



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107647880 A

(43)申请公布日 2018.02.02

(21)申请号 201710605871.X

G06T 17/30(2006.01)

(22)申请日 2017.07.24

(30)优先权数据

2016-146715 2016.07.26 JP

2017-140686 2017.07.20 JP

(71)申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 松永智史 岭喜隆

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 11/00(2006.01)

G06T 15/08(2011.01)

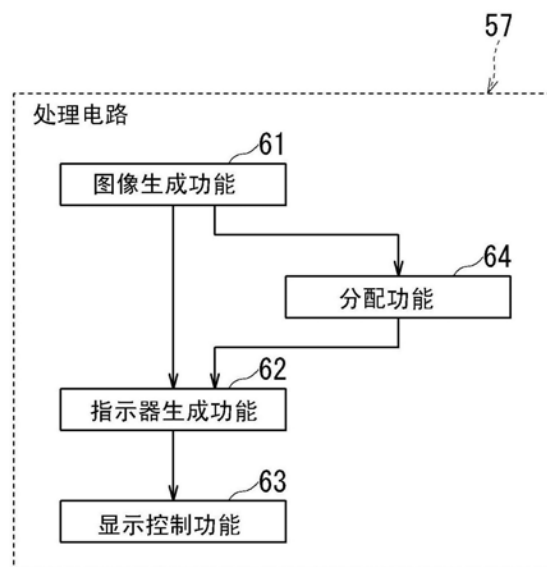
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

医用图像处理装置以及医用图像处理方法

(57)摘要

本发明的实施方式涉及医用图像处理装置以及医用图像处理方法,能够进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。本发明的一个实施方式涉及的医用图像处理装置具备:图像生成部,根据基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出的体数据来生成图像;指示器生成部,生成指示器,该指示器表示基于上述位置传感器的输出计算出的上述超声波探头的快慢、和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围;以及显示控制部,使上述图像以及上述指示器显示。



1. 一种医用图像处理装置,其中,具备:

图像生成部,根据体数据生成图像,上述体数据是基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出而得到的数据;

指示器生成部,生成指示器,该指示器表示上述超声波探头的快慢和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围,上述超声波探头的快慢是基于上述位置传感器的输出而计算出的;以及

显示控制部,使上述图像以及上述指示器显示。

2. 根据权利要求1所述的医用图像处理装置,其中,

根据上述超声波探头的种类、用于收集上述回波数据的扫描条件、收集上述回波数据的对象部位或者来自用户的指示来决定上述推荐范围。

3. 根据权利要求1或2所述的医用图像处理装置,其中,

上述图像是多平面重建图像、表面绘制图像、以及体绘制图像中的至少一个。

4. 根据权利要求1或2所述的医用图像处理装置,其中,

上述指示器包括上述图像的带颜色的框,上述图像的带颜色的框通过上述指示器生成部,按照上述超声波探头的快慢来改变着色,或者按照上述超声波探头的快慢和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围之间的关系来改变着色。

5. 根据权利要求1或2所述的医用图像处理装置,其中,

上述图像生成部根据上述体数据生成与至少一个剖面对应的至少一个剖面图像,

上述指示器生成部进一步生成基于上述位置传感器的输出计算出的、表示上述至少一个剖面中的上述回波数据的收集密度的分布的指示器,

上述显示控制部在上述至少一个剖面图像中进一步合成显示表示上述回波数据的收集密度的分布的指示器。

6. 根据权利要求5所述的医用图像处理装置,其中,

上述图像生成部根据上述体数据生成与相互正交的3剖面对应的3个剖面图像,

上述指示器生成部针对上述3个剖面图像的每一个,生成表示各剖面中的上述回波数据的收集密度的分布的指示器,

上述显示控制部在上述3个剖面图像的每一个中合成显示与各剖面对应的上述指示器。

7. 根据权利要求5所述的医用图像处理装置,其中,

表示上述回波数据的收集密度的分布的指示器包括上述剖面图像的带颜色的框,上述剖面图像的带颜色的框通过上述指示器生成部,按照上述回波数据的收集密度的分布来改变着色。

8. 一种医用图像处理装置,其中,具备:

图像生成部,根据体数据生成与至少一个剖面对应的至少一个剖面图像,上述体数据是基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出而得到的数据;

分配部,针对上述体数据的各体素,分配基于上述位置传感器的输出而求出的表示上述回波数据的收集密度的均匀性的信息;

指示器生成部,基于对上述体数据的与上述至少一个剖面对应的体素分配了的表示上

述收集密度的均匀性的信息来生成指示器;以及

显示控制部,对上述至少一个剖面图像合成显示上述指示器。

9. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,其中,

根据与相互正交的3方向各自有关的上述回波数据的收集密度来求出表示上述收集密度的均匀性的信息。

10. 根据权利要求1所述的医用图像处理装置,其中,

上述图像生成部基于上述回波数据和上述位置传感器的输出来生成上述体数据。

11. 一种超声波诊断装置,其中,

具备权利要求1至10中任意一项所述的医用图像处理装置。

12. 一种医用图像处理方法,其中,具有:

根据体数据来生成图像的步骤,上述体数据是基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出而得到的数据;

生成指示器的步骤,该指示器表示基于上述位置传感器的输出计算出的上述超声波探头的快慢、和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围;以及

使上述图像以及上述指示器显示的步骤。

医用图像处理装置以及医用图像处理方法

[0001] 本申请基于日本专利申请2016-146715(申请日:2016年7月26日)以及2017-140686(申请日:2017年7月20日)主张优先权。本申请通过参照该申请而包含上述申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及医用图像处理装置以及医用图像处理方法。

背景技术

[0003] 作为在超声波诊断装置中生成三维超声波图像数据(超声波体数据、以下称为体数据)的方法,有一种通过将一边使超声波探头移动一边以规定的帧速率进行拍摄而取得的超声波断层像群排列来生成体数据的方法。在该方法中,为了生成良好且均匀的数据密度的体数据,重要的是使超声波探头以等速移动。通过一边以等速使超声波探头移动一边以规定的帧速率进行拍摄,能够获得时间上等间隔的超声波断层像群,可使体数据的数据密度为均匀的数据密度。

[0004] 另外,例如在根据体数据生成任意的剖面的图像的情况下,这些剖面图像的画质依赖于体数据的该剖面内的数据密度。体数据的数据密度依赖于超声波探头的移动速度。因此,例如若沿着应该生成的剖面的方向上的超声波探头的移动速度分量变大,则应该生成的剖面内的体数据的数据密度变稀疏,导致该剖面的画质劣化。因此,为了根据体数据获得良好的画质的剖面图像,优选的是以规定的速度范围内的速度使超声波探头移动。

发明内容

[0005] 本发明想要解决的课题在于,提供能够以不依赖于用户的熟练度而生成良好的体数据的方式进行支援的医用图像处理装置以及医用图像处理方法。

[0006] 本发明的一个实施方式涉及的医用图像处理装置为了解决上述的课题而具备:图像生成部,根据体数据来生成图像,上述体数据是基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出而得到的数据;指示器生成部,生成指示器,该指示器表示基于上述位置传感器的输出计算出的上述超声波探头的快慢(日语:速さ)、和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围;以及显示控制部,使上述图像以及上述指示器显示。

[0007] 根据上述构成的医用图像处理装置,能够进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。

附图说明

[0008] 图1是表示本发明的第1实施方式涉及的包括医用图像处理装置的超声波诊断装置的一个构成例的框图。

[0009] 图2是表示基于处理电路的处理器实现功能例的简要的框图。

[0010] 图3 (a) 是表示显示用超声波图像与第1指示器 (Indicator) 被显示的样子的一个例子的说明图,图3 (b) 是将第1指示器的一个例子放大表示的说明图。

[0011] 图4 (a) 是表示使超声波探头向与扫描面正交的方向直线移动的情况的例子的说明图,图4 (b) 是从y方向观察图4 (a) 的图的zx俯视图,图4 (c) 是使超声波探头曲线移动的情况的zx俯视图。

[0012] 图5 (a) 是表示A面、B面以及C面的第1定义方法的一个例子的说明图,图5 (b) 是表示第2定义方法的一个例子的说明图。

[0013] 图6是表示利用图1所示的处理电路进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据而使第1指示器显示时的次序的一个例子的流程图。

[0014] 图7 (a) 是表示对多个显示用超声波图像的每一个合成显示第2指示器的样子的一个例子的说明图,图7 (b) 是概念性地表示回波数据的收集密度的分布的说明图。

[0015] 图8是表示利用图1所示的处理电路进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据而使第2指示器显示时的次序的一个例子的流程图。

[0016] 图9是表示第2指示器与第3指示器的关系的说明图。

[0017] 图10是表示针对A面图像将第3指示器合成显示的样子的一个例子的说明图。

[0018] 图11是表示利用图1所示的处理电路进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据而使第3指示器显示时的次序的一个例子的流程图。

[0019] 图12是表示第2实施方式涉及的超声波诊断装置以及医用图像处理装置的一个构成例的框图。

[0020] 图13是表示第2实施方式涉及的医用图像处理装置的内部构成例的框图。

具体实施方式

[0021] 参照附图,对本发明涉及的医用图像处理装置以及医用图像处理方法的实施方式进行说明。

[0022] (第1实施方式)

[0023] 图1是表示本发明的第1实施方式涉及的包括医用图像处理装置1的超声波诊断装置10的一个构成例的框图。超声波诊断装置10具有超声波探头11、位置信息取得装置12、输入电路20、显示器30以及装置主体40。

[0024] 在本实施方式中,医用图像处理装置1被包含于超声波诊断装置10,输入电路20、显示器30、以及装置主体40的处理电路57构成医用图像处理装置1。

[0025] 超声波探头11具有多个超声波振子(压电振子)。这些多个超声波振子基于从装置主体40供给的驱动信号来产生超声波。超声波探头11通过使从多个超声波振子产生的超声波会聚来将束状的超声波(超声波束)向被检体0的体内发送,并且,接收来自被检体0的回波信号(反射波信号)而转换成电信号。另外,超声波探头11具有设置于压电振子的匹配层、和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬(backing)材料等。

[0026] 若从超声波探头11向被检体0发送了超声波束,则所发送的超声波束在被检体0的体内组织中的声阻抗的不连续面被相继反射,反射波作为回波信号被多个超声波振子接收。所接收的回波信号的振幅依赖于反射超声波束的不连续面中的声阻抗之差。此外,所发送的超声波脉冲被移动的血流、心脏壁等的表面反射的情况下的回波信号根据多普勒效

应,依赖于移动体的相对于超声波发送方向的速度分量,受到频率偏移。另外,在以下的说明中,设速度表示矢量,快慢表示速度矢量的大小(标量,scalar)。

[0027] 此外,本实施方式涉及的超声波探头11只要能够拍摄被检体0的任意的剖面并且能够一边使超声波探头11移动一边以规定的帧速率进行拍摄即可,对于凸(convex)型等的类型以及压电振子的配置形状没有限制。

[0028] 位置信息取得装置12例如能够使用磁传感器、红外线传感器、光学传感器、或者加速度传感器等来构成。另外,在超声波探头11的壳体设有标记的情况下,位置信息取得装置12也可以基于利用多个照相机拍摄该标记而得到的来自多个方向的图像,来求出超声波探头11的位置信息。该情况下,可以预先将标记与振子排列面或者超声波探头11的壳体的规定位置之间的距离作为偏移(offset)信息存储于存储电路56。

[0029] 在以下的说明中,表示位置信息取得装置12具有发射器(Transmitter)和作为位置传感器的磁传感器以及控制装置、并经由接口电路55与处理电路57连接的情况的例子。

[0030] 该情况下,发射器发送基准信号。具体而言,发射器被配置在任意的位置,以发射器为中心朝向外侧形成磁场。作为位置传感器的磁传感器通过接收基准信号,来取得三维空间上的位置信息。具体而言,作为位置传感器的磁传感器被安装在超声波探头11的表面,检测由发射器形成的三维的磁场,并将检测出的磁场的信息转换为信号而输出至控制装置。

[0031] 另外,该情况下,控制装置基于从磁传感器接收到的信号,来计算以发射器为原点的三维坐标中的磁传感器的坐标以及朝向,并将计算出的坐标以及朝向作为超声波探头11的位置信息输出至处理电路57。被检体0可位于安装于超声波探头11的磁传感器能够准确地检测发射器的输出磁场的范围内。

[0032] 输入电路20例如被构成为操作面板,具有触摸面板以及硬键(hardkey)。触摸面板作为触摸指令屏发挥功能,具有显示器、和在显示器的附近设置的触摸输入电路。触摸面板的显示器例如由液晶显示器或OLED(Organic Light Emitting Diode:有机发光二极管)显示器等一般的显示输出装置构成。触摸输入电路将由用户操作的触摸输入电路上的指示位置的信息赋予给装置主体40。硬键例如是键盘、鼠标、脚踏开关、跟踪球、各种按钮等。

[0033] 输入电路20受理来自超声波诊断装置10的用户的各种指示,并经由接口电路55对装置主体40传送接受到的各种指示。具体而言,触摸输入电路以及硬键例如从用户受理开始对位的指示、确定对位的指示等,并将与用户的操作对应的操作输入信号输出至装置主体40。

[0034] 显示器30例如由液晶显示器或OLED(Organic Light Emitting Diode)显示器等一般的显示输出装置构成,显示在装置主体40中生成的超声波图像。另外,显示器30显示例如用于超声波诊断装置10的用户使用输入电路20来输入各种指示的图像。

[0035] 装置主体40根据基于例如超声波探头11接收到的来自被检体0的回波信号而收集到的回波数据,生成体数据。另外,装置主体40根据该体数据生成MPR(Multi Planar Reconstruction:多平面重建)图像或体绘制图像、表面绘制图像等超声波图像并显示于显示器30。

[0036] 装置主体40如图1所示,具有收发电路50、B模式处理电路51、多普勒处理电路52、图像生成电路53、图像存储器54、接口电路55、存储电路56、处理电路57。

[0037] 收发电路50具有发送电路50a以及接收电路50b。收发电路50控制超声波的收发中的发送指向性和接收指向性,从超声波探头11对被检体0发送超声波,并且基于超声波探头11接收到的回波信号来生成回波数据。

[0038] 发送电路50a具有脉冲产生器、发送延迟电路以及脉冲电路等,向超声波探头11供给驱动信号。脉冲产生器以规定的速率频率,反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。发送延迟电路对脉冲产生器产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头11产生的超声波会聚为束状并决定发送指向性所需要的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲电路在基于速率脉冲的定时下,对超声波探头11施加驱动脉冲。发送延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意调整从压电振子面发送的超声波束的发送方向。

[0039] 另外,发送电路50a被处理电路57控制,具有为了执行规定的扫描序列(sequence)而能够瞬间改变发送频率、发送驱动电压等的功能。发送驱动电压的改变功能可通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或者将多个电源单元电切换的机构来实现。

[0040] 接收电路50b具有放大电路、A/D转换器、加法器等,受理超声波探头11接收到的回波信号,并针对该回波信号进行各种处理来生成回波数据。放大电路按每个信道对回波信号进行放大来进行增益修正处理。A/D转换器对被增益修正后的回波信号进行A/D转换,对数字数据赋予决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器执行被A/D转换器处理后的回波信号的加法处理来生成回波数据。通过加法器的加法处理,使得来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被强调。

[0041] 在本实施方式中,发送电路50a能够从超声波探头11对被检体0发送二维的超声波束。另外,接收电路50b能够根据超声波探头11接收到的二维的回波信号生成二维的回波数据。另外,处理电路57基于超声波探头11一边移动一边以规定的帧速率收集到的多个二维的回波数据、和各回波数据的收集时的超声波探头11的位置信息来生成体数据。

[0042] B模式处理电路51从接收电路50b接收回波数据,执行对数放大、包络线检波处理等,来生成信号强度以辉度的明亮度表现的数据(B模式数据)。

[0043] 多普勒处理电路52根据从接收电路50b接收到的回波数据,对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取出了平均速度、方差、功率等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0044] 图像生成电路53基于超声波探头11接收到的回波信号来生成超声波图像数据。例如,图像生成电路53根据B模式处理电路51生成的二维的B模式数据生成以辉度表示了反射波的强度的二维B模式图像数据。另外,图像生成电路53根据多普勒处理电路52生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、功率图像、或者作为它们的组合图像的二维的彩色多普勒图像的图像数据。

[0045] 图像存储器54是对处理电路57生成的二维超声波图像进行存储的存储电路。

[0046] 接口电路55是对位置信息取得装置12、网络100、以及医用图像设备(modality)或图像服务器等外部装置101等与处理电路57之间的数据收发进行控制的接口。例如,位置信息取得装置12取得超声波探头11的位置信息,并经由接口电路55将该位置信息赋予给处理电路57。

[0047] 存储电路56具有包含记录介质的构成,所述记录介质是磁或光学记录介质或者半导体存储器等能够通过处理器读取的介质。这些存储介质内的程序及数据的一部分或者全

部可以构成通过经由电子网络的通信而被下载。存储电路56例如对由处理电路57生成的体数据进行存储。另外,存储电路56也可以存储从外部装置101经由网络100而取得的体数据。

[0048] 处理电路57是除了实现统一控制超声波诊断装置10的功能之外、还通过读出存储电路56中存储的医用图像处理程序并执行、来执行用于进行支援的处理以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据的处理器。另外,该支援处理可以在使超声波探头11移动的同时实时地执行,也可以在扫描结束后的图像回顾(review)时执行。

[0049] 图2是表示基于处理电路57的处理器实现功能例的简要的框图。如图2所示,处理电路57的处理器实现图像生成功能61、指示器生成功能62、显示控制功能63以及分配功能64。这些各功能61—64分别以程序的形态被存储于存储电路56。此外,分配功能64可以被省略。

[0050] 图像生成功能61根据体数据生成MPR图像或体绘制图像、表面绘制图像等绘制图像等显示用的超声波图像,上述体数据是基于一边移动超声波探头11一边收集到的回波数据、和设置于超声波探头11的作为位置传感器的磁传感器的输出而得到的。显示用的超声波图像中例如包括与至少一个剖面对应的至少一个剖面图像。

[0051] 具体而言,图像生成功能61使B模式数据与从位置信息取得装置12取得的该B模式数据的收集时的三维的超声波探头11的位置信息相关联。另外,图像生成功能61基于在时间序列上连续取得的多个B模式数据、和与各B模式数据相关联的位置信息,来生成体数据(三维超声波图像数据)。而且,图像生成功能61根据该体数据生成显示用的超声波图像。

[0052] 指示器生成功能62生成用于进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据的支援图像(以下,称为指示器)。指示器生成功能62作为指示器而生成对例如基于位置传感器的输出而计算出的超声波探头11的快慢、和将超声波探头移动的快慢的推荐范围进行表示的指示器(以下,称为第1指示器)。另外,指示器生成功能62生成基于位置传感器的输出而计算出的、表示至少一个剖面中的回波数据的收集密度的分布的指示器(以下,称为第2指示器)。另外,在处理电路57实现分配功能64的情况下,指示器生成功能62生成基于通过分配功能64针对体数据的与至少一个剖面对应的体素(voxel)分配了的表示收集密度的均匀性的信息的指示器(以下,称为第3指示器)。

[0053] 显示控制功能63使显示器30显示由图像生成功能61生成的显示用的超声波图像、和由指示器生成功能62生成的指示器。

[0054] 分配功能64基于位置传感器的输出来求出体数据的各体素的回波数据的收集密度,并分配给各体素。

[0055] (第1指示器)

[0056] 接着,对第1指示器的显示处理进行说明,该第1指示器表示基于位置传感器的输出而计算出的超声波探头11的快慢、和将超声波探头移动的快慢的推荐范围。

[0057] 图3(a)是表示显示用超声波图像70与第1指示器71b、71c被显示的样子的一個例子的说明图,图3(b)是将第1指示器71的一个例子放大表示的说明图。

[0058] 如图3(a)所示,显示控制功能63能够使由图像生成功能61生成的多个显示用超声波图像并列显示于显示器30。在图3(a)中,表示了由A面图像70a、B面图像70b以及C面图像70c构成的正交3剖面图像、和绘制图像70d被显示为多个显示用超声波图像的情况的例子。

其中,剖面图像无论是基于通过凸面扫描(convex scan)而获得的体数据的图像,还是基于通过线性扫描而获得的体数据的图像都是同等的。另外,体数据并不限定于由B模式生成的数据,也可以是通过彩色多普勒模式、弹性模式(elast mode)生成的数据。

[0059] 另外,如图3(a)以及(b)所示,指示器生成功能62按每个剖面图像生成第1指示器71,该第1指示器71表示基于位置传感器的输出而计算出的各剖面的面内的超声波探头11的快慢72、和各面内的将超声波探头移动的快慢的推荐范围73。显示控制功能63将各剖面图像和与各剖面对应的第1指示器71合成显示于显示器30。

[0060] 在图3(a)中,表示了与B面图像70b对应的第1指示器71b被合成显示于B面图像70b,与C面图像70c对应的第1指示器71c被合成显示于C面图像70c的情况的例子。此外,在A面与扫描面一致、并且探头被向与A面正交的方向移动了的情况下,可以省略与A面图像70a对应的第1指示器71a(参照图3(a))。这是因为在该情况下,视为超声波探头11的速度的A面内分量几乎为零。

[0061] 推荐范围73的信息可以由用户经由输入电路20输入,也可以预先存储于存储电路56。在预先存储于存储电路56的情况下,推荐范围73的信息可以与用于收集回波数据的扫描条件、超声波探头11的种类建立关联地存储。例如,扫描条件所包含的拍摄对象部位越是优选显示图像的分辨率高的部位、即越是优选体数据的数据密度高的部位,则快慢的推荐范围73可以设为越低的范围。

[0062] 例如,使超声波探头11移动的快慢的推荐范围73根据帧速率来决定。由于帧速率例如依赖于扫描范围、扫描线密度、以及并列同时接收数等,所以也能够换言之,推荐范围73根据这些参数而决定。帧速率越高,则即使快速移动超声波探头11,数据密度也容易被保持得高。另外,推荐范围73例如根据收集回波数据的对象部位来决定。根据对象部位,有时为了对小的观察对象进行图像化而减小切片厚(超声波束的厚度)。这是因为切片厚越小,则越容易获得高分辨率的图像。另一方面,如果在切片厚小的状态下快速移动超声波探头11,则存在以切片(超声波束)内不含有小的观察对象的状态进行扫描的可能性。即,导致漏看小的观察对象的风险变高。因此,越是对要求小的切片厚的对象部位进行扫描的时候,越是优选推荐范围73被设定得低。

[0063] 另外,第1指示器71只要是表示超声波探头11的快慢72和快慢的推荐范围73的指示器即可,并不限定于图3(a)以及图3(b)所示的例子。例如,指示器生成功能62也可以生成各剖面图像的带颜色的框作为第1指示器71。带颜色的框与图3(a)以及图3(b)所示的第1指示器71能够同时或者择一地使用。

[0064] 在生成各剖面图像的带颜色的框作为第1指示器71的情况下,指示器生成功能62例如根据各面内的超声波探头11的快慢72来改变各剖面图像的框的着色。此时,指示器生成功能62例如基于彩色映射或者灰度映射来决定各剖面图像的框的颜色。

[0065] 另外,在生成各剖面图像的带颜色的框作为第1指示器71的情况下,指示器生成功能62也可以根据各面内的超声波探头11的快慢72与移动上述超声波探头的快慢的推荐范围73之间的关系,来改变各剖面图像的框的着色。具体而言,若各面内的超声波探头11的快慢72超过推荐范围73,则指示器生成功能62将对应的剖面图像的框例如着色为红色,能够对用户直观地警告超过了推荐范围73。

[0066] 这里,对图3(a)所示的A面、B面以及C面的定义进行说明。

[0067] 图4(a)是表示使超声波探头11向与扫描面正交的方向直线移动的情况的例子的说明图,图4(b)是从y方向观察图4(a)的图而得到的zx俯视图。另外,图4(c)是使超声波探头11曲线移动的情况的zx俯视图。

[0068] 在图4(a)以及(b)中作为一个例子而表示的正交坐标轴是将超声波探头11的扫描面设为xy面的情况的坐标轴。在使超声波探头11向与扫描面正交的方向直线移动的情况下,如果将A面、B面以及C面定义为正交3剖面,则即使在超声波探头11的移动中,扫描面与A面、B面以及C面的位置关系也不变化。因此,例如若使用如图4(a)以及(b)所示那样将超声波探头11的初始位置处的扫描面定义为xy面的固定坐标系,并例如将A面定义为xy平面、将B面定义为yz平面、将C面定义为zx平面,则xy平面即A面在超声波探头11的移动中与扫描面持续平行。因此,该情况下,A面图像70a成为总是与扫描面平行的图像,上述A面图像70a由每次一边使超声波探头11移动一边实时收集回波数据时生成的体数据而生成。

[0069] 另一方面,如图4(c)所示,在超声波探头11曲线移动的情况下,即使使用例如将超声波探头11的初始位置处的扫描面定义为xy面的坐标系(参照图4(c)的左下以及右下),也不能说该坐标系的xy面在超声波探头11的移动中总是与扫描面平行。另外,即使使用将超声波探头11的中间位置处的扫描面定义为xy面的坐标系(参照图4(c)的右上),也是同样的。

[0070] 因此,优选预先考虑超声波探头11曲线移动的情况来定义A面、B面以及C面。

[0071] 图5(a)是表示A面、B面以及C面的第1定义方法的一个例子的说明图,图5(b)是表示第2定义方法的一个例子的说明图。

[0072] 第1定义方法是将规定的固定坐标系的xy平面定义为A面、将yz平面定义为B面、将zx平面定义为C面的方法。该情况下,作为固定坐标系,可如图4(c)所示使用将超声波探头11的初始位置处的扫描面定义为xy面的坐标系(参照图4(c)的左下以及右下)、或将超声波探头11的中间位置处的扫描面定义为xy面的坐标系(参照图4(c)的右上)。例如,在实时地执行基于处理电路57的支援处理的情况下,可使用将超声波探头11的初始位置处的扫描面定义为xy面的坐标系。

[0073] 另外,也可以如在图5(b)中作为第2定义方法所示那样,A面实时追踪扫描面,或者按照图像回顾时的动画再生定时来追踪扫描面,并且将规定的固定坐标系的yz平面定义为B面、将zx平面定义为C面。该情况下,虽然A面与B面不一定正交,但在A面图像70a中能够显示根据收集到的二维B模式图像数据生成的B模式图像其自身。

[0074] 图6是表示利用图1所示的处理电路57进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据而使第1指示器71显示时的次序的一个例子的流程图。在图6中,对S赋予了数字的标号表示流程图的各步骤。

[0075] 该次序可以实时执行,也可以在拍摄结束后的图像回顾时执行。在以下的说明中,对实时执行的情况的例子进行表示。在实时执行的情况下,该次序在由用户经由输入电路20输入扫描条件,且在开始超声波探头11的移动并以规定的帧速率开始了连续拍摄的时刻开始。

[0076] 首先,在步骤S1中,图像生成功能61根据基于一边移动超声波探头11一边收集到的回波数据、和设置于超声波探头11的作为位置传感器的磁传感器的输出的体数据,来生成显示用超声波图像70。

[0077] 接下来,在步骤S2中,指示器生成功能62基于从位置信息取得装置12取得的位置传感器的输出求出超声波探头11的位置信息,并基于该位置信息求出超声波探头11的移动速度。此时,在显示用超声波图像70包括剖面图像的情况下,指示器生成功能62求出该剖面内的速度分量的大小(快慢72)。

[0078] 此外,在如图4(c)所示超声波探头11曲线移动的情况下,即便在同一剖面内,超声波探头11的快慢也可能按照剖面内的位置而不同。该情况下,可以将剖面内的规定的位置处的快慢作为该剖面内的快慢,也可以将剖面内的部分或者全部的位置的快慢的平均作为该剖面内的快慢。

[0079] 接下来,在步骤S3中,指示器生成功能62取得推荐范围73的信息。

[0080] 接下来,在步骤S4中,指示器生成功能62生成表示超声波探头11的快慢72和推荐范围73的第1指示器71。在显示用超声波图像70包括剖面图像的情况下,指示器生成功能62按照每个剖面生成第1指示器71。

[0081] 接下来,在步骤S5中,显示控制功能63将显示用超声波图像70与第1指示器71合成并显示于显示器30(参照图3)。

[0082] 通过以上的次序,能够通过显示第1指示器71来进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。

[0083] 在根据体数据生成任意的剖面的图像的情况下,这些剖面图像的画质依赖于体数据的该剖面内的数据密度。该体数据的数据密度依赖于超声波探头11的移动速度。

[0084] 根据本实施方式涉及的医用图像处理装置1,用户通过对例如实时显示的第1指示器71进行确认,能够容易地在针对各剖面图像推荐的快慢的范围内移动超声波探头11,能够容易地取得良好的体数据。因此,根据体数据生成的显示用超声波图像70也能够成为良好的画质的图像,可使诊断精度提高。

[0085] 另外,例如在拍摄后的图像回顾时将超声波图像70再生为动画或者静态图像的情况下,通过确认再生并显示的第1指示器71,对于各剖面图像能够容易地把握是否是一边将超声波探头11以推荐范围73的范围内的快慢移动一边取得的图像。因此,根据医用图像处理装置1,由于能够客观地判断生成的图像的可靠性,所以可使诊断精度提高,并且,用户能够高效地学习超声波探头11的移动方式。

[0086] (第2指示器)

[0087] 接着,对基于位置传感器的输出计算出的、表示至少一个剖面中的回波数据的收集密度的分布的第2指示器的显示处理进行说明。

[0088] 图7(a)是表示针对多个显示用超声波图像70a—c的每一个将第2指示器81a—c合成显示的一个例子的说明图,图7(b)是概念性地表示回波数据的收集密度的分布的说明图。

[0089] 第2指示器81a—c生成为按每个剖面来表示各剖面的面内的回波数据的密度。例如,在扫描面与xy平面平行且超声波探头11的移动方向与z轴方向平行的情况下(参照图4(a)以及(b)),例如x方向的回波数据收集密度 D_x 依赖于扫描范围中的超声波束的根数。另外,y方向的回波数据收集密度 D_y 依赖于各束上的取样数。另外,z方向的回波数据收集密度 D_z 依赖于将帧速率除以超声波探头11的扫描速度而得到的值。第2指示器81a—c是例如基于彩色映射或者灰度映射,以彩色或者灰度表示回波数据的收集密度的分布的图像。

[0090] 例如,在使用A面、B面以及C面的第1定义方法(参照图5(a))的情况下,与A面图像70a对应的第2指示器81a表示从z方向观察的xy面内的回波数据的收集密度。同样,与B面图像70b对应的第2指示器81b表示从x方向观察的yz面内的回波数据的收集密度,与C面图像70c对应的第2指示器81c表示从y方向观察的zx面内的回波数据的收集密度(参照图7)。

[0091] 另外,第2指示器81a-c只要表示各剖面的面内的回波数据的收集密度即可,并不限定于图7(a)所示的例子。例如,指示器生成功能62也可以生成各剖面图像的带颜色的框作为第2指示器81a-c。带颜色的框与图7(a)所示的第2指示器81a-c能够同时或者择一地使用。

[0092] 在生成各剖面图像的带颜色的框作为第2指示器81a-c的情况下,指示器生成功能62根据各剖面的面内的回波数据的收集密度来改变各剖面图像的框的着色。此时,指示器生成功能62例如基于彩色映射或者灰度映射来决定各剖面图像的框的颜色。

[0093] 图8是表示利用图1所示的处理电路57进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据来使第2指示器81a-c显示时的次序的一个例子的流程图。在图8中,对S赋予了数字的标号表示流程图的各步骤。

[0094] 该次序可以实时执行,也可以在拍摄结束后的图像回顾时执行。在以下的说明中,对在图像回顾时执行的情况的例子进行表示。

[0095] 首先,在步骤S11中,图像生成功能61根据体数据生成至少一个剖面图像70a-c,上述体数据是基于一边移动超声波探头11一边收集到的回波数据、和设置于超声波探头11的作为位置传感器的磁传感器的输出而得到的。

[0096] 接下来,在步骤S12中,指示器生成功能62基于与各B模式数据相关联的位置信息,按与生成的剖面图像70a-c对应的每个剖面,求出各剖面中的回波数据的收集密度。

[0097] 接下来,在步骤S13中,指示器生成功能62生成表示各剖面中的回波数据收集密度的分布的第2指示器81a-c。

[0098] 接下来,在步骤S14中,显示控制功能63将显示用超声波图像70a-c与第2指示器81a-c合成并显示于显示器30(参照图7(a))。

[0099] 通过以上的次序,能够通过显示第2指示器81a-c来进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。

[0100] 根据本实施方式涉及的医用图像处理装置1,用户通过对例如实时显示的第2指示器81a-c进行确认,能够容易地将各剖面图像的回波数据收集密度保持为适当的密度,可容易地取得良好的体数据。因此,能够使根据体数据生成的显示用超声波图像70也为良好的画质的图像,可使诊断精度提高。另外,通过例如在拍摄后的图像回顾时确认第2指示器81a-c,能够针对各剖面图像容易地把握回波数据收集密度。因此,根据医用图像处理装置1,由于能够客观地判断生成的图像的可靠性,所以可使诊断精度提高,并且,用户能够高效地学习超声波探头11的移动方式。

[0101] (第3指示器)

[0102] 接着,说明基于对体数据的至少一个剖面所对应的体素分配的表示收集密度的均匀性的信息的、第3指示器的显示处理。

[0103] 图9是表示第2指示器与第3指示器的关系的说明图。另外,图10是表示对A面图像70a合成显示第3指示器91a的样子的一个例子的说明图。

[0104] 第3指示器被生成成为表现回波数据收集密度的均匀性的指示器。优选体数据是从任何方向观察都均匀的数据。但是,第2指示器根据观察的方向而成为不同的分布。鉴于此,指示器生成功能62生成第3指示器,以便例如在拍摄后的图像回顾时能够确认回波数据收集密度的均匀性。

[0105] 具体而言,通过分配功能64对构成体数据的各体素分配表示数据收集密度的均匀性的信息。更具体而言,通过分配功能64对构成体数据的各体素分配将各体素中的数据收集密度的各轴分量作为数据的方差。该方差通过以下的式(1)来赋予。

$$[0106] \quad \sigma^2 = 1/3 * ((D_x - D_{ave})^2 + (D_y - D_{ave})^2 + (D_z - D_{ave})^2) \quad (1)$$

[0107] 这里, D_x 、 D_y 、 D_z 分别表示x方向、y方向、z方向的回波数据收集密度, D_{ave} 表示回波数据收集密度的平均。

[0108] 指示器生成功能62生成例如表示对规定的剖面所对应的体素分配了的方差的分布的第3指示器。图10中表示了对A面图像70a合成显示第3指示器91a的样子。的一个例子。

[0109] 图11是表示利用图1所示的处理电路57进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据而使第3指示器91a显示时的次序的一个例子的流程图。在图11中,对S赋予了数字的标号表示流程图的各步骤。

[0110] 该次序可以实时执行,也可以在拍摄结束后的图像回顾时执行。在以下的说明中,对在图像回顾时执行的情况的例子进行表示。

[0111] 首先,在步骤S21中,图像生成功能61根据体数据生成至少一个剖面图像,上述体数据是基于一边移动超声波探头11一边收集到的回波数据、和设置于超声波探头11的作为位置传感器的磁传感器的输出而得到的。在以下的说明中,表示生成A面图像70a作为剖面图像的情况的例子。

[0112] 接下来,在步骤S22中,分配功能64针对构成体数据的各体素,分配基于位置传感器的输出而求出的表示回波数据的收集密度的均匀性的信息。具体而言,分配功能64基于与各B模式数据相关联的位置信息来求出数据收集密度。而且,分配功能64针对构成体数据的各体素,使用式(1)分配将各体素中的回波数据收集密度的各轴分量作为数据的方差。

[0113] 接下来,在步骤S23中,指示器生成功能62生成表示信息(例如方差等)的分布的第3指示器91a,所述信息是对与在步骤S21中生成的A面图像70a对应的剖面所对应的体素分配了的表示回波数据的收集密度的均匀性的信息。

[0114] 接下来,在步骤S24中,显示控制功能63将A面图像70a与第3指示器91a合成并显示于显示器30(参照图10)。

[0115] 通过以上的次序,能够通过显示第3指示器91a来进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。

[0116] 根据本实施方式涉及的医用图像处理装置1,用户通过对例如实时显示的第3指示器91a进行确认,能够容易地维持回波数据收集密度的均匀性,可容易地取得良好的体数据。因此,能够使根据体数据生成的显示用超声波图像70也为良好的画质的图像,可使诊断精度提高。另外,通过例如在拍摄后的图像回顾时确认第3指示器91a,能够容易地确认回波数据收集密度的均匀性。因此,根据医用图像处理装置1,由于能够客观地判断生成的图像的可靠性,所以可使诊断精度提高,并且,用户能够高效地学习超声波探头11的移动方式。

[0117] (第2实施方式)

[0118] 接下来,对本发明涉及的医用图像处理装置以及医用图像处理方法的第2实施方式进行说明。

[0119] 图12是表示第2实施方式涉及的超声波诊断装置10以及医用图像处理装置1A的一个构成例的框图。另外,图13是表示第2实施方式涉及的医用图像处理装置1A的内部构成例的框图。

[0120] 该第2实施方式所示的超声波诊断装置10在与医用图像处理装置1A独立地设置这一点上,和第1实施方式所示的超声波诊断装置10不同。由于其它的构成以及作用与图1所示的超声波诊断装置10没有实质的不同,所以对相同的构成赋予相同标号而省略说明。

[0121] 医用图像处理装置1A与超声波诊断装置10独立地设置。例如,医用图像处理装置1A经由网络100与超声波诊断装置10连接成能够收发数据。

[0122] 医用图像处理装置1A的输入电路20A、显示器30A、存储电路56A以及处理电路57A起到与第1实施方式涉及的输入电路20、显示器30、存储电路56以及装置主体40的处理电路57分别等同的作用以及效果。

[0123] 另外,处理电路57A实现的图像生成功能61A、指示器生成功能62A、显示控制功能63A以及分配功能64A起到与第1实施方式涉及的图像生成功能61、指示器生成功能62、显示控制功能63以及分配功能64分别等同的作用以及效果。即,医用图像处理装置1A的处理电路57A从超声波诊断装置10至少接受回波数据以及位置信息,执行用于进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据的处理。由于该支援处理与第1实施方式所示的支援处理等同所以省略说明。

[0124] 另外,在第2实施方式中,超声波诊断装置10的处理电路57只要实现统一控制超声波诊断装置10的功能即可,可以不实现图像生成功能61、指示器生成功能62、显示控制功能63以及分配功能64。

[0125] 本实施方式涉及的医用图像处理装置1A通过基于从超声波诊断装置10接受到的回波数据以及位置信息,执行用于进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据的处理,由此起到与第1实施方式涉及的医用图像处理装置1等同的作用效果。

[0126] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。

[0127] 此外,本实施方式中的处理电路57以及57A的图像生成功能61以及61A、指示器生成功能62以及62A、显示控制功能63以及63A和分配功能64以及64A分别是技术方案中的图像生成部、指示器生成部、显示控制部以及分配部的一个例子。

[0128] 其中,在上述说明中,“处理器”这一术语例如是指专用或者通用的CPU (Central Processing Unit)、GPU (graphics processing unit)、或者面向特定用途的集成电路 (Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑器件 (例如,简易可编程逻辑器件 (Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件 (Complex Programmable Logic Device:CPLD)、以及FPGA) 等电路。处理器通过读出存储介质中保存的程序并执行,来实现各种功能。

[0129] 另外,在上述实施方式中表示了处理电路的单一的处理器的实现各功能的情况的例子,但也可以将多个独立的处理器组合来构成处理电路,由各处理器实现各功能。另外,在设置多个处理器的情况下,存储程序的存储介质可以按每个处理器分别独立地设置,也可

以由一个存储介质一并存储与全部的处理器的功能对应的程序。

[0130] 此外,虽然对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式仅是示例,并不意图限制发明的范围。这些新的实施方式能够通过其他的各种方式加以实施,在不脱离发明主旨的范围能够进行各种省略、置换、改变。这些实施方式及其变形包含于发明的范围与主旨,并且,包含在技术方案所记载的发明和其等同的范围。

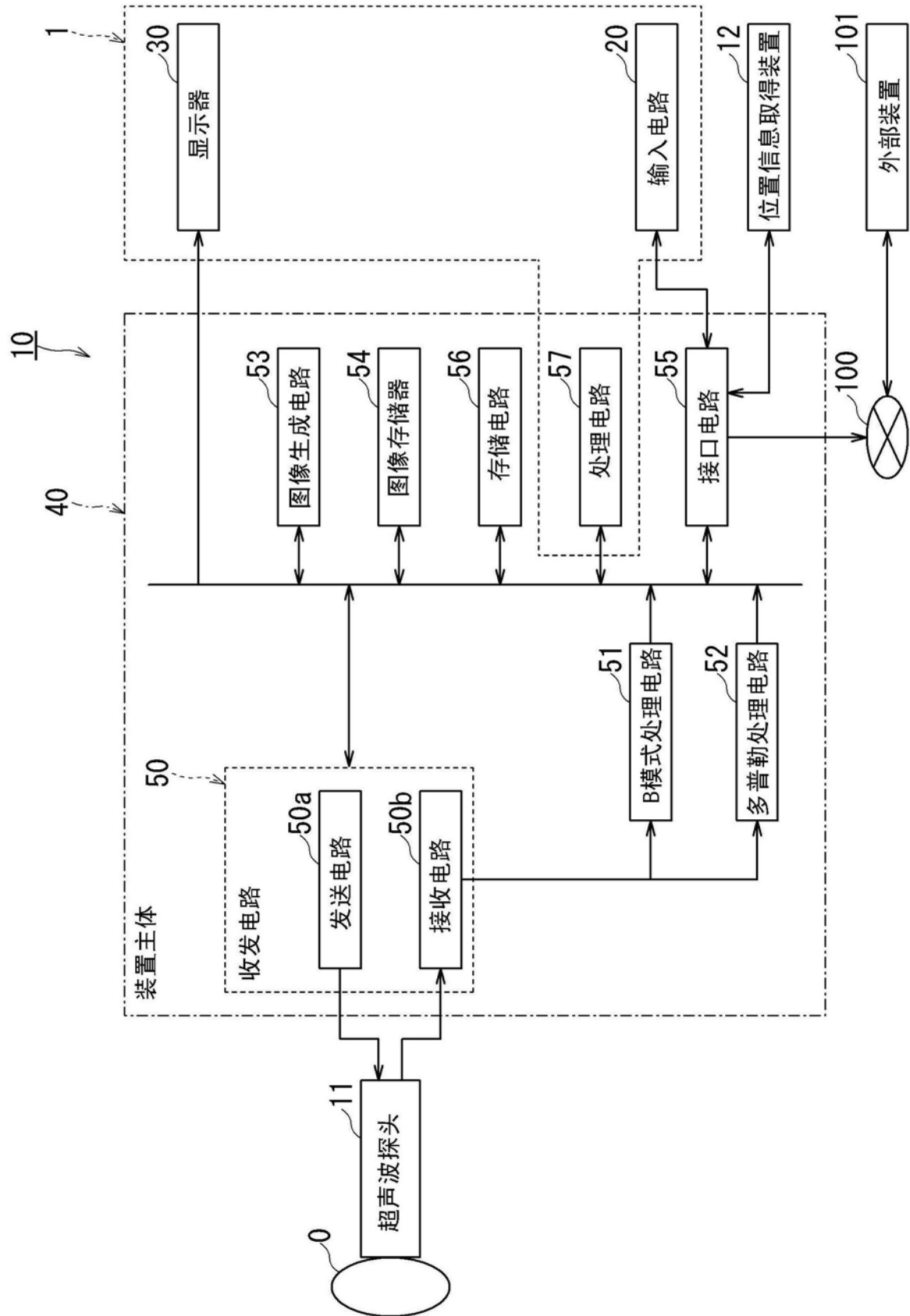


图1

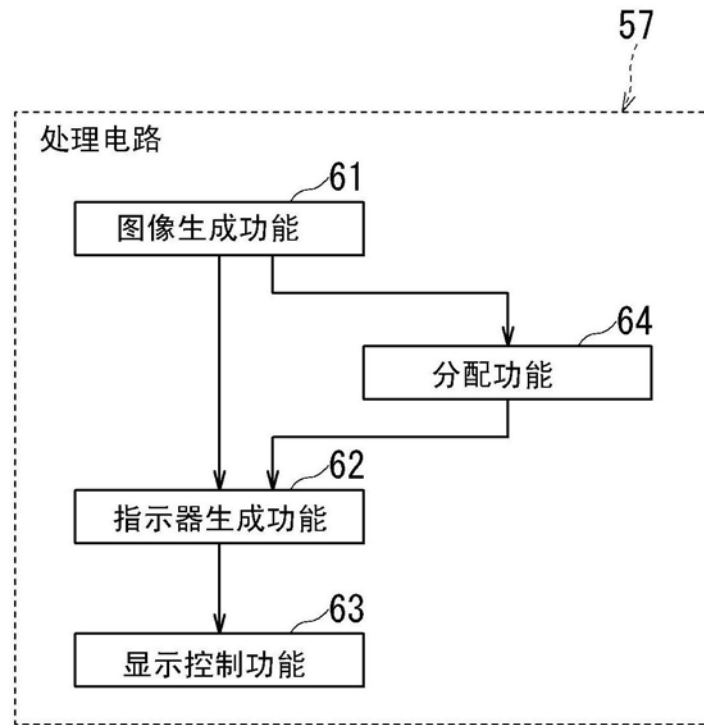


图2

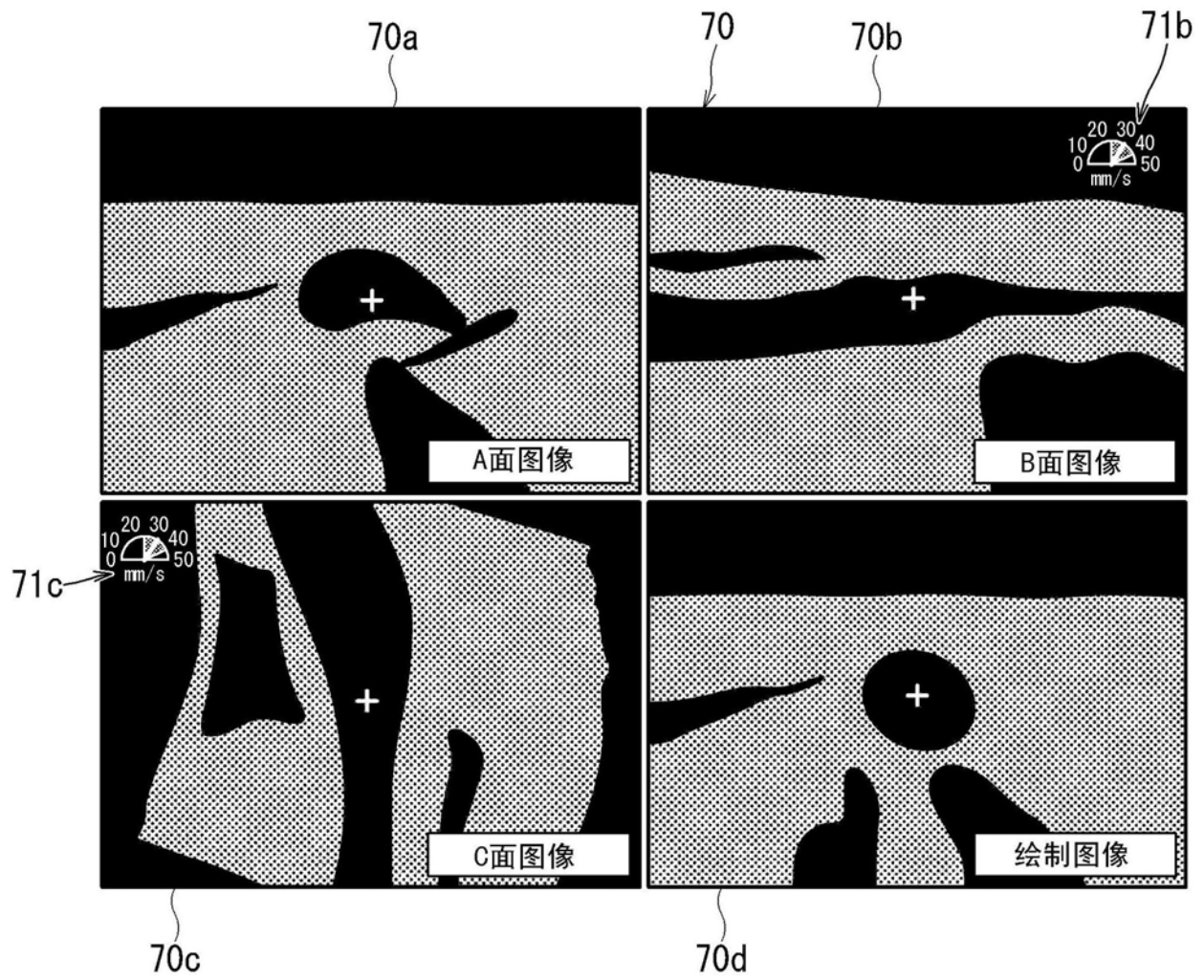


图3a

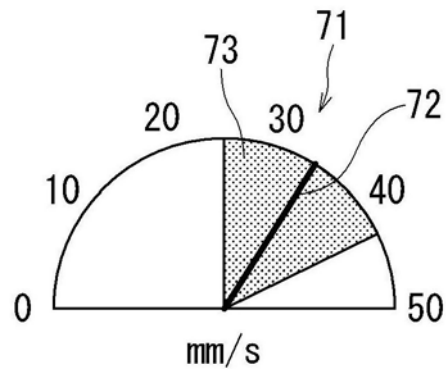


图3b

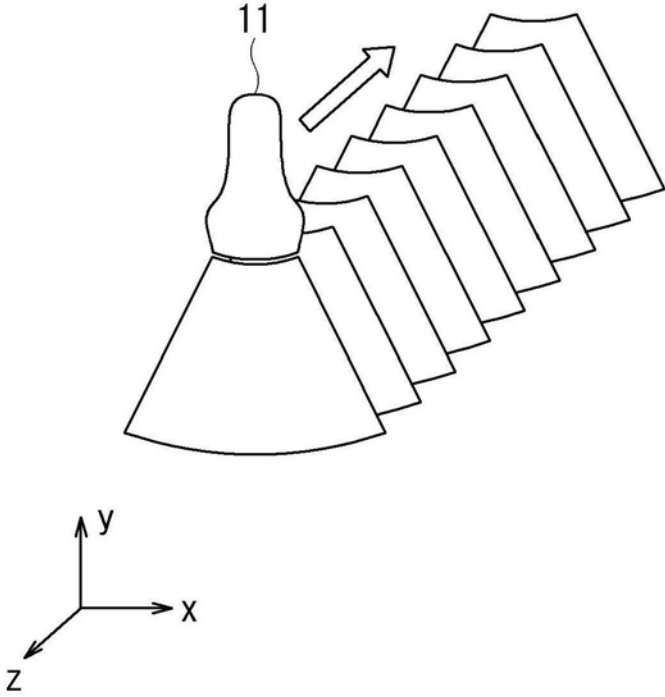


图4a

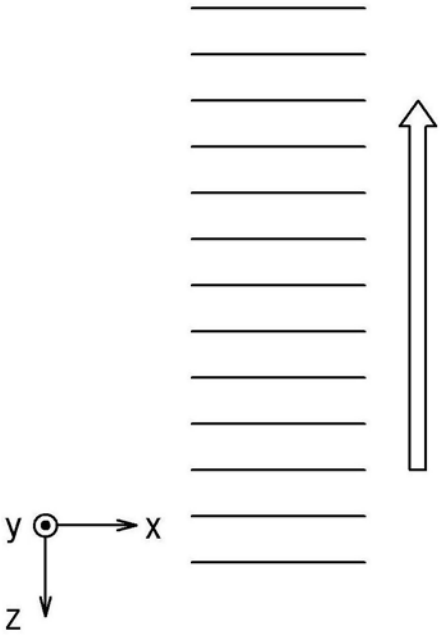


图4b

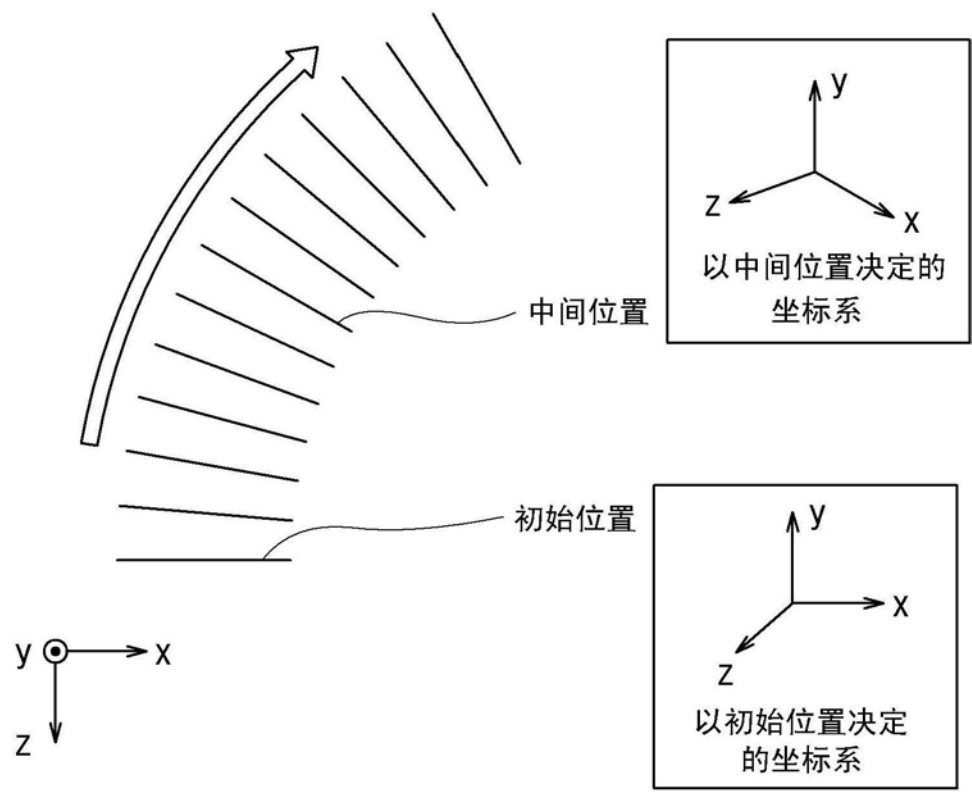


图4c

A面	xy平面
B面	yz平面
C面	zx平面

图5a

A面	扫描面
B面	yz平面
C面	zx平面

图5b

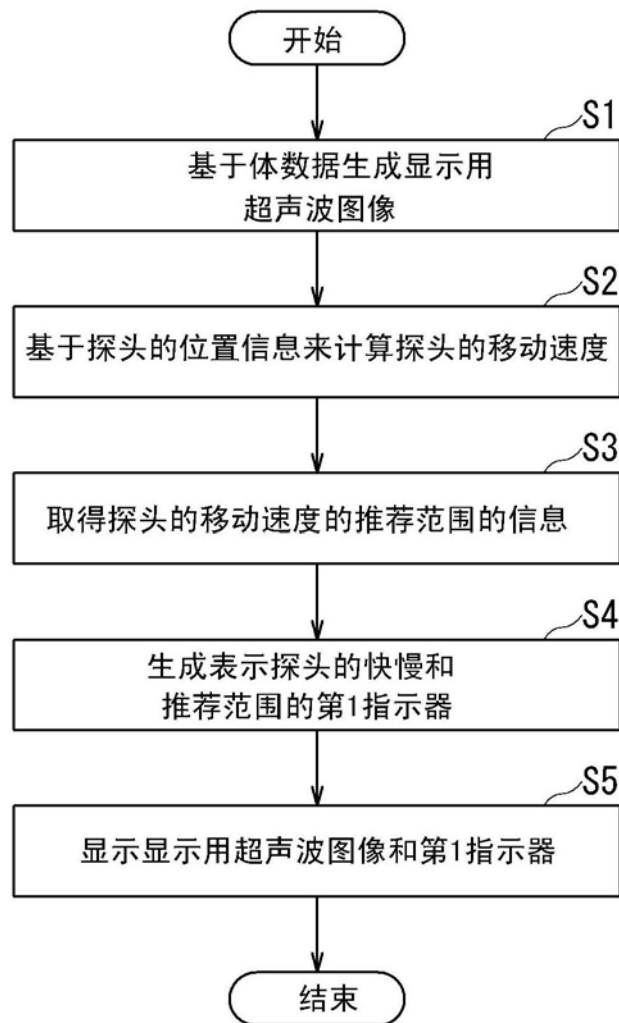


图6

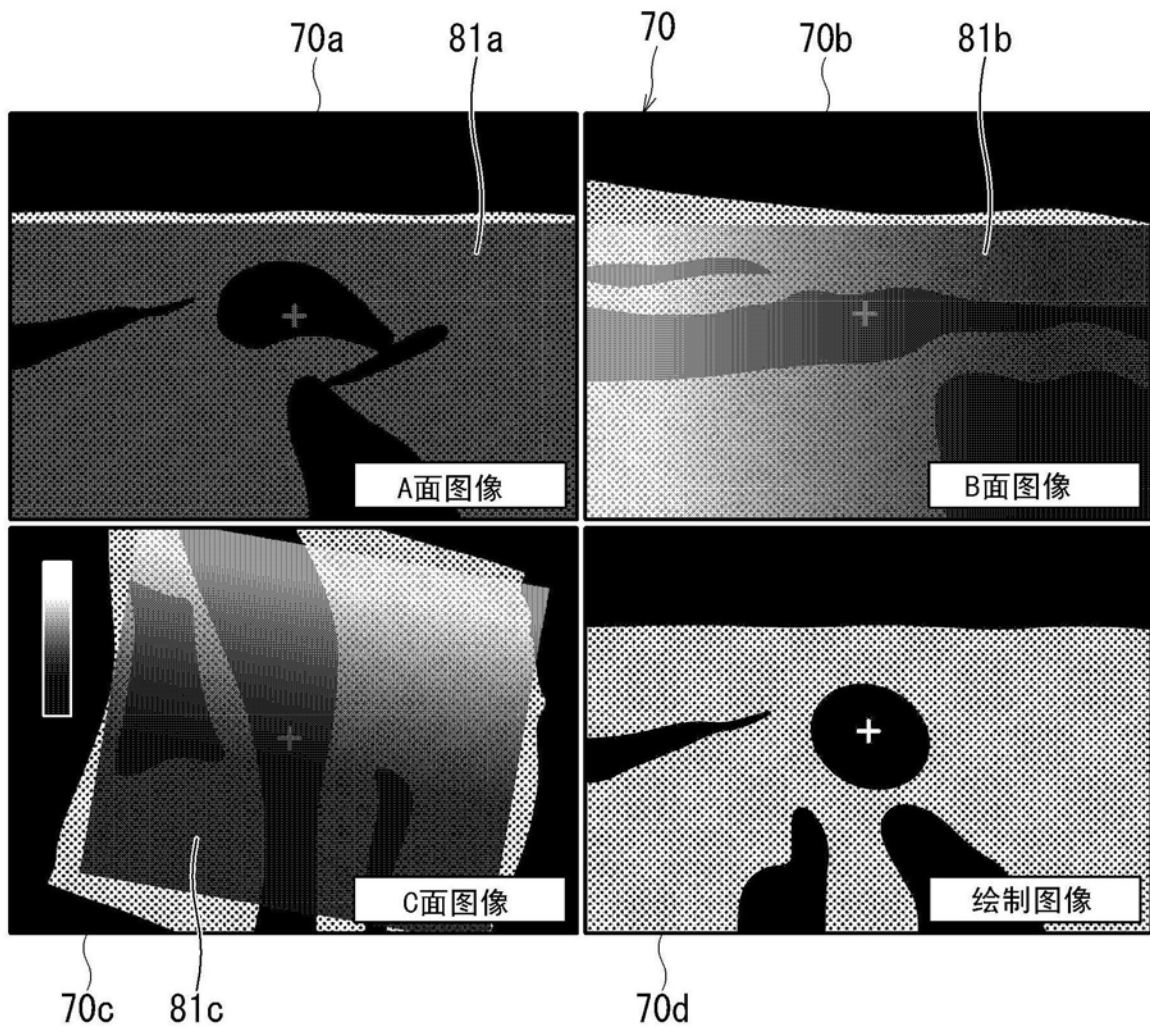


图7a

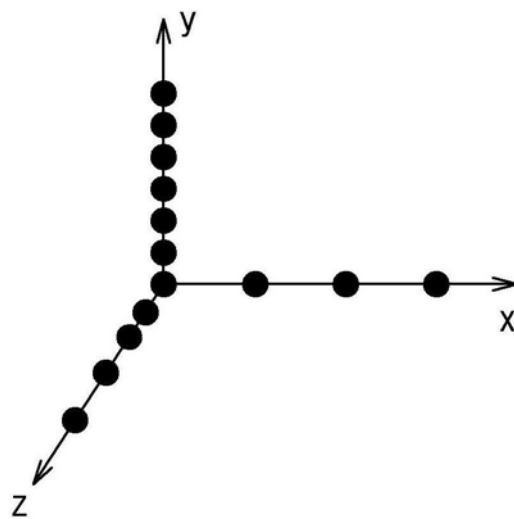


图7b

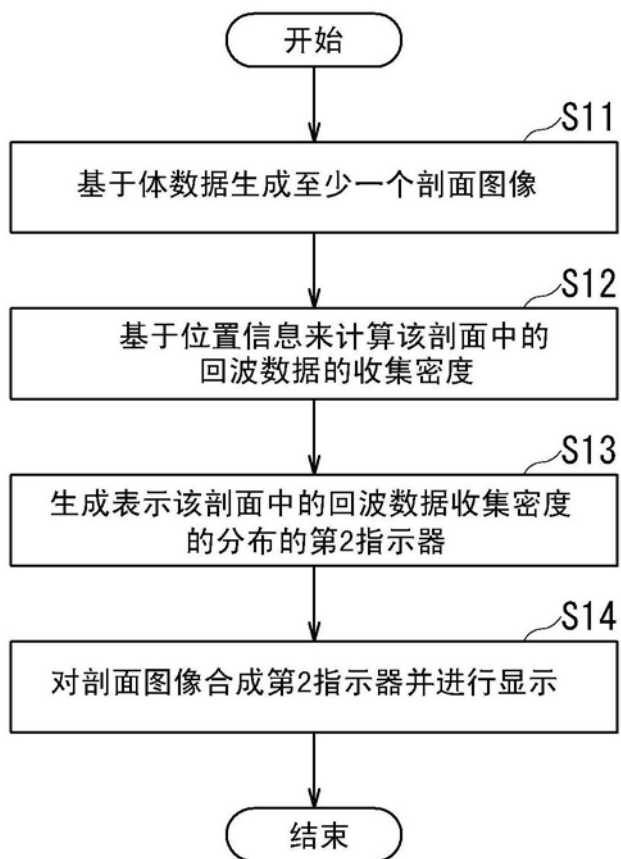


图8

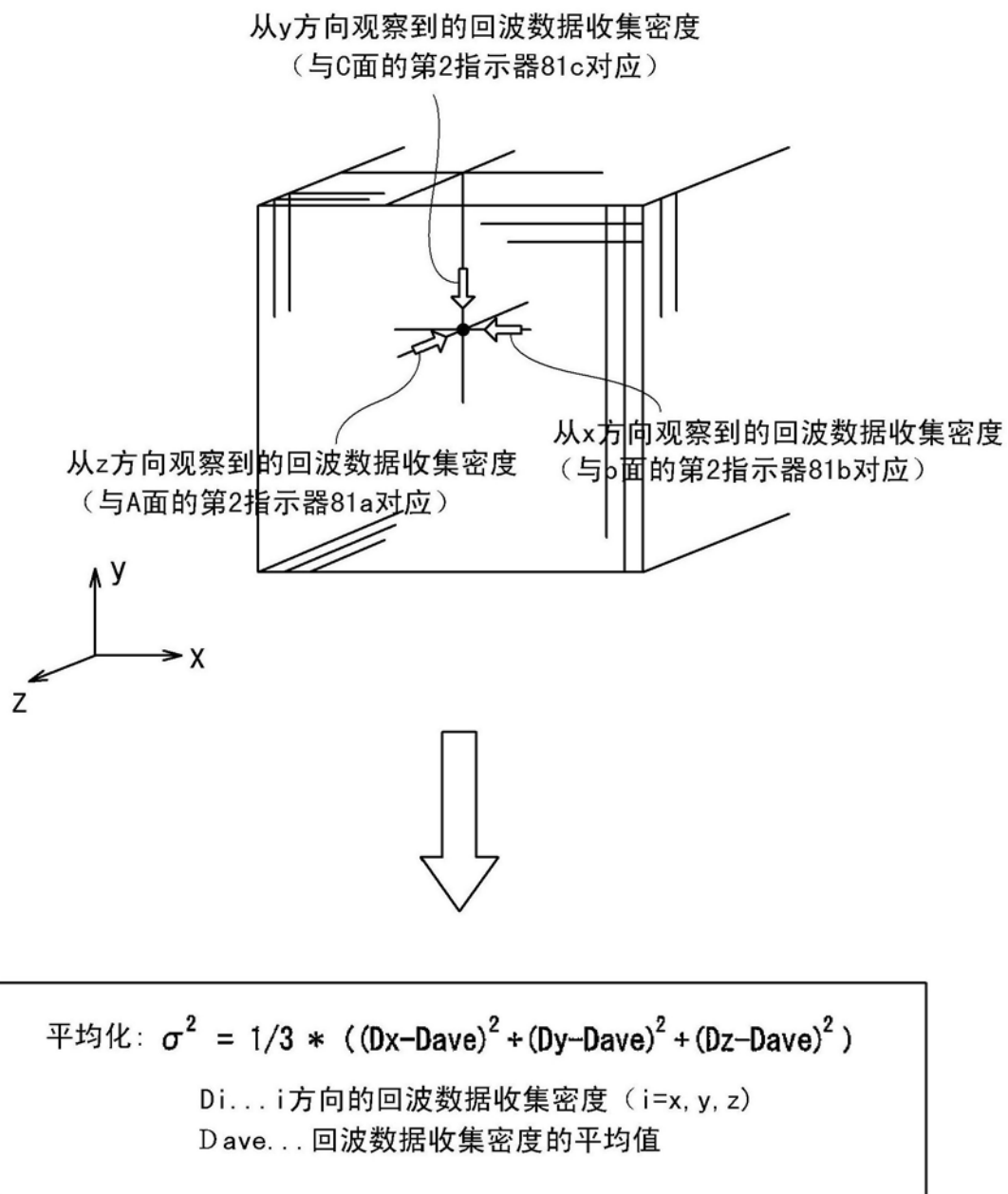


图9

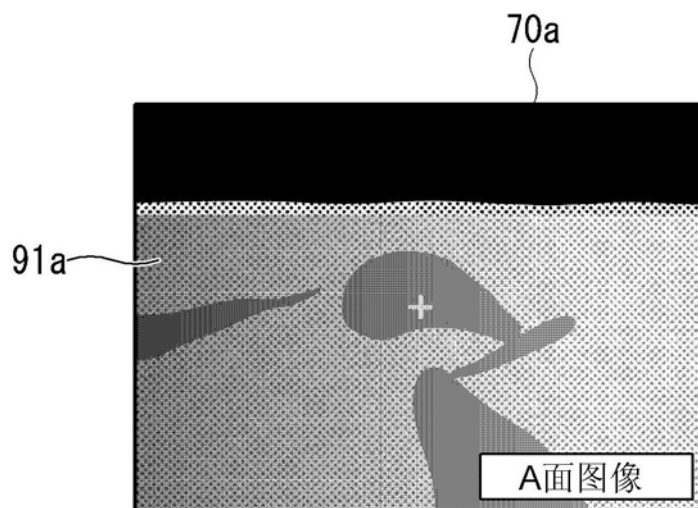


图10

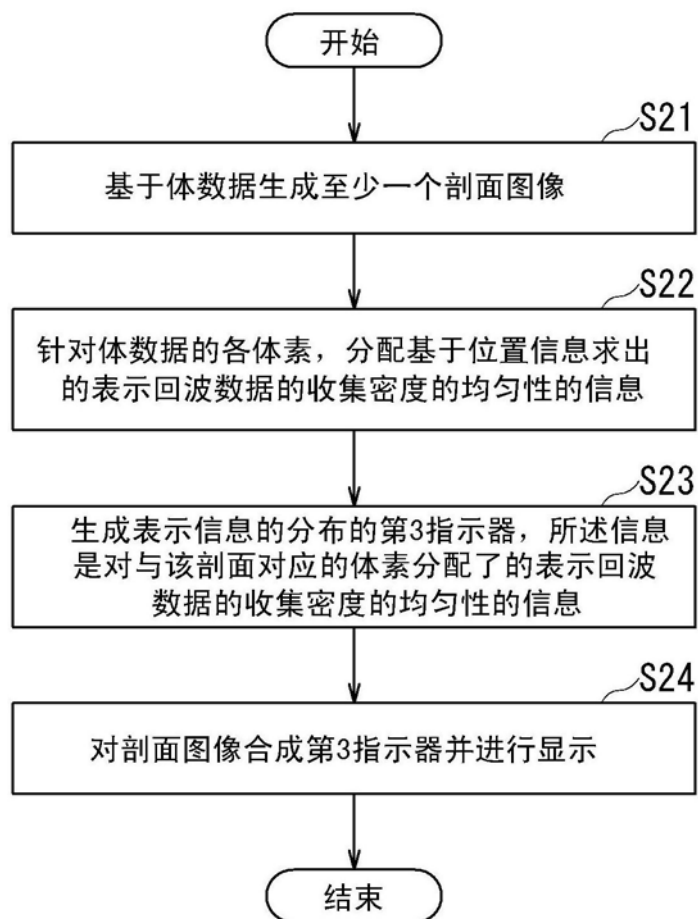


图11

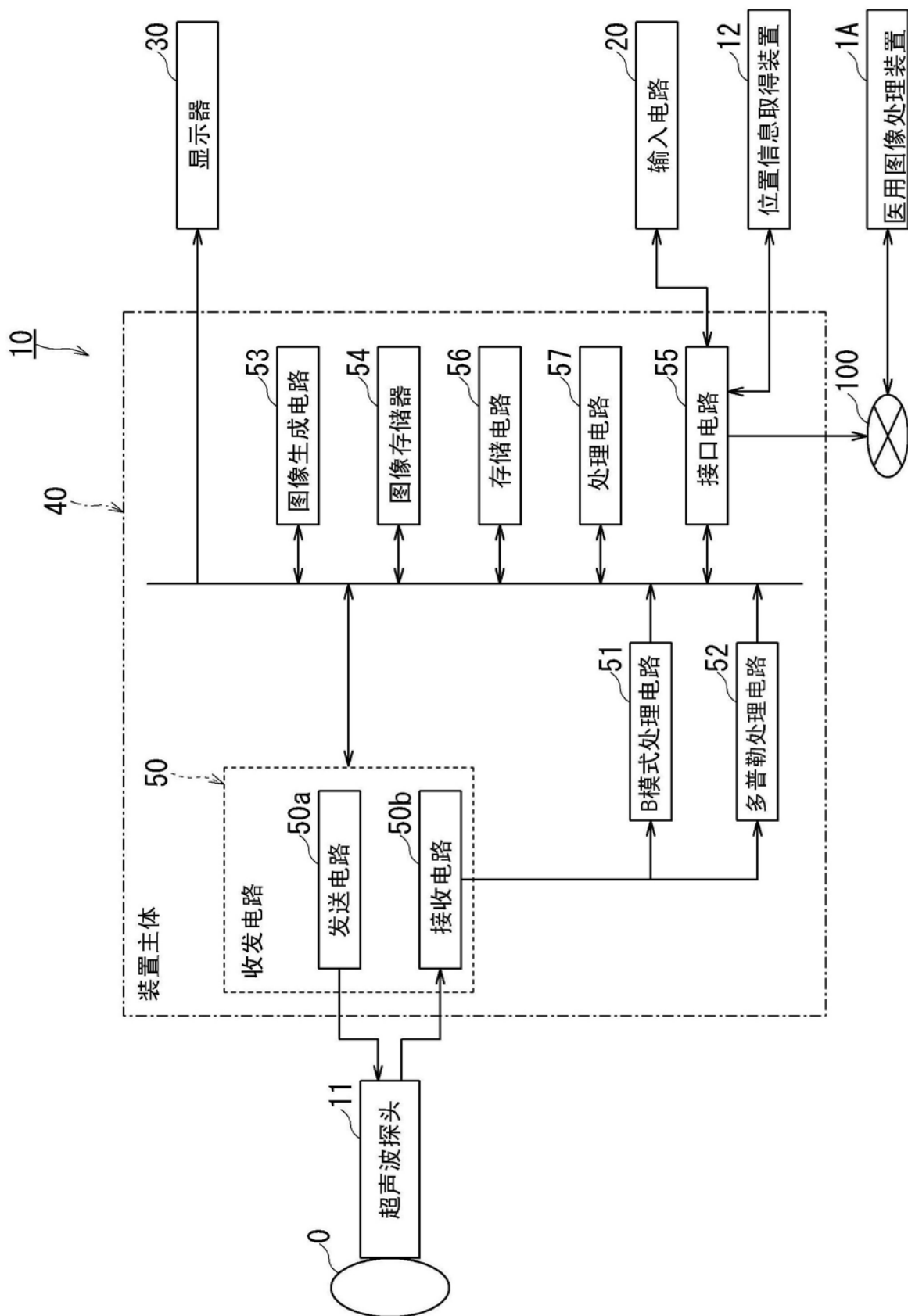


图12

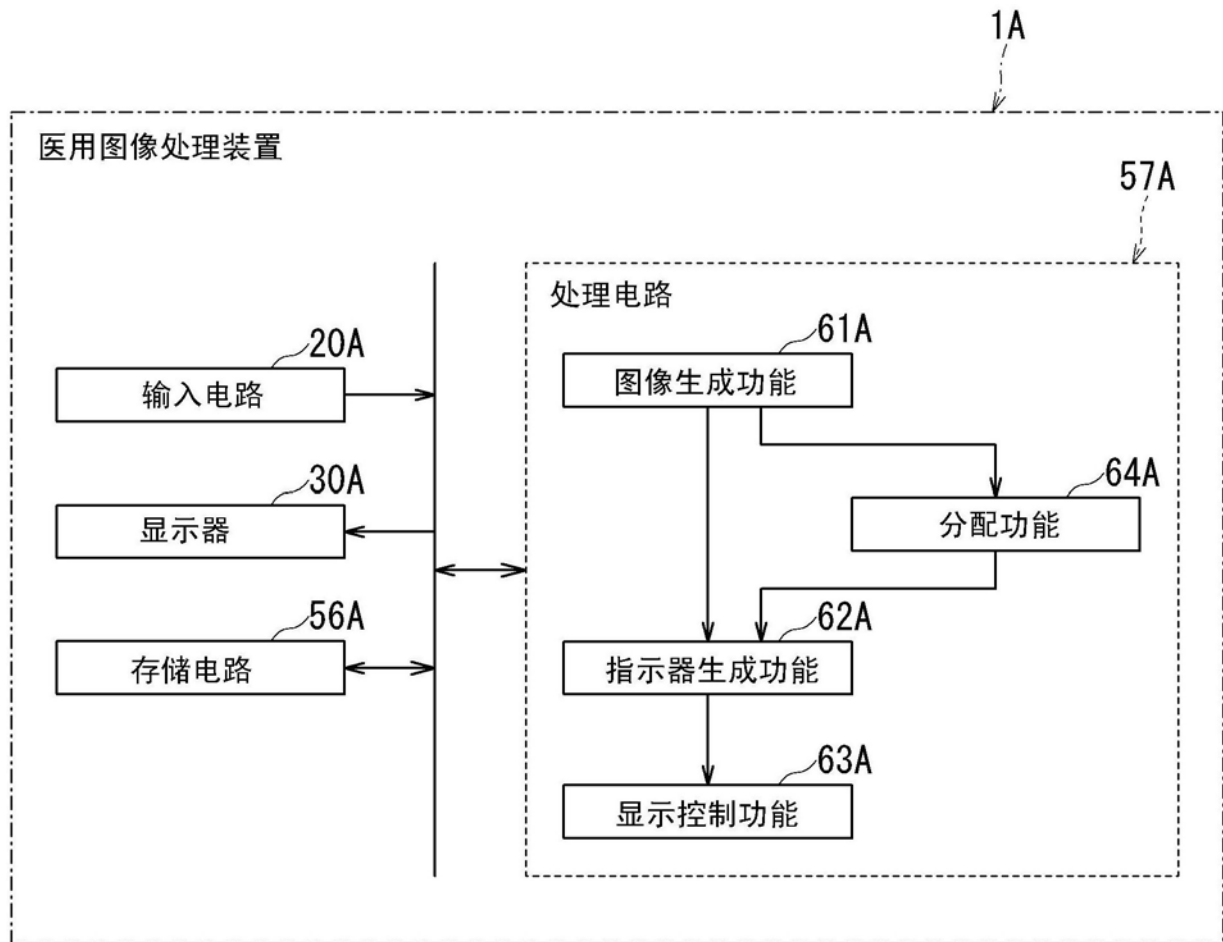


图13

专利名称(译)	医用图像处理装置以及医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN107647880A	公开(公告)日	2018-02-02
申请号	CN2017110605871.X	申请日	2017-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	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	松永智史 岭喜隆		
发明人	松永智史 岭喜隆		
IPC分类号	A61B8/00 G06T11/00 G06T15/08 G06T17/30		
CPC分类号	A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5215 G06T11/005 G06T15/08 G06T17/30 G06T2207/10136 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 G06T11/60 G06T2210/41 G06T11/001		
优先权	2016146715 2016-07-26 JP 2017140686 2017-07-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式涉及医用图像处理装置以及医用图像处理方法，能够进行支援以便不依赖于用户的熟练度地生成良好的体数据。本发明的一个实施方式涉及的医用图像处理装置具备：图像生成部，根据基于一边移动超声波探头一边收集到的回波数据、和设置于上述超声波探头的位置传感器的输出的体数据来生成图像；指示器生成部，生成指示器，该指示器表示基于上述位置传感器的输出计算出的上述超声波探头的快慢、和移动上述超声波探头的快慢的推荐范围；以及显示控制部，使上述图像以及上述指示器显示。

