



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111317508 A  
(43)申请公布日 2020.06.23

(21)申请号 201911281819.9

(22)申请日 2019.12.13

(30)优先权数据

2018-234204 2018.12.14 JP

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 阿部康彦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 刘英华

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

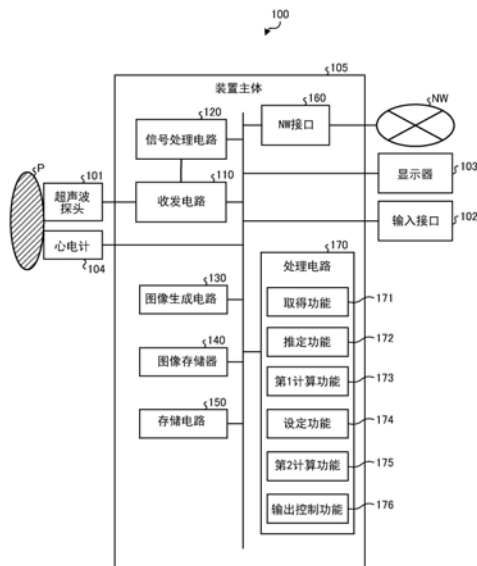
权利要求书2页 说明书17页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品

(57)摘要

一种能够适当地解析瓣膜环部的大小及形状的超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品。有关实施方式的超声波诊断装置具备取得部、推定部、第1计算部、设定部、第2计算部和输出控制部。取得部取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进而摄像而得到的多个体数据。推定部使用上述多个体数据，推定上述心室的组织的运动。第1计算部基于上述推定部的推定结果，计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息。第2计算部基于上述推定部的推定结果，计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息。输出控制部将上述心室信息及上述瓣膜环信息输出。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:
  - 取得部,取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据;
  - 推定部,使用上述多个个体数据,推定上述心室的组织的运动;
  - 第1计算部,基于上述推定部的推定结果,计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息;
  - 第2计算部,基于上述推定部的推定结果,计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息;以及
  - 输出控制部,输出上述心室信息及上述瓣膜环信息。
2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述推定部推定沿着上述心室的轮廓配置的多个跟踪点的位置;
  - 上述第2计算部基于上述多个跟踪点中的包含在上述瓣膜环位置的多个跟踪点的位置,计算上述瓣膜环信息。
3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述取得部取得对右心室进行摄像而得到的上述多个个体数据,作为上述心室。
4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述第2计算部设定与三尖瓣膜环或肺动脉瓣膜环中的至少一方对应的位置,作为上述瓣膜环位置。
5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述输出控制部使上述瓣膜环位置显示;
  - 上述第2计算部从操作者受理将所显示的上述瓣膜环位置变更的输入操作,根据所受理的上述输入操作来变更上述瓣膜环位置。
6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述输出控制部使上述瓣膜环位置显示在从上述体数据生成的绘制图像上。
7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述第2计算部按照每个心时相计算瓣膜环周长、规定位置处的瓣膜环径、瓣膜环部的截面积、平均的瓣膜环径及瓣膜环部的局部的高低差中的至少一个以上的参数,作为上述瓣膜环信息。
8. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述第2计算部计算由操作者指定的多平面重建MPR截面图像上的上述瓣膜环位置处的瓣膜环径。
9. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述第2计算部使用包含在上述瓣膜环位置的多个跟踪点的重心位置和各跟踪点的位置,计算作为上述瓣膜环部的曲面的截面积。
10. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述第2计算部假定上述瓣膜环部的截面积等于圆的面积而计算上述平均的瓣膜环径。
11. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
  - 上述规定期间与包括至少1个心周期的期间对应。

12. 如权利要求11所述的超声波诊断装置,其中,  
上述输出控制部输出时间变化曲线、规定的心时相下的值、上述1个心周期内的最大值、以及上述1个心周期内的最小值中的至少一个信息,作为上述瓣膜环信息。

13. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
上述第1计算部计算右心室的整体或局部地被定义的规定方向的位移、规定方向的应变、及面积变化率中的至少一个,作为上述壁运动信息。

14. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
上述第2计算部对于上述规定期间中包含的多个时相,分别计算上述瓣膜环信息。

15. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
上述第2计算部基于包含在上述瓣膜环位置的多个跟踪点的上述推定结果,计算上述瓣膜环信息。

16. 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将上述心室信息及上述瓣膜环信息组合而得到的输出信息。

17. 如权利要求16所述的超声波诊断装置,其中,  
上述输出控制部输出将上述心室信息及上述瓣膜环信息组合而得到的时间变化曲线,作为上述输出信息。

18. 一种医用信息处理装置,其中,具备:

取得部,取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据;

推定部,使用上述多个个体数据,推定上述心室的组织的运动;

第1计算部,基于上述推定部的推定结果,计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息;

第2计算部,基于上述推定部的推定结果,计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息;以及

输出控制部,输出上述心室信息及上述瓣膜环信息。

19. 一种计算机程序产品,具有包含能够由计算机执行的多个指令的计算机可读的记录介质,其中,

上述多个指令在被上述计算机执行时,使上述计算机执行包括以下步骤的方法:

取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据;

使用上述多个个体数据,推定上述心室的组织的运动;

基于上述推定的结果,计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息;

基于上述推定的结果,计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息;以及

输出上述心室信息及上述瓣膜环信息。

## 超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品

[0001] 关联申请

[0002] 本申请基于2018年12月14日提出申请的日本专利申请第2018-234204号主张优先权,这里引用其全部内容。

### 技术领域

[0003] 实施方式涉及超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品 (computer program product)。

### 背景技术

[0004] 以往,为了客观且定量地评价被检体的部位(例如心脏等的脏器)的功能,提出了各种将摄像了部位的三维动态图像数据解析的技术。例如,在超声波诊断装置中,为了评价心功能,有解析心脏壁的运动的壁运动解析(Wall Motion Tracking:WMT)。在WMT中,例如对使用超声波探头(probe)收集到的心脏的三维动态图像数据(data)进行了局部区域的图案匹配(pattern matching)的跟踪处理(追踪(tracking))。结果,输出关于心脏的左心室及右心室的心肌应变(strain)及心脏容积等的解析结果。

### 发明内容

[0005] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够适当地解析瓣膜环部的大小及形状的超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品。

[0006] 有关技术方案的超声波诊断装置具备取得部、推定部、第1计算部、设定部、第2计算部和输出控制部。取得部取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像得到的多个体数据(volume data)。推定部使用上述多个体数据,推定上述心室的组织的运动。第1计算部基于上述推定部的推定结果,计算表示与上述心室有关的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息。第2计算部基于上述推定部的推定结果,计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息。输出控制部将上述心室信息及上述瓣膜环信息输出。

[0007] 效果

[0008] 根据有关技术方案的超声波诊断装置,能够适当地解析瓣膜环部的大小及形状。

### 附图说明

[0009] 图1是表示有关第1实施方式的超声波诊断装置的结构例的框(block)图。

[0010] 图2是用来说明通过有关第1实施方式的推定功能而被设定的初始轮廓的图。

[0011] 图3是用来说明有关第1实施方式的设定功能的处理的图。

[0012] 图4是用来说明有关第1实施方式的设定功能的处理的图。

[0013] 图5是用来说明有关第1实施方式的输出控制功能的处理的图。

[0014] 图6是用来说明有关第1实施方式的输出控制功能的处理的图。

[0015] 图7是表示有关第1实施方式的超声波诊断装置的处理次序的流程图(flow chart)。

[0016] 图8是用来说明有关第2实施方式的第2计算功能的处理的图。

[0017] 图9是表示有关其他实施方式的医用信息处理装置的结构例的框图。

### 具体实施方式

[0018] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够适当地解析瓣膜环部的大小及形状的超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品。

[0019] 有关技术方案的超声波诊断装置具备处理电路。处理电路取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像得到的多个个体数据。处理电路使用上述多个个体数据,推定上述心室的组织的运动。处理电路基于上述推定出的结果,计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息。处理电路基于上述推定出的结果,计算上述心室的与血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息。处理电路将上述心室信息及上述瓣膜环信息输出。

[0020] 以下,参照附图说明有关实施方式的超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品。另外,以下说明的实施方式并不限定于以下的说明。以下说明的实施方式在处理内容中不发生矛盾的范围中能够进行与其他实施方式及以往技术的组合。

[0021] (第1实施方式)

[0022] 图1是表示有关第1实施方式的超声波诊断装置100的结构例的框图。如图1所示,有关第1实施方式的超声波诊断装置100具有超声波探头101、输入接口(interface)102、显示器(display)103、心电计104及装置主体105。超声波探头101、输入接口102、显示器103及心电计104与装置主体105可通信地连接。

[0023] 超声波探头101具有多个振子,这些多个振子基于从装置主体105具有的收发电路110供给的驱动信号产生超声波。此外,超声波探头101将来自被检体P的反射波接收而变换为电信号。此外,超声波探头101具有设在振子上的整合层和防止从振子向后方传播超声波的填充材料等。另外,超声波探头101与装置主体105拆装自如地连接。

[0024] 如果从超声波探头101向被检体P发送超声波,则发送的超声波被被检体P的体内组织的声阻抗(impedance)的不连续面依次反射,作为反射波信号而被超声波探头101具有的多个振子接收。被接收的反射波信号的振幅依赖于超声波被反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲(pulse)被移动中的血流或心脏壁等的表面反射的情况下,反射波信号,由于多普勒(Doppler)效应,依赖于移动体的相对于超声波发送方向的速度分量而受到频率偏移。

[0025] 输入接口102从操作者受理各种指示及信息的输入操作。具体而言,输入接口102将从操作者受理的输入操作变换为电信号,向装置主体105的处理电路170输出。例如,输入接口102由跟踪球(track ball)、开关按钮(switch button)、鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、通过触摸操作面而进行输入操作的触控板(touchpad)、显示画面和触控板被一体化的触控屏(touch screen)、使用了光学传感器(sensor)的非接触输入电路、以及声音输入电路等实现。另外,输入接口102并不仅限于具备鼠标、键盘等物理性的操作部件的结构。例如,从与装置分体地设置的外部的输入机器接受与输入操作对应的电信号、将该电

信号向控制电路输出的电信号的处理电路也包含在输入接口102的例子中。

[0026] 显示器103显示各种信息及图像。具体而言,显示器103将从处理电路170发送的信息及图像的数据变换为显示用的电信号并输出。例如,显示器103由液晶监视器或CRT (Cathode Ray Tube) 监视器 (monitor)、触控面板等实现。另外,作为超声波诊断装置100具备的输出装置,并不限于显示器103,例如也可以具备扬声器 (speaker)。例如,扬声器为了将装置主体105的处理状况向操作者通知,输出哔哔 (beep) 音等的规定的声音。

[0027] 心电计104作为被检体P的生物体信号而取得被检体P的心电波形 (Electrocardiogram: ECG)。心电计104将所取得的心电波形向装置主体105发送。另外,在本实施方式中,作为取得与被检体P的心脏的心时相有关的信息的方法之一,说明使用心电计104的情况,但实施方式并不限于于此。例如,超声波诊断装置1也可以取得通过基于心音图的第II音 (第二音) 的时间或频谱多普勒 (spectrum Doppler) 的心脏的射血的计测而求出的主动脉瓣关闭 (Aortic Valve Close: AVC) 时间,来取得与被检体P的心脏的心时相有关的信息。

[0028] 装置主体105是基于超声波探头101接收到的反射波信号而生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体105是能够基于超声波探头101接收到的二维的反射波数据而生成二维的超声波图像数据的装置。此外,装置主体105是能够基于超声波探头101接收到的三维的反射波数据而生成三维的超声波图像数据的装置。

[0029] 装置主体105如图1所示,具有收发电路110、信号处理电路120、图像生成电路130、图像存储器 (memory) 140、存储电路150、网络 (network: NW) 接口160及处理电路170。收发电路110、信号处理电路120、图像生成电路130、图像存储器140、存储电路150、NW接口160及处理电路170可相互通信地被连接。

[0030] 收发电路110具有脉冲发生器、发送延迟部、脉动装置等,向超声波探头101供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率频率,反复产生用来形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。此外,发送延迟部将从超声波探头101产生的超声波以束状聚束,并且对脉冲发生器产生的各速率脉冲赋予决定发送指向性所需要的每个振子的延迟时间。此外,脉动器以基于速率脉冲的定时 (timing),向超声波探头101施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间变化,从而任意地调整从振子面发送的超声波的发送方向。

[0031] 另外,收发电路110基于处理电路170的指示,为了执行规定的扫描序列 (scan sequence),具有能够将发送频率、发送驱动电压等瞬时地变更的功能。特别是,发送驱动电压的变更由能够瞬间地切换该值的线性放大器 (linear amp) 型的发信电路、或电气地切换多个电源单元 (unit) 的机构实现。

[0032] 此外,收发电路110具有预放大器 (pre-amp)、A/D (Analog/Digital) 变换器、接收延迟部、加法器等,对超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理,生成反射波数据。预放大器将反射波信号按照每个通道 (channel) 进行放大。A/D变换器将放大后的反射波信号进行A/D变换。接收延迟部赋予为了决定接收指向性所需要的延迟时间。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,生成反射波数据。通过加法器的加法处理,来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被强调,根据接收指向性和发送指向性而形成超声波收发的综合性的波束 (beam)。

[0033] 这里,来自收发电路110的输出信号的形态可以选择是被称作RF(Radio Frequency)信号的包含相位信息的信号的情况、或是包络线检波处理后的振幅信息的情况等各种形态。

[0034] 信号处理电路120从收发电路110接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成将信号强度用亮度的明亮程度表现的数据(B模式数据)。此外,信号处理电路120根据从收发电路110接收到的反射波数据,对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流及组织、造影剂回波(echo)成分,生成针对多点提取了速度、方差、强度等的移动体信息而得到的数据(多普勒数据)。

[0035] 另外,图1所例示的信号处理电路120能够对二维的反射波数据及三维的反射波数据的两者进行处理。即,信号处理电路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,信号处理电路120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。

[0036] 图像生成电路130根据信号处理电路120生成的数据,生成超声波图像数据。即,图像生成电路130根据信号处理电路120生成的二维的B模式数据,生成将反射波的强度用亮度表示的二维的B模式图像数据。此外,图像生成电路130根据信号处理电路120生成的二维的多普勒数据,生成表示移动体信息的二维的多普勒图像数据。二维的多普勒图像数据是速度图像、方差图像、强度图像或将它们组合的图像。此外,图像生成电路130还可以根据信号处理电路120生成的1条扫描线上的B模式数据的时序数据来生成M模式图像数据。此外,图像生成电路130还可以根据信号处理电路120生成的多普勒数据,生成将血流及组织的速度信息沿着时序进行绘制(plot)的多普勒波形。

[0037] 这里,图像生成电路130通常将超声波扫描的扫描线信号列变换(扫描转换(scan convert))为以电视(television)等为代表的视频格式(video 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130根据由超声波探头101得到的超声波的扫描形态而进行坐标变换,生成显示用的超声波图像数据。此外,图像生成电路130在扫描转换以外,作为各种图像处理而进行例如使用扫描转换后的多个图像帧来再生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或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130对于超声波图像数据,合成各种参数(parameter)的字符信息、刻度、身体标记(body mark)等。

[0038] 进而,图像生成电路130为了生成用于由显示器103显示体数据的各种二维图像数据,对体数据进行绘制(rendering)处理。作为图像生成电路130进行的绘制处理,有进行截面再构成法(多平面重建MPR:Multi Planer Reconstruction)而从体数据生成MPR截面图像数据的处理。此外,作为图像生成电路130进行的绘制处理,有对体数据进行“曲面重建(Curved MPR)”的处理和/或对体数据进行“最大密度投影(Maximum Intensity Projection)”的处理。此外,作为图像生成电路130进行的绘制处理,有体绘制(VR:Volume Rendering)处理及表面绘制(SR:Surface Rendering)处理。

[0039] 即,B模式数据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130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模式数据及多普勒数据也被称作原始数据(Raw Data)。图像生成电路130根据扫描转换处理前的作为二维超声波图像数据的“二维的B模式数据或二维的多普勒数据”,生成作为显示用的二维超声波

图像数据的“二维的B模式图像数据或二维多普勒图像数据”。

[0040] 图像存储器140是将图像生成电路130生成的显示用的图像数据存储的存储器。此外,图像存储器140也可以将信号处理电路120生成的数据存储。图像存储器140存储的B模式数据及多普勒数据例如可以在诊断后由操作者调用,经由图像生成电路130而成为显示用的超声波图像数据。

[0041] 另外,图像生成电路130将超声波图像数据和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104发送的心电波形建立对应而向图像存储器140保存。后述的处理电路170通过参照保存在图像存储器140中的数据,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时相。

[0042] 存储电路150存储各种数据。例如,存储电路150存储用来进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序,以及诊断信息(例如,患者ID、医生的意见等)、诊断协议(protocol)及各种身体标记等的各种数据。此外,存储电路150根据需要,也被用于图像存储器140存储的图像数据的保管等。例如,存储电路204由RAM(Random Access Memory)、闪存等的半导体存储器元件或硬盘(Hard Disk Drive:HDD)、光盘等实现。此外,存储电路150存储的数据可以经由NW接口160向外部装置转送。另外,外部装置例如是进行图像诊断的医生使用的PC(Personal Computer)或平板终端、保管图像的存储装置、打印机等。

[0043] NW接口160控制在装置主体105与外部装置之间进行的通信。具体而言,NW接口160从外部装置接收各种信息,将接收到的信息向处理电路170输出。例如,NW接口160由网卡(network card)或网络适配器(network adaptor)、网络接口控制器NIC(Network Interface Controller)等实现。

[0044] 另外,在第1实施方式中,说明超声波诊断装置100经由网络NW而与外部装置(信息处理装置或存储装置等)可通信地连接的情况,但并不限于此。例如,超声波诊断装置100即使不经由网络NW,也能够经由存储介质或可拆卸的存储装置(外装HDD装置等)等而与外部装置进行信息的交换。

[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基于经由输入接口102从操作者输入的各种设定要求及从存储电路150读入的各种控制程序及各种数据,对收发电路110、信号处理电路120及图像生成电路130的处理进行控制。此外,处理电路170进行控制,以通过显示器103显示图像存储器140及存储电路150所存储的显示用的超声波图像数据。

[0046] 此外,处理电路170执行取得功能171、推定功能172、第1计算功能173、设定功能174、第2计算功能175及输出控制功能176。这里,取得功能171是取得部的一例。推定功能172是推定部的一例。第1计算功能173是第1计算部的一例。设定功能174是设定部的一例。第2计算功能175是第2计算部的一例。输出控制功能176是输出控制部的一例。另外,关于处理电路170执行的取得功能171、推定功能172、第1计算功能173、设定功能174、第2计算功能175及输出控制功能176的处理内容在后面叙述。

[0047] 这里,例如图1所示的处理电路170的构成要素、即取得功能171、推定功能172、第1计算功能173、设定功能174、第2计算功能175及输出控制功能176所执行的各处理功能,可由计算机执行的程序的形态被记录在存储电路150中。处理电路170是通过将各程序从存储电路150读出并执行而实现与各程序对应的功能的处理器(processor)。换言之,将各程

序读出的状态的处理电路170具有在图1的处理电路170内表示的各功能。

[0048] 另外,在本实施方式中,假设由单一的处理电路170实现以下说明的各处理功能而进行说明,但也可以是将多个独立的处理器组合而构成处理电路,通过各处理器执行程序而实现功能。

[0049] 以上,对有关第1实施方式的超声波诊断装置100的结构进行了说明。基于这样的结构,超声波诊断装置100为了适当地解析瓣膜环部的大小及形状,执行以下的处理。

[0050] 另外,在以下的说明中,对超声波诊断装置100通过使用了三维图像的壁运动解析(Wall Motion Tracking:WMT)来解析右心室的壁运动的情况进行说明,但也可以解析左心室的壁运动。

[0051] 取得功能171取得持续至少1个心周期(规定期间)地对包括被检体P的心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据。例如,取得功能171取得对包括右心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据,作为被检体P的心室。

[0052] 例如,操作者通过超声波探头101进行包括被检体P的右心室在内的区域的三维扫描,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被作为B模式用的亮度信号而收集的包括每个时相的超声波图像数据的超声波图像数据群。这里所谓“时相”,是指心脏的周期性的运动中的任意1个时间点(定时),也被称作“心时相”。

[0053] 并且,图像生成电路140生成心脏的右心室的动态图像数据,将所生成的动态图像数据向图像存储器150保存。并且,操作者例如设定心电图中的从R波到下个R波的1个心搏的区间,作为处理对象的区间。另外,本实施方式即使在处理对象的区间被设定为2个心搏的区间或3个心搏的区间的情况下也能够应用。

[0054] 并且,取得功能171例如将超声波图像数据群从图像存储器150读出。该超声波图像数据群包括在操作者设定的1个心搏的区间中所包含的多个帧(flame)的三维的超声波图像数据(体数据)。

[0055] 推定功能172使用多个个体数据,推定心室的组织的运动。例如,推定功能172通过三维的WMT(3DWMT),推定右心室的组织的运动信息。

[0056] 首先,推定功能172通过以下这样的处理次序,对体数据中包含的对象部位(右心室)设定初始轮廓。这里,右心室的区域是由其与右心室以外的区域的边界部位规定的。在本实施方式中,边界部位是用来使血液向右心室流入的“包括三尖瓣膜环的管状的流入部:Inlet”、以及用来使血液从右心室流出的“包括肺动脉瓣膜环的管状的流出部:RVOT”。

[0057] 例如,操作者对于由取得功能171取得的时序的体数据,指定任意的心时相。这里被指定的任意的心时相,是1个心搏的区间中包含的帧中的任意帧,例如优选的是舒张末期时相(最初的R波时相)。并且,在由操作者指定了任意的心时相时,推定功能172对于被指定的心时相的超声波图像数据设定三维的初始轮廓。

[0058] 这里,三维的初始轮廓例如通过对于多个基准MPR截面分别输入的二维的轮廓线的插补处理而生成。例如,操作者对于多个基准MPR截面分别输入表示右心室的内膜的轮廓的轮廓线。并且,推定功能172将输入到基准MPR截面中的轮廓线的位置变换为三维的超声波图像数据的坐标。并且,推定功能172通过各轮廓线间的空间上的插补处理,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)。这样,推定功能172设定

右心室的内膜的初始轮廓。此外,右心室的外膜的初始轮廓优选的是被设定为距内膜面为规定的壁厚(4~6mm左右)位置。

[0059] 图2是用来说明由有关第1实施方式的推定功能172设定的初始轮廓的图。在图2中例示被设定为右心室的初始轮廓(VE)。在图2中,由实线表示的网状构造与被设定为右心室的内膜的初始轮廓(VI)对应,由虚线表示的网(mesh)状构造与被设定为右心室的外膜的初始轮廓(V0)对应。

[0060] 如图2所示,推定功能172对初始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)。这里,作为初始时相可以采用任意的心时相,但优选的是舒张末期(End-Diastole:ED)时相。此外,初始轮廓(VE)中的网的交点是构成右心室的内轮廓或外轮廓的“结构点”。该结构点与为了计算组织的运动信息而随着时间经过进行跟踪的跟踪点对应。

[0061] 并且,推定功能172对于初始轮廓上的多个位置设定地址(address)号。例如,推定功能172对于构成所设定的初始轮廓(VE)的多个跟踪点设定地址号。地址号是为了识别各跟踪点而被赋予的号码,例如基于心脏的内膜上的各跟踪点的位置而被定义。另外,地址号并不限于号码(数字),例如也可以是字符、记号等,只要是能够识别各跟踪点的位置的识别信息就可以。

[0062] 例如,推定功能172将心脏的内膜的各跟踪点的位置定义为 $P\_endo(t, h, d)$ 。这里, $t$ 表示1个心搏大小的区间中包含的帧(心时相)。此外, $h$ 表示长轴方向(高度)的地址号。此外, $d$ 表示圆周方向(方位)的地址号。具体而言,推定功能172将作为初始时相的ED时相设定为 $t=0$ 。此外,推定功能172例如设定右心室的三尖瓣侧的端部,作为圆周方向的基准位置,将该位置的跟踪点的 $d$ 设为0。即,处于该基准位置的跟踪点的位置被表示为 $P\_endo(0, h, 0)$ 。并且,推定功能172从基准位置的跟踪点起,将处于圆周方向的跟踪点依次设定地址号为 $d=0, 1, 2, 3\cdots$ 。此外,推定功能172将三维的初始轮廓中的距心尖部最远的环状轮廓的位置作为长轴方向的基准位置,将该位置的跟踪点的 $h$ 设为0。即,处于该基准位置的跟踪点的位置被表示为 $P\_endo(0, 0, d)$ 。并且,推定功能172从基准位置的跟踪点起,将处于心尖方向的跟踪点依次设定地址号为 $h=0, 1, 2, 3\cdots$ 。

[0063] 这样,推定功能172对于体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号的跟踪点(结构点)。另外,初始轮廓的设定并不限于上述的用手的操作,也可以使用内膜轮廓形状的数据库(例如,过去设定的轮廓的统计数据库),由推定功能172自动或半自动地检测图像中的边界。

[0064] 例如,推定功能172使用被设定了多个跟踪点的初始时相的体数据和下个时相的体数据来进行包括图案匹配在内的跟踪处理,从而跟踪体数据群中包含的多个超声波图像数据中的多个跟踪点的位置。

[0065] 例如,推定功能172如果对于体数据群中包含的帧 $t=0$ 的体数据,在与初始轮廓对应的位置设定多个跟踪点,则通过包括图案匹配在内的处理,跟踪其他帧 $t$ 的各跟踪点的位置。具体而言,推定功能172在已设定了多个跟踪点的帧的体数据与相邻于该帧的帧的体数据之间反复进行图案匹配。即,推定功能172以 $t=0$ 的体数据中的心脏的内膜的各跟踪点 $P\_endo(0, h, d)$ 为起点,跟踪 $t=0, 1, 2, 3\cdots$ 的各帧的体数据中的各跟踪点 $P\_endo(t, h, d)$ 的位置。结果,推定功能172对于1个心搏的区间中包含的各帧,求出构成心脏的内膜的各跟踪点

的坐标信息。

[0066] 并且,推定功能172使用体数据群中包含的多个超声波图像数据中的多个跟踪点的位置,按照每个超声波图像数据来计算表示组织的运动的运动信息。将由推定功能172计算的运动信息向用于计算的各跟踪点(跟踪点)提供。具体而言,例如将根据心脏的内膜的各跟踪点计算出的运动信息定义为 $V\_endo(t,h,d)$ 。并且,推定功能172将计算出的运动信息向图像存储器150保存。

[0067] 这样,推定功能172随着时间经过地跟踪沿着心室的轮廓配置的多个跟踪点,从而推定运动信息。另外,这里作为一例而说明了对于右心室的内膜的处理,但实施方式并不限于此。例如,并不限于内膜,也可以对外膜或内膜和外膜的中间层执行上述的处理。此外,推定功能172例如并不限于右心室,也可以对左心室或左心房、右心房或心脏整体等任意的规定区域执行处理。

[0068] 第1计算功能173基于推定功能172的推定结果,计算包括关于心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的第1计算信息。例如,第1计算功能173作为壁运动信息而计算右心室的整体或局部地被定义的规定方向的位移、规定方向的应变及面积变化率中的至少一个。另外,第1计算信息也被称作心室信息。心室信息表示关于心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方。

[0069] 具体而言,第1计算功能173作为壁运动信息,例如计算各跟踪点的每1帧的局部心肌位移[mm]、作为2点间的距离的变化率的局部心肌应变(strain) [%]、或作为它们的时间变化的局部心肌速度[cm/s]及局部心肌应变速率[1/s]等。但是,壁运动信息并不限于这些参数,只要是能够使用各帧中的多个跟踪点的坐标信息来计算的参数就可以。例如,也可以将这些壁运动信息进行分量分离。在右心室的情况下,例如使用被分量分离到长轴(Longitudinal)方向上的纵向应变Longitudinal Strain(LS)、或被分量分离到圆周(Circumferential)方向上的周向应变Circumferential Strain(CS)等的指标。这些指标通过使用右心室的二维图像(长轴像及短轴像)的二维的斑块追踪(speckle tracking)法或使用了三维图像的三维的斑块追踪来计算。此外,在三维的斑块追踪法中,也可以定义局部的面积变化率(AC:Area Change ratio)。由于AC不需要分量分离,所以即使如右心室那样是复杂的形状,也能够进行稳定的解析。

[0070] 此外,作为为了右心室的功能评价而在临床中经常使用的壁运动信息,有以M模式计测的TAPSE(三尖瓣膜环收缩期移动量)。M模式由于是一维的解析,所以在TAPSE中,对于三尖瓣膜环附近的一部分,观察朝向超声波探头101的方向的位移分量。另一方面,如果是三维斑块追踪法,则能得到覆盖右心室的整个区域的位移的信息。作为此时的位移的方向,不是以超声波探头101为基准,而是以右心室为基准,能够检测以右心室为基准的长轴方向或壁厚(Radial)方向的位移分量。此外,作为不易受右心室的复杂的形状影响的指标,也可以使用不会进行向方向的分量分离的移动距离 $D(D=\sqrt{(P_x(n)-P_x(n_0))^2+(P_y(n)-P_y(n_0))^2+(P_z(n)-P_z(n_0))^2})$ 。其中, $(P_x(n),P_y(n),P_z(n))$ 表示跟踪点P的位置,n表示时相, $n_0$ 表示基准时相。

[0071] 此外,第1计算功能173计算容积信息,作为心脏的泵功能的指标。例如,第1计算功能173计算由心腔内和瓣的部位(边界位置)包围的三维区域的容积,作为容积信息。由此,第1计算功能173计算舒张末期容积(End-Diastolic Volume:EDV)、收缩末期容积(End-

Systolic Volume:ESV)及射血率(Ejection Fraction:EF)等。另外,第1计算功能173计算容积信息的情况下的心时相及区域可以适当变更。

[0072] 这样,第1计算功能173基于推定功能172的推定结果,计算关于右心室的壁运动信息及/或容积信息,作为第1计算信息。另外,作为由第1计算功能173计算的壁运动信息及容积信息,并不限于上述的例子,也可以计算周知的任何的参数。此外,由第1计算功能173计算的参数的种类既可以被预设(preset),也可以由操作者适当选择。

[0073] 设定功能174设定心室中的血流的流入或流出相关的瓣的瓣膜环位置所对应的关注区域(Region Of Interest:ROI)。例如,设定功能174在与三尖瓣膜环或肺动脉瓣膜环中的至少一方对应的位置设定关注区域,作为瓣膜环位置。

[0074] 图3及图4是用来说明有关第1实施方式的设定功能174的处理的图。在图3中,例示对于右心室的内轮廓(内膜面)进行了表面绘制处理的绘制图像。在图4中例示从心房侧(头侧)观察心室侧(脚侧)得到的瓣膜环位置(瓣膜环水平)的剖视图。另外,图3所示的绘制图像例如通过日本特开2016-093302号公报(以下记作“专利文献1”)所公开的技术生成。这里,绘制图像上的网的交点与配置在右心室的内轮廓的跟踪点对应。此外,与上述任意的壁运动信息对应的颜色(color)被映射(mapping)到绘制图像上。

[0075] 例如,设定功能174在截面图像上从操作者受理瓣膜环部的位置(点)的指定,从而设定关注区域。在指定三尖瓣膜环(Inlet)的位置的情况下,如图3及图4所示,操作者在与作为基准截面的A面(A4C像)对应的截面图像上指定膈膜侧的瓣膜环位置(S)及侧壁侧的瓣膜环位置(L)的2点。此外,操作者在与B面(Colonial像)对应的截面图像上指定下壁侧的瓣膜环位置(I)及室上嵴侧的瓣膜环位置(C)的2点。并且,设定功能174通过将由操作者指定的4点的瓣膜环位置(S)、(L)、(I)、(C)之间线性或非线性地插补,设定曲线形的ROI1。另外,由于已知瓣膜环部是鞍(saddle)形,所以优选的是沿着该形状进行插补处理。

[0076] 这样,设定功能174对于与三尖瓣膜环对应的环状的边界位置设定ROI1。另外,通过同样的处理,设定功能174对于与肺动脉瓣膜环(RVOT)对应的环状的边界位置设定ROI2。

[0077] 另外,在图3及图4中说明了使用2个截面图像(A面及B面)来设定与三尖瓣膜环对应的关注区域的情况,但实施方式并不限于此。例如,设定功能174也可以使用任意的3个以上的截面图像来设定关注区域,也可以使用任意的1个截面图像来设定关注区域。

[0078] 此外,作为设定及变更环状的边界位置的处理,例如可以应用在专利文献1中公开的技术。即,设定功能174可以将推定功能172中设定的初始轮廓的端部(心房侧的端部)原样设定为ROI1及ROI2。或者,设定功能174也可以对于设定在初始轮廓的端部的ROI1及ROI2分别从操作者受理用于变更环状水平的输入操作,根据所受理的输入操作来变更环状水平(level)。

[0079] 第2计算功能175基于推定功能172的推定结果,计算关于关注区域的大小的第2计算信息。例如,第2计算功能175基于多个跟踪点中的包含在关注区域中的多个跟踪点的位置(坐标信息),计算第2计算信息。第2计算功能175按照每个心时相来计算规定位置处的瓣膜环径、瓣膜环周长、瓣膜环部的截面积及平均的瓣膜环径中的至少一个以上的参数,作为第2计算信息。另外,第2计算信息也被称作瓣膜环信息。瓣膜环信息是关于瓣膜环位置的大小或形状的信息。

[0080] 以下,作为一例,关于与三尖瓣膜环对应的ROI1,依次说明分别计算规定位置处的

瓣膜环径、瓣膜环周长、瓣膜环部的截面积及平均的瓣膜环径的情况。另外,规定位置处的瓣膜环径、瓣膜环周长、瓣膜环部的截面积及平均的瓣膜环径是“瓣膜环尺寸信息”的一例。

[0081] 首先,对“规定位置处的瓣膜环径”的计算进行说明。例如,第2计算功能175计算由操作者指定的MPR截面图像上的关注区域的位置处的瓣膜环径。例如,第2计算功能175计算在与A面对应的截面图像上设定的隔膜侧的瓣膜环位置(S)及侧壁侧的瓣膜环位置(L)的2点间的距离,作为瓣膜环径“iDia\_A”。此外,第2计算功能175计算在与B面对应的截面图像上设定的下壁侧的瓣膜环位置(I)及室上嵴侧的瓣膜环位置(C)的2点间的距离,作为瓣膜环径“iDia\_B”。另外,2点间的距离例如可以作为3DWMT中的跟踪点间的位置的差分来计算。

[0082] 这里,瓣膜环径“iDia\_A”及瓣膜环径“iDia\_B”由于能够在各心时相“t”定义,所以能够作为表示时间变化的函数来计算。即,第2计算功能175在3DWMT中的初始时相“t=0”,设定与隔膜侧的瓣膜环位置(S)及侧壁侧的瓣膜环位置(L)分别对应的2个跟踪点。并且,第2计算功能175通过一边在各心时相“t”跟踪所设定的2个跟踪点的位置一边计算2点间的距离,从而取得瓣膜环径“iDia\_A(t)”。此外,通过同样的处理,第2计算功能175取得瓣膜环径“iDia\_B(t)”。

[0083] 另外,操作者能够分别单独地调整与A面及B面对应的截面位置。这里,各截面位置优选的是通过相对于中心轴(A面与B面的交点)旋转来变更。第2计算功能175每当由操作者变更截面位置,就计算变更后的截面位置处的瓣膜环径。由此,操作者能够一边确认MPR截面图像,一边变更用来计算瓣膜环径的2点的位置。

[0084] 接着,对“瓣膜环周长”的计算进行说明。例如,第2计算功能175计算环状的瓣膜环位置的周围的长度“CL”。周围的长度“CL”例如可以作为关注区域中包含的多个跟踪点各自之间的距离的总和来计算。

[0085] 具体而言,第2计算功能175在3DWMT中设定的多个跟踪点中,确定构成ROI1的多个跟踪点。并且,第2计算功能175分别计算所确定的多个跟踪点中的相邻的跟踪点间的距离,将计算出的各个距离的总和作为周围的长度“CL”来计算。另外,关于周围的长度“CL”也能够能够在各心时相“t”中定义,所以第2计算功能175通过关于各心时相“t”计算周围的长度“CL”,取得周围的长度“CL(t)”。

[0086] 接着,对“瓣膜环部的截面积”的计算进行说明。例如,第2计算功能175使用关注区域中包含的多个跟踪点的重心位置和各跟踪点的位置,计算作为瓣膜环部的曲面的截面积。

[0087] 由于瓣膜环部的形状为能够根据心时相“t”而动态地变化的三维的曲面形状,所以瓣膜环截面积“iArea(t)”例如如以下这样定义。首先,第2计算功能175在心时相“t”确定构成与瓣膜环部对应的ROI1的多个跟踪点(跟踪点群)“CP(t,i)”。这里,“i”与构成ROI1的跟踪点的数量(1~N)对应。并且,第2计算功能175计算跟踪点群“CP(t,i)”的重心“G(t)”。并且,第2计算功能175计算由作为相邻的跟踪点的对的跟踪点“CP(t,i)”和跟踪点“CP(t,i+1)”、以及重心“G(t)”构成的三角形的面积“s(t,i)”。该三角形的面积“s(t,i)”例如优选的是通过海伦(Heron)公式计算。并且,第2计算功能175将计算出的全部(N个)三角形的面积“s(t,i)”相加,从而计算瓣膜环截面积“iArea(t) =  $\sum s(t,i)$ ”。

[0088] 接着,对“平均的瓣膜环径”的计算进行说明。例如,第2计算功能175假定瓣膜环部的截面积等于圆的面积,计算平均的瓣膜环径。

[0089] 例如,第2计算功能175使用满足瓣膜环截面积“ $iArea(t) = \pi R(t)^2$ ”的半径“ $R(t)$ ”,计算平均的瓣膜环径“ $iDia\_mean(t)$ ”。即,平均的瓣膜环径由“ $iDia\_mean(t) = 2 * R(t) = 2 * \sqrt{iArea(t) / \pi}$ ”定义。另外,第2计算功能175也可以计算瓣膜环径“ $iDia\_A(t)$ ”及瓣膜环径“ $iDia\_B(t)$ ”的平均值作为平均的瓣膜环径“ $iDia\_mean(t)$ ”。

[0090] 这样,第2计算功能175基于推定功能172的推定结果,按照每个心时相来计算规定位置处的瓣膜环径、瓣膜环周长、瓣膜环部的截面积及平均的瓣膜环径中的至少一个以上的参数。例如,第2计算功能175基于瓣膜环位置中包含的多个跟踪点处的推定结果来计算瓣膜环信息。此外,例如第2计算功能175对于规定期间中包含的多个时相分别计算瓣膜环信息。

[0091] 另外,在上述的说明中,说明了对于与三尖瓣膜环对应的ROI1计算第2计算信息的情况,但实施方式并不限于此。例如,第2计算功能175也可以对于与肺动脉瓣膜环对应的ROI2计算第2计算信息。

[0092] 此外,在上述的说明中,说明了由第2计算功能175计算的各参数作为多个心时相“t”处的动态的信息而被计算的情况,但并不限于此,也可以作为关于任意的一时相的静态的信息而被计算。此外,由第2计算功能175计算的参数并不限于上述的定义,可以使用跟踪点而任意地定义。

[0093] 输出控制功能176输出第1计算信息及第2计算信息。例如,输出控制功能176将第2计算信息作为时间变化曲线、规定的心时相处的值、1个心周期内的最大值以及1个心周期内的最小值中的至少一个信息而输出。

[0094] 图5及图6是用来说明有关第1实施方式的输出控制功能176的处理的图。在图5中表示第2计算信息的显示例。此外,在图6中表示第1计算信息的显示例。作为一例,输出控制功能176使图5所示的第2计算信息和图6所示的第1计算信息同时显示在显示器103上。

[0095] 如图5所示,输出控制功能176将瓣膜环截面积“ $iArea$ ”、平均的瓣膜环径“ $iDia\_mean$ ”、与A面对应的(S) - (L)间的瓣膜环径“ $iDia\_A$ ”及与B面对应的(I) - (C)间的瓣膜环径“ $iDia\_B$ ”的各参数作为持续1个心周期的时间变化曲线,显示在显示器103上。在图5所示的例子中,瓣膜环径“ $iDia\_B$ ”在整个1个心周期中都比瓣膜环径“ $iDia\_A$ ”大。此外,瓣膜环径“ $iDia\_mean$ ”在整个1心周期中是瓣膜环径“ $iDia\_A$ ”及瓣膜环径“ $iDia\_B$ ”的中间的大小(尺寸)。此外,图5所示的瓣膜环截面积“ $iArea$ ”表示与右室内腔容积的时间变化曲线(参照图6的区域R2的曲线图)类似的变化。

[0096] 另外,在图5中说明的内容只不过是一例,实施方式并不限于此。例如,在图5中说明了将第2计算信息作为时间变化曲线显示的情况,但实施方式并不限于此。例如,输出控制功能176对于第2计算信息可以显示规定的心时相(例如ED、ES等)的值、1个心周期内的最大值及1个心周期内的最小值等的数值信息。另外,这些数值信息既可以作为表示数值的文本信息而被显示,也可以绘制在任意的曲线图(例如图5的时间变化曲线)上而显示。

[0097] 此外,例如在图5中,说明了显示瓣膜环截面积、平均的瓣膜环径及规定位置处的瓣膜环径的情况,但也可以显示瓣膜环周长。即,输出控制功能176可以任意地选择并显示由第2计算功能175计算出的第2计算信息。

[0098] 此外,如图6所示,输出控制功能176使显示器103显示A面、B面及4个C面的各截面图像,作为由右心室的3DWMT使用的基准截面的MPR截面图像。在各截面图像中,将表示相互

的截面取得位置的线标记和相当于右心室心肌的轮廓(内轮廓及外轮廓)的位置一起用虚线描绘。另外,各截面图像优选的是作为动态图像显示,但也可以作为静止图像(例如,由操作者指定的心时相的静止图像)显示。

[0099] 此外,如图6的区域R1所示,输出控制功能176将由第1计算功能173计算出的壁运动信息(或容积信息)变换为颜色代码,映射到绘制图像上。作为该绘制图像,通过对于右心室的内轮廓的表面绘制处理而生成的图像是优选地,但并不限于此,也可以应用对于其他部位(右心室的外轮廓等)的任意的绘制处理。此外,作为区域R1的显示图像,可以应用在专利文献1中公开的技术。具体而言,通过专利文献1中公开的技术,除了右心室的内轮廓以外,输出控制功能176还能够显示包括三尖瓣膜环的管状的流入部(Inlet)及包括肺动脉瓣膜环的管状的流出部(RVOT)。这里,也可以操作者一边确认绘制图像,一边变更(调整)右心室的内轮廓与管状的流入部之间的环状的边界位置(即图3的ROI1)、以及右心室的内轮廓与管状的流出部之间的环状的边界位置(即图3的ROI2)。另外,被映射了壁运动信息的绘制图像优选的是作为动态图像显示,但也可以作为静止图像(例如,由操作者指定的心时相的静止图像)显示。

[0100] 此外,如图6的区域R2所示,输出控制功能176将由第1计算功能173计算出的壁运动信息(或容积信息)作为时间变化曲线显示。在图6所示的例子中,输出控制功能176显示对预先规定了右心室的区域的7个段(小区域)中的局部的壁运动信息的值进行了平均的7个时间变化曲线、AC(Area Change ratio)的时间变化曲线和右心室的容积的时间变化曲线。由此,操作者能够评价各壁运动信息的峰值的程度或评价检测到峰值的定时。另外,输出控制功能176也可以对全部的段(segment)的局部的时间变化曲线进行平均化,从而作为整体性的(Global)心肌功能的指标显示。作为整体性的心肌功能的指标的代表例,可以举出GLS(全局纵向应变,Global Longitudinal Strain)、GCS(全局周向应变,Global Circumferential Strain)、GAC(全局面积变化率,Global Area Change ratio)等。

[0101] 另外,在图6中说明的内容只不过是一例,实施方式并不限于此。例如,虽然在图6中没有图示,但输出控制功能176也可以将第1计算信息(壁运动信息、容积信息)作为数值的一览(Table)而显示。例如,输出控制功能176作为右心室的容积信息,将EDV、ESV及EF等作为一览而显示。此外,输出控制功能176并不限于图示的形态,也可以利用专利文献1中公开的技术或其他周知的技术来显示第1计算信息。

[0102] 这样,输出控制功能176使显示器103同时显示第1计算信息及第2计算信息。另外,这里说明了将第1计算信息及第2计算信息同时输出的情况,但实施方式并不限于此。例如,输出控制功能176也可以将第1计算信息及第2计算信息单独地输出。在此情况下,输出控制功能176优选的是根据来自操作者的切换操作而切换第1计算信息的显示和第2计算信息的显示并进行显示。

[0103] 此外,例如输出控制功能176也可以不仅将第1计算信息(心室信息)及第2计算信息(瓣膜环信息)同时输出,还将组合了第1计算信息及第2计算信息的输出信息输出。作为一例,输出控制功能176作为输出信息而输出将第1计算信息及第2计算信息组合的时间变化曲线。该时间变化曲线例如是将第1计算信息及第2计算信息用相同的时序表示的曲线图。

[0104] 另外,输出控制功能174输出信息的输出目的地并不限于显示器103。例如,输出控

制功能174也可以向经由网络连接的任意的装置发送。具体而言,输出控制功能174也可以向集中管理病院内的数据的服务器(server)装置或用来制作诊断报告的装置(报告(report)制作装置等)发送信息。此外,例如,输出控制功能174也可以将信息向DVD(Digital Versatile Disc)等的记录介质保存。

[0105] 图7是表示有关第1实施方式的超声波诊断装置100的处理次序的流程图。图7所示的处理次序例如在从操作者受理了开始瓣膜环部的解析这一意思的指示的情况下开始。

[0106] 在步骤(step)S101中,判定是否是处理定时。例如,输入接口102从操作者受理开始瓣膜环部的解析这一意思的指示,将所受理的指示向处理电路170发送。处理电路170在受理了由输入接口102转送的指示时,判定为是处理定时(步骤S101肯定),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的各处理功能是待机状态。

[0107] 如果步骤S101被肯定,则在步骤S102中,取得功能171将多个体数据读出。例如,取得功能171从图像存储器150读出摄像了包括被检体P的右心室在内的区域而得到的至少持续1个心周期以上的多个体数据。

[0108] 在步骤S103中,推定功能172向对象部位设定初始轮廓。例如,推定功能172对于由操作者指定的心时相的体数据中包含的右心室,设定三维的初始轮廓。在该初始轮廓上设定多个跟踪点。

[0109] 在步骤S104中,推定功能172通过3DWMT推定组织的运动信息。例如,推定功能172使用被设定了多个跟踪点的初始时相下的体数据和下个时相下的体数据来进行包括图案匹配的跟踪处理,从而跟踪多个体数据中的多个跟踪点的位置。

[0110] 在步骤S105中,第1计算功能173计算第1计算信息。例如,第1计算功能173基于推定功能172的推定结果,计算关于右心室的整体或局部的应变、面积变化率及容积等的信息,作为第1计算信息。

[0111] 在步骤S106中,设定功能174对瓣膜环位置设定关注区域。例如,设定功能174对与三尖瓣膜环或肺动脉瓣膜环中的至少一方对应的位置设定关注区域,作为瓣膜环位置。

[0112] 在步骤S107中,第2计算功能175对于关注区域计算第2计算信息。例如,第2计算功能175基于多个跟踪点中的包含在关注区域中的多个跟踪点相关的运动信息,按照每个心时相,计算规定位置处的瓣膜环径、瓣膜环周长、瓣膜环部的截面积及平均的瓣膜环径中的至少一个以上的参数。

[0113] 在步骤S108中,输出控制功能176将第1计算信息及第2计算信息输出。例如,输出控制功能176将第2计算信息作为时间变化曲线、规定的心时相下的值、1个心周期内的最大值及1个心周期内的最小值中的至少一个信息输出。

[0114] 另外,在图7中说明的处理次序只不过是一例,实施方式并不限于此。例如,上述的处理次序在处理内容中不发生矛盾的范围内能够变更为任意的顺序。作为一例,步骤S106的处理也可以在步骤S103的处理的紧接着之后(步骤S104的处理之前)执行。

[0115] 如上述那样,超声波诊断装置100能够将与整体或局部的壁运动信息及容积信息、和瓣膜环部的大小的动态变化及其程度一起,向操作者提示。由此,操作者能够在定量地掌握心室的重构的程度及心功能的同时,同时地掌握瓣膜环部的大小的动态变化及其程度。结果,操作者能够有效地进行瓣膜环部的疾患的治疗法及治疗设备的选择。

[0116] 例如,作为伴随着心功能的下降的代价作用而心脏舒张,通过该舒张,瓣膜环部也变大(例如,瓣膜环径扩大),由此有发生瓣的闭塞不全(倒流)的情况。对于这样的症例,例如采用在瓣的周围埋入绳状的医疗器具(瓣膜环结扎设备)、通过将其收紧而使扩大的瓣膜环径复原的治疗法。有关本实施方式的超声波诊断装置100通过提供瓣膜环径及瓣膜环周长等的信息,能够帮助最优的尺寸及种类的瓣膜环结扎设备的选择。此外,超声波诊断装置100通过提供壁运动信息等的定量的心功能信息,能够帮助适当的治疗时期的判断。

[0117] 另外,在第1实施方式中,说明了将有关本实施方式的超声波诊断装置100应用于右心室的解析的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置100可以与右心室同样地也应用于左心室的解析。

[0118] 此外,在第1实施方式中,说明了对至少包括1个心周期的期间进行解析的情况,但实施方式并不限于此。例如,实施方式也可以对不到1个心周期的任意的期间进行解析。即,取得部取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进行摄像而得到的多个个体数据。该规定期间例如与至少包括1个心周期的期间对应。

[0119] (第2实施方式)

[0120] 在第1实施方式中,说明了计算关于关注区域的大小的第2计算信息的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置100也可以计算关于关注区域的形状的第2计算信息。

[0121] 例如,已知三尖瓣膜环的立体构造是在前尖一后尖方向上较高、在隔膜一侧壁方向上低的倒马蹄形(也称作鞍(saddle)形)。但是,在三尖瓣关闭不全的症例、特别是预后较差的重症例中,已知与健康例相比鞍形平坦化。所以,在第2实施方式中,超声波诊断装置100计算起因于该形状的高低差,作为关于关注区域的形状的第2计算信息。

[0122] 有关第2实施方式的超声波诊断装置100具备与图1所例示的超声波诊断装置100同样的结构,第2计算功能175的处理的一部分不同。所以,在第2实施方式中,以与第1实施方式不同的点为中心进行说明,关于具有与在第1实施方式中说明过的结构同样的功能的点省略说明。

[0123] 有关第2实施方式的第2计算功能175基于推定功能172的推定结果,计算关于关注区域的形状的第2计算信息。这里,第2计算功能175计算瓣膜环部的局部的高低差,作为关于关注区域的形状的第2计算信息。即,第2计算功能175基于多个跟踪点中的关注区域中包含的多个跟踪点的位置(坐标信息),计算瓣膜环部的局部的高低差。另外,瓣膜环部的局部的高低差是“瓣膜环形状信息”的一例。

[0124] 图8是用来说明有关第2实施方式的第2计算功能175的处理的图。在图8中例示与三尖瓣膜环对应的ROI1的三维形状。另外,ROI1的三维形状通过将ROI1中包含的多个跟踪点的位置(坐标信息)连结而描绘。另外,在第2实施方式中,设定功能174优选的是使用A面及B面的2个截面图像和插补处理来设定鞍形的关注区域。

[0125] 如图8所示,第2计算功能175计算ROI1中包含的多个跟踪点的重心位置。并且,第2计算功能175计算经过计算出的重心位置的回归平面,使用该回归平面的法线向量的方向(轴)来计算瓣膜环部的局部的高低差。具体而言,第2计算功能175关于瓣膜环部(ROI1)上的各点,沿着法线向量的方向计算距回归平面的距离(高度)。并且,第2计算功能175将与回归平面相比最高(靠近心房侧)的点确定为最高点“highP”。此外,第2计算功能175将与回归

平面相比最低的(靠近心尖)的点确定为最低点“lowP”。在最高点“highP”是正值的情况下,最低点“lowP”是负值。并且,第2计算功能175算法线向量(vector)的方向上的最高点highP与最低点lowP的差分,作为瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H$ ”。即,瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H$ ”对应于从回归平面到最高点highP的距离(绝对值)与从回归平面到最低点lowP的距离(绝对值)之和。

[0126] 这里,瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H$ ”由于能够在各心时相“t”中定义,所以能够作为表示时间变化的函数来计算。即,第2计算功能175在3DWMT的初始时相“t=0”,如上述那样定义最高点“highP(t)”和最低点“lowP(t)”。并且,第2计算功能175通过最高点“highP(t)”与最低点“lowP(t)”的差分,计算各心时相(t)的瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H(t)$ ”。

[0127] 这样,第2计算功能175对于与三尖瓣膜环对应的ROI1,计算瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H(t)$ ”。另外,这里说明了计算三尖瓣膜环的瓣膜环形状信息的情况,但实施方式并不限于此。例如,第2计算功能175对于肺动脉瓣膜环及左心室的瓣膜环部也能够计算同样的瓣膜环形状信息。

[0128] 并且,输出控制功能176将计算出的瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H(t)$ ”输出。作为瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H(t)$ ”的输出形态及输出目的地,与在第1实施方式中说明过者是同样的。即,输出控制功能176优选的是将瓣膜环部的局部的高低差“ $\Delta H(t)$ ”作为时间变化曲线显示,但也可以显示规定的心时相(例如ED、ES等)下的值、1个心周期内的最大值、以及1个心周期内的最小值等的数值信息。此外,这些数值信息既可以作为表示数值的文本信息而被显示,也可以绘制到任意的曲线图(例如图5的时间变化曲线)上而显示。

[0129] 此外,输出控制功能176也可以如图8所示那样将瓣膜环部(三尖瓣膜环)的三维形状显示在显示器103上。

[0130] 这样,有关第2实施方式的超声波诊断装置100能够计算时序的瓣膜环形状信息,并将计算出的时序的瓣膜环形状信息向操作者提示。由此,操作者不仅能够容易地判断鞍形是否平坦化,还能够掌握其时间变化,所以能够简便且详细地进行瓣膜环部的病情评价。

[0131] (其他实施方式)

[0132] 在上述的实施方式以外,也可以以各种不同的形态实施。

[0133] (医用信息处理装置)

[0134] 此外,例如在上述的实施方式中,说明了将公开的技术应用于超声波诊断装置100的情况,但实施方式并不限于此。例如,也可以将公开的技术应用于医用信息处理装置200。医用信息处理装置200例如对应于工作站或PACS(Picture Archiving Communication System)观察器、其他的医用图像诊断装置的控制台(console)装置等。另外,所谓其他的医用图像诊断装置,对应于MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置及X射线CT(Computed Tomography)装置等。此外,在作为医用信息处理装置而应用MRI装置或X射线CT装置的情况下,医用信息处理装置可以使用由各医用图像诊断装置摄像的体数据(MR图像数据、CT图像数据)而执行公开的技术。

[0135] 图9是表示有关其他实施方式的医用信息处理装置200的结构例的框图。如图9所示,医用信息处理装置200具备输入接口201、显示器202、NW接口203、存储电路204及处理电路210。输入接口201、显示器202、NW接口203及处理电路210可相互通信地连接。

[0136] 输入接口201是鼠标、键盘、触控面板等用来受理来自操作者的各种指示及设定请

求的输入装置。显示器202是显示医用图像或显示用于操作者使用输入接口201来输入各种设定请求的GUI的显示装置。

[0137] NW接口203控制在医用信息处理装置200与外部装置之间进行的通信。具体而言，NW接口203从外部装置接收各种信息，将接收到的信息向处理电路210输出。例如，NW接口203由网卡或网络适配器、NIC(Network Interface Controller)等实现。

[0138] 存储电路204例如是NAND(Not AND)型闪存或HDD(Hard Disk Drive)，存储用来显示医用图像数据及GUI的各种程序、及由该程序使用的信息。

[0139] 处理电路210是对医用信息处理装置200的处理整体进行控制的电子设备(处理器)。处理电路210执行取得功能211、推定功能212、第1计算功能213、设定功能214、第2计算功能215及输出控制功能216。取得功能211、推定功能212、第1计算功能213、设定功能214、第2计算功能215及输出控制功能216例如以能够由计算机执行的程序的形态被记录在存储电路204内。处理电路210通过将各程序读出并执行，实现与所读出的各程序对应的功能(取得功能211、推定功能212、第1计算功能213、设定功能214、第2计算功能215及输出控制功能216)。

[0140] 例如，取得功能211取得至少持续1个心周期以上地对包括被检体P的心室在内的区域进行摄像而得到的多个体数据(超声波图像数据、MR图像数据、CT图像数据等)。推定功能212使用多个体数据来推定心室的组织的运动。第1计算功能213基于推定功能172的推定结果，计算包括关于心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的第1计算信息。设定功能214设定与心室中的血流的流入或流出相关的瓣的瓣膜环位置对应的关注区域。第2计算功能215基于推定功能172的推定结果，计算关于关注区域的大小或形状的第2计算信息。输出控制功能216输出第1计算信息及第2计算信息。由此，医用信息处理装置200可以将瓣膜环部的大小及形状适当地解析。

[0141] 在上述说明中使用的“处理器”的词语，例如是指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)、可编程逻辑设备(例如，单纯可编程逻辑设备(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复合可编程逻辑设备(Complex Programmable Logic Device:CPLD)及现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA)等的电路。处理器通过将保存在存储电路150中的程序读出并执行而实现功能。另外，也可以代替在存储电路150中保存程序而构成为将程序直接装入到处理器的电路内。在此情况下，处理器通过将装入电路内的程序读出并执行而实现功能。另外，本实施方式各处理器并不限于按照每个处理器构成为单一的电路的情况，也可以将多个独立的电路组合而构成1个处理器，实现其功能。进而，也可以将各图中的多个构成要素向1个处理器合并而实现其功能。

[0142] 此外，上述的各装置各构成要素是功能概念性的，并不一定需要在物理上如图示那样构成。即，各装置的分散/合并的具体的形态并不限于图示，也可以根据各种负荷及使用状况等，将其全部或一部分以任意的单位在功能或物理上分散/合并而构成。进而，由各装置进行的各处理功能可以其全部或任意的一部分通过CPU及由该CPU解析执行的程序实现，或者作为基于连线逻辑的硬件而得到实现。

[0143] 此外，可以在上述实施方式中说明的各处理中的设为自动进行者而说明的处理

的全部或部分以手动进行,或者也可以将设为手动进行者而说明的的全部或部分用公知的方法自动地进行。除此以外,关于在上述文书中或图中表示的包括处理次序、控制次序、具体的名称、各种数据及参数在内的信息,除了特别记述的情况以外可以任意地变更。

[0144] 此外,在上述实施方式中说明的医用信息处理方法可以通过用个人计算机或工作站等的计算机执行预先准备的医用信息处理程序来实现。该医用信息处理程序可以经由因特网等的网络而分发。此外,该医用信息处理程序也可以被记录到硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等的能够由计算机读取的记录介质中,通过由计算机从记录介质读出来执行。

[0145] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够将瓣膜环部的大小及形状适当地解析。

[0146] 说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,不是要限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨中,同样包含在权利要求书所记载的发明和其等价的范围中。

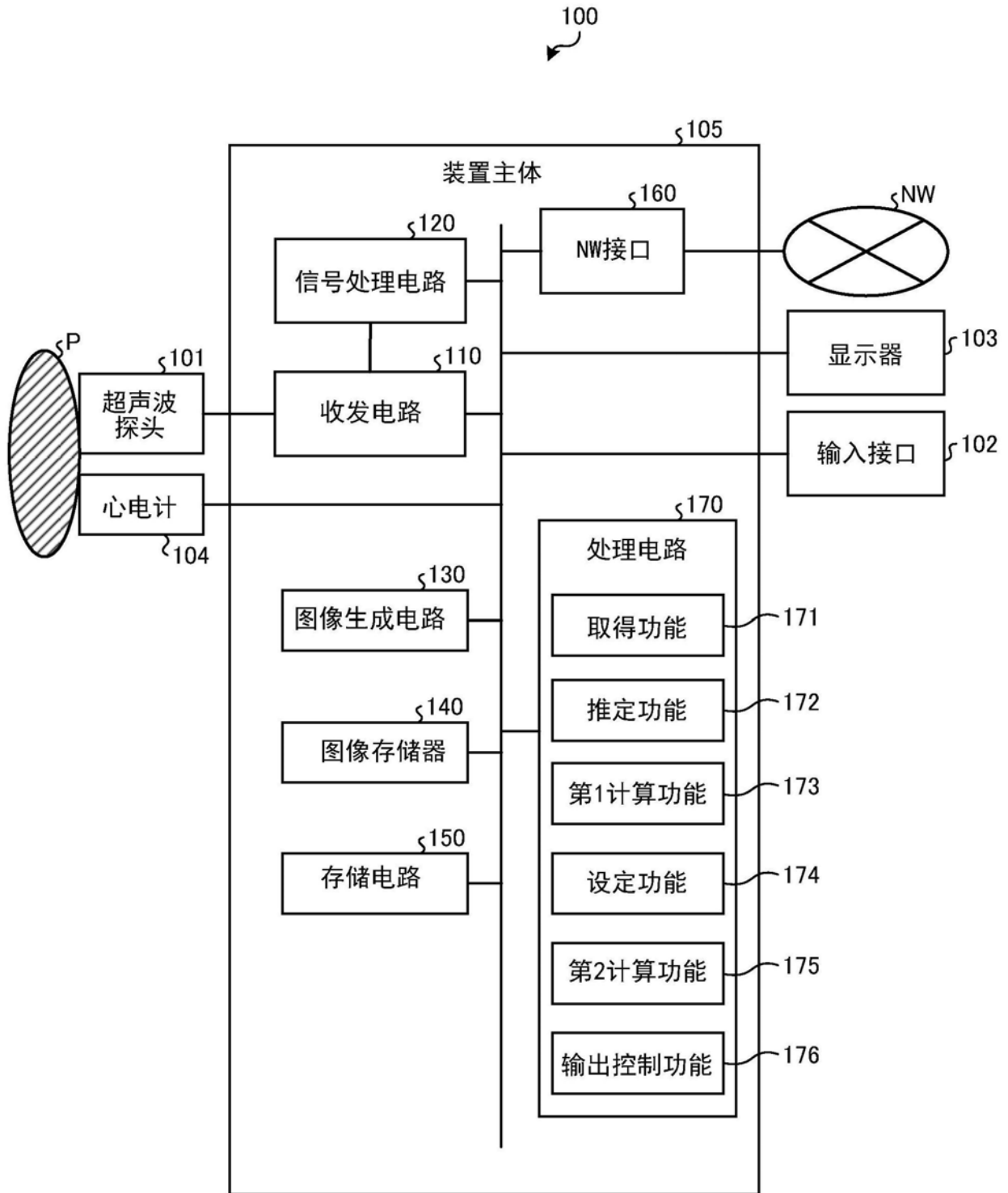


图1

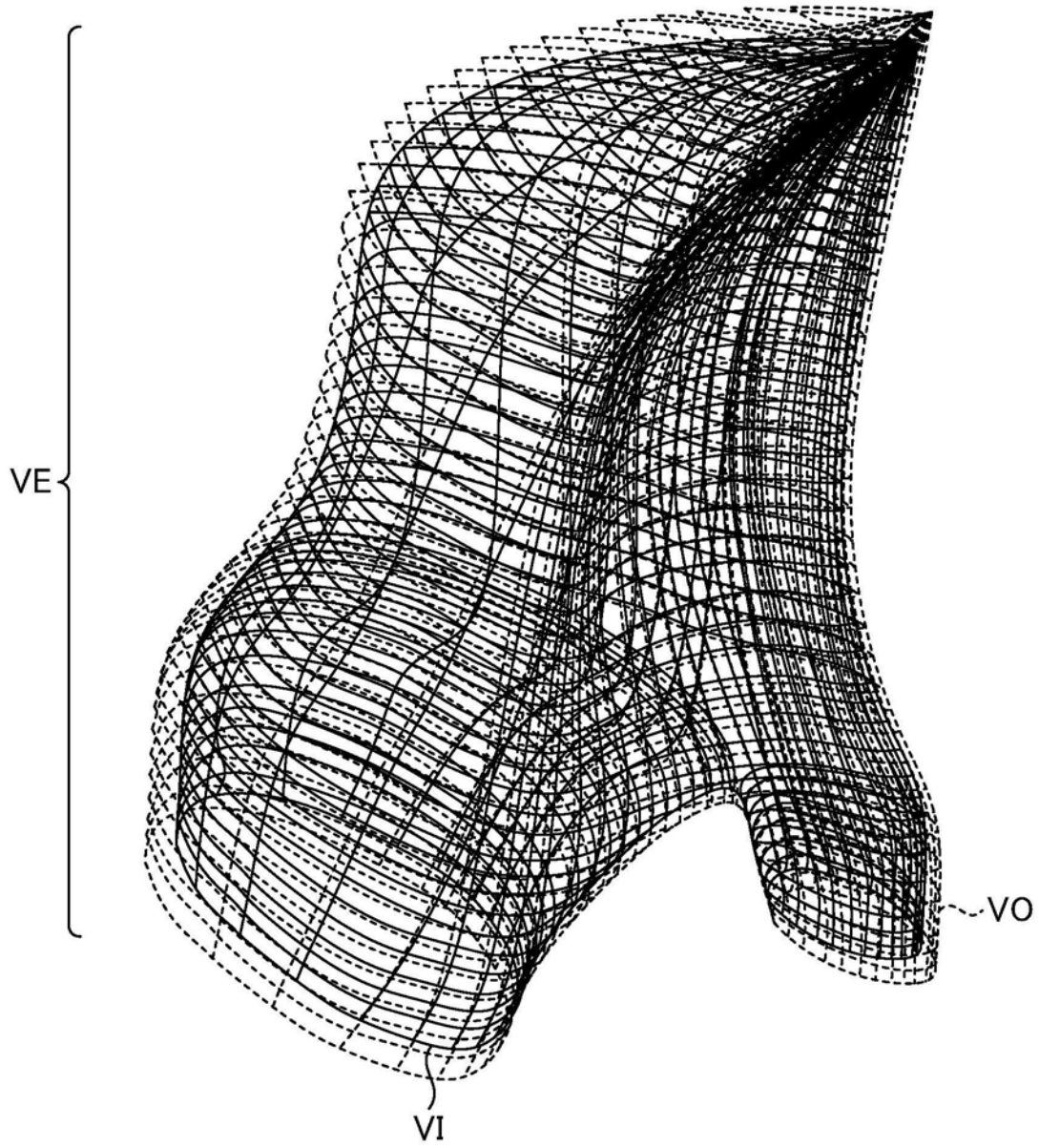


图2

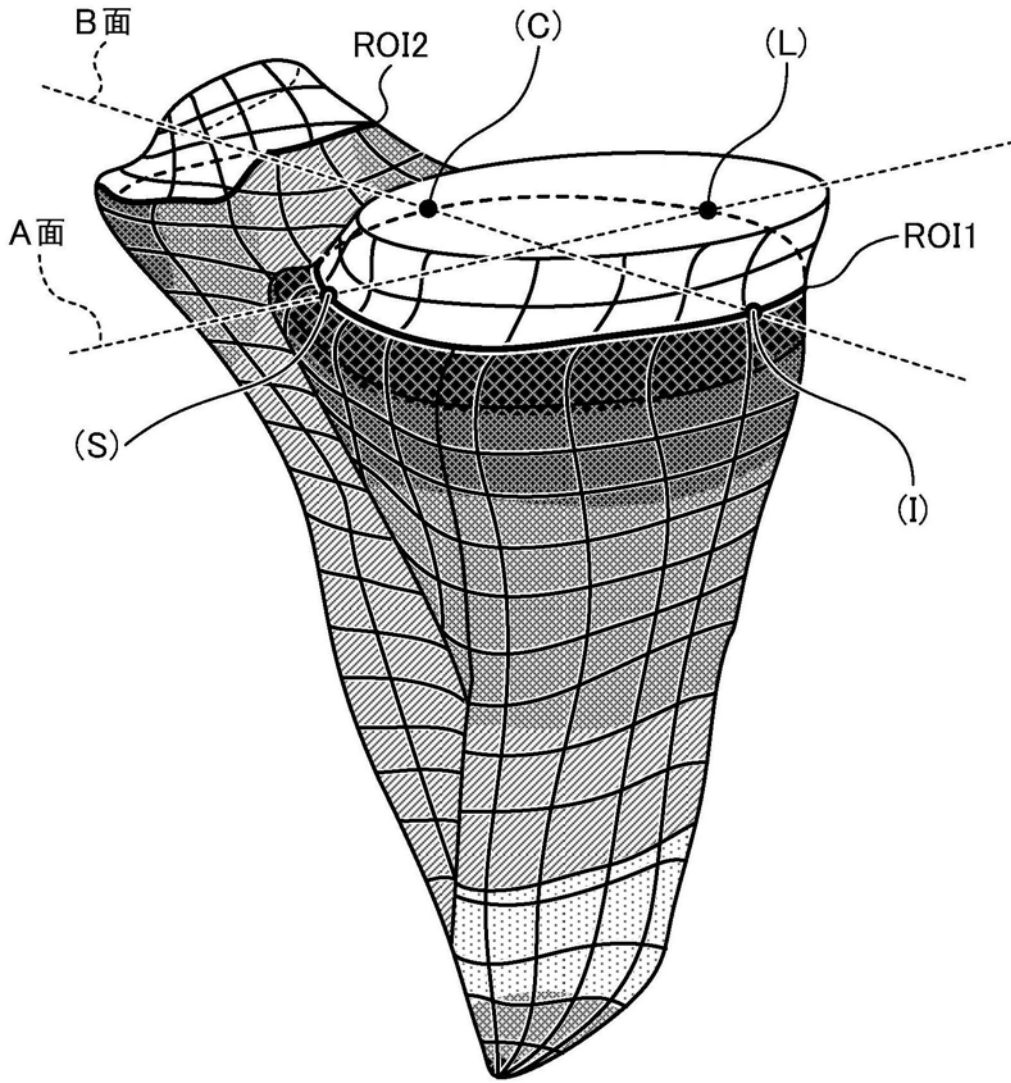


图3

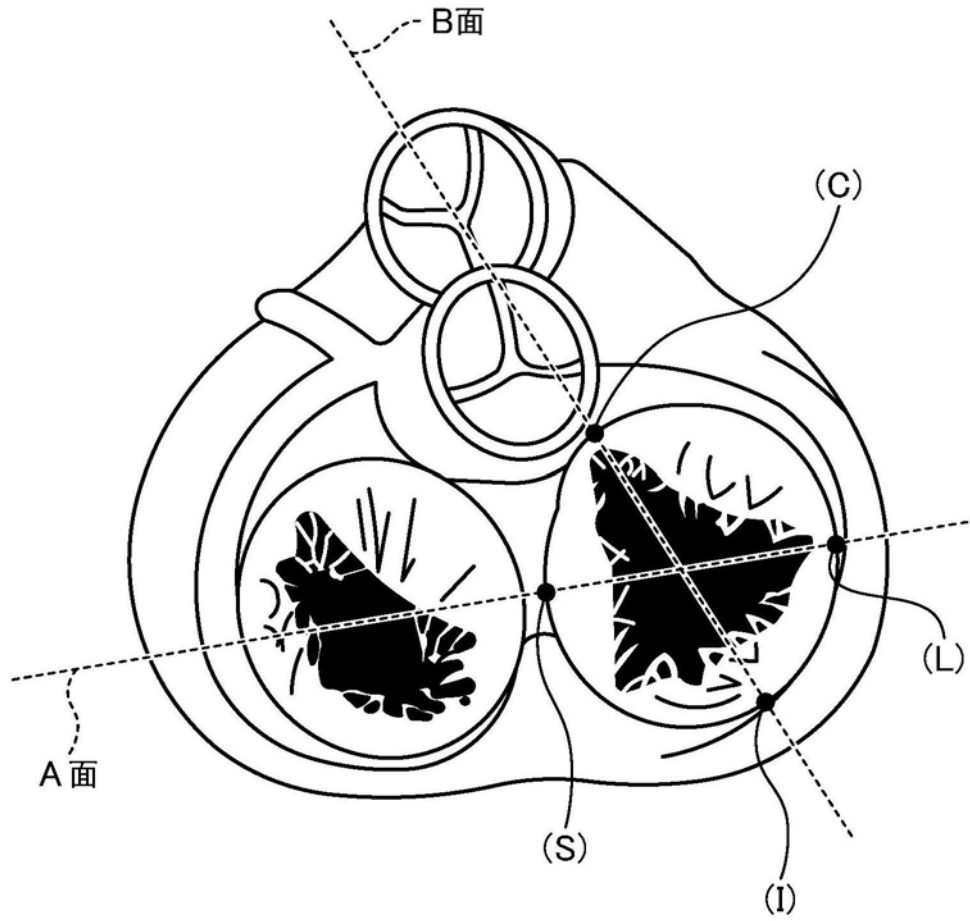


图4

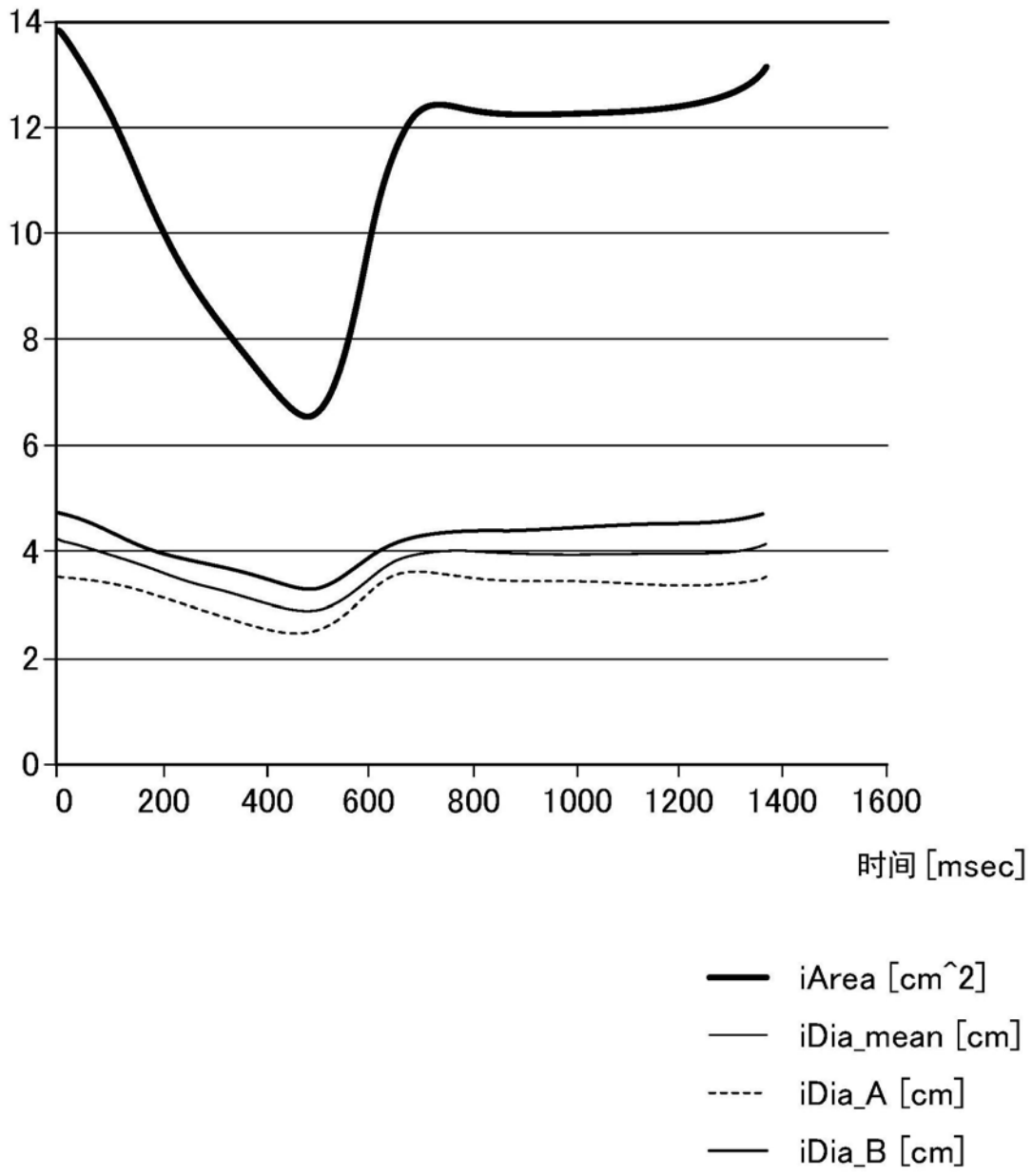


图5

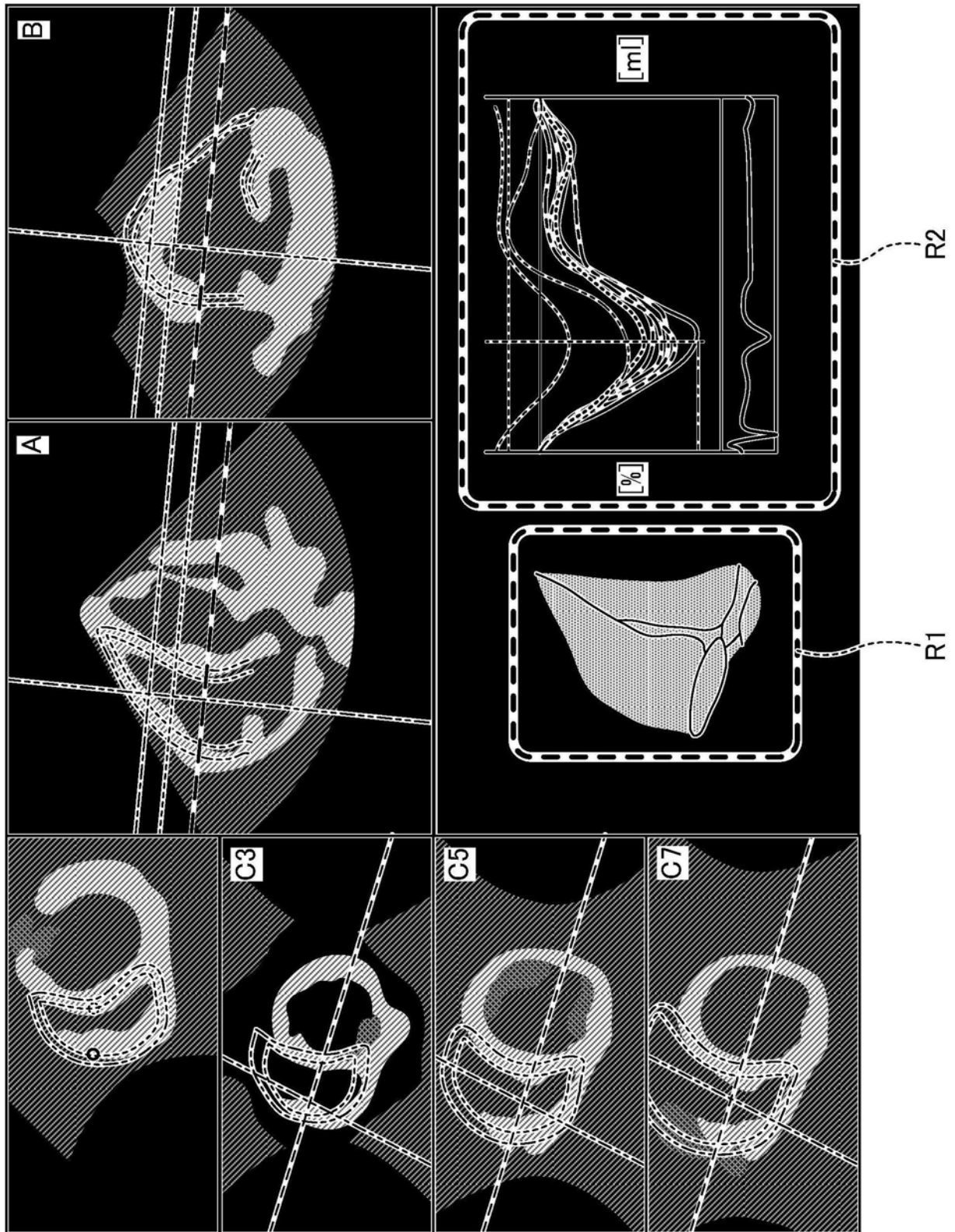


图6

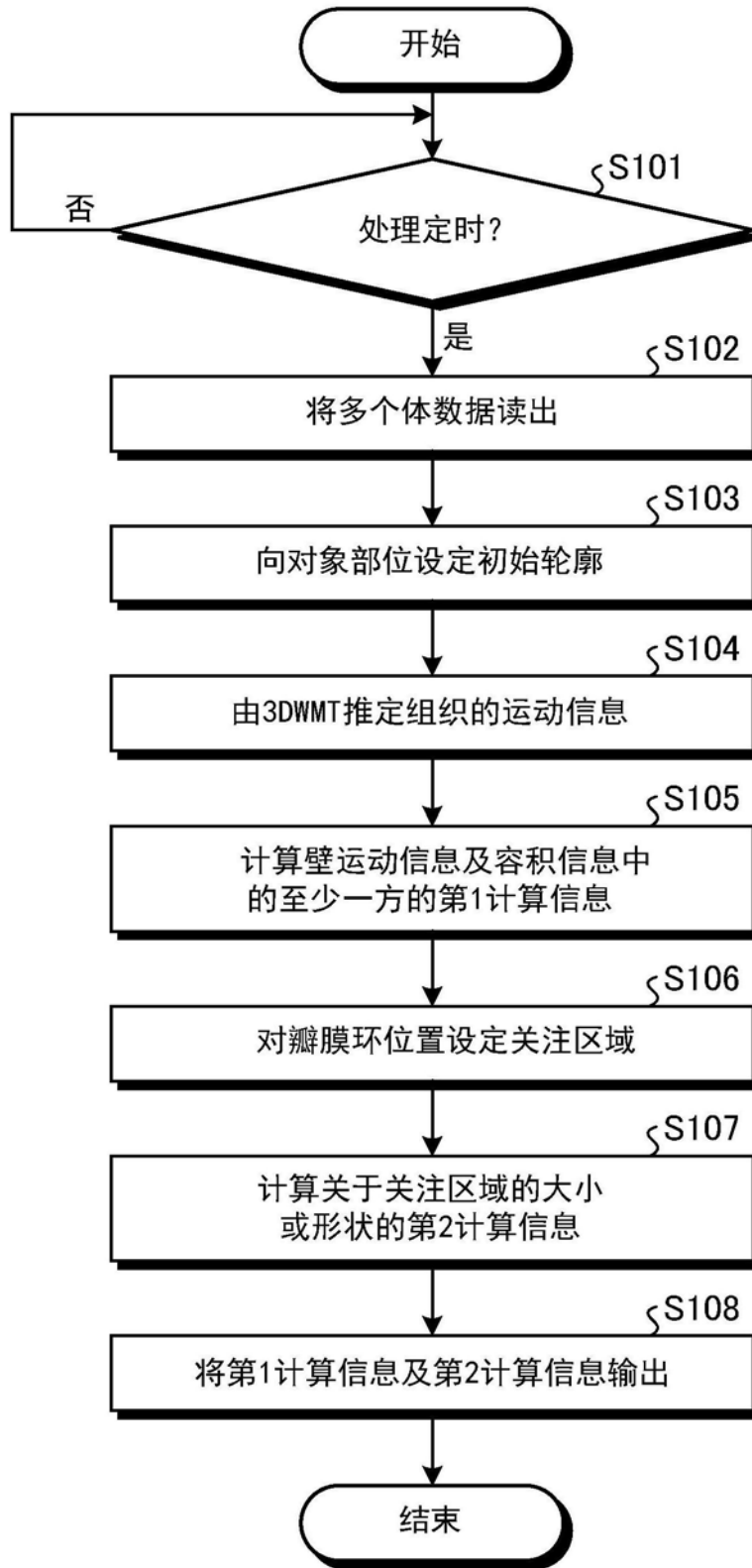


图7

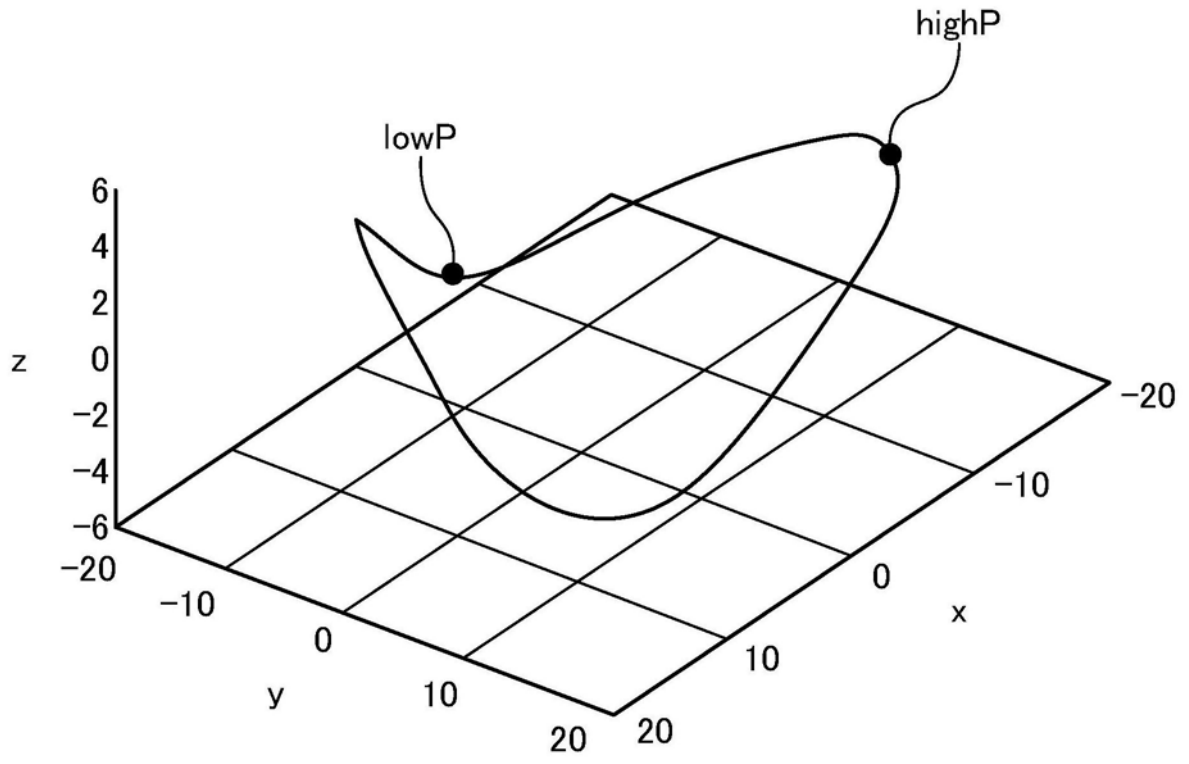


图8

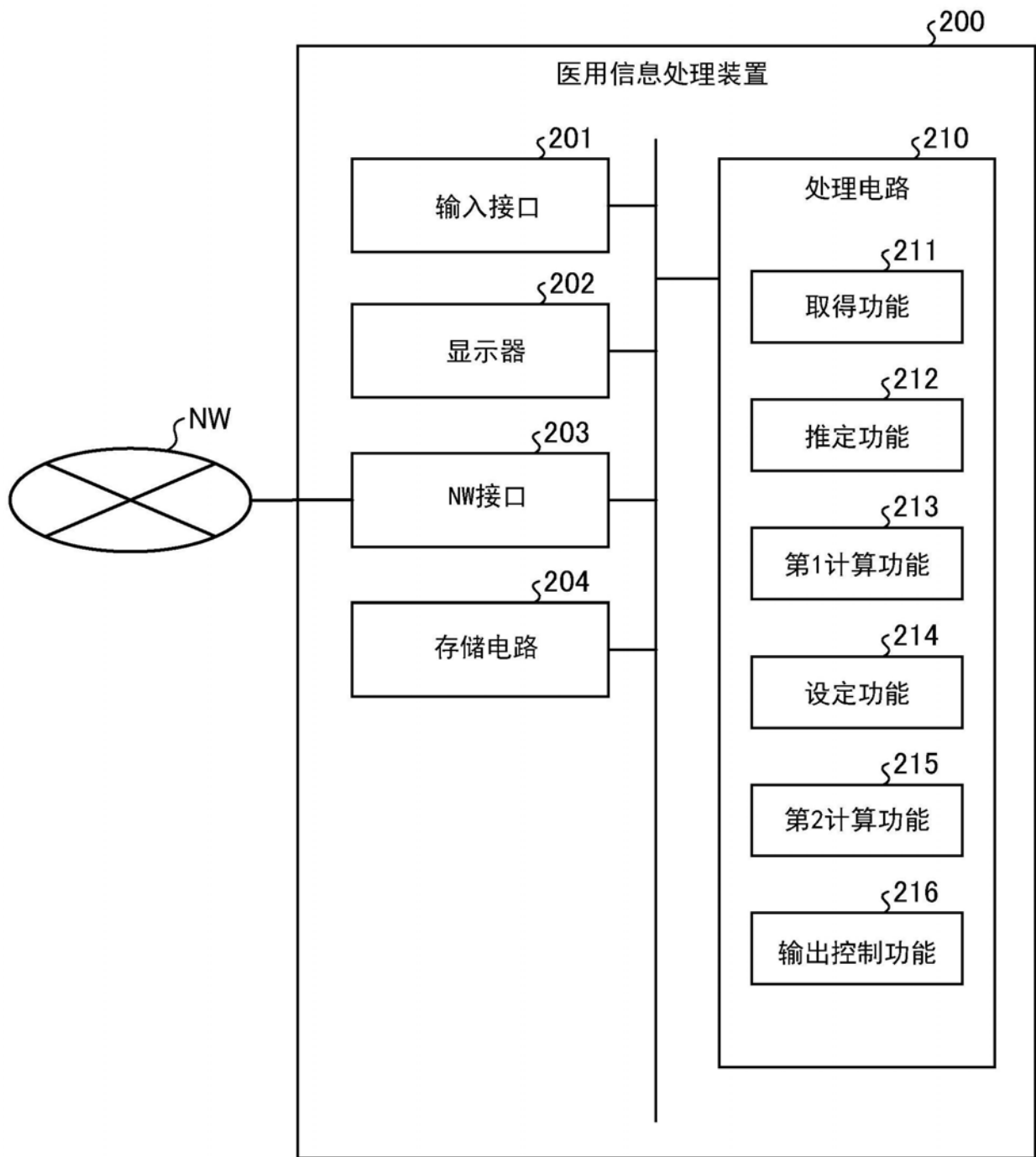


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品		
公开(公告)号	<a href="#">CN111317508A</a>	公开(公告)日	2020-06-23
申请号	CN201911281819.9	申请日	2019-12-13
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
代理人(译)	刘英华		
优先权	2018234204 2018-12-14 JP		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种能够适当地解析瓣膜环部的大小及形状的超声波诊断装置、医用信息处理装置、计算机程序产品。有关实施方式的超声波诊断装置具备取得部、推定部、第1计算部、设定部、第2计算部和输出控制部。取得部取得持续规定期间地对包括被检体的心室在内的区域进而摄像而得到的多个个体数据。推定部使用上述多个个体数据，推定上述心室的组织的运动。第1计算部基于上述推定部的推定结果，计算表示关于上述心室的壁运动信息及容积信息中的至少一方的心室信息。第2计算部基于上述推定部的推定结果，计算上述心室中的血流的流入或流出相关的瓣的与瓣膜环位置的大小或形状有关的瓣膜环信息。输出控制部将上述心室信息及上述瓣膜环信息输出。

