。脉冲发生器电路 131C 以基于该速率脉冲的定时,向超声波探头 11 的每个振子施加电压脉冲(驱动信号)。由此,超声波束被向被检体 P 发送。

[0036] 超声波接收单元 132 具有:前置放大器 132A、未图示的模拟数字(Analog to digital(以下称为 A / D))变换器、接收延迟电路 132B、加法器 132C。前置放大器 132A 按每个信道对经由超声波探头 11 获取的来自被检体 P 的回波信号进行放大。A / D 变换器将被放大后的接收回波信号变换成数字信号。

[0037] 接收延迟电路 132B 对被变换成数字信号的接收回波信号赋予为了决定接收指向性所必要的延迟时间(以下称为接收延迟时间)。回波信号的接收方向或者接收延迟时间(以下称为接收延迟模式)被存储在后述的存储部 19 中。存储部 19 中存储的接收延迟模式被后述的 CPU23 在超声波的接收时参照。加法器 132C 将被赋予了延迟时间后的多个回波信号相加。通过该相加,超声波接收单元 132 产生对来自与接收指向性对应的方向的反射分量进行了强调的接收信号(也称为 RF (radiofrequency) 信号)。由该发送指向性和接收指向性决定超声波收发的综合性指向性。通过该综合性指向性来决定超声波束(所谓的“超声波扫描线”)。

[0038] 图 3 是表示断层图像数据产生部 14 的构成的一个例子的图。断层图像数据产生部 14 具有 B 模式处理单元 141、多普勒处理单元 142、图像生成单元 143。断层图像数据产生部 14 产生断层图像数据。断层图像数据是指后述的原始数据以及后述的超声波图像的数据。

[0039] B 模式处理单元 141 具有未图示的包络线检波器、对数变换器等。包络线检波器针对从扫描部 13 输出的接收信号执行包络线检波。包络线检波器将被进行了包络线检波后的信号输出给后述的对数变换器。对数变换器针对被进行了包络线检波后的信号进行对数变换,相对地强调较弱的信号。B 模式处理单元 141 基于被对数变换器强调后的信号,来产生各扫描线以及各超声波收发中的每个深度的信号值(B 模式数据)。

[0040] 此外,在超声波探头 11 是机械四维探头的情况或是二维阵列探头的情况下,B 模式处理单元 141 可以产生由在被扫描区域中的方位(Azimuth)方向、垂直(Elevation)方向、深度方向(以下称为目标(Range)方向)分别对应排列的多个信号值构成的三维 B 模式数据。目标方向是扫描线上的深度方向。方位方向例如是沿着 1 维超声波振子的排列方向的电子扫描方向。垂直方向是 1 维超声波振子的机械式摆动方向。

[0041] 此外,三维 B 模式数据也可以是将多个像素值或者多个亮度值等沿着扫描线在方位方向、垂直方向、目标方向分别对应排列而成的数据。另外,三维 B 模式数据还可以是与在被扫描区域中预先设定的关心区域(RegionOf Interest:以下称为 ROI)有关的数据。另外,B 模式处理单元 141 可以取代三维 B 模式数据而产生体数据。以下,将由 B 模式处理单元 141 产生的数据统一称为 B 模式数据。

[0042] 多普勒处理单元 142 具有未图示的混频器、低通滤波器(Low PassFilter:以下称为 LPF)、速度 / 方差 / 功率运算器件等。混频器对从扫描部 13 输出的接收信号乘以具有与发送频率相同的频率 f_0 的基准信号。通过该相乘,可得到多普勒偏移频率 f_d 的分量的信号和具有 $(2f_0 + f_d)$ 的频率分量的信号。LPF 将来自混频器的具有 2 种频率分量的信号中较高的频率分量 $(2f_0 + f_d)$ 的信号除去。多普勒处理单元 142 通过将较高的频率分量 $(2f_0 + f_d)$ 的信号除去,来产生具有多普勒偏移频率 f_d 的分量的多普勒信号。

[0043] 此外,为了产生多普勒信号,多普勒处理单元 142 也可以使用正交检波方式。此时,接收信号(RF 信号)被正交检波而变换成 IQ 信号。多普勒处理单元 142 通过对 IQ 信号进行复数傅立叶变换,来产生具有多普勒偏移频率 f_d 的分量的多普勒信号。多普勒信号例如是由血流、组织、造影剂引起的回波分量。

[0044] 速度 / 方差 / 功率运算器件具有未图示的 MTI (Moving TargetIndicator) 滤波器、自相关运算器等。MTI 滤波器针对所产生的多普勒信号将因脏器的呼吸性移动、搏动性移动等而引起的多普勒分量(杂乱回波分量)除去。自相关运算器针对被 MTI 滤波器仅提取出血流信息后的多普勒信号计算出自相关值。自相关运算器基于计算出的自相关值来计算血流的平均速度值、方差值、多普勒信号的反射强度等。速度 / 方差 / 功率运算器件根据基于多个多普勒信号的血流的平均速度值、方差值、多普勒信号的反射强度等,产生彩色多普勒数据。以下,将多普勒信号与彩色多普勒数据统一称为多普勒数据。

[0045] 另外,将多普勒数据与 B 模式数据统一称为原始数据(Raw Data)。此外,原始数据也可以是回波信号中基于发送超声波的高次谐波分量的 B 模式数据、以及与被检体内的生物体组织有关的弹性数据。B 模式处理单元 141 以及多普勒处理单元 142 将产生的原始数据向图像生成单元 143 输出。

[0046] 此外,B 模式处理单元 141 以及多普勒处理单元 142 也可以将产生的原始数据输出给后述的纵横比计算部 15。另外,B 模式处理单元 141 以及多普勒处理单元 142 还能够将产生的原始数据输出给后述的电影存储器 17。

[0047] 图像生成单元 143 具有未图示的数字扫描转换器(Digital ScanConverter;以下称为 DSC)。图像生成单元 143 针对 DSC 执行坐标变换处理(重采样)。坐标变换处理例如是将由原始数据构成的超声波扫描的扫描线信号列变换成以电视机等为代表的一般视频格式的扫描线信号列的处理。紧接着坐标变换处理,图像生成单元 143 针对 DSC 执行插值处理。插值处理是利用相邻的扫描线信号列中的原始数据,在扫描线信号列间对数据进行插值的处理。

[0048] 图像生成单元 143 通过针对原始数据执行坐标变换处理和插值处理,来生成作为显示图像的超声波图像。此外,图像生成单元 143 也可以具有对与生成的超声波图像对应的数据(以下称为图像数据)进行存储的图像存储器。图像生成单元 143 将图像数据输出给后述的纵横比计算部 15 以及图像合成部 18。以下,将使用 B 模式数据而产生的超声波图像称为 B 模式图像。另外,将使用多普勒数据而产生的超声波图像称为多普勒图像。在以下的说明中,将 B 模式图像以及多普勒图像统一称为断层图像。

[0049] 此外,图像生成单元 143 也可以使所产生的超声波图像附带根据由未图示的位置检测部输出的探头坐标而决定的被检体 P 的截面的位置信息。也可以通过将预先利用其他医用图像装置产生的体数据存储在所述的存储部 19 中,使得图像生成单元 143 根据该体数据和被检体 P 的截面的位置信息来生成与所生成的超声波图像的截面位置对应的医用图像。

[0050] 纵横比计算部 15 取得由后述的显示部 21 显示的超声波图像的显示框的尺寸。具体而言,例如若执行 2 图像并列显示的指示被操作者经由输入装置 22 输入,则纵横比计算部 15 取得所显示的超声波图像的显示框的纵长度和横长度。执行 2 图像并列显示的指示例如是对并列显示 2 个医用图像的图像并列显示模式的输入按钮的操作。此外,图像并列显示模式并不限定于 2 个图像。图像并列显示模式能够以任意的张数来使图像并列。此外,经由输入装置 22 输入的信息也可以取代指示 2 图像并列显示的信息,而是同时并列显示的图像的张数(以下称为同时显示张数)。另外,同时显示张数并不限定于 2 张。以下,为了简化说明,将经由输入装置 22 输入的同时显示张数设为 2 张。此外,纵横比计算部 15 也可以取得由图像生成单元 143 生成的超声波图像的显示框的尺寸。另外,纵横比计算部 15 还可以取代超声波图像而取得图像生成单元 143 所生成的医用图像的显示尺寸。其中,上述医用图像也可以在后述的布局的设定中使用。

[0051] 纵横比计算部 15 计算出显示尺寸的纵长度相对显示尺寸的横长度之比(以下称为纵横比)。此外,纵横比计算部 15 也可以计算出横长度相对纵长度之比。纵横比计算部 15 将计算出的纵横比输出给后述的布局设定部 16。此外,纵横比计算部 15 也可以取得超声波图像的显示框的尺寸中的纵向的像素数与横方向的像素数来作为纵横比。此时,作为纵横比,纵横比计算部 15 计算出纵向的像素数相对横方向的像素数之比。在超声波图像被放大显示的情况下,纵横比计算部 15 针对被放大显示的超声波图像的显示区域计算纵横比。

[0052] 布局设定部 16 在未图示的存储器中存储与同时显示张数对应的阈值(以下称为同时显示阈值)。若经由输入装置 22 被输入同时显示张数,则布局设定部 16 从存储器中读出与同时显示张数对应的同时显示阈值。布局设定部 16 将纵横比与同时显示阈值进行比较。此外,同时显示阈值也可以被存储在所述的存储部 19。

[0053] 例如,在纵横比为同时显示阈值以上的情况下,布局设定部 16 从存储部 19 中预先

存储的多个显示布局中将特定的显示布局设定为用于显示多个断层图像的布局。多个显示布局例如是左右并列排列的 n 个图像的显示 (n 为 2 以上的整数)、上下并列排列的 m 个图像的显示布局 (m 为 2 以上的整数)等。特定的显示布局例如是对左右并列 2 图像进行显示的显示布局(以下称为左右并列布局)。布局设定部 16 向后述的 CPU23 输出使所设定的左右并列布局从存储部 19 输出给图像合成部 18 的指示。

[0054] 另外,在纵横比小于同时显示阈值的情况下,布局设定部 16 根据预先在存储部 19 中存储的多个显示布局来设定特定的显示布局。特定的显示布局例如是对上下并列 2 图像进行显示的显示布局(以下称为上下并列布局)。布局设定部 16 向后述的 CPU23 输出使所设定的上下并列布局从存储部 19 向图像合成部 18 输出的指示。

[0055] 其中,上述说明是纵横比为纵长度相对横长度之比的情况的说明。在使用了横长度相对纵长度之比作为纵横比的情况下,上述说明变为以下的说明。

[0056] 在纵横比为同时显示阈值以上的情况下,布局设定部 16 从多个显示布局中将上下并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。布局设定部 16 向后述的 CPU23 输出使所设定的上下并列布局从存储部 19 输出给图像合成部 18 的指示。在纵横比小于同时显示阈值的情况下,布局设定部 16 从存储部 19 中存储的多个显示布局中将左右并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。布局设定部 16 向后述的 CPU23 输出使所设定的左右并列布局从存储部 19 输出给图像合成部 18 的指示。

[0057] 此外,布局设定部 16 还能够基于断层图像的尺寸和断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局。断层图像的尺寸例如是断层图像的显示框的纵长度与横长度。具体而言,布局设定部 16 确定纵长度与横长度中较短的长度。布局设定部 16 将在较短长度的方向(纵或者横)上遍及被输入的同时显示张数地并列显示多个断层图像的显示布局设定为用于显示多个断层图像的布局。

[0058] 此外,布局设定部 16 也可以取代根据预先存储的多个显示布局来设定特定的显示布局的动作,而进行基于纵横比和同时显示张数的信息每次计算并生成特定的显示布局的动作。

[0059] 另外,布局设定部 16 也能够基于断层图像中的方位角或者图像宽度、断层图像的视野深度(日文:視野深度)、同时显示张数,来设定特定的显示布局。首先,对基于断层图像中的方位角、断层图像的视野深度、同时显示张数来设定特定的显示布局的情况进行说明。

[0060] 在断层图像是具有扇形形状的 B 模式图像的情况下,布局设定部 16 从扫描部 13 取得断层图像的视野深度和方位角。在视野深度大且方位角小的情况下,布局设定部 16 将左右并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。另外,在视野深度小且方位角大的情况下,布局设定部 16 将上下并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。

[0061] 接下来,针对基于断层图像中的图像宽度、断层图像的视野深度、同时显示张数来设定特定的显示布局的情况进行说明。例如在超声波探头 11 是将振子 1 维直线排列而成的线性探头的情况下,图像宽度相当于断层图像的宽度。

[0062] 布局设定部 16 从扫描部 13 取得断层图像的视野深度和图像宽度。在视野深度大且图像宽度小的情况下,布局设定部 16 将左右并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。另外,在视野深度小且图像宽度大的情况下,布局设定部 16 将上下并列布局设定为用于显示多个断层图像的布局。

[0063] 另外,布局设定部 16 也可以基于对被检体 P 发送的超声波的中心频率(以下称为发送频率)等诊断参数,来设定特定的显示布局。具体而言,布局设定部 16 在未图示的存储器中存储针对发送频率的阈值(以下称为频率阈值)。布局设定部 16 将发送频率与频率阈值进行比较。在发送频率大于频率阈值的情况下,布局设定部 16 将上下并列布局设定为特定的显示布局。由此,在发送频率大于频率阈值的情况下,关于断层图像浅的部分,执行上下并列显示。频率阈值例如是在被检体 P 中,对从振子到某个一定的深度为止的部位进行图像化时所使用的频率。

[0064] 其中,频率阈值以及发送频率可以经由后述的输入装置 22 被输入。另外,在已经进行了左右并列显示之际,布局设定部 16 也可以将发送频率被设定或者输入为高于频率阈值的频率作为契机,将上下并列布局设定为特定的显示布局。

[0065] 电影存储器 17 例如是对与即将进行冻结之前的多个帧对应的超声波图像进行保存的存储器。通过连续显示(电影显示)该电影存储器中存储的图像,还能够显示超声波动态图像。

[0066] 图像合成部 18 对超声波图像合成各种参数的文字信息以及刻度等。图像合成部 18 将合成后的超声波图像输出给显示部 21。图像合成部 18 按照由存储部 19 输出的特定的显示布局,生成将纵横比的计算所使用的超声波图像、与由图像生成单元 143 生成的超声波图像并列显示了的并列图像。例如,纵横比的计算所使用的超声波图像是被实时显示或者更新的超声波图像中的经由输入装置 22 被进行冻结操作时的超声波图像。由图像生成单元 143 生成的超声波图像例如是被实时显示或者更新的超声波图像。此外,图像合成部 18 也可以按照由存储部 19 输出的特定的显示布局,生成将纵横比的计算所使用的超声波图像(被实时更新的超声波图像)与电影存储器 17 中存储的图像并列显示了的并列图像。此时,电影存储器中存储的图像被电影显示(循环再生)。

[0067] 此外,并列图像中的 2 种超声波图像也可以是模式不同的超声波图像。例如,纵横比的计算所使用的超声波图像可以是经由输入装置 22 被冻结操作时的 B 模式图像,由图像生成单元 143 生成的图像可以是多普勒图像。图像合成部 18 将生成的并列图像输出给后述的显示部 21。

[0068] 此外,图像合成部 18 也可以按照特定的显示布局,生成将纵横比的计算所使用的超声波图像与和被检体 P 有关的多个医用图像中被操作者选择的医用图像并列显示了的并列图像。医用图像例如是由 X 射线诊断装置、X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置、核医学诊断装置等其他的医用图像诊断装置产生的被检体 P 的过去的医用图像。此外,图像合成部 18 也可以按照由存储部 19 输出的特定的显示布局,生成将纵横比的计算所使用的超声波图像、与和纵横比的计算所使用的超声波图像的断面位置对应的医用图像并列显示了的并列图像。所生成的与超声波图像相同断层摄影的医用图像可以经由后述的接口部 20 从其他的医用图像诊断装置、或者医用图像保管通信系统(Picture Archiving and Communication System;以下称为 PACS)下载。

[0069] 存储部 19 存储下述信息:聚焦深度不同的多个接收延迟模式以及多个发送延迟模式、本超声波诊断装置 1 的控制程序、诊断协议、收发条件等各种数据组、由断层图像数据产生部 14 产生的原始数据以及超声波图像、与纵横比的计算有关的算法、多个显示布局、由其他医用图像诊断装置产生的与被检体 P 有关的多个医用图像以及体数据、与所生

成的超声波图像的断面位置对应的被检体 P 的过去的多个医用图像、生成与使用所存储的体数据和被检体断面的位置信息而生成的超声波图像的断面位置对应的医用图像的算法、同时显示阈值等。

[0070] 接口部 20 是与输入装置 22、网络、未图示的外部存储装置以及生物体信号计测部有关的接口。由装置主体 12 获得的超声波图像等数据以及解析结果等能够经由接口部 20 和网络传送给其他的装置。此外,接口部 20 也能够经由网络来下载由未图示的其他医用图像诊断装置取得的与被检体 P 有关的医用图像。

[0071] 显示部 21 基于图像合成部 18 的输出来显示 B 模式图像以及多普勒图像等超声波图像,或者并列图像等。其中,显示部 21 可以对所显示的图像执行亮度、对比度、动态范围、 γ 修正等的调整以及颜色映射(color map)的分配。

[0072] 输入装置 22 与接口部 20 连接,将来自操作者的各种指示、命令、信息、选择、设定取入到装置主体 12 中。输入装置 22 具有未图示的跟踪球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备对显示画面上显示的光标的坐标进行检测。输入设备将检测出的坐标输出给后述的 CPU23。此外,输入设备也可以是被设置成覆盖显示画面的触摸指令屏幕。该情况下,输入装置 22 对以电磁感应式、电磁致伸缩式、感压式等坐标读取原理被触摸指示的坐标进行检测,将检测出的坐标输出给 CPU23。另外,若操作者对输入装置 22 的结束按钮或者冻结按钮进行了操作,则超声波的收发结束,装置主体 12 处于一时停止状态。

[0073] 输入装置 22 向装置主体 12 输入规定位置的调整、图像并列显示模式的指示、同时显示张数等。输入设备例如具有用于输入图像并列显示模式的按钮(以下称为图像并列显示模式输入按钮)。

[0074] 若在显示部 21 上显示一个断层图像或者超声波图像时图像并列显示模式输入按钮被操作者按下,则显示部 21 上显示的断层图像从一个切换为多个(例如 2 个)。在该切换中,显示部 21 以由布局设定部 16 设定的特定的显示布局来显示多个断层图像。

[0075] 在以上下并列布局显示 2 个断层图像时,输入装置 22 还能够将一方的断层图像的显示框的纵向长度(以下称为显示深度)以任意的长度延长。如果显示深度被变更,则布局设定部 16 计算变更后的显示框的纵横比。纵横比以将纵向的长度除以横方向的长度而得到的值来定义。如果纵横比大,则显示框成为纵长形状。纵横比是表示显示框的纵长形状的参数。当因为显示深度被延长而使得显示框的纵横比超过预先决定的阈值,显示框的纵长度比横长度长时,布局设定部 16 将左右并列布局设定为特定的显示布局。显示部 21 以具有被延长后的显示深度的左右并列布局来显示 2 个断层图像。此时,另一个断层图像的显示深度与被延长后的显示深度相等。此外,在通过与先前所述的动作相反地使显示深度变浅,使得纵横比低于预先决定的值的情况下,布局设定部 16 将上下并列布局设定为特定的显示布局。

[0076] 另外,在以左右并列布局显示 2 个断层图像时,输入装置 22 还能够针对一方的断层图像的一部分输入用于进行放大显示的指示(例如 ZOOM 等)。若被输入了放大显示的指示,则布局设定部 16 计算放大后的显示框的纵横比。当放大后的显示区域的纵横比低于预先决定的阈值,显示框的纵长度比横长度短时,布局设定部 16 将上下并列布局设定为特定的显示布局。显示部 21 通过上下并列布局对被以相等的放大率放大后的 2 个断层图像的一部分进行显示。即,与一方的断层图像的一部分对应的另一方的断层图像的一部分被以

与针对一方的断层图像的一部分的放大率相同的放大率放大,通过上下并列布局与一方的断层图像的被放大后的一部分一起显示。此外,在与先前所述的动作相反地通过放大显示使显示区域的纵横比高于预先决定的值的情况下,布局设定部 16 将左右并列布局设定为特定的显示布局。

[0077] 此外,上述的实施方式中,表示了以显示框的纵长度变得比横长度长或者短为契机,布局设定部 16 决定特定的显示布局的例子,但实施方式并不限于该例。即使显示框为纵长的形状,布局设定部 16 也能够预先设定纵横比的阈值,以使选择上下并列布局。

[0078] CPU23 基于由操作者经由输入装置 22 输入的 B 模式与多普勒模式的选择、帧速率、被扫描深度、发送开始和结束,来读出存储部 19 中存储的发送延迟模式、接收延迟模式和装置控制程序。CPU23 按照读出的发送延迟模式、接收延迟模式、装置控制程序等对装置主体 12 以及超声波探头 11 进行控制。例如,CPU23 按照从存储部 19 中读出的与纵横比的计算有关的算法,来控制纵横比计算部 15。CPU23 从存储部 19 中读出由布局设定部 16 从多个显示布局中设定的特定的显示布局。CPU23 将读出的特定的显示布局输出给图像合成部 18。

[0079] (图像并列显示功能)

[0080] 图像并列显示功能是指基于和同时显示张数对应的同时显示阈值以及超声波图像的纵横比,从多个显示布局中设定特定的显示布局,按照所设定的特定的显示布局,将纵横比的计算所使用的超声波图像与被选择的医用图像并列显示的功能。以下,对与图像并列显示功能有关的处理(以下称为图像并列显示处理)进行说明。

[0081] 图 4 是表示图像并列显示处理的步骤的流程图。

[0082] 对被检体 P 发送超声波,产生被检体 P 的断层的超声波图像(以下称为断层图像)(步骤 Sa1)。所产生的断层图像被显示于显示部 21。经由输入装置 22,由操作者输入图像并列显示模式以及同时显示张数(步骤 Sa2)。此时,同时显示的医用图像可以经由输入装置 22 来选择。计算所显示的断层图像的显示框的纵横比(步骤 Sa3)。基于计算出的纵横比、被输入的同时显示张数和同时显示阈值,从多个显示布局中设定特定的显示布局(步骤 Sa4)。按照所设定的特定的显示布局,将所显示的断层图像与被选择的医用图像显示于显示部 21(步骤 Sa5)。

[0083] 图 5 是表示在步骤 Sa5 的处理中,以特定的显示布局(上下并列布局)在显示部 21 上显示的 2 张断层图像的一个例子的图。在图 5 的上下并列布局中,上段的超声波图像表示了被实时更新的图像。在图 5 的上下并列布局中,下段的超声波图像表示了被冻结操作时的超声波图像。

[0084] (变形例)

[0085] 与第 1 实施方式的不同之处在于:在显示部 21 所显示的超声波图像经由输入装置 22 被放大显示的情况下,使用被放大显示后的超声波图像的显示框的尺寸来计算纵横比。

[0086] 输入装置 22 输入用于对显示部 21 上显示的一个断层图像进行放大显示的指示(ZOOM:以下称为放大显示指示)。此外,除了放大显示指示之外,输入装置 22 还可以输入对显示部 21 上显示的一个断层图像的显示区域进行移动的指示(PAN:以下称为显示区域移动指示)。

[0087] 显示部 21 以放大显示指示的输入为契机,对所显示的断层图像进行放大显示。

显示部 21 以显示区域移动指示的输入作为契机,使所显示的断层图像的显示区域移动。

[0088] 若在放大显示后的断层图像(以下称为放大显示图像)正被显示部 21 显示的情况下,经由输入装置 22 输入了执行 2 图像并列显示的指示,则纵横比计算部 15 取得放大显示图像的显示框的尺寸。此外,若在使显示区域移动后的断层图像(以下称为显示区域移动态图像)正在被显示的情况下,经由输入装置 22 输入了执行 2 图像并列显示的指示,则纵横比计算部 15 也可以取得显示区域移动态图像的显示尺寸。以下,为了简化说明,说明纵横比计算部 15 对放大显示图像执行的处理。

[0089] 具体而言,纵横比计算部 15 取得由显示部 21 显示的放大显示图像的显示框的纵长度和横长度。纵横比计算部 15 使用所取得的横长度和纵长度来计算纵横比。纵横比计算部 15 将计算出的纵横比输出给布局设定部 16。

[0090] (图像并列显示功能)

[0091] 与第 1 实施方式中的图像并列显示功能的差异在于:在图 4 的流程图中,对步骤 Sa1 的处理与步骤 Sa2 的处理之间插入了以下的处理、以及步骤 Sa3 的处理被变更成下述处理。

[0092] 在步骤 Sa1 的处理与步骤 Sa2 的处理之间插入的处理是经由输入装置 22 使断层图像放大显示的处理。

[0093] 步骤 Sa3 的处理被变更成计算放大显示后的断层图像的显示框的纵横比的处理。

[0094] 根据以上所述的构成,能够获得以下的效果。

[0095] 根据本超声波诊断装置 1,能够基于所显示的断层图像的显示框的纵横比和同时显示张数,从多个显示布局中设定最适合并列显示的特定的显示布局,并根据所设定的特定的显示布局来显示多个断层图像。由此,若操作者输入了图像并列显示模式,则操作者不需要输入追加的细微的指示,使得操作性大幅提高。并且,能够在维持根据操作者的指示而被放大的断层图像的显示区域的状态下,显示多个断层图像。

[0096] 根据本超声波诊断装置 1,能够不变更图像并列显示模式中的预置地设定图像并列显示的最佳显示布局。因此,在观察各种部位的整形外科以及风湿科中,提高了超声波诊断的检查效率。并且,根据本超声波诊断装置 1,由于操作者对按钮的操作等少,所以即便是对超声波诊断装置 1 的操作不熟练的操作者,也能够执行与熟练者同样的图像并列显示。

[0097] 另外,根据本超声波诊断装置 1,还能够基于方位角、视野深度、发送频率等诊断参数来设定显示布局。由此,由于经由输入装置 22 的按钮操作等变少,所以即便是对超声波诊断装置 1 的操作不熟练的操作者,也能够执行与熟练者同样的图像并列显示。

[0098] 并且,根据本超声波诊断装置,例如在到显示区域的纵横比成为预先决定的值以上的程度为止,延长了以上下并列布局显示的 2 个断层图像中的一方断层图像的显示深度时,能够以延长后的显示深度设定左右并列布局。由此,在已经进行了并列显示时,也能够根据显示图像的尺寸变更,从上下并列布局向左右并列布局自动地设定特定的显示布局。

[0099] 并且,根据本超声波诊断装置,例如在针对以左右并列布局显示的 2 个断层图像中的一方断层图像的一部分输入了放大显示指示,放大显示区域的纵横比为预先决定的值以下的情况下,设定上下并列布局。由此,能够通过上下并列布局来显示被以相同的放大率放大的 2 个断层图像。

[0100] (第 2 实施方式)

[0101] 与第1实施方式的不同之处在于:基于由断层图像数据产生部14产生的图像数据或者原始数据,将显示部21所显示的断层图像的一部分决定为显示区域,基于所决定的显示区域的纵横比和同时显示张数,从多个显示布局中设定特定的显示布局,按照所设定的特定的显示布局,在所决定的显示区域显示断层图像。

[0102] 图6是表示第2实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的一个例子的图。

[0103] 显示区域决定部24基于由断层图像数据产生部14输出的断层图像的图像数据,来决定断层图像的显示区域。

[0104] 例如,显示区域决定部24将生成的断层图像中的多个像素值分别与第1阈值进行比较。显示区域决定部24确定具有比第1阈值小的像素值的多个像素。显示区域决定部24按由与断层图像的纵向平行排列的多个像素构成的多个列(以下称为多个像素列),对确定出的像素从断层图像的下端连续持续的长度(或者像素数)进行确定。显示区域决定部24将与多个像素列分别对应的多个长度中的最短的长度从断层图像的纵向长度减去。以下,将基于上述减去而得到的长度称为第1差分长。显示区域决定部24将从断层图像的上端离开了第1差分长的位置决定为断层图像的显示区域的下端。显示区域决定部24将断层图像的左右端作为显示区域的左右端,将断层图像的上端决定为显示区域的上端。

[0105] 显示区域决定部24将断层图像中的显示区域所包含的多个像素作为断面显示像,输出给电影存储器17、存储部19、显示部21。显示区域决定部24将断层图像中的显示区域所不含有的像素削除。此外,显示区域决定部24也可以将断层图像的显示区域所不含有的像素作为非显示区域,存储到存储部19中。此时,显示区域决定部24还能够通过使断面显示像与非显示区域结合,来生成原来的断层图像。

[0106] 另外,显示区域决定部24也可以取代像素值而使用亮度值或者与色相有关的值。此时,显示区域决定部24使用与第1阈值不同的第2阈值。此外,显示区域决定部24还能够通过将扫描线上的原始数据与不同于上述第1、第2阈值的第3阈值进行比较,来决定针对被以图像并列显示模式显示的断层图像的原始数据的显示区域。

[0107] 此外,显示区域决定部24按由与断层图像的横轴平行排列的多个像素构成的多个行(以下称为多个像素行),对所确定的像素从断层图像的左端连续持续的长度(或者像素数)进行确定。显示区域决定部24将与多个像素行分别对应的多个长度中的最短的长度从断层图像的横轴长度中减去。以下,将通过上述减去而得到的长度称为第2差分长。显示区域决定部24可以将断层图像的左端离开了第2差分长的位置决定为断层图像的显示区域的左端。

[0108] 另外,显示区域决定部24按多个像素行对所确定的像素从断层图像的右端连续持续的长度(或者像素数)进行确定。显示区域决定部24将与多个像素行分别对应的多个长度中的最短的长度从断层图像的横轴长度中减去。以下,将通过上述减去而得到的长度称为第3差分长。显示区域决定部24可以将断层图像的右端离开了第3差分长的位置决定为断层图像的显示区域的右端。

[0109] 纵横比计算部15取得由显示区域决定部24决定的断层图像的显示区域的尺寸。纵横比计算部15计算显示区域的纵长度相对显示区域的横长度之比(纵横比)。

[0110] 存储部19存储第1至第3阈值中与决定显示区域的方法对应的阈值。

[0111] (图像并列显示功能)

[0112] 图像并列显示功能是基于所产生的断层图像数据或者原始数据,将由显示部 21 显示的断层图像的一部分决定为显示区域,并基于所决定的显示区域的纵横比和同时显示张数,从多个显示布局中设定特定的显示布局,按照所设定的特定的显示布局,在所决定的显示区域显示断层图像的功能。以下,对图像并列显示功能的处理进行说明。

[0113] 图 7 是表示第 2 实施方式涉及的、基于所产生的断层图像的数据将断层图像的一部分决定为显示区域,基于所决定的显示区域的纵横比、图像的同时显示张数,从多个显示布局中设定特定的显示布局的步骤的流程图。

[0114] 对被检体 P 发送超声波,产生断层图像的数据(步骤 Sb1)。基于所产生的断层图像的数据,将断层图像的一部分决定为显示区域(步骤 Sb2)。经由输入装置 22,由操作者输入图像并列显示模式以及同时显示张数(步骤 Sb3)。此时,同时显示的医用图像可以经由输入装置 22 来选择。使用所决定的显示区域的尺寸,计算显示区域的纵横比(步骤 Sb4)。基于显示区域的纵横比、被输入的同时显示张数和同时显示阈值,从多个显示布局中设定特定的显示布局(步骤 Sb5)。按照所设定的特定的显示布局,将断层图像与所选择的医用图像显示到显示部 21(步骤 Sb6)。

[0115] (变形例)

[0116] 与第 2 实施方式的不同之处在于:按每个像素计算由断层图像数据产生部 14 产生的超声波图像相对于预先在存储部 19 中存储的噪声图像的比(Signal to Noise ratio:以下称为 S / N 比),使用计算出的 S / N 比和第 4 阈值来决定显示区域。

[0117] 存储部 19 存储噪声图像。噪声图像是通过不将超声波向被检体发送而只执行接收处理所产生的图像。此外,噪声图像也可以是通过使用正规随机数而生成的与白噪声有关的图像。存储部 19 存储第 4 阈值。第 4 阈值被用于由后述的显示区域决定部 24 决定断层图像的显示区域。此外,噪声图像也可以经由接口部 20,从借助网络连接的 PACS 等读入。读入的噪声图像被存储到存储部 19。

[0118] 显示区域决定部 24 读出存储部 19 中存储的噪声图像。显示区域决定部 24 按每个像素计算超声波图像相对读出的噪声图像的 S / N 比。具体而言,显示区域决定部 24 按每个具有同一坐标的像素,计算超声波图像的像素值相对噪声图像的像素值的比。显示区域决定部 24 按每个像素将 S / N 比与第 4 阈值进行比较。显示区域决定部 24 在超声波图像中确定与比第 4 阈值小的 S / N 比有关的多个像素。由于以后的处理与第 2 实施方式相同,所以省略说明。

[0119] 此外,显示区域决定部 24 也能够取代超声波图像的像素值,而使用显示部 21 所显示的超声波图像的亮度值。此时,显示区域决定部 24 取代噪声图像的像素值,而使用显示部 21 所显示的噪声图像的亮度值。另外,显示区域决定部 24 还能够取代超声波图像的像素值,而使用超声波图像的原始数据。另外,显示区域决定部 24 可以取代按每个像素对 S / N 比进行比较,而按例如 3 个像素 × 3 个像素等的块来进行 S / N 比的比较。作为比较对象的 S / N 比的值例如可以是块中心的 S / N 比的值,也可以是块内的各像素的 S / N 比的平均值。

[0120] (图像并列显示功能)

[0121] 与第 2 实施方式中的显示并列显示功能的不同之处在于:基于断层图像数据或者原始数据和噪声图像的数据,按每个像素计算 S / N 比,使用 S / N 比和第 4 阈值来决定显

示区域。

[0122] 与第 2 实施方式中的图像并列显示功能的差异在于：在图 7 的流程图中，步骤 Sb2 的处理的详细内容被变更如下。步骤 Sb2 的处理被变更成基于断层图像的数据和噪声图像的数据，决定断层图像的显示区域的处理。

[0123] 根据以上所述的构成，能够获得以下的效果。

[0124] 根据本超声波诊断装置 1，能够基于由断层图像数据产生部 14 产生的图像数据或者原始数据，决定由显示部 21 显示的断层图像的显示区域，基于所决定的显示区域的纵横比和同时显示张数，从多个显示布局中设定特定的显示布局。由此，能够将没有显示有助于诊断的信号的区域除去，可有效地使用显示画面。并且，由于操作者不需要对超声波图像的显示区域进行指定以及调整，所以提高了针对图像并列显示模式的操作性。并且，对操作者而言，能够以最容易比较的超声波图像的大小和显示布局，例如提供 2 图像并列显示。

[0125] 并且，根据本超声波诊断装置 1，能够利用噪声图像按超声波图像的每个像素计算 S/N 比，并使用计算出的 S/N 比和阈值，来决定显示区域。由此，能够不被每个超声波诊断装置的噪声特性左右地决定考虑了每个超声波诊断装置的噪声特性的定量的显示区域。由此，根据本超声波诊断装置 1，能够不通过操作者的操作就决定超声波图像的显示范围，且可以提供对操作者而言为最佳的图像并列显示。

[0126] 综上所述，由于在图像并列显示模式中不要求操作者的细微的操作，所以会提高图像并列显示模式中的操作性，并且能够提供对操作者而言为最佳的显示布局。并且，由于能够不缩小图像并列显示模式所使用的多个图像、且也不削减视场宽度，所以可以将操作者所希望的区域显示到显示画面上。另外，能够对应于操作者所希望的超声波图像的显示区域按照检查的状况而大幅变化，在没有操作者的指示的情况下变更显示区域。

[0127] 另外，作为第 1 实施方式的变形例，在通过医用图像处理装置 25 实现本超声波诊断装置 1 的技术思想的情况下，例如具有图 1 的构成图中的虚线内的构成要素。此时，对于与图像并列显示功能有关的处理而言，第 1 实施方式的图 4 的步骤 Sa1 中的“对被检体发送超声波，产生断层图像的数据”这一处理被变更成“读出存储部中存储的断层图像的数据”这一处理。

[0128] 另外，作为第 2 实施方式的变形例，在通过医用图像处理装置 26 实现本超声波诊断装置 1 的技术思想的情况下，例如具有图 6 的构成图中的虚线内的构成要素。此时，对于与图像并列显示功能有关的处理而言，第 2 实施方式的图 7 的步骤 Sb1 中的“对被检体发送超声波，产生断层图像的数据”这一处理被变更成“读出存储部中存储的断层图像的数据”这一处理。另外，在医用图像处理装置中，还能够读出由超声波诊断装置输出的断层图像的数据等，执行上述处理。

[0129] 并且，实施方式涉及的各功能也能通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机中，并将它们在存储器上展开来实现。此时，能够使计算机执行该方法的程序可以被存储到磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等存储介质中来进行分配。

[0130] 尽管已经记载了一些实施方式，但这些实施方式仅作为例子公开，其意图并不在于限定发明的范围。实际上，在此记载的新颖的方法和系统能够通过各种方式实施，而且，在不脱离本发明主旨的范围内，能够进行各种省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包

含于发明的范围和主旨内,并包含于权利要求书及其均等的范围内。

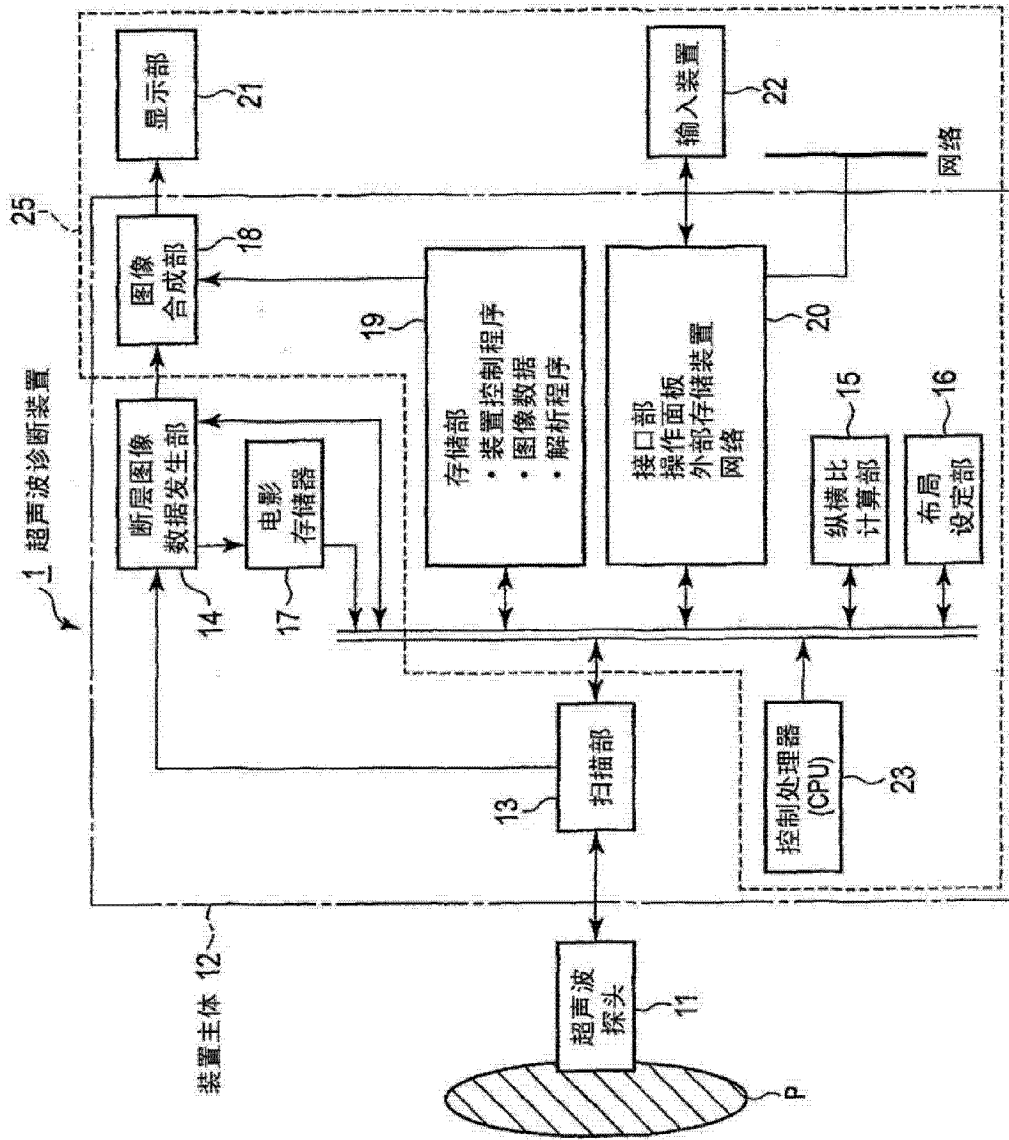


图 1

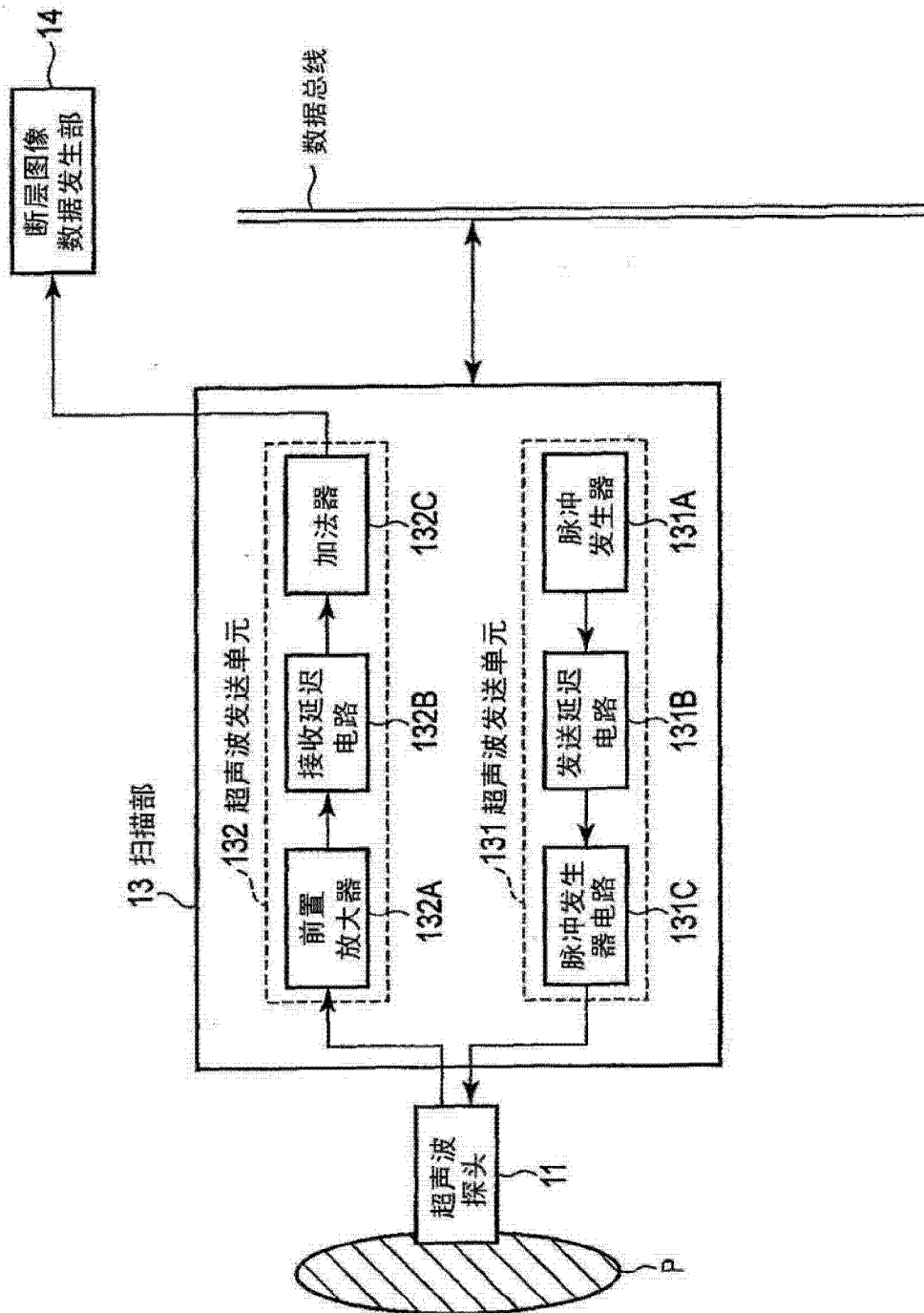


图 2

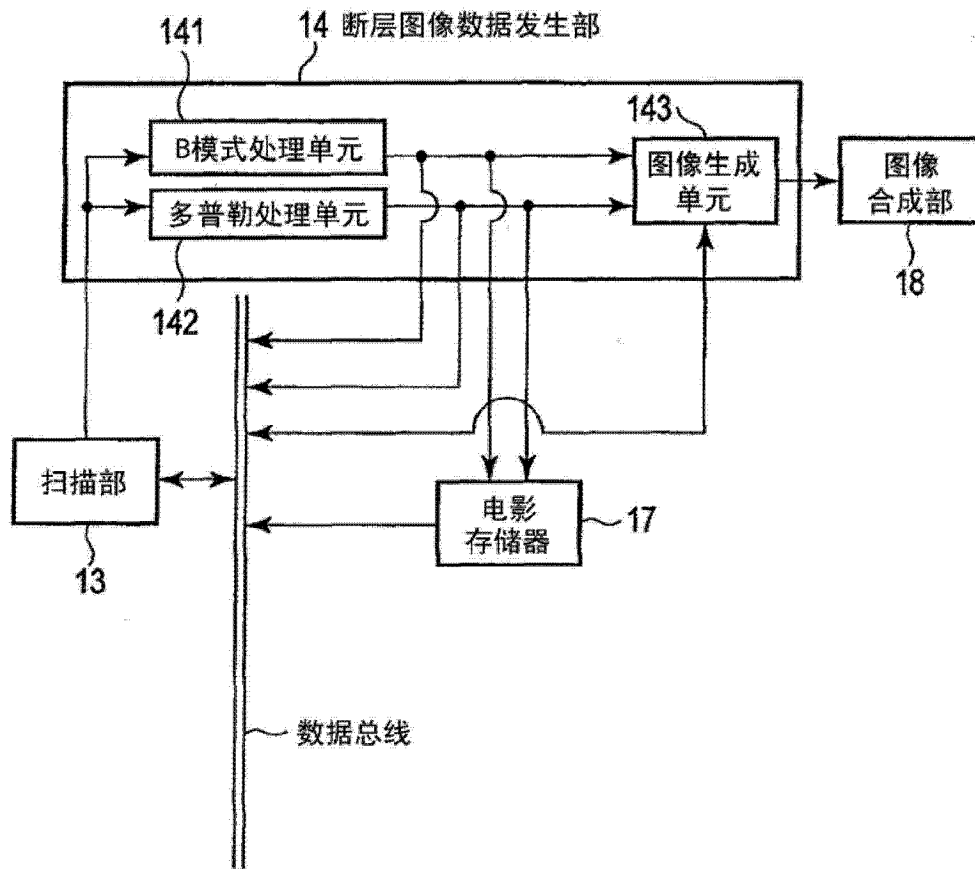


图 3

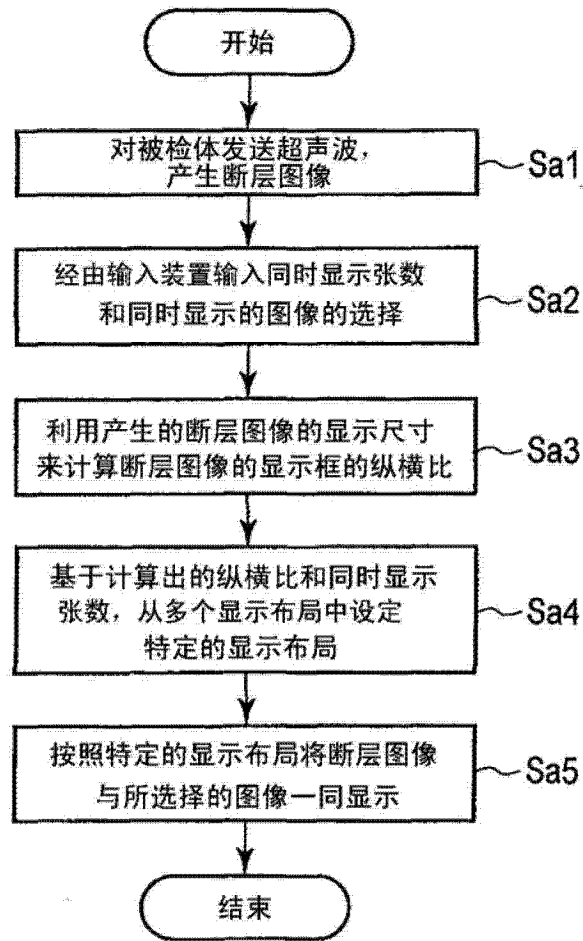


图 4

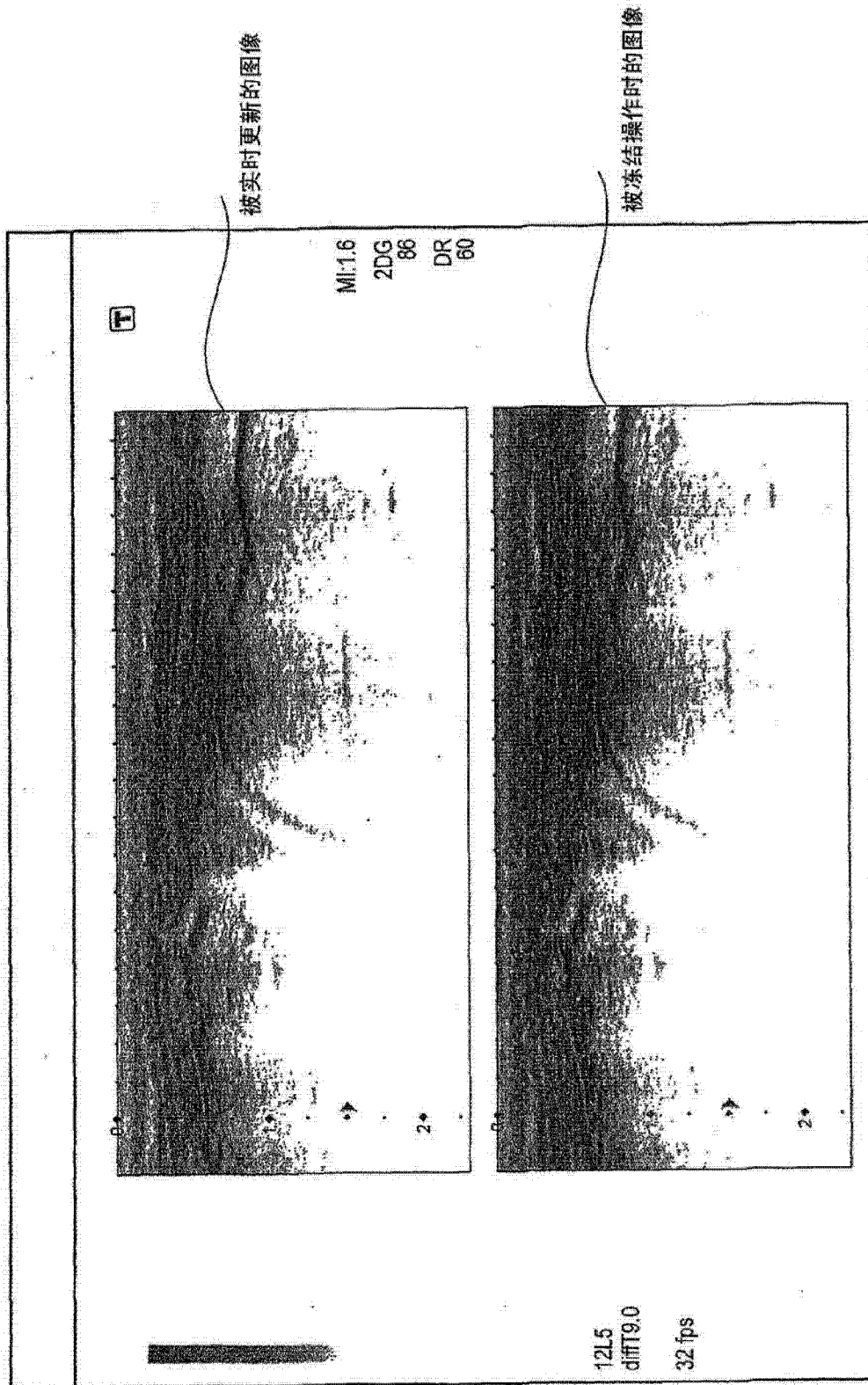


图 5

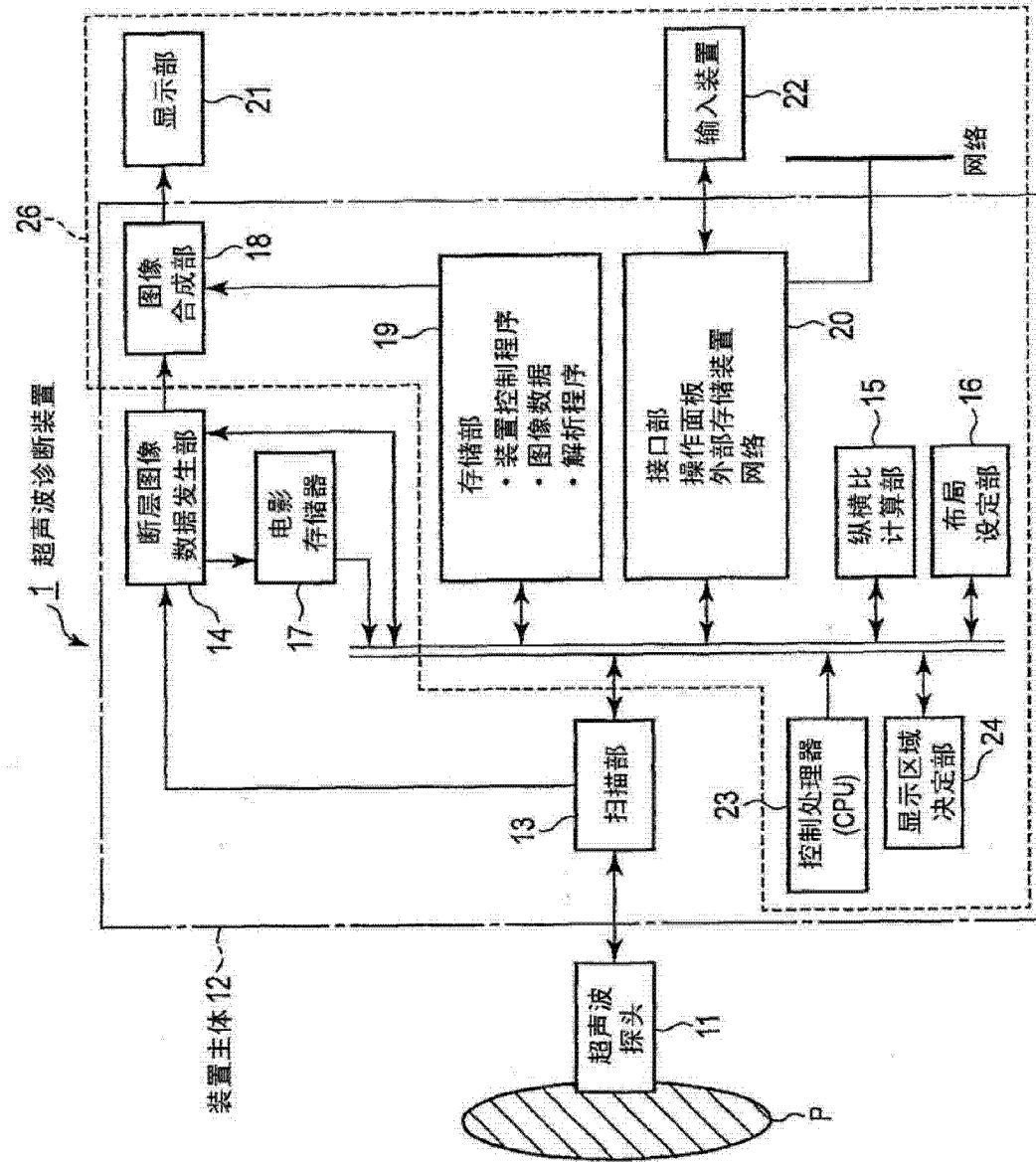


图 6

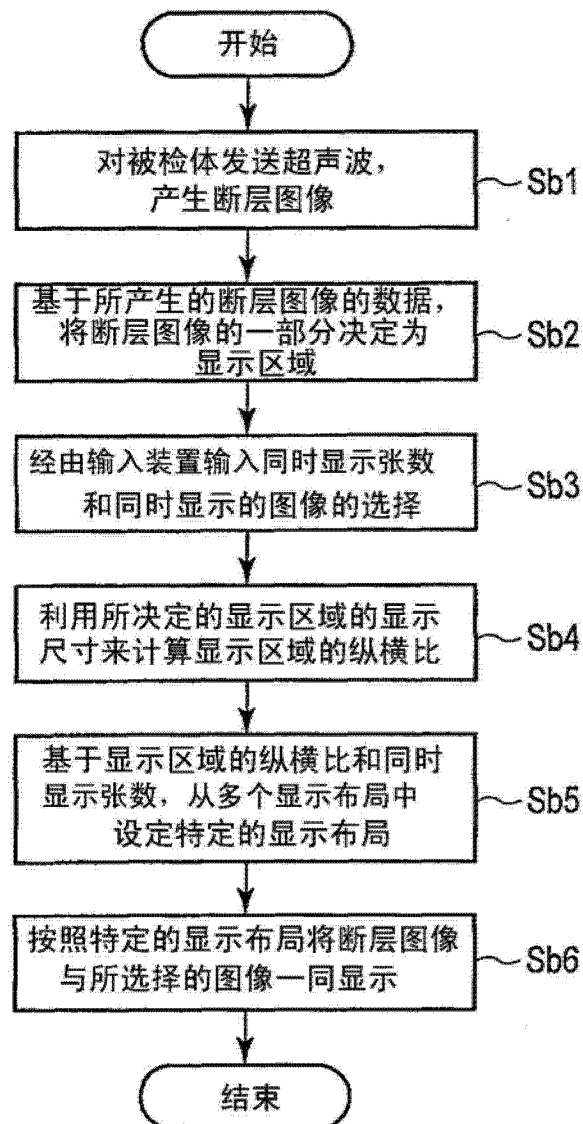


图 7

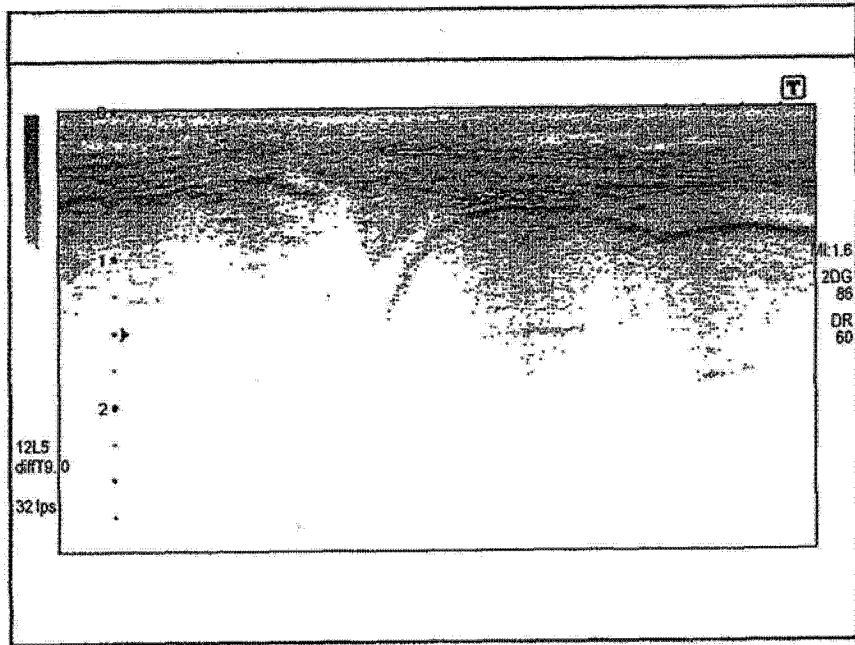


图 8

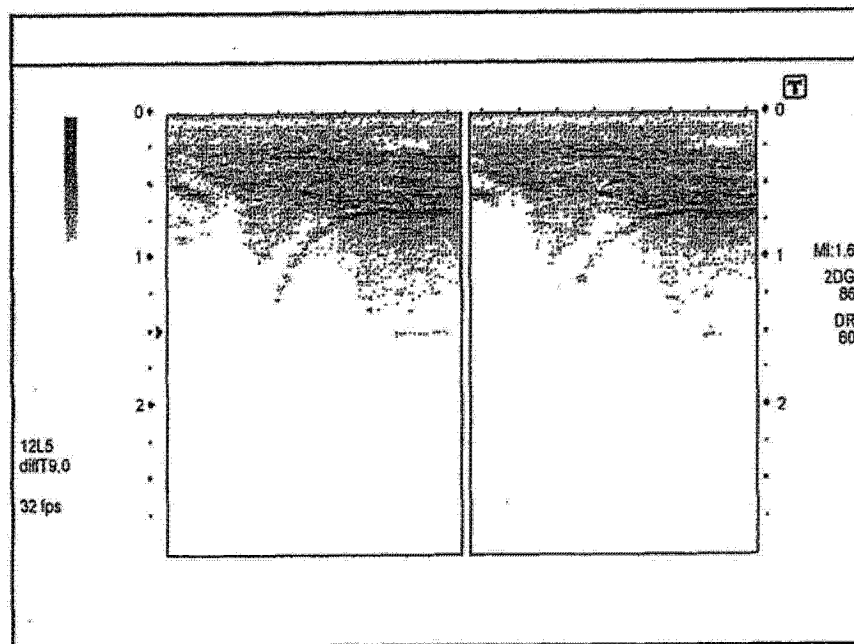


图 9

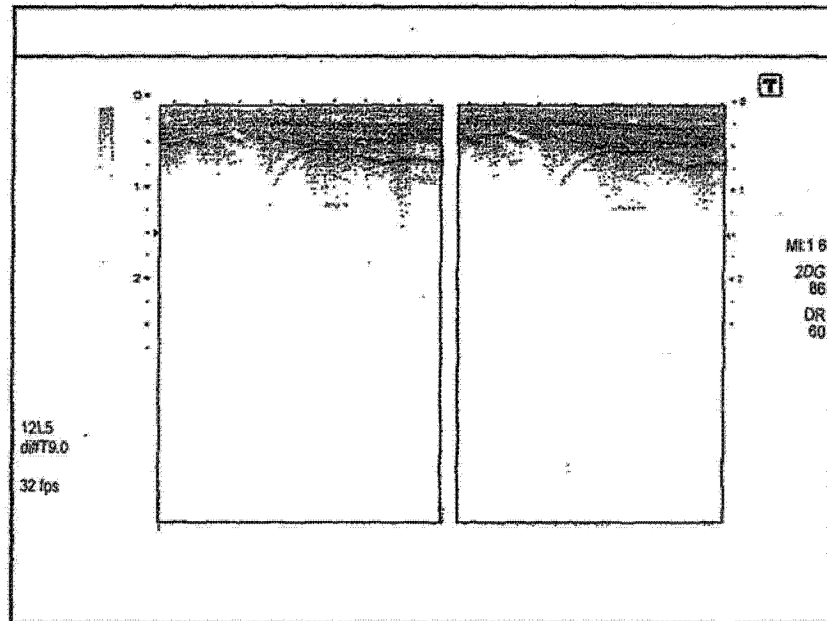


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像并列显示方法		
公开(公告)号	CN103202709A	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	CN201210486990.5	申请日	2012-11-26
[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	金山侑子 神山直久		
发明人	金山侑子 神山直久		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/4488		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2012006038 2012-01-16 JP		
其他公开文献	CN103202709B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像并列显示方法。用于提供一种根据所取得的超声波图像来设定最佳的显示布局的超声波诊断装置。本实施方式涉及的超声波诊断装置具备：具有多个振子的超声波探头；经由超声波探头，以超声波束对被检体进行扫描的扫描部；基于扫描部的输出来产生多个断层图像的数据的断层图像数据产生部；基于断层图像的显示框的纵横比或者上述断层图像的尺寸、和断层图像的同时显示张数来设定特定的显示布局的布局设定部；以及按照所设定的显示布局对断层图像进行显示的显示部。

