



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107198546 A

(43)申请公布日 2017.09.26

(21)申请号 201710152968.X

(22)申请日 2017.03.15

(30)优先权数据

2016-054235 2016.03.17 JP

2017-042831 2017.03.07 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 阿部康彦 福田省吾

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 夏斌

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

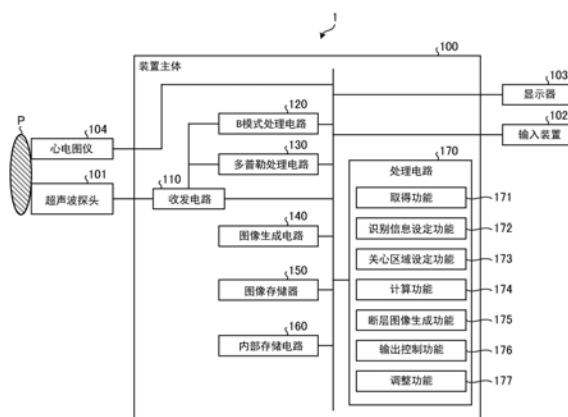
权利要求书2页 说明书18页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57)摘要

本发明提供超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法,能够支援在表示解剖学特征的位置上准确地设定关心区域的分割位置。实施方式超声波诊断装置具备取得部、计算部、关心区域设定部、图像生成部以及输出控制部。取得部取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据。计算部使用上述体数据通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。关心区域设定部向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。图像生成部生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像。输出控制部使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。



1. 一种超声波诊断装置,具备:
 - 取得部,取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据;
 - 计算部,使用上述体数据,通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息;
 - 关心区域设定部,向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置;
 - 图像生成部,生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像;以及
 - 输出控制部,使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。
2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述取得部取得作为上述部位对上述被检体的心脏进行摄像而得到的体数据。
3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述关心区域设定部在上述体数据所包含的与上述心脏的右心室对应的区域中设定上述关心区域,
 - 上述图像生成部将上述右心室的流入部与流出部的边界上的位置作为上述特征位置,生成穿过该特征位置的上述MPR图像。
4. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述图像生成部将上述右心室的前乳头肌的位置、上述右心室的隔缘肉柱向节制索转移的位置以及上述右心室的室上嵴的位置中的至少2个位置作为上述特征位置,生成穿过至少2个该特征位置的上述MPR图像。
5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,还具备:
 - 识别信息设定部,在上述体数据中,对于表示上述部位的轮廓的多个位置设定用于识别各位置的识别信息;以及
 - 调整部,接受操作者所进行的操作,根据所接受的操作在设定有上述识别信息的位置上调整上述特征位置,
 - 上述图像生成部为,每当通过上述调整部调整上述特征位置时,便使用调整后的特征位置来生成上述MPR图像,
 - 上述输出控制部为,每当通过上述图像生成部生成上述MPR图像时,便使所生成的上述MPR图像进行显示。
6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述调整部从操作者接受指定在基于上述体数据的绘制图像上使上述特征位置移动的方向以及距离的操作,根据该方向以及该距离来调整上述特征位置。
7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述调整部为,使表示能够移动上述特征位置的方向的图像进行显示,从操作者接受在该图像上指定上述方向以及上述距离的操作。
8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述输出控制部使表示上述特征位置的第1标志显示在上述MPR图像上。
9. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
 - 上述输出控制部使基于上述体数据的绘制图像进行显示,并且使表示上述特征位置的第2标志显示在该绘制图像上。

10. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述输出控制部输出通过穿过上述特征位置的边界线对上述关心区域进行分割而得到的多个分割区域各自的上述容积信息以及上述运动信息中的至少一方。
11. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,
上述输出控制部输出多个分割区域各自的上述容积信息以及上述运动信息中的至少一方,该多个分割区域是通过穿过上述特征位置的边界线对上述关心区域进行分割而得到的分割区域被不穿过上述特征位置的边界线进一步分割而得到的。
12. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述取得部取得对上述部位按照时间序列顺序进行摄像而得到的多个体数据,
上述图像生成部根据上述多个体数据的各个体数据,分别生成穿过各体数据中的上述特征位置的上述MPR图像,
上述输出控制部使根据各体数据生成的各MPR图像按照时间序列顺序进行显示。
13. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述图像生成部根据上述体数据生成穿过上述特征位置且具有规定厚度的带厚度的MPR图像。
14. 一种图像处理装置,具备:
取得部,取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据;
计算部,使用上述体数据,通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息;
关心区域设定部,向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置;
图像生成部,生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像;以及
输出控制部,使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。
15. 一种图像处理方法,包括:
取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据;
使用上述体数据,通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息;
向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置;
生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像;以及
使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 本申请享受2016年3月17日提出的日本专利申请号2016-054235以及2017年3月7日提出的日本专利申请号2017-042831的优先权利益,该日本专利申请的全部内容被援用到本申请中。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0003] 以往,为了客观且定量地评价被检体的部位(例如内脏器官)的功能,提出有各种解析对部位进行摄像而得到的图像数据(data)的技术。例如,在超声波诊断装置中,为了评价心功能,存在对与心脏壁的运动相关的运动信息进行计算的技术。具体而言,超声波诊断装置为,对于按照时间序列收集的心脏的三维超声波图像数据,进行包含心脏壁的局部的图案匹配(pattern matching)在内的追踪处理(跟踪(tracking)),根据心脏壁的位移、变形等来推测运动信息。而且,超声波诊断装置为,例如,通过绘制(rendering)处理来生成由操作者设定的关心区域所包含的心脏腔(或者心室壁、心房壁等)的图像,将与所推测的运动信息相应的亮度值转换成彩色并加以显示。

发明内容

[0004] 本发明要解决的课题在于,提供超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法,能够支援在表示解剖学特征的位置上正确地设定关心区域的分割位置。

[0005] 实施方式的超声波诊断装置具备取得部、计算部、关心区域设定部、图像生成部以及输出控制部。取得部取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据(volume data)。计算部使用上述体数据通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。关心区域设定部向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。图像生成部生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像。输出控制部显示上述MPR图像,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。

[0006] 发明的效果

[0007] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够按照基于被检体的部位的表示解剖学特征的位置分割的每个区域,来进行部位的解析。

附图说明

[0008] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框(block)图。

[0009] 图2是用于对通过第1实施方式所涉及的识别信息设定功能设定的初始轮廓进行说明的图。

[0010] 图3A~图3C是用于对第1实施方式所涉及的关心区域设定功能的处理进行说明的

图。

[0011] 图4A以及图4B是用于对RV环 (ring) 的位置进行说明的图。

[0012] 图5是用于对第1实施方式所涉及的断层图像生成功能的处理进行说明的图。

[0013] 图6是表示通过第1实施方式所涉及的输出控制功能显示的显示画面的一例的图。

[0014] 图7A以及图7B是用于对第1实施方式所涉及的调整功能的处理进行说明的图。

[0015] 图8是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理顺序的流程图 (flow-chart)。

[0016] 图9是用于对其他实施方式所涉及的调整功能的处理进行说明的图。

具体实施方式

[0017] 以下,参照附图对实施方式所涉及的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理程序 (program) 进行说明。

[0018] 另外,在以下,对将实施方式应用于超声波诊断装置的情况进行说明,但并不限定于此。例如,也能够将实施方式应用于超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置、工作站 (workstation) 等的医用图像处理装置。作为医用图像诊断装置,例如能够应用X射线诊断装置、X射线CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置、SPECT装置与X射线CT装置一体化而成的SPECT-CT装置、PET装置与X射线CT装置一体化而成的PET-CT装置、PET装置与MRI装置一体化而成的PET-MRI装置、或者包括这些装置中的多个装置的装置组等。

[0019] (第1实施方式)

[0020] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1具有装置主体100、超声波探头 (probe) 101、输入装置102、显示器 (display) 103以及心电图仪104。超声波探头101、输入装置102、显示器103、以及心电图仪104以能够通信的方式与装置主体100连接。

[0021] 超声波探头101具有多个压电振子,这多个压电振子基于从装置主体100所具有的收发电路110供给的驱动信号来产生超声波。此外,超声波探头101接收来自被检体P的反射波并转换成电信号。此外,超声波探头101具有设置于压电振子的匹配层、以及防止超声波从压电振子向后方传播的填密 (backing) 材料等。另外,超声波探头101与装置主体100拆装自如地连接。

[0022] 当从超声波探头101朝被检体P发送超声波时,所发送的超声波由被检体P的体内组织的声阻抗 (impedance) 的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头101所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲 (pulse) 由正在移动的血流、心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号,由于多普勒 (Doppler) 效应而依存于移动体相对于超声波发送方向的速度成分,承受频率漂移。

[0023] 例如,在本实施方式中,为了进行被检体P的三维扫描,作为超声波探头101将机械 (mechanical) 4D探头、2D阵列 (array) 探头与装置主体100连接。机械4D探头为,能够使用如1D阵列探头那样排列为一系列的多个压电振子进行二维扫描,并且能够通过使多个压电振子

以规定的角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。此外,2D阵列探头为,能够通过配置为矩阵状的多个压电振子进行三维扫描,并且能够通过将超声波会聚而进行收发来进行二维扫描。

[0024] 输入装置102具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel-switch)、触摸指令屏(touch command screen)、脚踏开关(foot switch)、轨迹球(track ball)、以及操纵杆(joystick)等,受理来自超声波诊断装置1的操作者的各种设定请求,并将所受理的各种设定请求向装置主体100传送。

[0025] 显示器103显示用于超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface:图形用户界面),或者显示在装置主体100中生成的超声波图像数据等。此外,显示器103显示各种消息(message),以便将装置主体100的处理状况通知给操作者。此外,显示器103还能够具有扬声器(speaker)并输出声音。例如,显示器103的扬声器输出哔哔声(beep)等规定的声音,以便将装置主体100的处理状况通知给操作者。

[0026] 心电图仪104为,作为被检体P的生物体信号而取得被检体P的心电图(Electrocardiogram:ECG)。心电图仪104将所取得的心电图发送至装置主体100。另外,在本实施方式中,对作为取得与被检体P的心脏的心脏时相相关的信息的机构之一、使用心电图仪104的情况进行说明,但实施方式并不限定于此。

[0027] 装置主体100是基于超声波探头101接收的反射波信号来生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体100是能够基于超声波探头101接收的三维的反射波数据来生成三维的超声波图像数据的装置。另外,三维的超声波图像数据是“三维医用图像数据”或者“体数据”的一例。

[0028] 如图1所示,装置主体100具有收发电路110、B模式(mode)处理电路120、多普勒处理电路130、图像生成电路140、图像存储器150、内部存储电路160以及处理电路170。收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理电路130、图像生成电路140、图像存储器150、内部存储电路160以及处理电路170以能够通信的方式相互连接。

[0029] 收发电路110具有脉冲(pulse)发生器、发送延迟部、脉冲装置(pulser)等,朝超声波探头101供给驱动信号。脉冲发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(rate)脉冲。此外,发送延迟部将从超声波探头101产生的超声波会聚为束(beam)状,且将为了决定发送指向性而需要的每个压电振子的延迟时间赋予给脉冲发生器所产生的各速率脉冲。此外,脉冲装置在基于速率脉冲的定时(timing)对超声波探头101施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,由此任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0030] 另外,收发电路110具有如下的功能:能够基于后述的处理电路170的指示而瞬间变更发送频率、发送驱动电压等,以便执行规定的扫描序列。尤其是,通过能够瞬间切换其值的线性放大器(linear amplifier)型的振荡电路或者对多个电源单元(unit)进行电切换的机构,来实现发送驱动电压的变更。

[0031] 此外,收发电路110具有前置放大器(pre-amplifier)、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟部、以及加法器等,对超声波探头101接收的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。前置放大器按照每个信道(channel)来放大反射波信号。A/D转换器对放大后

的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部赋予为了决定接收指向性而需要的延迟时间。加法器进行由接收延迟部处理后的反射波信号的加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理,反射波信号的来自与接收指向性相应的方向的反射成分得到强调,根据接收指向性与发送指向性来形成超声波收发的综合性的束。

[0032] 收发电路110为,在对被检体P的三维区域进行扫描的情况下,使超声波探头101发送三维方向的超声波束。然后,收发电路110根据超声波探头101接收的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0033] 此处,从收发电路110输出的输出信号的方式,能够选择是被称作RF(Radio Frequency:射频)信号的包含相位信息的信号的情况、是包络检波处理后的振幅信息的情况等各种方式。

[0034] B模式处理电路120为,从收发电路110接收反射波数据,进行对数放大、包络检波处理等,生成信号强度由亮度的明亮度表现的数据(B模式数据)。

[0035] 多普勒处理电路130为,根据从收发电路110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、组织、造影剂回波成分,生成对于多个点提取了速度、分散、功率(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0036] 另外,图1中例示的B模式处理电路120以及多普勒处理电路130为,能够对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行处理。即,B模式处理电路120根据二维的反射波数据生成二维的B模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。此外,多普勒处理电路130根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0037] 图像生成电路140为,根据B模式处理电路120以及多普勒处理电路130生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成电路140根据B模式处理电路120生成的二维的B模式数据生成由亮度表示反射波的强度的二维B模式图像数据。此外,图像生成电路140根据多普勒处理电路130生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像、分散图像、功率图像、或者将这些图像组合而成的图像。此外,图像生成电路140还能够根据B模式处理电路120生成的1条扫描线上的B模式数据的时间序列数据生成M模式图像数据。此外,图像生成电路140还能够根据多普勒处理电路130生成的多普勒数据生成沿着时间序列将血流、组织的速度信息进行描绘(plot)的多普勒波形。

[0038] 此处,图像生成电路140一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描(scan)转换(convert))成以电视机等为代表的视频(video)格式(format)的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成电路140通过与超声波探头101的超声波的扫描方式相应地进行坐标转换,由此生成显示用的超声波图像数据。此外,图像生成电路140为,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,使用扫描转换后的多个图像帧(frame)进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器(filter)的图像处理(边缘(edge)强调处理)等。此外,图像生成电路140将各种参数(parameter)的文字信息、刻度、体标记(body mark)等合成到超声波图像数据中。

[0039] 即,B模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成电路140生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B模式数据以及多

普勒数据也被称作原始数据 (Raw Data)。

[0040] 并且,图像生成电路140通过对B模式处理电路120生成的三维的B模式数据进行坐标转换,由此生成三维B模式图像数据。此外,图像生成电路140通过对多普勒处理电路130生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,由此生成三维多普勒图像数据。即,图像生成电路140生成“三维的B模式图像数据、三维多普勒图像数据”,作为“三维超声波图像数据(体数据)”。

[0041] 并且,图像生成电路140对体数据进行绘制(rendering)处理,以便生成用于由显示器103显示体数据的各种二维图像数据。作为图像生成电路140进行的绘制处理,存在通过断面重构法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成MPR图像数据的处理。此外,作为图像生成电路140进行的绘制处理,存在对体数据进行“Curved MPR”的处理、对体数据进行“Maximum Intensity Projection”的处理。此外,作为图像生成电路140进行的绘制处理,存在体绘制(VR:Volume Rendering)处理、表面绘制(SR:Surface Rendering)处理。

[0042] 图像存储器150是对图像生成电路140生成的显示用的图像数据进行存储的存储器(memory)。此外,图像存储器150还能够对B模式处理电路120、多普勒处理电路130生成的数据进行存储。图像存储器150所存储的B模式数据、多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,经由图像生成电路140而成为显示用的超声波图像数据。

[0043] 另外,图像生成电路140为,将超声波图像数据以及为了生成该超声波图像数据而进行的超声波扫描的时间,与从心电图仪104发送的心电图建立对应地保存于图像存储器150。后述的处理电路170通过参照图像存储器150所保存的数据,能够取得为了生成超声波图像数据而进行的超声波扫描时的心脏时相。

[0044] 内部存储电路160存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医生的意见等)、诊断协议(protocol)、各种体标记等的各种数据。此外,根据需要,内部存储电路160还被用于图像存储器150所存储的图像数据的保管等。此外,内部存储电路160所存储的数据能够经由未图示的接口(interface)朝外部装置传送。另外,外部装置例如是进行图像诊断的医生所使用的PC(Personal Computer)、CD、DVD等存储介质、打印机(printer)等。

[0045] 处理电路170对超声波诊断装置1的处理整体进行控制。具体而言,处理电路170基于从操作者经由输入装置102输入的各种设定请求、从内部存储电路160读入的各种控制程序以及各种数据,对收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理电路130以及图像生成电路140的处理进行控制。此外,处理电路170进行控制,以便将图像存储器150、内部存储电路160所存储的显示用的超声波图像数据在显示器103上进行显示。

[0046] 此外,处理电路170执行取得功能171、识别信息设定功能172、关心区域设定功能173、计算功能174、断层图像生成功能175、输出控制功能176以及调整功能177。另外,关于处理电路170所执行的取得功能171、识别信息设定功能172、关心区域设定功能173、计算功能174、断层图像生成功能175、输出控制功能176以及调整功能177的处理内容将后述。

[0047] 此处,例如,图1所示的处理电路170的构成要素即取得功能171、识别信息设定功能172、关心区域设定功能173、计算功能174、断层图像生成功能175、输出控制功能176以及调整功能177所执行的各处理功能,以能够由计算机(computer)执行的程序的形态记录于

内部存储电路160。处理电路170是通过将各程序从内部存储电路160读出并执行、由此实现与各程序对应的功能的处理器(processor)。换言之,读出了各程序的状态的处理电路170具有图1的处理电路170内所示的各功能。

[0048] 另外,在本实施方式中,对通过单个的处理电路170来实现以下说明的各处理功能的情况进行说明,但也可以将多个独立的处理器组合而构成处理电路,并通过各处理器执行程序来实现功能。

[0049] 在上述说明中使用的“处理器”这个词语,例如意味着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,简单可编程逻辑器件(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、以及现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA))等电路。处理器通过将内部存储电路160所保存的程序读出并执行来实现功能。另外,也可以代替在内部存储电路160中保存程序,而构成为将程序直接组入到处理器的电路内。在该情况下,处理器通过将组入到电路内的程序读出并执行来实现功能。另外,本实施方式的各处理器,并不限于按照每个处理器来构成为单个的电路的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成为1个处理器,并实现其功能。并且,也可以将各图中的多个构成要素综合到1个处理器中而实现其功能。

[0050] 以上,对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成例进行了说明。在所述构成的情况下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1执行以下的处理,以便按照基于被检体P的部位的表示解剖学特征的位置分割的每个区域来进行部位的解析。

[0051] 另外,在以下的说明中,对处理电路170通过三维斑点追踪(3D Speckle Tracking:3DT)法来进行心脏的壁运动解析的情况进行说明,但实施方式并不限于此。例如,处理电路170并不限于壁运动解析,还能够计算与心脏的容积相关的容积信息。此外,处理电路170并不限于对心脏进行解析,还能够对其他部位(内脏器官)进行解析。

[0052] 取得功能171取得对被检体P的部位进行摄像而得到的三维医用图像数据。例如,取得功能171取得至少一次心搏量的对被检体P的心脏进行摄像而得到的三维医用图像数据。另外,取得功能171是取得部的一例。换言之,取得功能171取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据。

[0053] 例如,操作者利用扇形(sector)探头进行包含被检体P的心脏在内的区域的三维扫描,而进行描绘出心肌的三维的超声波图像数据的动态图像数据的摄像。该动态图像数据例如是包含以B模式收集的每个时相的超声波图像数据在内的超声波图像数据组。此处,“时相”是指心脏的周期性运动中的任意的1个时刻(timing),也被称作“心脏时相”。

[0054] 而且,图像生成电路140生成心脏的右心室的动态图像数据,并将所生成的动态图像数据保存于图像存储器150。而且,操作者例如将心电图中的从R波到下一个R波为止的1次心搏量的区间,设定为处理对象的区间。另外,在将处理对象的区间设定为2次心搏量的区间、3次心搏量的区间的情况下,也能够应用本实施方式。

[0055] 而且,取得功能171例如从图像存储器150取得超声波图像数据组。该超声波图像数据组包含操作者设定的1次心搏量的区间所包含的多个帧的三维的超声波图像数据(体数据)。

[0056] 另外,在第1实施方式中,为了对向典型的斑点追踪法的应用例进行说明,而对取得遍及多个时相的体数据的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,取得功能171也可以取得与1个时相对应的体数据。因而,例如,取得功能171也可以取得与舒张末期(End-Diastole)或者收缩末期(End-systole)对应的1个时相的体数据。

[0057] 此外,在第1实施方式中,说明了取得功能171取得对右心室进行摄像而得到的三维的超声波图像数据并将其用于以后的处理的情况,但实施方式并不限于此。例如,取得功能171所取得的三维的超声波图像数据,也可以是对左心室进行摄像而得到的,还可以是对心脏整体或者心脏以外的其他部位进行摄像而得到的。

[0058] 此外,在第1实施方式中,说明了将通过超声波的收发而生成的三维的超声波图像数据用作为三维医用图像数据的情况,但实施方式并不限于此。例如,三维医用图像数据也可以是通过超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置生成的三维的医用图像数据。

[0059] 识别信息设定功能172为,在三维医用图像数据中,对于表示被检体P的部位的轮廓的多个位置设定识别各位置的识别信息。另外,识别信息设定功能172是识别信息设定部的一例。

[0060] 例如,识别信息设定功能172为,对于超声波图像数据组所包含的至少1个超声波图像数据中的与右心室的轮廓对应的位置,设定多个被赋予了地址(address)编号的追踪点(构成点)。此处,追踪点是为了计算局部区域的运动信息而随着时间被追踪的点,是构成局部区域的轮廓的构成点。此外,地址编号是为了识别各追踪点而被赋予的编号,例如,基于心脏的内膜上的各追踪点的位置来定义。另外,地址编号并不限于编号(数字),例如只要是文字、记号等能够识别各追踪点的位置的识别信息即可。

[0061] 另外,此处,作为一例,说明对右心室的内膜执行以下的处理的情况,但实施方式并不限于此。例如,并不限于内膜,也可以对外膜或者内膜与外膜的中间层执行以下的处理。此外,识别信息设定功能172为,例如,并不限于右心室,也可以对左心室、左心房、右心房或者心脏整体等任意的规定区域执行以下的处理。另外,在本实施方式中,识别信息设定功能172为,根据操作者手动地设定的信息,对于与右心室的初始轮廓对应的位置设定多个构成轮廓的构成点。

[0062] 例如,操作者对于通过取得功能171取得的超声波图像数据组指定任意的心脏时相。此处所指定的任意的心脏时相,是1次心搏量的区间所包含的帧中的任意帧,例如是舒张末期时相(最初的R波时相)。而且,当由操作者指定任意的心脏时相时,识别信息设定功能172对于所指定的心脏时相的超声波图像数据设定三维的初始轮廓。

[0063] 此处,例如,通过对于多个基准MPR断面分别输入的二维的轮廓线的插补处理,来生成三维的初始轮廓。例如,操作者对于穿过心尖部的多个基准MPR断面分别输入对右心室的内膜的轮廓进行表示的轮廓线。然后,识别信息设定功能172将向各个基准MPR断面输入的轮廓线的位置转换成三维的超声波图像数据的坐标。然后,识别信息设定功能172通过各轮廓线间的空间的插补处理来生成三维的超声波图像数据中的各轮廓线之间的三维的轮廓形状(初始轮廓)。如此,识别信息设定功能172对右心室的内膜的初始轮廓进行设定。

[0064] 图2是用于对通过第1实施方式所涉及的识别信息设定功能172设定的初始轮廓进行说明的图。图2中例示出对右心室设定的初始轮廓(VE)。在图2中,由实线表示的网(mesh)状构造与对右心室的内膜设定的初始轮廓对应,由虚线表示的网状构造与对右心室的外膜

设定的初始轮廓对应。此外,图2中例示出相对于右心室流入血液的流入口(VI)、以及流出血液的流出口(VO)。

[0065] 如图2所示,识别信息设定功能172为,在任意的心脏时相的超声波图像数据中的与右心室的内膜对应的位置设定三维的初始轮廓(VE)。然后,识别信息设定功能172对于构成所设定的初始轮廓(VE)的多个构成点设定地址编号。此处,在图2所示的例子中,构成点与网状构造的交点的位置对应。识别信息设定功能172对于设定于网状构造的交点的位置的各构成点设定地址编号。

[0066] 例如,识别信息设定功能172将心脏的内膜的各构成点的位置定义为 $P_endo(t, h, d)$ 。此处, t 表示1次心搏量的区间所包含的帧(心脏时相), h 表示长轴方向(高度)的地址编号, d 表示圆周方向(方位)的地址编号。另外,此处,使用最初的R波时相来设定初始断面,因此 $t=0$ 。

[0067] 此外,识别信息设定功能172为,作为圆周方向的基准位置,例如设定右心室的三尖瓣侧的端部,将该位置的构成点的 d 设为0。即,处于该基准位置的构成点的位置被表示为 $P_endo(0, h, 0)$ 。然后,识别信息设定功能172为,从基准位置的构成点起对于处于圆周方向的构成点,依次将地址编号设定为 $d=0, 1, 2, 3, \dots$ 。此外,识别信息设定功能172为,将三维的初始轮廓中的距心尖部最远的环状轮廓的位置设为长轴方向的基准位置,将该位置的构成点的 h 设为0。即,处于该基准位置的构成点的位置,被表示为 $P_endo(0, 0, d)$ 。然后,识别信息设定功能172为,从基准位置的构成点起对于处于心尖方向的构成点,依次将地址编号设定为 $h=0, 1, 2, 3, \dots$ 。

[0068] 如此,识别信息设定功能172为,在三维医用图像数据中的与右心室的内膜对应的位置,设定多个被赋予了地址编号的追踪点(构成点)。另外,初始轮廓的设定并不限于上述的手动操作,也可以为,识别信息设定功能172使用内膜轮廓形状的字典数据(例如,过去设定的轮廓的统计数据)自动或者半自动地检测图像中的边界。

[0069] 关心区域设定功能173对于三维医用图像数据设定关心区域。例如,关心区域设定功能173为,在三维医用图像数据所包含的与心脏的右心室对应的区域设定关心区域。具体而言,关心区域设定功能173为,基于与右心室相关的边界检测机构、手动的边界位置的设定机构,在与右心室对应的区域设定关心区域(这样的边界位置的提取一般被称作分段(segmentation))。另外,关心区域设定功能173是关心区域设定部的一例。

[0070] 图3A至图3C是用于对第1实施方式所涉及关心区域设定功能173的处理进行说明的图。图3A至图3C中例示出通过关心区域设定功能173设定的关心区域。此处,图3A是从中隔(IVS)侧观察右心室的图,图3B以及图3C是从游离壁(Free-wall)侧观察右心室的图。

[0071] 如图3A至图3C所示,关心区域设定功能173在超声波图像数据所包含的与心脏的右心室对应的区域设定关心区域。该关心区域被分割成中隔侧的流入部(RVIT Sept)、中隔侧的流出部(RVOT Sept)、中隔侧的心尖部(Apical Sept)、游离壁侧的流出部(RVOT Free)、游离壁侧的心尖部(Apical Free)、侧壁侧的流入部(RVIT Lat)以及下壁侧的流入部(RVIT Inf)这7个段(分割区域)。

[0072] 此处,通过关心区域设定功能173设定的关心区域的分割位置,与在生物体中表示解剖学特征的生物体地标位置(特征位置)建立对应。当以右心室为例时,根据右心室内腔的被称作右室环(以下,也表述为“RV(Right Ventricle)环”)的肌肉束的构造,在解剖学上

分为流入口侧的区域(以下,也表述为“流入部”)和流出口侧的区域(以下,也表述为“流出部”)这2个区域。因此,设定于右心室的关心区域的分割位置,通过与处于RV环上的生物体地标位置建立对应而能够成为在解剖学上具有意义的位置。

[0073] 图4A以及图4B是用于对RV环的位置进行说明的图。图4A中例示出将右心室的游离壁展开而对右心室内腔的情况进行表示的解剖模型图。在图4A中,分别在里侧图示出中隔,在右侧图示出流入口,在左侧图示出流出口。此外,图4B中例示出穿过处于RV环上的2个地标(landmark)位置的断面(在该例子中相当于心室的短轴断面)的示意图。在图4B中,分别在左侧图示出右心室,在右侧图示出左心室。

[0074] RV环处于图4A中的由RV环所示的位置。而且,作为对右室环的位置进行规定的主要的生物体地标,如图4A以及图4B所示那样存在3个。这些部位是流入口与流出口之间的内壁的顶点即室上嵴(在该图中称作“室上嵴位置”)、右室游离壁侧的前乳头肌(Anterior Papillary muscle:在该图中称作“AP位置”)、以及右心室中隔侧的隔缘肉柱(Trabecula Septomarginalis)向节制索(Moderator Band)转移的部位(在该图中称作“MB位置”)。(关于RV环,参照非专利文献1,非专利文献1:“Alternative Pacing的真相与解剖学知识”,第34回琦玉心律失常起搏研究会摘录集,第31页第1栏第28行~第33页第1栏第14行,井川修)。

[0075] 这些生物体地标,在形成RV环的肌肉束中也是特征性的构造物。尤其是MB位置和AP位置,在超声波图像数据中被描绘为向右室心腔内(由于是血液回波,因此成为低亮度)突出的亮度比较高的构造物。此外,室上嵴位置被容易地等同为将右心室的流入部与流出部进行连结的底面的顶点位置。

[0076] 因此,在第1实施方式中,通过关心区域设定功能173设定的关心区域的分割位置,与在生物体中表示解剖学特征的生物体地标位置(特征位置)建立对应。具体而言,MB位置与将关心区域分割成中隔侧的流入部(RVIT Sept)、中隔侧的流出部(RVOT Sept)以及中隔侧的心尖部(Apical Sept)这3个段的位置相对应(参照图3A)。此外,AP位置与将关心区域分割成游离壁侧的流出部(RVOT Free)、侧壁侧的流入部(RVIT Lat)以及游离壁侧的心尖部(Apical Free)这3个段的位置相对应(参照图3B)。

[0077] 如此,关心区域设定功能173在三维医用图像数据中设定通过生物体地标位置来规定分割位置的关心区域。即,关心区域设定功能173对于三维医用图像数据设定被分割成多个分割区域的关心区域、且是将表示部位的解剖学特征的特征位置预先与分割区域的分割位置中的至少1个建立对应的关心区域。换言之,关心区域设定功能173向关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。另外,关心区域中的生物体地标位置,例如基于过去设定的轮廓的统计数据来预设(preset),关心区域设定功能173设定关心区域,由此,关心区域中的生物体地标位置被初始设定于在统计上似乎正确的位置。此外,关心区域中的生物体地标位置能够通过后述的处理来调节。

[0078] 计算功能174根据三维医用图像数据,计算出与关心区域相关的表示容积的容积信息、以及与关心区域相关的表示运动功能的运动信息中的至少一方。例如,计算功能174通过使用设定有多个构成点的初始时相的超声波图像数据、以及下一个时相的超声波图像数据来进行包含图案匹配在内的追踪处理,由此对超声波图像数据组所包含的多个超声波图像数据中的多个构成点的位置进行追踪。另外,计算功能174是计算部的一例。换言之,计

算功能174使用体数据、通过包含追踪在内的处理,计算出与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。

[0079] 例如,计算功能174为,当对于体数据组所包含的帧 $t=0$ 的体数据、在与初始轮廓对应的位置设定多个构成点时,通过包含图案匹配在内的处理对其他帧 t 的各构成点的位置进行追踪。具体而言,计算功能174在已经设定了多个构成点的帧的体数据与邻接于该帧的帧的体数据之间重复进行图案匹配。即,计算功能174为,以 $t=0$ 的体数据中的心脏的内膜的各构成点 $P_endo(0,h,d)$ 为起点,对 $t=1,2,3,\dots$ 的各帧的体数据中的各构成点 $P_endo(t,h,d)$ 的位置进行追踪。其结果,计算功能174对于1次心搏量的区间所包含的各帧求出构成心脏的内膜的各构成点的坐标信息。

[0080] 而且,计算功能174为,使用各超声波图像数据组所包含的多个超声波图像数据中的多个构成点的位置,按照多个超声波图像数据的每个来计算表示组织的运动的运动信息。

[0081] 此处,作为通过计算功能174计算的运动信息的代表例,例如,能够列举各构成点的每1帧的局部心肌位移[mm]、2点间的距离的变化率即局部心肌应变[%]、或者它们的时间变化即局部心肌速度[cm/s]以及局部心肌应变(strain)率[1/s]等。但是,运动信息并不限于这些参数,只要是能够使用各帧的多个构成点的坐标信息计算出的参数即可。例如,这些运动信息也可以被成分分离。在右心室的情况下,例如使用在长轴(Longitudinal)方向上被成分分离的Longitudinal Strain(LS,纵向应变)、在圆周(Circumferential)方向上被成分分离的Circumferential Strain(CS,圆周应变)等指标。这些指标通过使用右心室的二维图像(长轴像、短轴像)的二维的斑点追踪法来计算。此外,在三维的斑点追踪法中,也可以定义有局部的面积变化率(AC:Area Change ratio)。AC无需向方向成分进行分离,因此即便是像右心室那样复杂的形状也能够进行稳定的解析。

[0082] 此外,作为为了进行右心室的功能评价而在临床上经常使用的运动信息,具有以M模式计测的TAPSE(三尖瓣环收缩期位移量)。M模式是一维的解析,因此在TAPSE中,对于三尖瓣环附近的一部分,观察到朝向超声波探头的方向的位移成分。另一方面,如果是三维斑点追踪法,则能够获得将右心室的整个区域包括在内的位移的信息。作为此时的位移的方向,能够检测以关心区域(右心室)为基准的长轴方向、壁厚(Radial)方向的位移成分。此外,作为难以被右心室的复杂形状影响的指标,也可以使用不进行向方向的成分分离的移动距离 $D(D=\sqrt{(P_x(n)-P_x(n_0))^2+(P_y(n)-P_y(n_0))^2+(P_z(n)-P_z(n_0))^2})$ 。其中, $(P_x(n),P_y(n),P_z(n))$ 表示追踪点P的位置, n 表示时相, n_0 表示基准时相。

[0083] 另外,通过计算功能174计算出的运动信息被赋予用于计算的各构成点(追踪点)。具体而言,例如,根据心脏的内膜的各构成点计算出的运动信息被定义为 $V_endo(t,h,d)$ 。并且,计算功能174将计算出的运动信息按照每个体数据组保存于图像存储器150。

[0084] 此外,计算功能174计算出容积信息,作为心脏的泵功能的指标。例如,计算功能174计算包括右心室在内的关心区域的容积信息。另外,计算功能174计算容积信息的情况下的区域,能够适当变更。

[0085] 如此,计算功能174对于超声波图像数据组,计算出包含心脏的容积信息以及运动信息中的至少一方的信息。

[0086] 断层图像生成功能175为,根据三维医用图像数据生成穿过表示部位的解剖学特

征的特征位置的断面的图像数据即断面图像数据。例如,断层图像生成功能175根据超声波图像数据生成穿过生物体地标位置的断面图像数据。具体而言,断层图像生成功能175根据超声波图像数据组所包含的任意时相的超声波图像数据,生成(重构)穿过关心区域的分割位置即MB位置以及AP位置这2个点的MPR图像数据。另外,断层图像生成功能175是断层图像生成部的一例。此外,断层图像生成部是图像生成部的一例。

[0087] 例如,断层图像生成功能175生成在穿过MB位置以及AP位置这2个点的基础上还穿过任意的段边界点的合计3个点的断面的MPR图像数据。此处,任意的段边界点例如是对游离壁侧的心尖部(Apical Free)、侧壁侧的流入部(RVIT Lat)以及下壁侧的流入部(RVIT Inf)的各段进行分割的位置的边界点。该段边界点距MB位置以及AP位置这2个点的距离分离,因此断层图像生成功能175能够生成与右心室的短轴断面(心尖部趋近面中的C面)接近的倾斜的MPR图像数据。

[0088] 图5是用于对第1实施方式所涉及的断层图像生成功能175的处理进行说明的图。图5中例示出通过断层图像生成功能175生成的MPR图像50。

[0089] 如图5所示,断层图像生成功能175生成与短轴断面接近的倾斜的MPR图像50。此处,MPR图像50穿过MB位置以及AP位置这2个点,因此能够描绘出MB位置以及AP位置。因此,断层图像生成功能175生成表示MB位置的MB指示器(maker)51、以及表示AP位置的AP指示器52。

[0090] 如此,断层图像生成功能175生成至少穿过MB位置以及AP位置这2个点的MPR图像数据。通过断层图像生成功能175生成的MPR图像数据,通过后述的输出控制功能176而显示于显示器103。换言之,作为图像生成部的断层图像生成功能175,生成穿过至少1个特征位置的MPR图像。

[0091] 输出控制功能176使基于断面图像数据的显示图像进行显示,并且输出与基于特征位置来分割关心区域而得到的分割区域对应的容积信息以及运动信息中的至少一方。例如,输出控制功能176输出通过穿过特征位置的边界线来分割关心区域而得到的多个分割区域各自的容积信息以及运动信息中的至少一方。此外,输出控制功能176输出通过不穿过特征位置的边界线进一步分割而得到的多个分割区域各自的容积信息以及运动信息中的至少一方。另外,输出控制功能176是输出控制部的一例。换言之,输出控制功能176使MPR图像进行显示,并且输出将特征位置作为边界而包含的至少一方的信息。

[0092] 图6是表示通过第1实施方式所涉及的输出控制功能176显示的显示画面的一例的图。在图6的左上例示出基于断面图像数据的MPR图像50。此外,在图6的右上例示出通过超声波图像数据的绘制处理而生成的绘制图像60。此外,在图6的下侧显示出A面、B面、等级(level)3~7的C面的各断面图像。此处,A面表示心尖四腔图像,B面表示长轴方向的MPR像,该长轴方向的MPR像表示在右心室的流入部与A面大致正交的右室冠状面图像(Coronal View)。此外,C面是与长轴方向大致正交的短轴断面,在本例中在内部具有9个等级,C3、C5、C7表示与各个等级相当的MPR像。

[0093] 如图6的左上所示,输出控制功能176基于通过断层图像生成功能175生成的断面图像数据,生成显示用的MPR图像50,并使其显示于显示器103。此外,输出控制功能176在MPR图像50上重叠显示表示MB位置的MB指示器51、以及表示AP位置的AP指示器52。由此,操作者通过阅览MPR图像50,能够判断MPR图像是否准确地穿过MB位置以及AP位置这2个点。例

如,MB位置以及AP位置在超声波图像中被高亮度地描绘出,因此操作者通过确认MB指示器51以及AP指示器52的周边位置的亮度,能够判断MPR图像是否准确地穿过MB位置以及AP位置这2个点。并且,在该MPR断面中,有时在右心室腔内视觉辨认出将MB位置和AP位置作为两端的节制索,有助于MB位置与AP位置的准确性的判断。另外,MB指示器51以及AP指示器52是第1标志的一例。

[0094] 此外,如图6的右上所示,输出控制功能176对于与MPR图像50对应的心脏时相的关心区域进行表面绘制处理,生成绘制图像60,并使其显示于显示器103。此外,输出控制功能176使表示中隔壁侧的MB位置的MB指示器61在绘制图像60上重叠显示。由此,操作者通过阅览绘制图像60,能够立体地掌握绘制图像60中的MB位置。此外,虽然并未特别图示,但是在通过本表面绘制而形成的绘制图像60的背面也存在表示游离壁侧的AP位置的AP指示器62。只要通过使绘制图像60的视点位置旋转而显示背面,并观察游离壁侧的情况,则能够与MB位置相同地立体地掌握AP位置。另外,MB指示器61是第2标志的一例。

[0095] 此外,优选为,输出控制功能176将通过计算功能174计算出的局部的壁运动信息转换成色码,并映射于绘制图像60。或者,输出控制功能176为,对于在通过计算功能174计算出的关心区域的顶点地址上定义的局部的壁运动信息,按照关心区域所包含的7个段(segment)的每个来计算平均值。然后,输出控制功能176制作与所计算出的平均值相关的时间变化曲线并加以显示。由此,输出控制功能176能够按照每个段来提供右心室的功能解析。

[0096] 另外,在图6中,为了图示的方便,用黑色圆点来图示MB指示器51以及AP指示器52,但实际上优选通过互不相同的颜色(或者形状)来区分地显示。例如,使MB指示器51为粉色,使AP指示器52为浅蓝色。由此,操作者在MPR图像50中容易判别MB位置和AP位置。

[0097] 此外,对于绘制图像60上的MB指示器61、AP指示器62的显示色,优选分别与MPR上的MB指示器51以及AP指示器52的显示色一致。由此,操作者在MPR图像50和绘制图像60的双方中容易识别MB位置与AP位置之间的对应。

[0098] 此外,在第1实施方式中,对生成与短轴断面接近的倾斜的MPR图像50的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,断层图像生成功能175也可以生成不是上述的穿过3个点的断面、而是穿过3个点的曲面的Curved-MPR图像数据。在该情况下,能够获得与心尖(apical)等级的段边界位置相当的MPR的图像。

[0099] 此外,例如,断层图像生成功能175也可以生成以室上嵴位置为支点穿过MB位置以及AP位置这3个点的MPR图像数据。在该情况下,在所显示的MPR图像中能够描绘出RV环。此外,断层图像生成功能175也可以生成穿过MB位置、AP位置以及室上嵴位置这3个点的曲面的Curved-MPR图像数据。在该情况下,能够明示对右心室的流入部与流出部进行划分的面。并且,如果在该MPR位置对右心室的关心区域进行分割,则例如能够对流入部与流出部各自的容积进行解析。另外,能够计算室上嵴位置来作为右心室的心基部侧的轮廓的顶点位置(最接近心尖部的位置)。该MPR面虽然必须以室上嵴为支点并穿过,但是无论在从支点起的角度不同的哪个MPR面中进行观察,都能观察为对流出部的高亮度的椭圆腔进行横切,因此有时难以在MPR显示上确认MB转移位置与前乳头肌这2个生物体地标实际上是否包含在MPR面内。

[0100] 因此,例如,断层图像生成功能175显示第1实施方式的穿过MB位置以及AP位置这2

个点的MPR像、以及上述的以室上嵴为支点并穿过的MPR像的双方。此时，后者的MPR像中的MB位置以及AP位置这2个点与前者的MPR像的各个位置对应。并且，如果在使用前者的MPR显示准确地确定了MB位置以及AP位置这2个点的位置之后，使用后者的MPR显示，则能够容易地获得穿过对右室环的位置进行规定的3个生物体地标位置的MPR。

[0101] 另外，如后所述，通过调整功能177来调整(移动)MB位置以及AP位置。在该情况下，断层图像生成功能175为，每当生物体地标位置即MB位置以及AP位置被调整时，便使用调整后的生物体地标位置来生成断面图像数据。并且，输出控制功能176为，每当通过断层图像生成功能175生成断面图像数据时，便显示基于所生成的断面图像数据的显示图像。

[0102] 调整功能177接受操作者所进行的操作，并根据所接受的操作在设定了识别信息的位置上调整特征位置。例如，调整功能177为，从操作者接受指定在基于三维医用图像数据的绘制图像上使特征位置移动的方向以及距离的操作，并根据该方向以及距离来调整特征位置。另外，调整功能177是调整部的一例。

[0103] 图7A以及图7B是用于对第1实施方式所涉及的调整功能177的处理进行说明的图。图7A中例示出通过输出控制功能176在显示器103上显示的绘制图像60。在该绘制图像60上，作为键盘那样的位置调整用GUI，显示有图标(icon)70以及图标71。图标70是用于调整AP位置的键(key)形状的GUI，显示有“A”标记。图标71是用于调整MB位置的键形状的GUI，显示有“M”标记。此外，图7B中表示使用图标71来调整MB位置的情况。另外，在图7A以及图7B中，对通过在绘制图像60上使MB指示器61的位置移动来调整MB位置的情况进行说明，但对AP位置进行调整的情况下的处理也是相同的。此外，在图7A以及图7B的说明中，MB指示器61的调整前的位置(地址编号)为(t0、h0、d0)。

[0104] 如图7A所示，调整功能177在绘制图像60上显示用于调整AP位置的图标70、以及用于调整MB位置的图标71。此处，在调整MB位置的情况下，操作者进行选择图标71的操作。当从操作者接受选择图标71的操作时，调整功能177将MB位置设定为调整对象。并且，调整功能177在绘制图像60上显示能够移动MB指示器61的方向。在图7A所示的例子中，调整功能177为，作为能够移动MB指示器61的方向，在MB指示器61的周围显示上方向的箭头、下方向的箭头、右方向的箭头以及左方向的箭头。

[0105] 如图7B所示，调整功能177根据操作者对标记72的操作，在设定了地址的位置(构成点)上调整MB指示器61的位置。在图7B的例子中，对操作者通过拖拉操作使“M”标记72朝右方向移动的情况进行说明。在该情况下，调整功能177为，与标记72朝右方向的移动相应，使MB指示器61朝右方向移动。具体而言，调整功能177为，根据标记72的移动方向与移动距离，变更MB指示器61的地址编号。例如，在标记72朝右方向的移动与圆周方向的“正的方向”对应、移动距离与“3”对应的情况下，调整功能177将MB指示器61的圆周方向的位置加上“+3”。由此，调整功能177将MB指示器61的位置(t0、h0、d0)变更为(t0、h0、d0+3)。

[0106] 如此，调整功能177根据操作者所进行的操作在设定了地址编号的位置上调整生物体地标位置。并且，当生物体地标位置被调整时，断层图像生成功能175使用调整后的生物体地标位置来生成断面图像数据。并且，输出控制功能176为，每当通过断层图像生成功能175生成断面图像数据时，便显示基于所生成的断面图像数据的显示图像。

[0107] 另外，对生物体地标位置进行调整的处理并不限定于上述说明。例如，在上述说明中，对标记72的移动方向与MB指示器61的移动方向一致的情况进行了说明，但并不限定于

此。例如,只要标记72的移动方向与MB指示器61的移动方向建立对应,则两者的移动方向也可以不必一致。

[0108] 此外,用于从操作者接受指定使生物体地标位置移动的方向以及距离的操作的构成,并不限于图7A以及图7B所例示的构成。例如,也可以通过键盘的操作来接受指定使其移动的方向以及距离的操作。例如,也可以为,当操作者按下键盘的“M”键且按下3次箭头键的“右”键时,调整功能177将其接受为使MB指示器61沿圆周方向移动“+3”的含意的操作。此外,也可以为,当操作者按下键盘的“A”键且操作箭头键时,调整功能177将其接受为使AP指示器62移动的含意的操作。

[0109] 图8是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理顺序的流程图。例如,在从操作者接受了开始运动信息的解析的含意的指示的情况下,开始图8所示的处理顺序。

[0110] 在步骤(step)S101中,判定是否为处理定时。例如,输入装置102从操作者接受开始运动信息的解析的含意的指示,并将所接受的指示发送至处理电路170。处理电路170为,当接受到由输入装置102传送的指示时,判定为是处理定时(步骤S101:肯定),并开始步骤S102以后的处理。另外,在不是处理定时的情况下(步骤S101:否定),不开始步骤S102以后的处理,处理电路170的各处理功能成为待机状态。

[0111] 当步骤S101为肯定时,在步骤S102中,取得功能171取得三维医用图像数据。例如,取得功能171取得至少1次心搏量的对被检体P的心脏进行摄像而得到的三维医用图像数据。

[0112] 在步骤S103中,关心区域设定功能173设定对象部位的关心区域。例如,关心区域设定功能173对三维医用图像数据进行分段,并对与右心室对应的区域进行检测。并且,关心区域设定功能173在所检测到的区域中设定通过生物体地标位置(MB位置以及AP位置)规定分割位置的关心区域。

[0113] 在步骤S104中,识别信息设定功能172在关心区域的轮廓上的多个位置设定地址编号。例如,识别信息设定功能172在超声波图像数据组所包含的至少1个超声波图像数据中的与右心室的轮廓对应的位置,设定多个被赋予了地址编号的追踪点(构成点)。

[0114] 在步骤S105中,计算功能174根据三维医用图像数据计算与关心区域相关的容积信息以及与关心区域相关的运动信息中的至少一方。例如,计算功能174通过使用设定有多个构成点的初始时相的超声波图像数据、以及下一个时相的超声波图像数据来进行包含图案匹配在内的追踪处理,由此对超声波图像数据组所包含的多个超声波图像数据中的多个构成点的位置进行追踪。

[0115] 在步骤S106中,断层图像生成功能175生成穿过对象部位的生物体地标位置的MPR图像。例如,断层图像生成功能175根据超声波图像数据来生成(重构)穿过关心区域的分割位置即MB位置以及AP位置这2个点的MPR图像数据。

[0116] 在步骤S107中,输出控制功能176使MPR图像以及绘制图像进行显示。例如,输出控制功能176使显示器103显示基于断面图像数据的MPR图像50、以及通过超声波图像数据的绘制处理而生成的绘制图像60。此外,输出控制功能176将多个分割区域各自的运动信息转换成色码,并映射(mapping)于绘制图像60。

[0117] 在步骤S108中,输出控制功能176使表示生物体地标位置的指示器重叠显示在MPR图像以及绘制图像中。例如,输出控制功能176在MPR图像50上重叠显示表示MB位置的MB指

示器51以及表示AP位置的AP指示器52。此外,输出控制功能176在绘制图像60上重叠显示表示MB位置的MB指示器61。

[0118] 在步骤S109中,处理电路170判定处理是否结束。例如,输入装置102从操作者接受使处理结束的含意的指示,并将所接受的指示发送至处理电路170。处理电路170为,当接受到由输入装置102传送的指示时,判定为处理结束(步骤S109:肯定),并使图8的处理结束。另外,在处理未结束的情况下(步骤S109:否定),处理电路170转移到步骤S110的处理。

[0119] 当步骤S109为否定时,在步骤S110中,调整功能177判定是否接受到生物体地标位置的变更指示。例如,当操作者通过拖拉操作使“M”标记72朝右方向移动时,调整功能177判定为接受到MB位置的变更指示(步骤S110:肯定),并转移到步骤S111的处理。另外,在未接受到变更指示的情况下(步骤S110:否定),转移到步骤S109的处理。

[0120] 当步骤S110为肯定时,在步骤S111中,调整功能177在设定了地址编号的位置上变更生物体地标位置。例如,调整功能177为,与标记72朝右方向的移动相应,使MB指示器61朝右方向移动,并转移到步骤S106的处理。即,断层图像生成功能175使用调整后的生物体地标位置来生成断面图像数据。并且,输出控制功能176为,每当通过断层图像生成功能175生成断面图像数据时,便使基于所生成的断面图像数据的显示图像进行显示。如此,调整功能177为,每当接受到生物体地标位置的变更指示时(步骤S110:肯定),便重复执行步骤S106~S108的处理。

[0121] 如上所述,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,取得功能171取得对被检体的部位进行摄影而得到的三维医用图像数据。关心区域设定功能173对三维医用图像数据设定关心区域。计算功能174根据三维医用图像数据,计算与关心区域相关的表示容积的容积信息以及与关心区域相关的表示运动功能的运动信息中的至少一方。断层图像生成功能175根据三维医用图像数据,生成穿过表示部位的解剖学特征的特征位置的断面的图像数据即断面图像数据。输出控制功能176使基于断面图像数据的显示图像进行显示,并且输出与基于特征位置来分割关心区域而得到的分割区域对应的容积信息以及运动信息中的至少一方。据此,超声波诊断装置1能够对在表示解剖学特征的位置上正确地设定关心区域的分割位置的情况进行支援。

[0122] 例如,右心室在解剖学上由被称作右室环(RV环)的环状的肌肉束分为流入部与流出部这2个区域。因而,在根据心肌应变率、容积等对右心室的功能进行解析的情况下,要求按照流入部与流出部来分开地对右心室进行解析。此外,在进行更详细的局部的壁运动解析的情况下,可以考虑优选在分割为流入部与流出部的基础上进一步进行细分化。此处,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1为,对于三维医用图像数据,设定通过RV环的生物体地标位置来规定分割位置的关心区域。因此,超声波诊断装置1容易在通过RV环分割的流入部以及流出部这2个区域中对容积信息、运动信息进行解析,或者在将流入部以及流出部进一步细分化了的区域中对容积信息、运动信息进行解析。

[0123] 此外,例如,超声波诊断装置1生成穿过生物体地标位置的MPR图像数据并对其显示。因此,超声波诊断装置1能够始终在MPR图像上显示生物体地标位置。并且,在MPR图像上显示与生物体地标位置对应的指示器。据此,操作者通过对MPR图像上所显示的生物体地标的构造与指示器显示位置进行比较并加以确认,由此能够容易地确认生物体地标位置是否处于正确的位置。

[0124] 此外,例如,超声波诊断装置1根据操作者所进行的操作来调整生物体地标位置,并且使用调整后的生物体地标位置来生成MPR图像数据并对其进行显示。据此,超声波诊断装置1能够将生物体地标位置调整到操作者所希望的位置。具体而言,对于所输入的被检者数据中的图像中的生物体地标位置的个人差,操作者通过确认随着生物体地标位置的调整而被更新的MPR图像以及与生物体地标位置对应的指示器显示,由此能够将指示器显示位置设定为与MPR图像中适当的生物体地标的构造位置一致。由此,对于生物体地标位置的个人差,操作者也能够决定适当的地标位置。

[0125] 另外,在上述实施方式中,对将MB位置以及AP位置用作为生物体地标位置的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置1也可以将MB位置以及AP位置中的一方用作为生物体地标位置。

[0126] (其他实施方式)

[0127] 除了上述的实施方式以外,也可以以各种不同的方式来实施。

[0128] (生物体地标位置的能够移动方向的明示)

[0129] 例如,超声波诊断装置1也可以明示生物体地标位置的能够移动方向。图9是用于对其他实施方式所涉及的调整功能177的处理进行说明的图。图9中例示出通过输出控制功能176显示于显示器103的绘制图像。在图9的绘制图像中,除了在图7A中例示的“A”图标70以及“M”图标71以外,还显示有“F”图标、“I”图标以及“O”图标。另外,“F”图标是用于将游离壁部的侧壁侧的流入部(RVIT Lat)以及下壁侧的流入部(RVIT Inf)的边界位置向左右(圆周方向)进行变更的图标。此外,“I”图标是用于将右心室的流入部的下端位置(三尖瓣等级)向上下(长轴方向)进行变更的图标。此外,“O”图标是用于将右心室的流出部的下端位置(肺动脉瓣等级)向上下(长轴方向)进行变更的图标。

[0130] 如图9所示,“F”图标在上下方向上被分为3个区域。这3个区域中的上段的区域与下段的区域用灰色表示。该灰色的区域表示“F”标记不能移动的区域。即,在“F”图标中,表示“F”的标记不能够沿上下方向移动,而仅能够沿左右方向移动。

[0131] 此外,“I”以及“O”图标在左右方向上被分为3个区域。这3个区域中的左侧的区域与右侧的区域用灰色表示。即,在“I”以及“O”图标中,表示“I”以及“O”的各标记不能够沿左右方向移动,而仅能够沿上下方向移动。

[0132] 如此,调整功能177能够向操作者提供“F”、“I”以及“O”图标那样的表示各个生物体地标位置的能够移动方向的图标。

[0133] (Dynamic-MPR显示)

[0134] 此外,例如,超声波诊断装置1也可以使用上述处理进行Dynamic-MPR显示。

[0135] 例如,取得功能171取得对部位按照时间序列顺序进行摄像而得到的多个三维医用图像数据。并且,断层图像生成功能175分别根据多个三维医用图像数据分别生成穿过各三维医用图像数据中的特征位置的断面图像数据。输出控制功能176按照时间序列顺序显示根据各三维医用图像数据生成的各断面图像数据。

[0136] 例如,生物体地标位置通过上述的追踪处理遍及全部时相地建立对应。因此,断层图像生成功能175确定时间序列顺序的超声波图像数据组所包含的多个超声波图像数据的各个中的生物体地标位置。并且,断层图像生成功能175对于在各超声波图像数据中确定的各生物体地标位置,分别生成穿过各生物体地标位置的MPR图像。并且,输出控制功能176按

照时间序列顺序显示所生成的各MPR图像。因此,超声波诊断装置1能够提供穿过按照时间序列顺序动态地变化的生物体地标位置的MPR图像的动态图像。

[0137] (带厚度的MPR显示)

[0138] 此外,例如,超声波诊断装置1也可以将穿过生物体地标位置的MPR图像作为带厚度的MPR图像来生成并显示。

[0139] 例如,断层图像生成功能175根据三维医用图像数据生成穿过特征位置且具有规定厚度的断面的图像数据即带厚度的断面图像数据。具体而言,断层图像生成功能175在基于5mm等设定值的厚度(与MPR断面垂直的方向)中求出亮度值的平均值并重构MPR图像。据此,在所显示的MPR图像中包含生物体地标位置的信号的频率提高,因此在对生物体地标位置的正确位置进行搜索时,生物体地标位置的判别变得容易。

[0140] (绘制图像上的指示器的非显示)

[0141] 此外,例如,在上述实施方式中,表示了绘制图像60上显示MB指示器61的情况,但并不限于此,MB指示器61也可以不显示。在该情况下,例如,操作者通过确认在MPR图像50上描绘出的MB位置、AP位置,也能够判断生物体地标位置的准确性。此外,只要能够调整生物体地标位置,则操作者便能够通过变更生物体地标位置来搜索认为正确的位置。在该情况下,优选构成为每次一个地址地变更生物体地标位置。具体而言,调整功能177为,当接受到在按下键盘的“M”键的同时按下一次上下左右的箭头键的操作时,使MB位置朝箭头键所对应的方向移动1个地址量。此外,调整功能177为,当接受到在按下键盘的“A”键的同时按下一次上下左右的箭头键的操作时,使MB位置朝箭头键所对应的方向移动1个地址量。如此,超声波诊断装置1为,即便不在绘制图像上显示指示器,通过使生物体地标位置每次一个地址地移动,由此也能够容易地进行正确的生物体地标位置的探索。

[0142] (基于Polar Map的三维的关心区域的显示)

[0143] 在上述实施例中,表示了作为三维地阅览MB位置、AP位置的显示单元而使用(平面)绘制图像60的例子。除此之外,作为能够一次阅览三维的关心区域整体的情况的显示单元,也可以将在左心室中广为周知的基于PolarMap的显示应用于右心室。在该情况下,优选为,在构成为右心室用的PolarMap上,在与MB位置、AP位置对应的位置上显示MB指示器、AP指示器。

[0144] 此外,图示的各装置各构成要素是功能概念性的构成要素,并不一定需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散、综合的具体方式并不限于图示的方式,也能够将其全部或者一部分根据各种负载、使用状况等而以任意的单位在功能上或者物理上分散、综合地构成。并且,各装置进行的各处理功能的全部或者任意一部分,能够通过CPU以及由该CPU解析执行的程序来实现、或者能够作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0145] 此外,也能够手动地进行在上述实施方式中说明的各处理中、作为自动地进行的处理来说明的处理的全部或者一部分,或者,也能够通过公知的方法自动地进行作为手动地进行的处理来说明的处理的全部或者一部分。此外,对于包含在上述记载中、附图中表示的处理顺序、控制顺序、具体的名称、各种数据、参数的信息,除了特别记载的情况以外,都能够任意地变更。

[0146] 此外,通过利用个人计算机、工作站等计算机来执行预先准备的医用图像处理程序,由此能够实现上述实施方式中说明的医用图像处理方法。该医用图像处理方法能够

经由互联网等网络进行发布。此外,也能够将该医用图像处理方法记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机能够读取的存储介质,并通过由计算机从存储介质读出来执行。

[0147] 即,图像处理装置能够执行在上述实施方式中说明了的内容。例如,图像处理装置具备取得部、计算部、关心区域设定部、图像生成部以及输出控制部。取得部取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据。计算部使用上述体数据,通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。关心区域设定部向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。图像生成部生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像。输出控制部使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。

[0148] 此外,在上述实施方式中说明了的内容能够作为图像处理方法来实。例如,图像处理方法包括取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据。包括使用上述体数据通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。包括向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。包括生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像。包括使上述MPR图像进行显示,并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。

[0149] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够按照基于被检体的表示部位的解剖学特征的位置分割而成的每个区域进行部位的解析。

[0150] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式作为例子而提示的,并不意图对发明的范围进行限定。这些实施方式能够以其他方式加以实施,在不脱离发明的主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于发明的范围及主旨中,并同样包含于专利请求范围所记载的发明和与其等同的范围中。

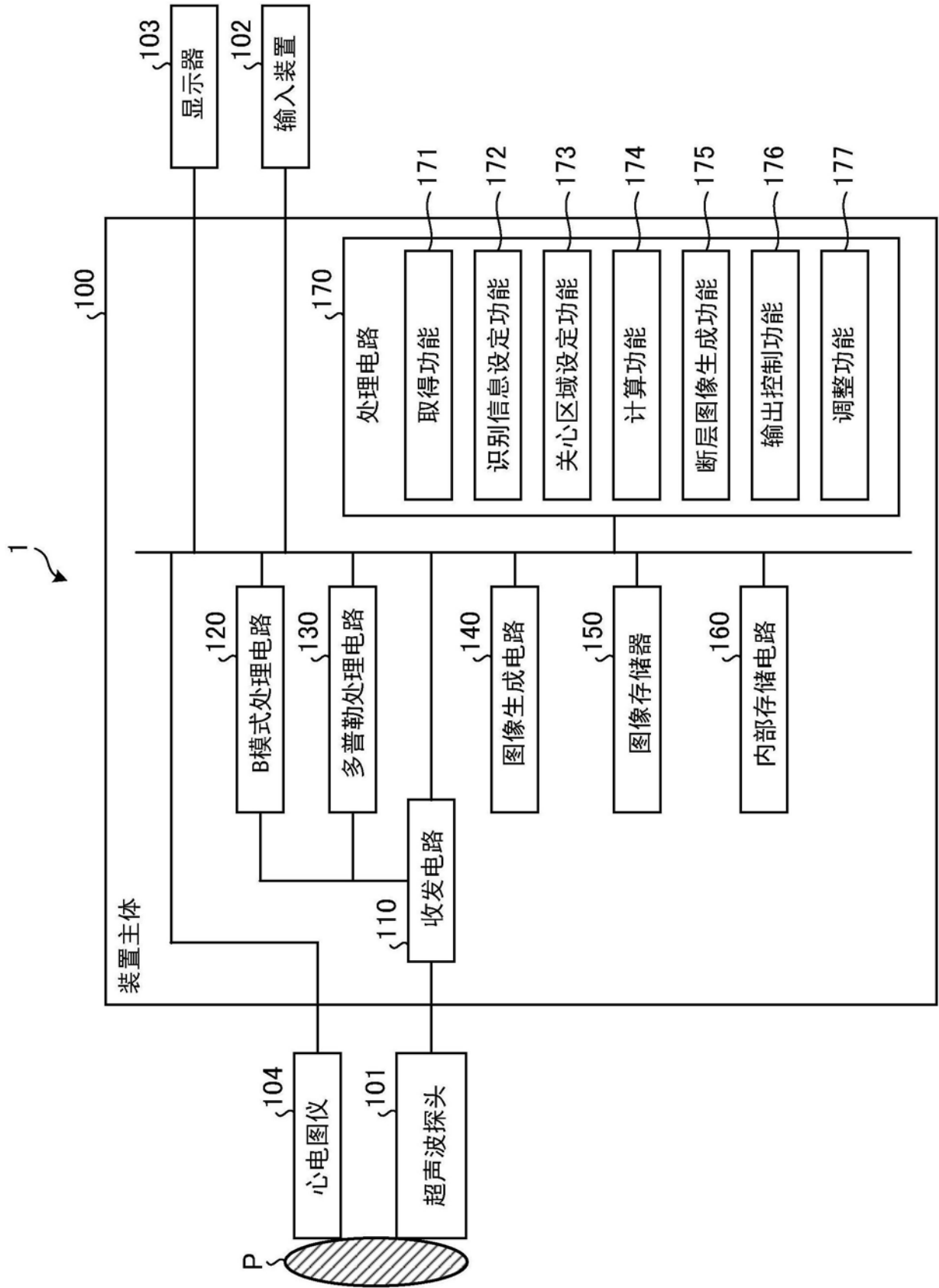


图1

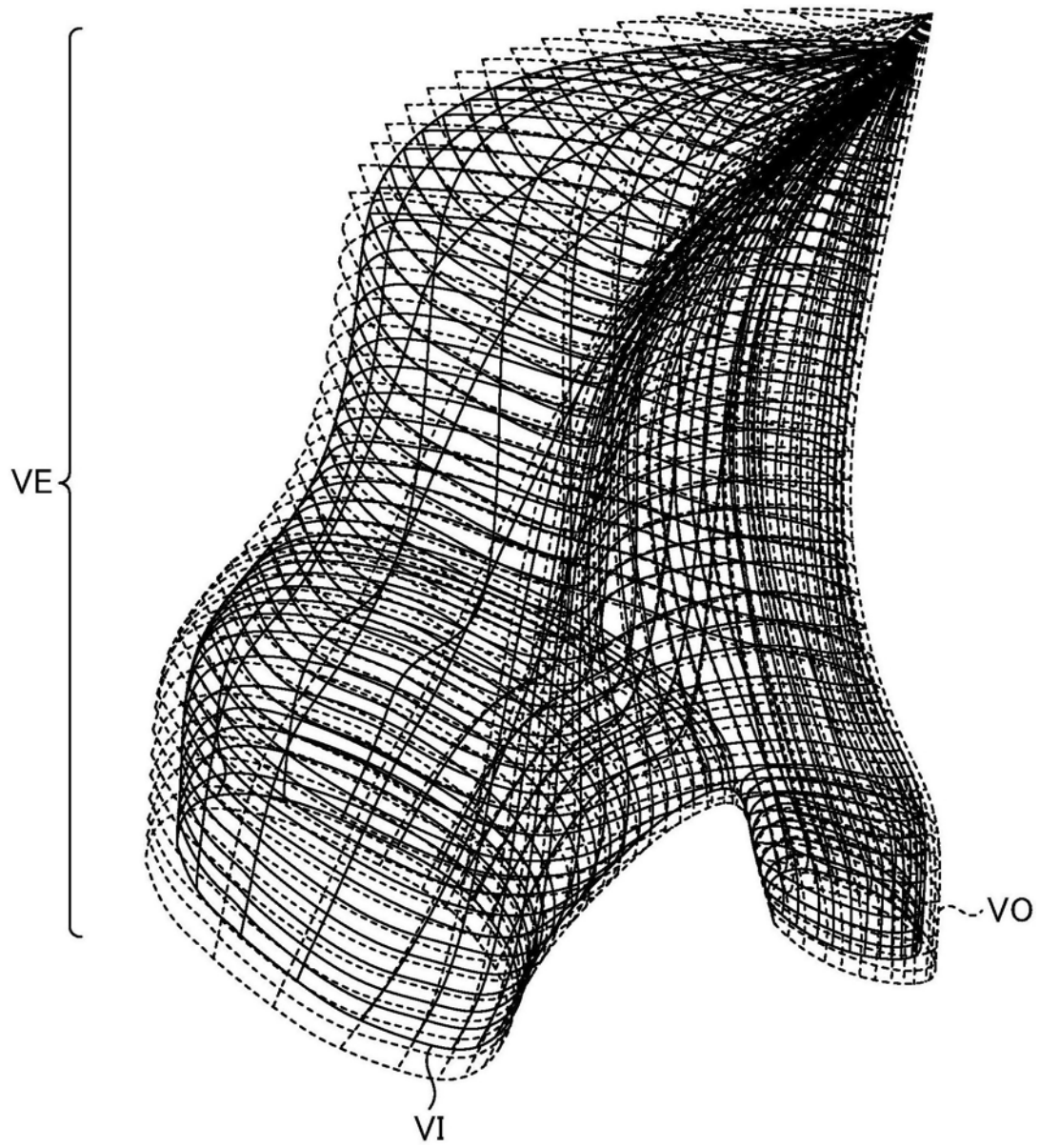


图2

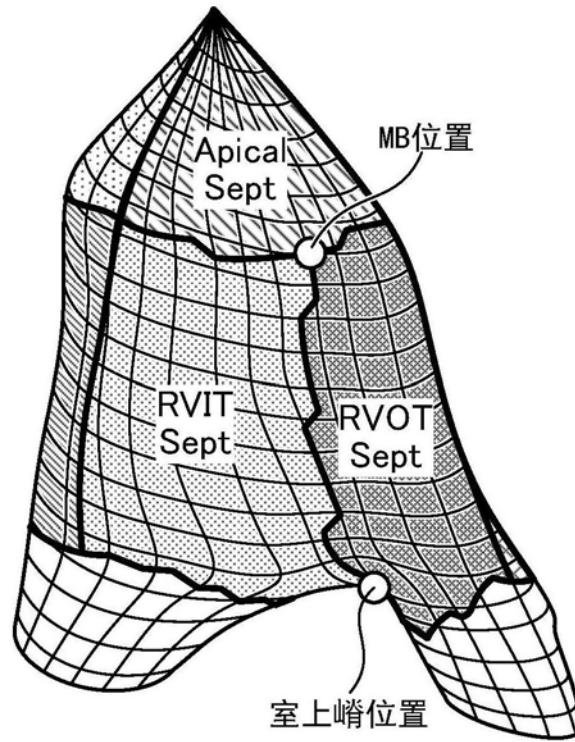


图3A

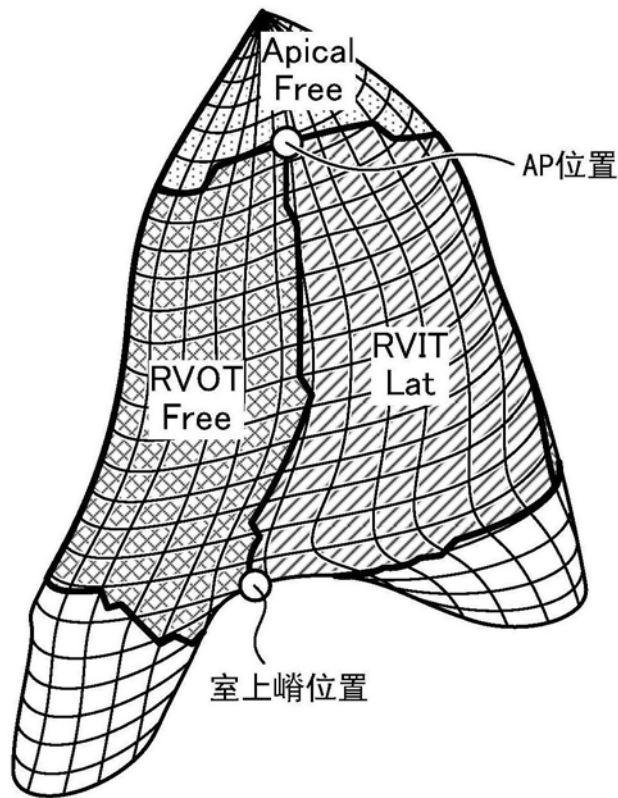


图3B

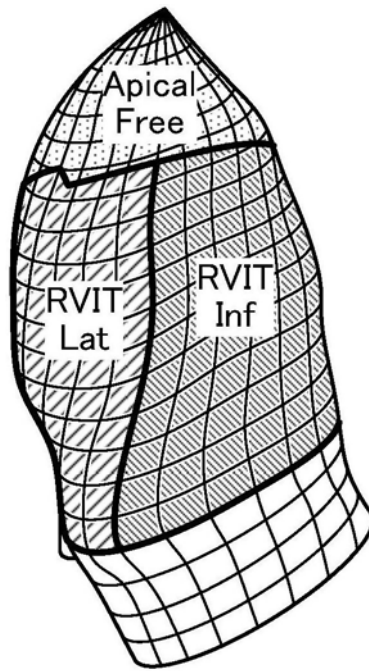


图3C

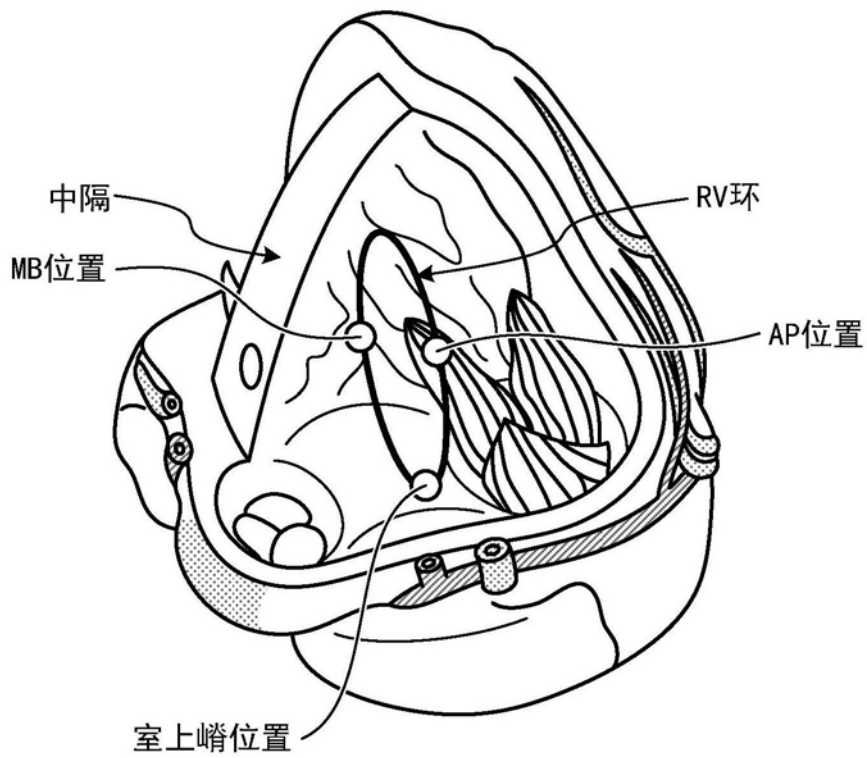


图4A

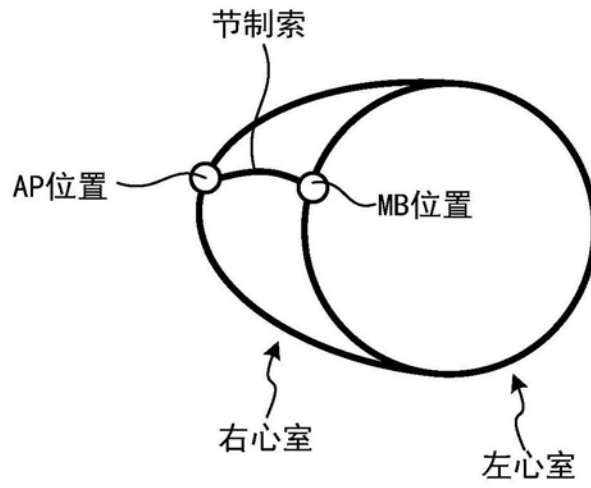


图4B

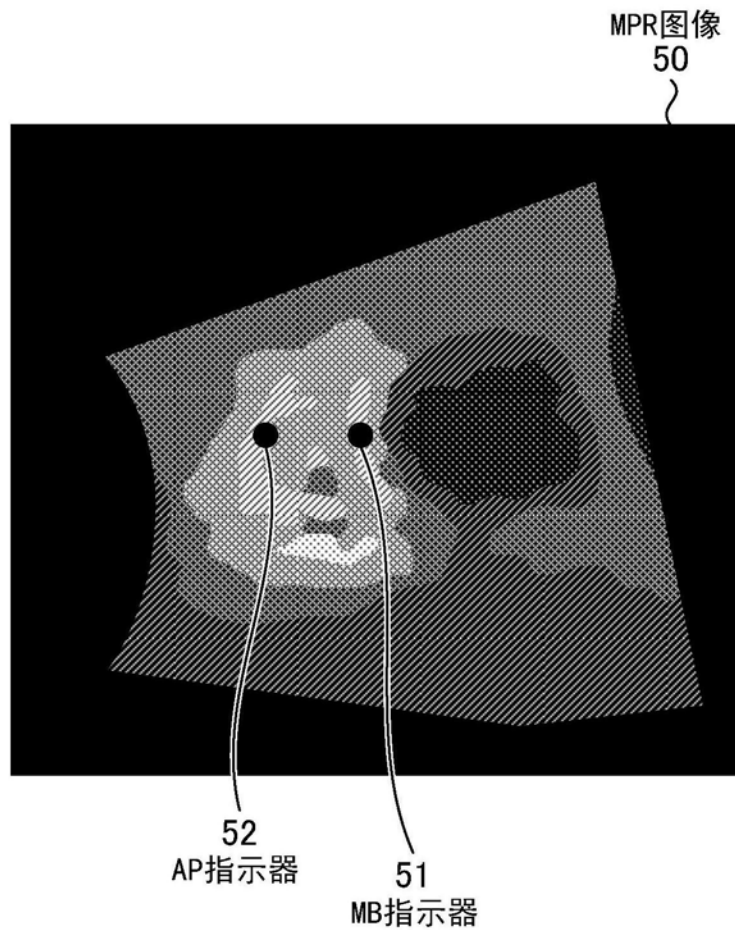


图5

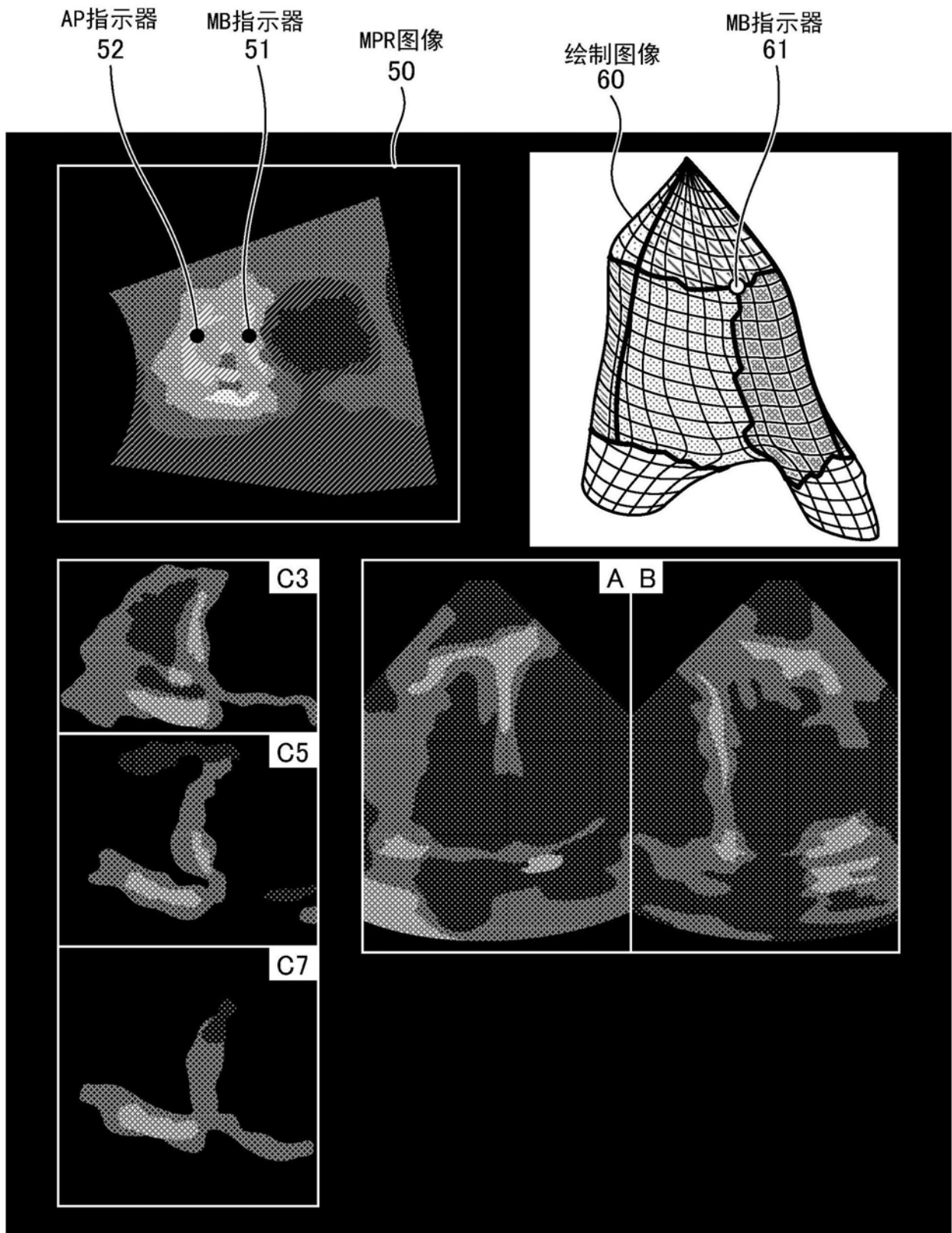


图6

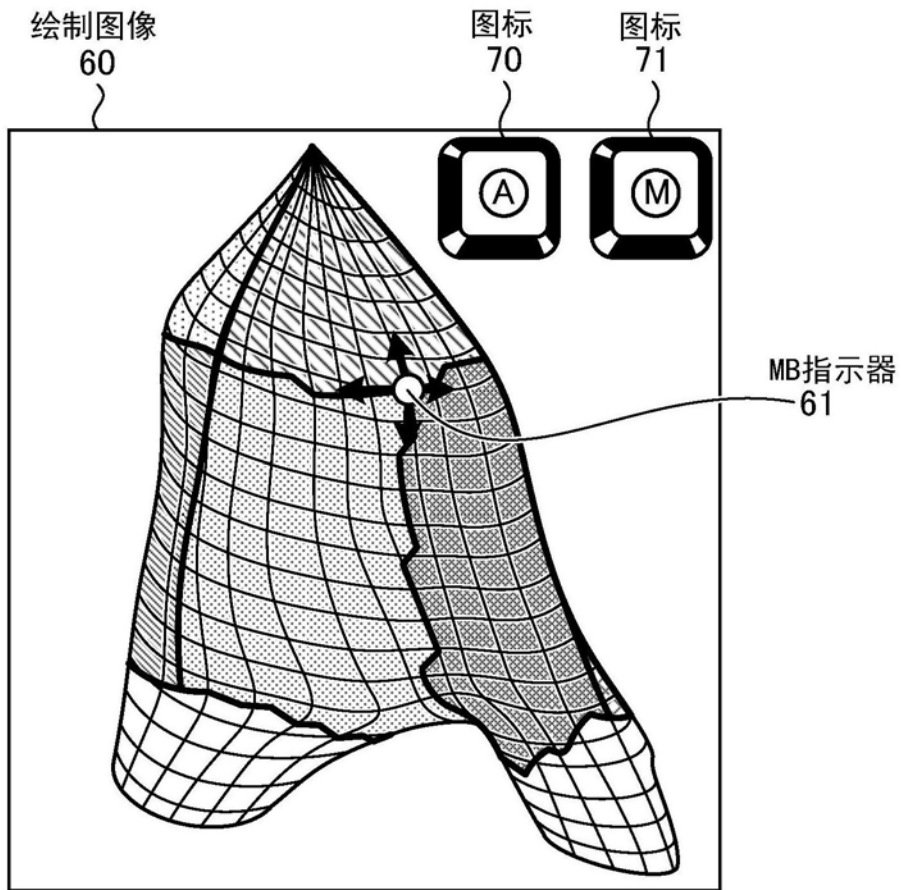


图7A

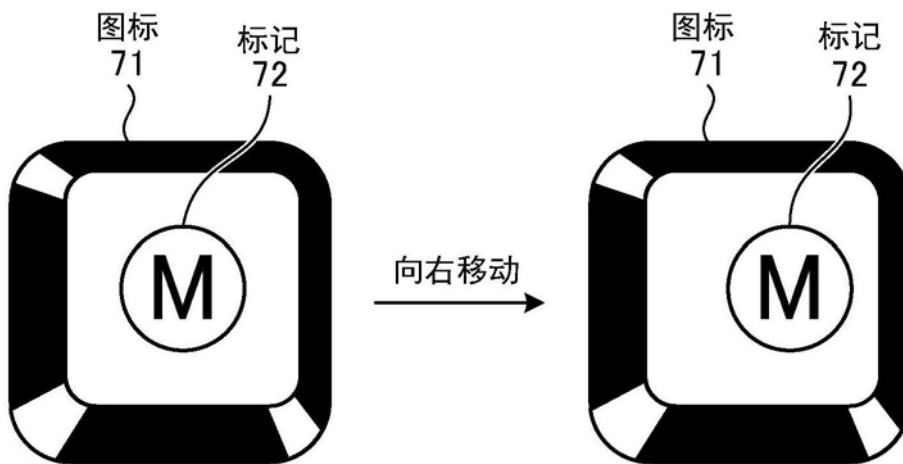


图7B

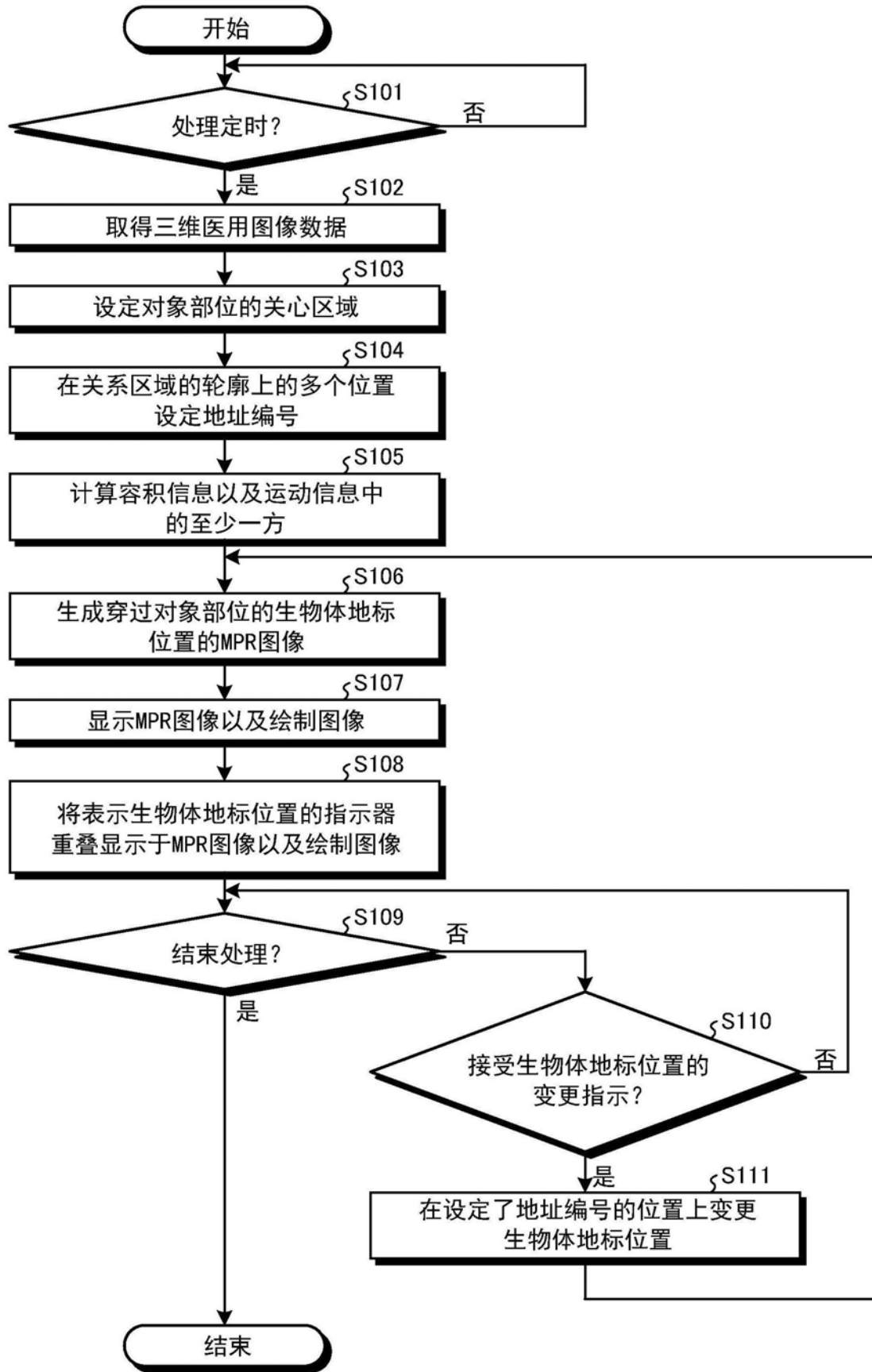


图8

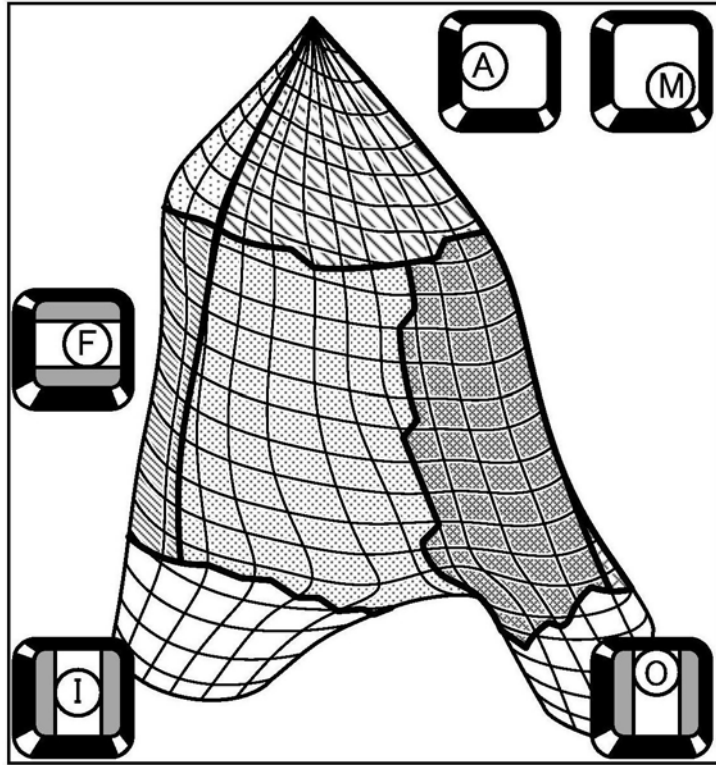


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN107198546A	公开(公告)日	2017-09-26
申请号	CN201710152968.X	申请日	2017-03-15
[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	阿部康彦 福田省吾		
发明人	阿部康彦 福田省吾		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/44 A61B8/52 A61B8/5215 A61B5/0456 A61B5/7289 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B5/0402 A61B8/14		
代理人(译)	夏斌		
优先权	2016054235 2016-03-17 JP 2017042831 2017-03-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法，能够支援在表示解剖学特征的位置上准确地设定关心区域的分割位置。实施方式的超声波诊断装置具备取得部、计算部、关心区域设定部、图像生成部以及输出控制部。取得部取得对运动的被检体的部位进行摄像而得到的时间序列的体数据。计算部使用上述体数据通过包含追踪在内的处理来计算与被检体的关心区域相关的容积信息和运动信息中的至少一方的信息。关心区域设定部向上述关心区域设定至少1个表示解剖学特征的特征位置。图像生成部生成穿过至少1个上述特征位置的MPR图像。输出控制部使上述MPR图像进行显示，并且输出将上述特征位置作为边界而包含的上述至少一方的信息。

