



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107019525 A

(43)申请公布日 2017.08.08

(21)申请号 201611138055.4

(22)申请日 2016.12.12

(30)优先权数据

2015-244110 2015.12.15 JP

2016-164296 2016.08.25 JP

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 占部真树子 高木一也

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金琰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

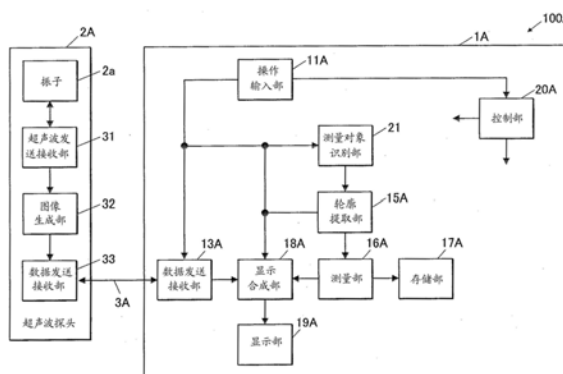
权利要求书4页 说明书26页 附图15页

(54)发明名称

超声波图像诊断装置

(57)摘要

本发明涉及超声波图像诊断装置。在测量对象物的特征量测量中,既减轻操作负担又提高测量精度。超声波图像诊断装置具有:超声波发送接收部,将驱动信号提供给超声波探头的振子,基于经由振子接收到的接收信号生成声线数据;图像生成部,根据生成的声线数据生成断层图像数据;测量对象识别部,根据生成的断层图像数据识别测量对象物被稳定描绘规定时间的情况,当识别到的情况下转移到测量执行模式,在转移的情况下取得测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;轮廓提取部,利用取得的初始条件信息从生成的断层图像数据提取测量对象物的轮廓;以及测量部,基于提取的轮廓而取得测量对象物的直径信息并根据直径信息而算出测量对象物的特征量。



1. 一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头对超声波进行发送接收,所述超声波探头根据驱动信号,将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,其中,所述超声波图像诊断装置具有:

发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;

接收部,基于经由所述振子而接收到的接收信号,生成声线数据;

图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;

测量对象识别部,根据所述生成的断层图像数据,识别所述被测体的测量对象物被稳定描绘规定时间的情况,当识别到的情况下,转移到该测量对象物的测量执行模式;

初始条件取得部,当被转移到所述测量执行模式的情况下,取得所述测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;

轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的轮廓;以及

测量部,基于所述提取的轮廓,取得所述测量对象物的直径信息,根据该直径信息而算出该测量对象物的特征量。

2. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述初始条件取得部接受轮廓提取用的初始条件信息的操作输入而取得。

3. 如权利要求1或2所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述初始条件取得部从所述生成的断层图像数据取得轮廓提取用的初始条件信息。

4. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的第一轮廓,

所述测量部基于所述提取的第一轮廓,取得第一直径以及与所述第一直径正交的第二直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第一直径以及所述第二直径,算出作为所述测量对象物的特征量的该测量对象物的纵横比。

5. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述接收部基于通过在与所述被测体的测量对象物的最大直径面和与该最大直径面正交的截面对应的位置发送接收超声波而取得的接收信号,生成声线数据,

所述轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的最大直径面的断层图像数据提取所述测量对象物的第二轮廓,从与所述最大直径面正交的截面的断层图像数据提取所述测量对象物的第三轮廓,

所述测量部基于所述提取的与最大直径面对应的所述第二轮廓,取得作为所述测量对象物的直径信息的第三直径以及与所述第三直径正交的第四直径,基于所述提取的与和最大直径面正交的截面对应的所述第三轮廓,取得第五直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第三直径以及所述第四直径和所述第五直径,算出作为所述测量对象物的特征量的测量对象物直径。

6. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的第四轮廓,

所述测量部基于所述提取的第四轮廓,取得第六直径以及与所述第六直径正交的第七

直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第六直径以及所述第七直径算出作为所述测量对象物的特征量的容积。

7.如权利要求1至3的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述接收部基于通过在与所述被测体的测量对象物的最大直径面和与该最大直径面正交的截面对应的位置发送接收超声波而取得的接收信号,生成声线数据,

所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的最大直径面的断层图像数据,提取所述测量对象物的第五轮廓,从与所述最大直径面正交的截面的断层图像数据提取所述测量对象物的第六轮廓,

所述测量部基于所述提取的与最大直径面对应的所述第五轮廓,取得第八直径以及与所述第八直径正交的第九直径作为所述测量对象物的直径信息,基于所述提取的与最大直径面正交的截面对应的所述第六轮廓,取得第十直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第八直径以及所述第九直径和所述第十直径,算出作为所述测量对象物的特征量的容积。

8.如权利要求1至7的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述轮廓提取部基于所述初始条件信息和所述断层图像数据,通过截图法提取所述轮廓。

9.如权利要求8所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述初始条件信息是截图法的指定区域设定用的点的位置信息、矩形或直线的端点的位置信息、或前景以及背景的亮度信息。

10.如权利要求1至7的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述轮廓提取部基于所述初始条件信息和所述断层图像数据,通过动态轮廓法,提取所述轮廓。

11.如权利要求10所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述初始条件信息是动态轮廓法的初始轮廓设定用的点的位置信息、矩形或直线的端点的位置信息、或初始轮廓。

12.如权利要求1至11的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

具有操作输入部,其接受所述提取的轮廓的测量标记的位置的校正信息的输入,

所述测量部根据基于所述输入的校正信息而校正的测量标记,取得所述测量对象物的直径信息,根据该直径信息算出该测量对象物的特征量。

13.如权利要求12所述的超声波图像诊断装置,具有:

第一显示控制部,设定将初始状态的测量标记设为中心的规定的区域,基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含所述规定的区域以及移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,当该移动中的测量标记在所述规定的区域以内的情况下,与在所述规定的区域外的情况相比,减小所述操作输入部的每单位时间的测量标记的移动量,从而使该移动中的测量标记显示。

14.如权利要求12或13所述的超声波图像诊断装置,具有:

第二显示控制部,基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,当该移动中的测量标记的位置上的断层图像数据的亮度梯度信息在规定的阈值以上的情况下,与小于规

定的阈值的情况相比,减小所述操作输入部的每单位时间的测量标记的移动量,使该移动中的测量标记显示。

15. 如权利要求12至14的任一项所述的超声波图像诊断装置,具有:

第三显示控制部,基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,根据一个测量标记的校正信息的输入,与多个测量标记协作而向同一个方向或扩大缩小方向移动而进行显示。

16. 如权利要求1至15的任一项所述的超声波图像诊断装置,具有:

第四显示控制部,在向所述测量执行模式转移时,使显示部显示用于表示向该测量执行模式的转移的显示信息。

17. 如权利要求1至16的任一项所述的超声波图像诊断装置,具有:

输出控制部,将所述算出的测量对象物的特征量输出到输出部。

18. 如权利要求1至17的任一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述测量对象识别部算出所述生成的多个断层图像数据的帧整体或帧内的规定部分的差分,当算出的差分值在规定的阈值以下的情况下,转移到所述测量执行模式。

19. 一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头发送接收超声波,所述超声波探头根据驱动信号将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,所述超声波图像诊断装置具有:

发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;

接收部,基于经由所述振子接收到的接收信号,生成声线数据;

图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;

初始条件取得部,取得所述被测体的测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;

轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据,提取所述测量对象物的轮廓;以及

测量部,基于所述提取的轮廓而取得所述测量对象物的直径信息,根据该直径信息算出该测量对象物的特征量。

20. 一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头发送接收超声波,所述超声波探头根据驱动信号将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,所述超声波图像诊断装置具有:

发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;

接收部,基于经由所述振子接收到的接收信号,生成声线数据;

图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;

初始条件取得部,取得所述被测体的测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;

轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的多个帧的断层图像数据,提取所述测量对象物的轮廓;

测量部,基于所述提取的多个帧的轮廓,分别取得所述测量对象物的直径信息;以及

选择部,从所述取得的多个帧的直径信息中,选择一个帧的直径信息,

所述测量部根据所述选择的直径信息,算出所述测量对象物的特征量。

21. 如权利要求20所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述选择部自动选择所述取得的多个帧的直径信息中最大的直径信息。

22. 如权利要求20所述的超声波图像诊断装置,其中,

所述选择部接受所述取得的多个帧的直径信息中的一个帧的直径信息的选择输入。

超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断通过将超声波探头放置在身体表面的简单的操作,作为超声波图像而获得心脏的跳动或胎儿的运动的情况,且由于安全性高,因此能够重复进行检查。已知为了进行超声波诊断而被利用,显示超声波图像的超声波图像诊断装置。

[0003] 此外,利用超声波图像诊断装置,进行如下处理:扫描作为被测体的测量对象物的肿瘤而显示,并测量该肿瘤的特征量。成为肿瘤的测量对象的特征量主要是纵横比、肿瘤直径。肿瘤在恶性肿瘤的情况下,具有坚硬而不容易扁平的特性。因此,纵横比主要在医生检查时为了鉴别肿瘤的良性/恶性而利用。此外,肿瘤直径主要为了观看术前化疗的随时间推移的治疗效果而利用。

[0004] 以往,利用超声波图像诊断装置,通过用户的操作,对超声波图像上的肿瘤,在与被测体的皮肤表面平行的横径上指定卡尺标志,接着指定与其正交的纵径的卡尺标志,利用从卡尺标志获得的横径以及纵径,用户对肿瘤的纵横比进行了心算。此外,以往,同样通过用户的操作,对超声波图像上的肿瘤,在纵、横、斜方向等的最大直径上指定卡尺标志,从而利用从卡尺标志获得的直径信息,用户对肿瘤直径进行了心算。但是,为了减轻用户的负担,已知将肿瘤的特征量的测量的一部分进行了自动化的装置。

[0005] 例如,已知如下的超声波诊断装置:操作者指定肿瘤的最大横径 L ,对其显示 $k \cdot L$ (k :操作者预先设定的用于鉴别良性恶性的系数)的纵径导向(参照专利文献1)。此外,已知如下的超声波系统:利用反槽法来识别感兴趣区域,对灰度级进行三维绘制从而对感兴趣区域进行细分,在细分后的区域中将最大的区域设为主要患处,并利用最适合该主要患处(肿瘤)的椭圆的短轴的比,自动地决定纵横比(参照专利文献2)。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:(日本)特开2003-204962号公报

[0009] 专利文献2:(日本)特开2005-193017号公报

发明内容

[0010] 但是,在专利文献1中记载的超声波诊断装置中,虽然能够视觉识别纵横比是否超过规定的基准值,但若没有用户操作则不能实施纵横比的测量。为了测量肿瘤的纵径以及横径,用户必须指定4个点,用户的操作变得复杂。

[0011] 此外,在专利文献2中记载的超声波系统中,不能区别测量对象与不是测量对象的对象,此外由于纵横比是近似值(设肿瘤为椭圆时的值),因此测量精度不充分。

[0012] 本发明的课题在于,在测量对象物的特征量测量中,减轻操作负担并提高测量的精度。

[0013] 为了解决上述课题,技术方案1中记载的发明是一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头对超声波进行发送接收,所述超声波探头根据驱动信号,将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,其中,所述超声波图像诊断装置具有:

[0014] 发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;

[0015] 接收部,基于经由所述振子而接收到的接收信号,生成声线(音線)数据;

[0016] 图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;

[0017] 测量对象识别部,根据所述生成的断层图像数据,识别所述被测体的测量对象物被稳定描绘规定时间的情况,当识别到的情况下,转移到该测量对象物的测量执行模式;

[0018] 初始条件取得部,当被转移到所述测量执行模式的情况下,取得所述测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;

[0019] 轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的轮廓;以及

[0020] 测量部,基于所述提取的轮廓,取得所述测量对象物的直径信息,根据该直径信息而算出该测量对象物的特征量。

[0021] 技术方案2中记载的发明在技术方案1中记载的超声波图像诊断装置中,

[0022] 所述初始条件取得部接受轮廓提取用的初始条件信息的操作输入而取得。

[0023] 技术方案3中记载的发明在技术方案1或2中记载的超声波图像诊断装置中,

[0024] 所述初始条件取得部从所述生成的断层图像数据取得轮廓提取用的初始条件信息。

[0025] 技术方案4中记载的发明在技术方案1至3的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,

[0026] 所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的第一轮廓,

[0027] 所述测量部基于所述提取的第一轮廓,取得第一直径以及与所述第一直径正交的第二直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第一直径以及所述第二直径,算出作为所述测量对象物的特征量的该测量对象物的纵横比。

[0028] 技术方案5中记载的发明在技术方案1至3的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,

[0029] 所述接收部基于通过在与所述被测体的测量对象物的最大直径面和与该最大直径面正交的截面对应的位置发送接收超声波而取得的接收信号,生成声线数据,

[0030] 所述轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的最大直径面的断层图像数据提取所述测量对象物的第二轮廓,从与所述最大直径面正交的截面的断层图像数据提取所述测量对象物的第三轮廓,

[0031] 所述测量部基于所述提取的与最大直径面对应的所述第二轮廓,取得作为所述测量对象物的直径信息的第三直径以及与所述第三直径正交的第四直径,基于所述提取的与最大直径面正交的截面对应的所述第三轮廓,取得第五直径作为所述测量对象物的直径信息,根据所述第三直径以及所述第四直径和所述第五直径,算出作为所述测量对象物的特征量的测量对象物直径。

[0032] 技术方案6中记载的发明在技术方案1至3的任一项中记载的超声波图像诊断装置

中，

[0033] 所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息，从所述生成的断层图像数据提取所述测量对象物的第四轮廓，

[0034] 所述测量部基于所述提取的第四轮廓，取得第六直径以及与所述第六直径正交的第七直径作为所述测量对象物的直径信息，根据所述第六直径以及所述第七直径算出作为所述测量对象物的特征量的容积。

[0035] 技术方案7中记载的发明在技术方案6中记载的超声波图像诊断装置中，

[0036] 所述接收部基于通过在与所述被测体的测量对象物的最大直径面和与该最大直径面正交的截面对应的位置发送接收超声波而取得的接收信号，生成声线数据，

[0037] 所述轮廓提取部利用所述取得的初始条件信息，从所述生成的最大直径面的断层图像数据，提取所述测量对象物的第五轮廓，从与所述最大直径面正交的截面的断层图像数据提取所述测量对象物的第六轮廓，

[0038] 所述测量部基于所述提取的与最大直径面对应的所述第五轮廓，取得第八直径以及与所述第八直径正交的第九直径作为所述测量对象物的直径信息，基于所述提取的与和最大直径面正交的截面对应的所述第六轮廓，取得第十直径作为所述测量对象物的直径信息，根据所述第八直径以及所述第九直径和所述第十直径，算出作为测量对象物的特征量的容积。

[0039] 技术方案8中记载的发明在技术方案1至7的任一项中记载的超声波图像诊断装置中，

[0040] 所述轮廓提取部基于所述初始条件信息和所述断层图像数据，通过截图法提取所述轮廓。

[0041] 技术方案9中记载的发明在技术方案8中记载的超声波图像诊断装置中，

[0042] 所述初始条件信息是截图法的指定区域设定用的点的位置信息、矩形或直线的端点的位置信息、或前景以及背景的亮度信息。

[0043] 技术方案10中记载的发明在技术方案1至7的任一项中记载的超声波图像诊断装置中，

[0044] 所述轮廓提取部基于所述初始条件信息和所述断层图像数据，通过动态轮廓法，提取所述轮廓。

[0045] 技术方案11中记载的发明在技术方案10中记载的超声波图像诊断装置中，

[0046] 所述初始条件信息是动态轮廓法的初始轮廓设定用的点的位置信息、矩形或直线的端点的位置信息、或初始轮廓。

[0047] 技术方案12中记载的发明在技术方案1至11的任一项中记载的超声波图像诊断装置中，

[0048] 具有操作输入部，其接受所述提取的轮廓的测量标记的位置的校正信息的输入，

[0049] 所述测量部根据基于所述输入的校正信息而校正的测量标记，取得所述测量对象物的直径信息，根据该直径信息算出该测量对象物的特征量。

[0050] 技术方案13中记载的发明在技术方案12中记载的超声波图像诊断装置中，具有：

[0051] 第一显示控制部，设定将初始状态的测量标记设为中心的规定的区域，基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息，生成包含所述规定的区域

以及移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,当该移动中的测量标记在所述规定的区域以内的情况下,与在所述规定的区域外的情况相比,减小所述操作输入部的每单位时间的测量标记的移动量,从而使该移动中的测量标记显示。

[0052] 技术方案14中记载的发明在技术方案12或13中记载的超声波图像诊断装置中,具有:

[0053] 第二显示控制部,基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,当该移动中的测量标记的位置上的断层图像数据的亮度梯度信息在规定的阈值以上的情况下,与小于规定的阈值的情况相比,减小所述操作输入部的每单位时间的测量标记的移动量,使该移动中的测量标记显示。

[0054] 技术方案15中记载的发明在技术方案12至14的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,具有:

[0055] 第三显示控制部,基于从所述操作输入部输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部,根据一个测量标记的校正信息的输入,与多个测量标记协作而向同一个方向或扩大缩小方向移动而进行显示。

[0056] 技术方案16中记载发明在技术方案1至15的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,具有:

[0057] 第四显示控制部,在向所述测量执行模式转移时,使显示部显示用于表示向该测量执行模式的转移的显示信息。

[0058] 技术方案17中记载的发明在技术方案1至16的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,具有:

[0059] 输出控制部,将所述算出的测量对象物的特征量输出到输出部。

[0060] 技术方案18中记载的发明在技术方案1至17的任一项中记载的超声波图像诊断装置中,

[0061] 所述测量对象识别部算出所述生成的多个断层图像数据的帧整体或帧内的规定部分的差分,当算出的差分值在规定的阈值以下的情况下,转移到所述测量执行模式。

[0062] 技术方案19中记载的发明是一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头发送接收超声波,所述超声波探头根据驱动信号将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,所述超声波图像诊断装置具有:

[0063] 发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;

[0064] 接收部,基于经由所述振子接收到的接收信号,生成声线数据;

[0065] 图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;

[0066] 初始条件取得部,取得所述被测体的测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;

[0067] 轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的断层图像数据,提取所述测量对象物的轮廓;以及

[0068] 测量部,基于所述提取的轮廓而取得所述测量对象物的直径信息,根据该直径信息算出该测量对象物的特征量。

[0069] 技术方案20中记载的发明是一种超声波图像诊断装置,通过超声波探头发送接收

超声波,所述超声波探头根据驱动信号将发送超声波发送给被测体,并接收反射超声波而生成接收信号,所述超声波图像诊断装置具有:

- [0070] 发送部,将驱动信号提供给所述超声波探头的振子;
- [0071] 接收部,基于经由所述振子接收到的接收信号,生成声线数据;
- [0072] 图像生成部,根据所述生成的声线数据,生成所述被测体的断层图像数据;
- [0073] 初始条件取得部,取得所述被测体的测量对象物的轮廓提取用的初始条件信息;
- [0074] 轮廓提取部,利用所述取得的初始条件信息,从所述生成的多个帧的断层图像数据,提取所述测量对象物的轮廓;
- [0075] 测量部,基于所述提取的多个帧的轮廓,分别取得所述测量对象物的直径信息;以及
- [0076] 选择部,从所述取得的多个帧的直径信息中,选择一个帧的直径信息,
- [0077] 所述测量部根据所述选择的直径信息,算出所述测量对象物的特征量。
- [0078] 技术方案21中记载的发明在技术方案20中记载的超声波图像诊断装置中,
- [0079] 所述选择部自动选择所述取得的多个帧的直径信息中最大的直径信息。
- [0080] 技术方案22中记载的发明在技术方案20中记载的超声波图像诊断装置中,
- [0081] 所述选择部接受所述取得的多个帧的直径信息中的一个帧的直径信息的选择输入。
- [0082] 根据本发明,在测量对象物的特征量测量中,能够既减轻操作负担又提高测量的精度。

附图说明

- [0083] 图1是本发明的第一实施方式的第一超声波图像诊断装置的外观图。
- [0084] 图2是表示第一超声波图像诊断装置的功能结构的模块图。
- [0085] 图3(a)是表示在纵横比测量模式中测量的肿瘤的直径信息的图,图3(b)是表示在肿瘤直径测量模式中在最大直径面测量的肿瘤的直径信息的图,图3(c)是表示在肿瘤直径测量模式中在与最大直径面正交的截面测量的肿瘤的直径信息的图。
- [0086] 图4是表示肿瘤纵横比测量处理的流程图。
- [0087] 图5是表示指定了肿瘤的中心点的第一显示图像的示意图。
- [0088] 图6是表示配置了测量标记的第二显示图像的示意图。
- [0089] 图7(a)是表示指定了ROI的第三显示图像的示意图,图7(b)是表示指定了直线的第四显示图像的示意图。
- [0090] 图8是表示肿瘤直径测量处理的流程图。
- [0091] 图9是表示具有肿瘤的最大直径面的显示图像以及与最大直径面正交的截面的显示图像的第五显示图像的示意图。
- [0092] 图10是表示第二实施方式的第二超声波图像诊断装置的功能结构的模块图。
- [0093] 图11是表示具有包含膀胱的B模式图像的第六显示图像的示意图。
- [0094] 图12是表示第一测量对象物溶剂测量处理的流程图。
- [0095] 图13是表示具有包含膀胱的一截面的B模式图像的第七显示图像的示意图。
- [0096] 图14是表示第二测量对象物容积测量处理的流程图。

[0097] 图15是表示具有图13的第七显示图像的正交截面的B模式图像的第八显示图像的示意图。

[0098] 图16是表示具有包含膀胱的B模式图像的第九显示图像的示意图。

[0099] 图17 (a) 是表示一截面的垂直方向的基准线中的亮度曲线的图,图17 (b) 是表示从(a)的垂直方向的基准线的基准点起的水平方向的基准线上的亮度分布的图。

[0100] 标号说明

[0101] 100、100A 超声波图像诊断装置

[0102] 1、1A 超声波图像诊断装置主体

[0103] 11、11A 操作输入部

[0104] 12 发送部

[0105] 13 接收部

[0106] 13A 数据发送接收部

[0107] 14 图像生成部

[0108] 15、15A 轮廓提取部

[0109] 16、16A 测量部

[0110] 17、17A 存储部

[0111] 18、18A 显示合成部

[0112] 19、19A 显示部

[0113] 20、20A 控制部

[0114] 21 测量对象识别部

[0115] 2、2A 超声波探头

[0116] 2a 振子

[0117] 31 超声波发送接收部

[0118] 32 图像生成部

[0119] 33 数据发送接收部

[0120] 3、3A 电缆

具体实施方式

[0121] 参照附图按顺序详细说明本发明的第一、第二实施方式、变形例。另外,本发明并不限于图示例。

[0122] (第一实施方式)

[0123] 参照图1~图9,说明本发明的第一实施方式。首先,参照图1,说明作为本实施方式的超声波图像处理装置的超声波图像诊断装置100的整体结构。图1是本实施方式的超声波图像诊断装置100的外观图。

[0124] 如图1所示,超声波图像诊断装置100具有超声波图像诊断装置主体1、以及超声波探头2。超声波探头2对未图示的生物体等被测体内发送超声波(发送超声波),并接收在该被检测体内反射的超声波的反射波(反射超声波:回波)。超声波图像诊断装置主体1经由电缆3连接到超声波探头2,通过对超声波探头2发送电信号的驱动信号,使超声波探头2对被测体发送超声波,并根据通过超声波探头2而接收到的来自被测体内的反射超声波,基于在

超声波探头2中生成的电信号即接收信号,将被测体内的内部状态作为超声波图像进行图像化。此外,超声波图像诊断装置主体1具有后述的操作输入部11、以及显示部19。

[0125] 超声波探头2具有由压电元件构成的振子(transducers) 2a(参照图2),该振子2a例如在取向方向(扫描方向)上以一维阵列状排列了多个。在本实施方式中,例如,利用具有192个振子2a的超声波探头2。另外,振子2a也可以以二维阵列状排列。此外,振子2a的个数能够任意设定。此外,在本实施方式中,设作为超声波探头2而利用线性电子扫描探头,进行基于线性扫描方式的超声波的扫描,但还可以采用基于扇形扫描方式或凸扫描方式(Convex scanning system)的任一个方式。超声波图像诊断装置主体1与超声波探头2之间的通信也可以设为代替经由电缆3的有线通信而通过UWB(超宽带(Ultra Wide Band))等无线通信而进行。

[0126] 接着,参照图2以及图3,说明超声波图像诊断装置100的功能结构。图2是表示超声波图像诊断装置100的功能结构的模块图。图3(a)是表示在纵横比测量模式中测量的作为被测体的测量对象物的肿瘤的直径信息的图。图3(b)是表示在肿瘤直径测量模式中在最大直径面测量的肿瘤的直径信息的图。图3(c)是表示在肿瘤直径测量模式中在与最大直径面正交的截面测量的肿瘤的直径信息的图。

[0127] 如图2所示,超声波图像诊断装置主体1例如具有操作输入部11、发送部12、接收部13、图像生成部14、轮廓提取部15、测量部16、存储部17、作为第一、第二显示控制部和输出控制部的显示合成部18、作为输出部的显示部19、以及控制部20。

[0128] 操作输入部11具有用于进行例如指示诊断开始的命令、被测体的个人信息等数据以及用于在显示部19显示超声波图像的各种参数的输入等的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘、以及在显示部19的显示画面上一体设置的触摸面板等,将操作信号输出到控制部20。尤其操作输入部11接受纵横比测量模式或肿瘤直径测量模式的指定、轮廓提取用的初始条件信息、肿瘤的直径信息的测量标记的位置的修改信息的输入。

[0129] 在此,参照图3(a)、图3(b),说明测量模式。纵横比测量模式是主要在医生诊断时使用的测量模式,如图3(a)所示,是关于不包含晕环(halo)的肿瘤T1,测量与皮肤表面SK1平行的最大的横径W以及与其正交的最大的纵径D,并通过以下式(1)算出作为肿瘤T1的特征量的纵横比而显示的模式。

[0130] 纵横比 $=D/W\cdots\cdots(1)$

[0131] 乳腺领域中的晕环是指肿瘤的低回波部分的周围的边界部高回波部分。纵横比测量模式中的不包含晕环的肿瘤的测量的边界设为,与周围(不是肿瘤的区域)的亮度差比后述的包含晕环的情况大的边界。因此,肿瘤T1仅由作为肿瘤主体部的低回波部分构成。在肿瘤的低回波部分的轮廓上或轮廓的尺寸辅助线上(例如,图3(a)的纵径D的轮廓的尺寸辅助线)取横径W、纵径D的端点。

[0132] 肿瘤直径测量模式是主要在具有术前化疗的随时间推移的治疗效果时利用的测量模式,是如下模式:如图3(b)所示,关于包含作为肿瘤主体部的低回波部分T21与晕环T22的肿瘤T2,测量肿瘤T2的直径最大的截面即最大直径面中的肿瘤T2的最大的横径a以及纵径c,如图3(c)所示,关于肿瘤T2,测量肿瘤T2的与最大直径面正交的截面中的肿瘤T2的最大的横径b,通过下式(2)算出作为肿瘤T2的特征量的肿瘤直径而显示。

[0133] 肿瘤直径 $=a*b*c\cdots\cdots(2)$

[0134] 其中,a、b、c的单位是[mm]或[cm]。

[0135] 肿瘤直径测量模式中的包含晕环的肿瘤的测量的边界设为虽然与周围的亮度差比不包含晕环的情况下的亮度差小但能够视觉识别的边界。在肿瘤直径测量模式下,需要两个截面中的测量。此外,在肿瘤直径测量模式中算出的肿瘤的肿瘤直径与过去的测量值(算出值)进行比较而利用的情况较多。在肿瘤的晕环的轮廓上或轮廓的尺寸辅助线上取横径a、纵径c的端点。

[0136] 返回图2,发送部12是如下的电路:根据控制部20的控制,对超声波探头2经由电缆3提供作为电信号的驱动信号,从而使超声波探头2产生发送超声波。此外,发送部12例如具有时钟产生电路、延迟电路、脉冲产生电路。时钟产生电路是产生用于决定驱动信号的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。延迟电路是对与每个振子2a对应的每个单独路径设定延迟时间,使驱动信号的发送延迟被设定的延迟时间,从而进行由发送超声波构成的发送波束的集中(发送波束成形(transmission beam forming))等的电路。脉冲产生电路是用于以被设定的电压以及时间间隔,产生作为驱动信号的脉冲信号的电路。如上述那样构成的发送部12根据控制部20的控制,在每次发送接收超声波时将提供驱动信号的多个振子2a一边偏移规定数目一边依次进行切换,且对被选择输出的多个振子2a提供驱动信号,从而进行扫描(scan)。

[0137] 接收部13是根据控制部20的控制,从超声波探头2经由电缆3接收作为电信号的接收信号的电路。接收部13例如具有放大器、A/D转换电路、整相加法电路。放大器是使接收信号按照与每个振子2a对应的每个单独路径以预先设定的放大率放大的电路。A/D转换电路是用于对被放大的接收信号进行模拟/数字转换(A/D转换)的电路。整相加法电路是对被A/D转换的接收信号,对与每个振子2a对应的每个单独路径施加延迟时间而调整时间相位,并将这些进行加法(整相加法)而生成声线数据的电路。即,整相加法电路对每个振子2a的接收信号进行接收波束成形而生成声线数据。

[0138] 图像生成部14根据控制部20的控制,对来自接收部13的声线数据实施包络检测处理(envelope detecting processing)和对数压缩(logarithmic compression)等,并进行动态范围或增益的调整而进行亮度变换,从而生成作为断层图像数据的B(Brightness)模式图像数据。即,B模式图像数据是通过亮度来表示接收信号的强度的数据。

[0139] 此外,图像生成部14具有由DRAM(动态随机存取存储器)等半导体存储器构成的图像存储器部(省略图示)。图像生成部14将所生成的B模式图像数据以帧为单位存储到图像存储器部。

[0140] 此外,图像生成部14对从图像存储器部适当地读取的超声波图像数据适当地实施图像滤波处理和时间平滑处理等图像处理,扫描变换为用于向显示部19显示的显示图像图案。

[0141] 轮廓提取部15根据控制部20的控制,利用规定的图像处理方法,从由图像生成部14生成的B模式图像数据提取被测体的肿瘤的轮廓,并输出该轮廓数据。在本实施方式中,设作为轮廓提取部15的图像处理方法的一例,利用动态轮廓法、例如Snakes法。

[0142] Snakes法是在图像平面上的某曲线上,利用作为内部变形能量(internal modifying energy)、外部势能(external potential energy)的线性和来表示的能量函数,修改其形状使得能量函数变得最小,并提取轮廓线的方法。

[0143] 即,决定闭合曲线(边界线),以使通过下式(3)提供的能量函数 $E(v)$ 最小化。

[0144] $E(v) = S(v) + P(v) \cdots \cdots (3)$

[0145] 其中, $S(v)$ 是内部变形能量。 $P(v)$ 是外部势能 $\{v(s) = [x(s), y(s)]\}$ 。 S 是闭合曲线的弧长参数。

[0146] 具体来说,设定初始轮廓,对初始轮廓上的一个轮廓点(顶点)附近的多个像素,计算通过下式(4)表示的局部能量 E_{snakes} ,并作为轮廓点而设定最小的能量。

[0147] $E_{snakes} = \alpha E_{int} + \beta E_{image} \cdots (4)$

[0148] 其中, E_{int} 是轮廓线的内部变形能量。 E_{image} 是表示轮廓线与图像的匹配度(适合度)的图像能量。 α 、 β 是用于各能量的加权的参数。

[0149] 内部变形能量 E_{int} 通过下式(5)来表示。

[0150] $E_{int} = (w_1 |v_s|^2 + w_2 |v_{ss}|^2) / 2 \cdots (5)$

[0151] 其中, w_1 、 w_2 是表示权重的常数。 v_s 是 v 的一阶微分。 v_{ss} 是 v 的二阶微分。 v 是轮廓线的参数表现。

[0152] 图像能量 E_{image} 通过下式(6)来表示。

[0153] $E_{image} = -(G_o * \nabla^2 I)^2 \cdots (6)$

[0154] 其中, G_o 是高斯滤波器。 ∇^2 是拉普拉斯滤波器。 I 是亮度值。

[0155] 针对轮廓上的所有的轮廓点执行上述的一个轮廓点附近的多个像素中的局部能量 E_{snakes} 的计算以及新轮廓点的设定的处理,并设定由新的轮廓点组成的轮廓。此外,重复执行新的轮廓的设定的处理,直到达到预先决定的条件为止。该预先决定的条件例如设为轮廓上的轮廓点的总移动量在规定阈值以下、或轮廓的设定的重复次数超过规定阈值。

[0156] 由此,轮廓提取部15通过Snakes法,提取B模式图像上的肿瘤的轮廓。肿瘤具有复杂的形状的情况也较多,因此期望不怎么进行形状约束,将参数 β 的权重设为比参数 α 大,从而进行处理。

[0157] 另外,轮廓提取部15的图像处理方法并不限定于Snakes法,也可以利用截图法等其他的图像处理方法。截图法提取边界(轮廓),以使通过下式(7)表示的能量函数 $E(X)$ 最小。

[0158] 【数1】

[0159] $E(X) = \sum_{i \in v} E1(x_i) + \sum_{(i,j) \in \varepsilon} E2(x_i, x_j) \cdots (7)$

[0160] 其中, X 、 x_i 、 x_j 是标签, $E1$ 是与Snakes法的 E_{image} 类似的特征量,表示像素与对象(肿瘤)的匹配度(例如,与对象的颜色(亮度)的相似度)。 $E2$ 是与Snakes法的 E_{int} 类似的特征量,是起到形状约束的作用的特征量(例如,相邻边界点应处于何种关系)。 v 是场所(site)的集合。 ε 是相邻的场所的组的集合。

[0161] 具体来说,标签成为表示是肿瘤或者不是肿瘤的标签。场所成为像素。相邻关系成为像素的相邻关系。式(7)的右边第一项是数据项,成为通过该像素的颜色(亮度值)来表示像肿瘤还是不像肿瘤的项。式(7)的右边第二项是平滑化项,是使相邻的像素之间的标签平滑的项。

[0162] 然后,轮廓提取部15基于式(7)的能量函数 $E(X)$,生成曲线。曲线具有表示是肿瘤

或者不是肿瘤的标签的源(source)以及宿(sink)两个端点(terminal)、以及与多个像素对应的多个节点、端点与各接点之间的链路。对各链路设定切断的代价(cost)(能量)。然后,轮廓提取部15在两个端点之间切断曲线,以使代价成为最小(能量函数 $E(X)$ 最小),并将该切断面设为肿瘤的轮廓。在截图法中有时还提取肿瘤以外的对象物的轮廓,因此此时提取多个轮廓中的最大的轮廓设为肿瘤的轮廓。

[0163] 测量部16根据控制部20的控制,根据从轮廓提取部15输入的轮廓数据,算出肿瘤的直径信息测量用的测量标记的位置信息、直径信息、基于直径信息的特征量,并将测量标记的位置信息、直径信息以及特征量输出到显示合成部18,并将直径信息以及特征量存储到存储部17。

[0164] 在纵横比测量模式中,测量标记的位置信息是横径W和纵径D、与基于轮廓数据的肿瘤的轮廓或轮廓的尺寸辅助线的交点。此外,直径信息是横径W以及纵径D。此外,特征量是肿瘤的纵横比。

[0165] 在肿瘤直径测量模式中,测量标记的位置信息是最大直径面的横径a和纵径c和与最大直径面正交的截面的横径b、与基于各截面的轮廓数据的肿瘤的轮廓或轮廓的尺寸辅助线的交点。此外,直径信息是横径a、b、以及纵径c。此外,特征量是肿瘤直径。

[0166] 存储部17是闪速存储器、HDD(硬盘驱动器)、SSD(固态驱动器)等能够写入和读取信息的存储部。

[0167] 显示合成部18根据控制部20的控制,将从图像生成部14输入的B模式图像数据、以及与测量部16输出的测量标记的位置信息对应的测量标记、直径信息、特征量直接或适当合成而生成显示图像数据,并将显示图像数据的图像信号输出到显示部19。

[0168] 显示部19可应用LCD(液晶显示器)、CRT(阴极射线管(Cathode-Ray Tube))显示器、有机EL(电子发光(electronic luminescence))显示器、无机EL显示器、等离子显示器等显示装置。显示部19根据从显示合成部18输入的显示图像数据的图像信号,在显示画面上显示显示图像。

[0169] 控制部20例如具有CPU(中央处理单元)、ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器),读取存储在ROM中的系统程序等各种处理程序而在RAM展开,根据所展开的程序,集中控制超声波图像诊断装置主体1的各部的动作。ROM由半导体等非易失性存储器等构成,存储与超声波图像诊断装置100对应的系统程序以及能够在该系统程序上执行的各种处理程序、伽玛表等各种数据等。这些程序以计算机可读的程序代码的形式被存储,CPU按照该程序依次执行动作。RAM形成用于暂时存储由CPU执行的各种程序以及与这些程序有关的数据的工作区域。特别地,设在控制部20的ROM中,存储肿瘤纵横比测量程序、肿瘤直径测量程序。另外,控制部20虽然控制超声波图像诊断装置主体1的各部,但在图2上,省略了表示该控制的线。

[0170] 关于在超声波图像诊断装置100所具有的发送部12、接收部13、图像生成部14、轮廓提取部15、测量部16、显示合成部18、控制部20,各自的功能模块的一部分或者全部的功能能够作为集成电路等硬件电路来实现。集成电路例如是LSI(大规模集成电路(Large Scale Integration)),LSI根据集成程度的不同,还被称为IC、系统LSI、超LSI、极(Ultra)LSI。此外,集成电路化的方法并不限于LSI,也可以通过专用电路或通用处理器来实现,也可以利用能够重新构成FPGA(现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array))或

LSI内部的电路单元的连接和设定的可重构处理器(Reconfigurable processor)。此外,也可以通过软件来执行各功能模块的一部分或全部的功能。此时,该软件存储在一个或一个以上的ROM等存储介质、光盘、或硬盘等中,该软件被运算处理器执行。上述事项同样也能够应用于第二实施方式的超声波图像诊断装置100A的各部。第二实施方式的超声波图像诊断装置100A的测量对象识别部21的一部分或全部的功能也能够作为集成电路等硬件电路来实现。

[0171] 接着,参照图4~图9,说明超声波图像诊断装置100的动作。更具体来说,说明在控制部20中被执行的肿瘤纵横比测量处理、肿瘤直径测量处理。首先,参照图4~图7,说明肿瘤纵横比测量处理。图4是表示肿瘤纵横比测量处理的流程图。图5是表示例如指定了肿瘤的中心点P1的显示图像F1的示意图。图6是表示配置了测量标记M11、M12、M13、M14的显示图像F2的示意图。图7(a)是表示指定了ROI(Region of Interest:感兴趣区域)R1的显示图像F3的示意图。图7(b)是表示指定了直线L1的显示图像F4的示意图。

[0172] 肿瘤纵横比测量处理是从通过超声波发送接收而获得的B模式图像数据,取得肿瘤的纵径以及横径,算出纵横比的处理。例如,以从作为被测体的检查者的用户(技师、医生等)经由操作输入部11输入了肿瘤纵横比测量模式的指定作为触发,控制部20根据存储在ROM中的肿瘤纵横比测量程序,控制各部,从而执行肿瘤纵横比测量处理。

[0173] 预先,用户为了肿瘤的纵横比测量,操作超声波探头2而放置在具有肿瘤的被测体上。然后,如图4所示,发送部12以及接收部13经由超声波探头2,以帧为单位进行B模式图像用的超声波的发送接收(步骤S11)。

[0174] 然后,图像生成部14生成与步骤S11的超声波发送接收对应的B模式图像数据,并输出到轮廓提取部15以及显示合成部18,显示合成部18基于被输入的B模式图像数据,将B模式图像实时(直播)显示在显示部19中(步骤S12)。

[0175] 用户在被显示的B模式图像中,确认测量对象的具有最大的横径的图像。然后,操作输入部11接受来自用户的使实时显示的B模式图像静止的冻结操作的输入,显示合成部18根据冻结操作,将冻结操作时之前的多个帧(电影画面(Cine frame))的B模式图像数据显示在显示部19,操作输入部11接受来自用户的被显示的多个帧的B模式图像中的测量对象图像(测量对象的帧的B模式图像)的选择输入(步骤S13)。然后,显示合成部18基于在步骤S13中被输入的测量对象图像的B模式图像数据,将测量对象图像显示在显示部19(步骤S14)。

[0176] 然后,操作输入部11接受来自用户的轮廓提取用的初始条件信息(步骤S15)。轮廓提取用的初始条件信息是由用户指定的一个点的位置信息,将其作为Snakes法中的初始轮廓的中心点的位置信息来使用。将该点设为初始轮廓设定用的点。为了提高轮廓提取的精度,用户优选指定肿瘤的中心附近的一个点。另外,设Snakes法的上述式(4)的参数 α 、 β 预先存储在存储部17中。

[0177] 然后,轮廓提取部15利用在步骤S13中输入的初始条件信息与存储在存储部17中的参数 α 、 β ,从在步骤S13中被选择的测量对象图像的B模式图像数据提取不包含晕环的肿瘤的轮廓而生成轮廓数据,并将该轮廓数据经由测量部16输出到显示合成部18,显示合成部18基于被输入的B模式图像数据、初始轮廓设定用的点的位置信息、以及轮廓数据,生成在B模式图像上具有轮廓的合成图像数据,并将基于该合成图像数据的合成图像显示在显

示部19(步骤S16)。在步骤S16中,轮廓提取部15将以初始条件信息的初始轮廓设定用的点作为中心点的、规定直径的圆或椭圆作为初始轮廓来设定,并通过Snakes法,基于初始轮廓,从B模式图像数据提取轮廓。根据该结构,由于将以作为初始条件信息而被输入的一个点作为中心而设定初始轮廓,因此能够降低用户的操作负担。

[0178] 一般来说,肿瘤与周边组织相比,其亮度低,因此在提取不包含晕环的肿瘤的轮廓时,只要设定图像能量Eimage,使得从初始轮廓的中心向外侧探索轮廓候选点,并提取从低亮度向高亮度变化的点即可。

[0179] 在步骤S16中,例如,显示图5所示的显示图像F1。显示图像F1是扫描了肿瘤T3的B模式图像,合成了中心点P1以及轮廓C1。肿瘤T3具有作为肿瘤主体部的低回波部T31、以及作为包围低回波部T31的高回波部的晕环T32。轮廓C1被生成与低回波部T31的轮廓对齐。

[0180] 然后,测量部16利用在步骤S13中提取的轮廓数据,生成作为肿瘤的纵横比用的横径以及纵径的端点的4个点的测量标记的位置信息,或者利用在后述的步骤S19中被修改的测量标记的位置信息,显示合成部18基于被输入的B模式图像数据、轮廓数据、被生成的测量标记的位置信息,生成合成图像数据,并将在B模式图像上具有轮廓以及测量标记的基于该合成图像数据的合成图像显示在显示部19(步骤S17)。

[0181] 在步骤S17中,例如,显示图6所示的显示图像F2。显示图像F2是扫描了肿瘤T3的B模式图像,合成了轮廓C1以及测量标记M11、M12、M13、M14。在初始状态下,测量标记M11、M12被配置在与作为被测体的皮肤表面的显示图像F2的上侧边平行且取肿瘤T3的最大的横径的直线与轮廓C1的交点处。测量标记M13、M14被配置在与连结测量标记M11、M12的直线正交且取肿瘤T3的最大的纵径的直线与轮廓C1的交点处。为了取肿瘤T3的最大的横径、纵径,也可以设为测量标记M11、M12、M13、M14被配置在各直线与轮廓C1的尺寸辅助线的交点处。

[0182] 然后,控制部20判别是否从用户经由操作输入部11有测量标记的位置的校正信息的输入(步骤S18)。当有校正信息的输入的情况下(步骤S18:是),测量部16基于在步骤S18中被输入的校正信息,对在步骤S17中生成的测量标记的位置信息进行校正(步骤S19),并转移到步骤S17。

[0183] 测量标记的位置的校正信息的输入如下进行:例如,利用操作输入部11的轨迹球、光标按钮等而选择测量标记而移动,并进行决定。也可以设为如下结构:如图6所示,例如,在将测量标记M11移动而设为校正后的测量标记M11a的情况下,在从校正对象的测量标记M11起规定距离的圆形的区域AR1内,将移动中的测量标记M11的轨迹球等的每单位时间的移动量设为较小,从而能够进行校正的微调整,在区域AR1外,将移动中的测量标记M11的轨迹球等的每单位时间的移动量设为较大,从而实现校正时间的缩短。具体来说,表示区域AR1的形状、大小的区域AR1数据预先被存储在存储部17中。显示合成部18基于存储在存储部17中的区域AR1数据,设定以初始状态(移动前)的测量标记M11作为中心的区域AR1,并基于从操作输入部11输入的测量标记M11的位置的移动的校正信息,生成包含区域AR1、移动中的测量标记M11、轮廓C1的显示图像F2的合成图像数据而实时地显示在显示部19,且使移动中的测量标记M11以在移动中的测量标记M11处于区域AR1以内的情况下,与处于区域AR1外的情况相比,操作输入部11的轨迹球等的每单位时间的移动量小的方式显示。另外,区域AR1的形状并不限定于圆形,也可以设为矩形等其他形状。此外,并非一定要显示区域AR1。利用了规定的区域的测量标记M12、M13、M14的校正也与上述利用了区域AR1的测量标

记M11的校正相同。

[0184] 此外,也可以设为如下的结构而实现校正时间的缩短:当作为校正对象的移动中的测量标记M11附近的B模式图像的亮度梯度为规定的阈值以上的情况下,减小移动中的测量标记M11的轨迹球等的每单位时间的移动量(移动速度),当亮度梯度比规定的阈值小且基本上没有变化的情况下,增大移动中的测量标记M11的轨迹球等的每单位时间的移动量。具体来说,亮度梯度信息的规定的阈值预先被存储在存储部17中。显示合成部18基于从操作输入部11输入的测量标记M11的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记M11、轮廓C1的显示图像F2的合成图像数据而实时地显示在显示部19,且使移动中的测量标记M11以在移动中的测量标记M11的位置的B模式图像数据的亮度梯度信息为存储在存储部17中的亮度梯度信息的规定的阈值以上的情况下,与小于规定的阈值的情况相比,操作输入部11的轨迹球等的每单位时间的移动量小的方式显示。此外,利用了亮度梯度信息的测量标记M12、M13、M14的校正也与上述利用了亮度梯度信息的测量标记M11的校正相同,此外,也可以设为如下的结构:测量部16在决定测量标记的位置信息后,将移动目的地的测量标记的亮度梯度信息存储到存储部17中,在下次配置测量标记时,自动将测量标记移动到B模式图像上的与前一次存储的亮度梯度信息对应的位置而配置。

[0185] 此外,也可以设为如下的结构:存储在存储部17中的校正后的移动目的地的测量标记的亮度梯度信息被设定为,在下次提取轮廓时,接近存储的亮度梯度信息时,式(4)的图像能量 E_{image} 的评价提高(值下降)。

[0186] 在没有校正信息的输入的情况下(步骤S18:否),测量部16根据当前的测量标记M11、M12、M13、M14的位置信息,取得肿瘤的横径、纵径(步骤S20)。然后,测量部16利用所取得的横径W、纵径D,通过式(1),算出肿瘤的纵横比,并将肿瘤的横径W、纵径D以及所算出的肿瘤的纵横比存储到存储部17,显示合成部18将取得的肿瘤的横径W、纵径D、以及算出的肿瘤的纵横比显示到显示部19(步骤S21),并结束肿瘤纵横比测量处理。

[0187] 另外,在步骤S15中输入的轮廓提取用的初始条件信息并不限于初始轮廓的中心点的位置信息。例如也可以设为如下的结构:如图7(a)所示,在具有肿瘤T3的显示图像F3中,作为初始条件信息而输入ROI的矩形R1的设定用信息。以作为ROI的矩形R1包围肿瘤T3的方式输入。矩形R1的设定用信息例如是矩形R1的左上角的点与右下角的点的位置信息、连结矩形R1的中心点与一个顶点的直线的两个端点的位置信息、在预先决定了矩形R1的大小的情况下的矩形R1的中心点的位置信息等。初始轮廓设为内切矩形R1的圆或椭圆,或者对作为ROI的矩形R1内的B模式图像实施二值化处理,并将低回波区域的边界设为初始轮廓。此外,轮廓的探索处理并非对图像整体实施,而是对ROI内的像素实施。根据该结构,轮廓的探索范围变窄,能够期待提高轮廓提取的性能(精度以及提取速度)。

[0188] 此外,也可以设为如下的结构:在步骤S15中,例如,图7(b)所示,在具有肿瘤T3的显示图像F4中,作为初始条件信息而输入直线L1的设定用信息。以直线L1平行于皮肤表面且贯通(横切)肿瘤T3的方式输入。直线L1的设定用数据例如是直线L1的两个端点的位置信息。初始轮廓是以直线L1的两个端点作为直径的圆或椭圆。此时,提取直线L1与低回波区域的交点,并将通过该两个点的圆或椭圆设为初始轮廓,从而能够设定通过接近肿瘤的轮廓的点的初始轮廓,能够提高轮廓提取的性能。

[0189] 此外,也可以设为如下的结构:在步骤S16中,轮廓提取部15通过截图法算出轮廓。

在该结构中,在步骤S15中作为轮廓提取用的初始条件信息,矩形、圆、椭圆等指定区域的设定用信息被操作输入。轮廓提取部15例如将基于被输入的设定用数据的指定区域的B模式图像的亮度值的平均值、或像素数目最多的亮度值等作为肿瘤以外的区域(背景区域)的亮度值来设定,将指定区域的重心等的亮度值作为肿瘤的区域(肿瘤区域)的亮度值而设定式(7),利用该设定的式(7),进行基于截图法的轮廓提取。指定区域的设定用信息例如是指定区域为圆时的该圆的直径或半径的直线的两个端点的位置信息、或者预先设定了指定区域的形状和大小时的指定区域的中心点等的位置信息等。此外,虽然操作次数增多,但也可以设为如下的结构:操作输入部11作为来自用户的、轮廓提取用的初始条件信息而接受表示B模式图像中的肿瘤的区域(肿瘤区域)的亮度值的点与表示背景区域的亮度值的点这两个点的指定输入,轮廓提取部15利用被输入的两个点的亮度值,通过截图法进行肿瘤的轮廓提取。

[0190] 另外,操作输入部11也可以将来自用户的在触摸面板中包含肿瘤的形状,作为基于动态轮廓法的初始条件信息的初始轮廓、或基于截图法的指定区域,而接受指定输入。

[0191] 接着,参照图8以及图9,说明肿瘤直径测量处理。图8是表示肿瘤直径测量处理的流程图。图9是表示具有肿瘤T4的最大直径面的显示图像F51、以及与最大直径面正交的截面的显示图像F52的显示图像F5的示意图。

[0192] 肿瘤直径测量处理是根据通过超声波发送接收而获得的B模式图像数据,测量肿瘤的纵径以及横径,并算出肿瘤直径的处理。例如,以经由操作输入部11从用户输入了肿瘤直径测量模式的指定为触发,控制部20根据存储在ROM中的肿瘤直径测量程序,控制各部,从而执行肿瘤直径测量处理。

[0193] 在超声波图像诊断装置100中,首先,与图4的肿瘤纵横比测量处理的步骤S11、S12同样地,发送部12、接收部13、图像生成部14以及显示合成部18进行超声波发送接收、B模式图像数据生成以及显示(步骤S31、S32)。用户操作超声波探头2,从而放置于具有肿瘤的被测体,一边使超声波探头2在皮肤表面上旋转等一边目视所显示的B模式图像,并探索在B模式图像上肿瘤的直径变得最大的最大直径面。

[0194] 然后,与图4的步骤S13、S14同样地,操作输入部11、显示合成部18接受最大直径面上的来自用户的冻结操作的输入,显示多个帧(电影画面)的B模式图像数据,并作为第一测量对象图像而接受最大直径面图像的选择输入,并将被选择的最大直径面图像显示到显示部19(步骤S33、S34)。

[0195] 接着,用户解除冻结操作。若操作输入部11接受来自用户的冻结操作解除的输入,则进行与步骤S32同样的步骤S35。用户再次一边目视B模式图像,一边使超声波探头2在皮肤表面上旋转等,从而和与最大直径面正交的截面对齐。然后,与步骤S33同样地,操作输入部11、显示合成部18接受在与最大直径面正交的截面中的来自用户的冻结操作的输入,显示多个帧的B模式图像数据,并作为第二测量对象图像而接受最大直径面的正交截面图像的选择输入,并将被选择的最大直径面图像显示到显示部19(步骤S36、S37)。此时,若一边将第一测量对象图像显示到画面上一边进行第二测量对象图像的描绘,则第二测量对象图像的探索变得容易。

[0196] 步骤S38、S40~S42与图4的步骤S15、S17~S19同样。只是对最大直径面的B模式图像和与最大直径面正交的截面的B模式图像分别进行轮廓提取用的初始条件信息的输入、测量标记的显示、校正信息的输入。

[0197] 在包含晕环的肿瘤的轮廓提取中,在步骤S39中,轮廓提取部15对最大直径面图像与最大直径面的正交截面图像的B模式图像数据,实施与图4的步骤S16相同的处理,首先提取不包含晕环的肿瘤的轮廓候选点。此后,轮廓提取部15对连结初始轮廓的中心与轮廓候选点的直线上的亮度变化进行分析,在不包含晕环的肿瘤的轮廓候选点的外侧提取从高亮度变化为低亮度的边界点。轮廓提取部15对不包含晕环的肿瘤的轮廓候选点分别实施这些,并设为包含晕环的肿瘤的轮廓。此时,若对不包含晕环的肿瘤的轮廓候选点之间进行插补而进行探索,则计算量增加,但提高轮廓提取的精细性。在上述从高亮度向低亮度变化的边界点的提取中,例如预先在存储部17存储轮廓的边界的亮度变化的规定的阈值,轮廓提取部15将连结初始轮廓的中心与轮廓候选点的直线上的处于不包含晕环的肿瘤的轮廓候选点的外侧的亮度变化成为存储在存储部17中的规定的阈值以上的点设为边界点。

[0198] 在步骤S40中,例如,如图9所示,显示具有肿瘤T4的显示图像F5。显示图像F5具有与最大直径面对应的显示图像F51以及对应于与最大直径面正交的截面的显示图像F52。显示图像F51是扫描了肿瘤T4的B模式图像,合成了轮廓C2、测量标记M21、M22、M23、M24。肿瘤T4具有作为肿瘤主体部的低回波部T41以及环绕低回波部T41的晕环T42。

[0199] 在初始状态下,测量标记M21、M22被配置在取被测体的肿瘤T4的最大的横径的直线与轮廓C2的交点处。测量标记M23、M24被配置在与连结测量标记M21、M22的直线正交且取肿瘤的最大的纵径的直线和轮廓C2的交点处。为了取肿瘤T4的最大的横径、纵径,也可以设为测量标记M21、M22、M23、M24被配置在各直线与轮廓C2的尺寸辅助线的交点处。轮廓C2被生成为与晕环T42的轮廓对齐。

[0200] 显示图像F52是扫描了肿瘤T4的B模式图像,合成了轮廓C3、测量标记M31、M32。在初始状态下,测量标记M31、M32被配置在取被测体的肿瘤T4的最大的横径的直线与轮廓C3的交点处。为了取肿瘤T4的最大的横径,测量标记M31、M32也可以被配置在各直线与轮廓C3的尺寸辅助线的交点处。轮廓C3被生成为与晕环T42的轮廓对齐。此外,利用了规定区域或亮度梯度信息的测量标记M21、M22、M23、M24、M31、M32的修改也与利用了图6的区域AR1或亮度梯度信息的测量标记M11的修改同样。

[0201] 然后,测量部16基于最大直径面的测量标记的位置信息,取得肿瘤的横径以及纵径,并基于与最大直径面正交的截面的测量标记的位置信息,取得横径,作为肿瘤的直径信息(步骤S43)。

[0202] 然后,测量部16利用所取得的最大直径面的横径a、纵径c、以及与最大直径面正交的截面的横径b,通过式(2)算出肿瘤直径,并将肿瘤的最大直径面的横径a、纵径c、与最大直径面正交的截面的横径b、以及所算出的肿瘤直径存储到存储部17,显示合成部18在显示部19显示所取得的肿瘤的最大直径面的横径a、纵径c、与最大直径面正交的截面的横径b、以及所算出的肿瘤直径(步骤S44),并结束肿瘤直径测量处理。

[0203] 以上,根据本实施方式,超声波图像诊断装置100具有:发送部12,生成驱动信号而输出到超声波探头2;接收部13,基于由超声波探头2生成的接收信号而生成声线数据;图像生成部14,根据所生成的声线数据,生成被测体的B模式图像数据;操作输入部11,接受轮廓提取用的初始条件信息的输入;轮廓提取部15,利用被输入的初始条件信息,根据所生成的B模式图像数据而提取肿瘤的轮廓;以及测量部16,基于所提取的轮廓而取得肿瘤的直径信息,根据该直径信息算出该肿瘤的特征量。

[0204] 因此,在肿瘤的特征量测量中,由于仅操作输入初始条件信息,自动地提取轮廓并算出肿瘤的特征量,因此能够减轻操作负担,且根据基于轮廓的直径信息而算出肿瘤的特征量,且该轮廓是基于初始条件信息而准确地提取的轮廓,因此能够提高测量特征量的精度,能够提高特征量的客观性。

[0205] 此外,在肿瘤纵横比测量模式中,轮廓提取部15利用被输入的初始条件信息,根据所生成的B模式图像数据而提取不包含晕环的肿瘤的轮廓(与包含晕环的情况相比,与周围的亮度差较大的边界),测量部16基于所提取的轮廓,取得肿瘤的横径以及纵径,根据该横径以及纵径而算出肿瘤的纵横比。因此,在肿瘤的纵横比测量中,能够减轻操作负担,能够缩短测量时间,能够提高肿瘤的纵横比的精度。

[0206] 此外,轮廓提取部15基于初始条件信息和B模式图像数据,通过动态轮廓法,算出肿瘤的轮廓。因此,通过动态轮廓法,能够自动地且高精度地提取肿瘤纵横比测量模式中的轮廓。

[0207] 此外,在肿瘤直径测量模式中,接收部13根据由在与被测体的肿瘤的最大直径面和与该最大直径面正交的截面对应的位置发送接收了超声波的超声波探头2生成的接收信号,生成声线数据。轮廓提取部15利用被输入的初始条件信息,根据被生成的肿瘤的最大直径面的B模式图像数据和与最大直径面正交的截面的B模式图像数据,提取包含晕环的肿瘤的轮廓(虽然与周围的亮度差比不包含晕环的肿瘤的轮廓与周围的亮度差小,但能够视觉辨认的边界),测量部16基于被提取的与最大直径面对应的轮廓,提取肿瘤的横径以及纵径,基于被提取的对应于与最大直径面正交的截面的轮廓,取得肿瘤的横径,根据与最大直径面对应的横径、纵径以及对应于与最大直径面正交的截面的横径,算出肿瘤直径。因此,在肿瘤直径测量中,能够减轻操作负担,能够缩短测量时间,能够提高肿瘤直径的精度。

[0208] 此外,轮廓提取部15基于初始条件信息和B模式图像数据,通过动态轮廓法,算出最大直径面的肿瘤的轮廓以及与最大直径面正交的截面的肿瘤的轮廓。因此,通过动态轮廓法,能够自动地且高精度地提取肿瘤直径测量模式中的轮廓。

[0209] 此外,初始条件信息是为了设定动态轮廓法的初始轮廓而从操作输入部11指定的点的位置信息、或者矩形或直线的端点的位置信息。因此,为了生成用于轮廓提取的初始轮廓,只要仅操作输入一次一个点或两个点的位置信息即可,所以能够进一步降低操作负担。

[0210] 此外,在利用图截法的情况下,初始条件信息是为了设定图截法的指定区域而从操作输入部11指定的点的位置信息、或者矩形或直线的端点的位置信息。因此,为了生成用于轮廓提取的指定区域,只要仅操作输入一次一个点或两个点的位置信息即可,所以能够进一步降低操作负担。

[0211] 此外,操作输入部11接受被提取的轮廓的测量标记的校正信息的操作输入,测量部16基于根据被输入的校正信息而进行了校正的测量标记,取得肿瘤的直径信息,并根据该直径信息而算出该肿瘤的特征量。因此,能够自由修改肿瘤的轮廓,能够进一步提高肿瘤的特征量的精度。

[0212] 此外,超声波图像诊断装置100具有显示合成部18,该显示合成部18设定以初始状态的测量标记为中心的规定的区域AR1,基于从操作输入部11输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含区域AR1以及移动中的测量标记的合成图像数据而实时地显示在显示部19,当移动中的测量标记处于区域AR1以内的情况下,与处于区域AR1外的情况

况相比,操作输入部11的每单位时间的测量标记的移动量小,使移动中的测量标记被显示。因此能够准确地进行测量标记的修改,且能够缩短修改时间。

[0213] 此外,显示合成部18基于从操作输入部11输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的B模式图像数据而实时地显示在显示部19,当移动中的测量标记的位置上的B模式图像数据的亮度梯度信息是规定的阈值以上的情况下,与小于规定的阈值的情况相比,操作输入部11的每单位时间的测量标记的移动量小,使移动中的测量标记被显示。因此,能够准确地进行测量标记的修改,且能够缩短修改时间。

[0214] 此外,超声波图像诊断装置100具有使被算出的肿瘤的特征量显示在显示部19的显示合成部18。因此,用户能够通过目视而容易辨认肿瘤的特征量。

[0215] (第二实施方式)

[0216] 参照图10~图15,说明本发明的第二实施方式。首先,参照图10,说明本实施方式的装置结构。但是,设关于与第一实施方式的装置结构相同的部分,赋予相同标号而省略其说明。图10表示本实施方式的超声波图像诊断装置100A的功能结构的模块图。

[0217] 第一实施方式的超声波图像诊断装置100用于测量作为测量对象物的肿瘤的特征量(纵横比、肿瘤直径),但本实施方式的超声波图像诊断装置100A设为测量作为测量对象物的脏器之一即膀胱的特征量的容积,从而进行说明。此外,超声波图像诊断装置100A并非是与第一实施方式的超声波图像诊断装置100相同的装置,而是利用了通用的移动终端的超声波图像诊断的系统。如图1所示,超声波图像诊断装置100A具有超声波图像诊断装置主体1A、超声波探头2A。但是,并不限于此,也可以设为超声波图像诊断装置100A是例如与图1同样的具有超声波探头与超声波图像诊断装置主体的超声波图像诊断装置的结构。

[0218] 超声波图像诊断装置主体1A是通用的移动终端,在本实施方式中,例如设为是平板PC(个人计算机)。超声波探头2A除了超声波的发送接收功能之外,还具有超声波图像数据的生成功能。超声波图像诊断装置主体1A与超声波探头2A经由电缆3A而连接。设电缆3A的通信方式例如为USB(通用串行总线),但并不限于此。

[0219] 超声波探头2A具有振子2a、超声波发送接收部31、图像生成部32、数据发送接收部33。超声波图像诊断装置主体1A具有操作输入部11A、数据发送接收部13A、作为初始条件取得部的测量对象识别部21、轮廓提取部15A、测量部16A、存储部17A、作为第三、第四显示控制部的显示合成部18A、显示部19A、以及控制部20A。

[0220] 超声波发送接收部31是与第一实施方式的发送部12以及接收部13同样地,根据控制部20A的控制,生成驱动信号而提供给振子2a,还从振子2a接收基于反射超声波的接收信号,并生成基于该接收信号的声线数据的电路。另外,控制部20A的控制信号经由数据发送接收部13A、电缆3A、数据发送接收部33,被输入到超声波发送接收部31、图像生成部32。在本实施方式中,设超声波探头2A的多个振子2a以凸面扫描方式排列而进行说明,但并不限于该扫描方式。

[0221] 图像生成部32与图像生成部14同样地,是根据控制部20A的控制,根据从超声波发送接收部31输入的声线数据而生成B模式图像数据的电路。数据发送接收部33例如是USB通信方式的通信部,经由电缆3A,在与数据发送接收部13A之间进行数据的发送接收。例如,数据发送接收部33从数据发送接收部13A接收来自控制部20A的控制信号,从而输出到超声波发送接收部31、图像生成部32。此外,数据发送接收部33接收从图像生成部32输入的B模式

图像数据等,从而发送给数据发送接收部13A。

[0222] 操作输入部11A是在显示部19A的显示画面一体地设置的触摸面板,接受来自用户(检查者)的触摸输入操作,并将该操作信息输出给控制部20A。数据发送接收部13A例如是USB通信方式的通信部,经由电缆3A,在与数据发送接收部33之间进行数据的发送接收。例如,数据发送接收部13A将从控制部20A输入的控制信号发送给数据发送接收部13A。此外,数据发送接收部13A从数据发送接收部33接收B模式图像数据等,并输出给测量对象识别部21、显示合成部18A。

[0223] 测量对象识别部21是如下的处理部:根据控制部20A的控制,根据从数据发送接收部13A输入的直播的B模式图像数据,识别作为测量对象物的膀胱是否在规定时间内没有变化,在被识别的情况下,从B模式图像数据取得轮廓提取用的初始条件信息,并生成用于转移到测量执行模式的测量开始信息而输出给显示合成部18A,并将B模式图像数据以及所取得的初始条件信息输出给轮廓提取部15A。测量执行模式是实际执行测量对象物的特征量的测量的模式。在此,参照图11,说明测量对象识别部21的测量对象物的识别方法。图11是表示具有包含膀胱T6的B模式图像F61的显示图像F6的示意图。

[0224] 测量对象识别部21将在规定时间内被描绘的多个B模式图像数据以每2个帧进行比较。具体来说,算出2个帧的B模式图像数据之间的全部像素的差分值,判别全部像素的差分值是否是规定的阈值以下,在规定的阈值以下的情况下,识别为描绘图像之间没有差分。当图像之间没有差分的状态持续了规定时间以上的情况下,自动地判别为测量对象物被稳定地描绘规定时间。作为求出帧之间的全部像素的差分值的方法,有SSD(平方差之和(Sum of Squared Difference))法或SAD(绝对误差之和(Sum of Absolute Difference))法等。SSD法是算出2个帧的图像数据的相同位置的各像素的亮度值之差的2倍的总计作为全部像素的差分值的方法。SAD法是算出2个帧的图像数据的相同位置的像素的亮度值之差的绝对值的总计作为差分的方法。此时,当存在增益变更操作的情况下,若利用增益值进行差分计算的校正等,则还能够应对照明变动。

[0225] 测量对象识别部21在识别为没有测量对象物的变化的情况下,生成测量执行模式的测量开始信息而输出到显示合成部18A,从在开始了测量的定时以后从数据发送接收部13A输入的B模式图像数据中,取得初始条件信息。例如,从图11所示的包含作为测量对象物的膀胱T6的B模式图像F61的图像数据中,自动取得膀胱T6的前景V1以及背景V2而作为初始条件信息。前景V1设为B模式图像F61中的亮度值比规定的值小,且以图像中心附近的像素(基准点P2)作为中心具有规定的半径的圆或椭圆的圆周上的像素。在此,在B模式图像中,膀胱等在里面积存液体的脏器与周边组织相比,以低回波或无回波的方式被描绘,因此亮度值小。因此,将亮度值小且图像的中心附近的像素设为基准点P2。背景V2设为以前景V1的中心点作为中心汇集至图像的端部为止的大小的圆或椭圆的圆周上的像素。

[0226] 轮廓提取部15A是如下的处理部:与第一实施方式的轮廓提取部15同样地,根据控制部20A的控制,基于从测量对象识别部21输入的B模式图像数据以及初始条件信息,通过截图法,提取B模式图像数据中的测量对象物的膀胱的轮廓,并将所提取的轮廓的轮廓数据输出到测量部16A。具体地,轮廓提取部15A利用从测量对象识别部21输入的作为初始条件信息的膀胱的前景以及背景的亮度,通过截图法提取膀胱的轮廓。例如,初始条件信息的前景的区域的平均亮度被用作截图法中的膀胱的亮度,初始条件信息的背景的区域

度被用作截图法中的膀胱的背景的亮度。另外,轮廓提取部15A也可以设为如下的结构:将从测量对象识别部21输入的作为初始条件信息的膀胱的前景或背景的圆或椭圆用作初始轮廓,并通过作为动态轮廓法的Snakes法提取膀胱的轮廓。

[0227] 测量部16A是如下的处理部:与第一实施方式的测量部16同样地,根据控制部20A的控制,根据从轮廓提取部15A输入的轮廓数据(被校正后的测量标记),算出作为测量对象物的膀胱的直径信息、以及基于直径信息的特征量,并将测量对象物的直径信息以及特征量输出到显示合成部18A,并将该直径信息以及特征量存储到存储部17A。在本实施方式中,测量部16A算出容积作为膀胱的特征量。

[0228] 显示合成部18A与第一实施方式的显示合成部18同样地,根据控制部20A的控制,将从数据发送接收部18A输入的B模式图像数据、以及从测量部16A输入的轮廓数据、测量标记、直径信息、特征量等直接或适当合成而生成显示图像数据,并将显示图像数据的图像信号输出到显示部19A。

[0229] 显示部19A由LCD、有机EL显示器、无机EL显示器等便携终端用的显示装置构成,与第一实施方式的显示部19同样地,根据从显示合成部18A输入的显示图像数据的图像信号,将显示图像显示在显示画面上。

[0230] 控制部20A具有与第一实施方式的控制部20同样的结构,集中控制超声波图像诊断装置主体1A以及超声波探头2A的各部的动作。特别地,设在控制部20A的ROM中,存储有第一测量对象物容积测量程序、第二测量对象物容积测量程序。另外,控制部20A控制超声波图像诊断装置主体1A以及超声波探头2A的各部,但在图10上,省略了表示该控制的线。

[0231] 接着,参照图12~图15,说明超声波图像诊断装置100A的动作。图12是表示第一测量对象物容积测量处理的流程图。图13是表示具有包含膀胱T7的一截面的B模式图像F71的显示图像F7的示意图。图14是表示第二测量对象物容积测量处理的流程图。图15是表示具有图13的显示图像F7的正交截面的B模式图像F81的显示图像F8的示意图。

[0232] 参照图12,说明通过超声波图像诊断装置100A执行的第一测量对象物容积测量处理。第一测量对象物容积测量处理是如下的处理:根据一截面的B模式图像数据,自动地识别作为测量对象物的膀胱被稳定描绘规定时间,并自动地算出该膀胱的轮廓数据、直径信息、作为特征量的容积。例如,以为特定的预设时间点、或者预先设定自动测量的ON/OFF且为ON的情况为触发,控制部20A根据存储在ROM中的第一测量对象物容积测量程序,控制各部,从而执行第一测量对象物容积测量处理。

[0233] 在超声波图像诊断装置100A中,首先与图4的肿瘤纵横比测量处理的步骤S11同样地,超声波发送接收部31以帧为单位开始B模式图像用的超声波的发送接收(步骤S51)。然后,与图4的步骤S12同样地,图像生成部32、数据发送接收部33、13A以及显示合成部18A基于接收到的超声波的接收信号,进行B模式图像数据生成以及显示(步骤S52)。用户例如在惯用的手中持有超声波探头2A,在另一只手中持有超声波图像诊断装置主体1A,操作超声波探头2A而放置于被测体上,一边使超声波探头2在皮肤表面上旋转等一边目视所显示的B模式图像,并使超声波探头2在B模式图像上膀胱的直径成为最大的截面静止。

[0234] 然后,作为测量对象物识别,测量对象识别部21通过SSD法或SAD法,算出在步骤S52中生成的B模式图像数据在规定时间的两个帧的B模式图像数据之间的各像素的差分的合计值作为全部像素的差分(步骤S53)。然后,测量对象识别部21判别是否被识别为在步

骤S53中算出的全部像素的差分值是规定的阈值以下,且作为测量对象物的膀胱被稳定描绘规定时间(步骤S54)。当没有识别到测量对象物的稳定的描绘的情况下(步骤S54:否),转移到步骤S52。

[0235] 在识别到测量对象物的稳定的描绘的情况下(步骤S54:是),测量对象识别部21生成测量执行模式开始(转移)的测量开始信息而对显示合成部18A输出,显示合成部18使测量开始信息显示在显示部19A(步骤S55)。然后,测量对象识别部21从在测量执行模式开始后的定时生成的B模式图像数据,取得作为轮廓提取用的参数的初始条件信息而设定,并将B模式图像数据以及所设定的初始条件信息输出给轮廓提取部15A(步骤S56)。

[0236] 然后,与图4的步骤S16同样地,轮廓提取部15A利用在步骤S55中设定的初始条件信息,通过截图法,从在步骤S55中输入的B模式图像数据,提取作为测量对象物的膀胱的轮廓,从而生成轮廓数据,并将该轮廓数据经由测量部16而输出给显示合成部18,显示合成部18基于被输入的B模式图像数据和轮廓数据,生成在B模式图像上具有轮廓的合成图像数据,将基于该合成图像数据的合成图像显示在显示部19(步骤S57)。另外,在步骤S57中,也可以设为:轮廓提取部15A利用在步骤S55中设定的初始条件信息和在存储部17A中存储的参数 α 、 β ,通过Snakes法,从在步骤S55中输入的B模式图像数据,提取作为测量对象物的膀胱的轮廓而生成轮廓数据。

[0237] 步骤S58~S60与图4的步骤S17~S19同样。在步骤S58中,例如显示图13所示的显示图像F7。显示图像F7包含扫描了膀胱T7的B模式图像F71。在B模式图像F71上,在步骤S57中提取的膀胱T7的轮廓C4上,配置有测量标记M41、M42、M43、M44。测量标记M41、M42被配置在轮廓C4上的最大纵径(图13上的实线的直线)的端点。最大纵径是并非限定为一定是垂直方向的膀胱的轮廓的最大直径。测量标记M43、M44被配置在与轮廓C4上的最大纵径正交的最大横径(图13上的虚线的直线)的端点。通过步骤S59、S60,能够输入测量标记M41、M42、M43、M44的校正信息。此外,也可以设为如下结构:在步骤S58~S60中,显示合成部18A基于从操作输入部11A输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据而实时地显示在显示部19A,根据一个测量标记的校正信息的输入,将多个测量标记联动地向同一个方向或扩大缩小方向移动而进行显示和校正。

[0238] 当没有校正信息的输入的情况下(步骤S59:否),测量部16A根据当前的测量标记的位置信息,取得膀胱的直径信息(步骤S61)。在步骤S61中,例如,测量部16A算出并取得测量标记M41、M42之间的最大纵径 d 、测量标记M43、M44之间的最大横径 w 而作为直径信息。

[0239] 然后,测量部16A利用在步骤S61中取得的直径信息,算出膀胱的容积,并将膀胱的直径信息、算出的膀胱的容积存储到存储部17A,并将膀胱的直径信息、容积输出到显示合成部18A,显示合成部18A将所取得的膀胱的直径信息、算出的膀胱的容积显示在显示部19A(步骤S62),并结束第一测量对象物容积测量处理。在步骤S62中,测量部16A例如利用在步骤S61中取得的最大纵径 d 、最大横径 w ,通过以下式(8)或以下式(9),算出膀胱的容积 v 。

[0240]
$$v = d \times w \times d \times \pi / 6 \cdots (8)$$

[0241]
$$v = d \times w \times w \times \pi / 6 \cdots (9)$$

[0242] 在步骤S62中,可以是能够由用户任意地设定是利用式(8)、式(9)的哪一个,也可以设为将最大纵径 d 、最大横径 w 代入到式(8)以及式(9),利用容积 v 的值大的式。

[0243] 接着,参照图14,说明在超声波图像诊断装置100A中执行的第二测量对象物容积

测量处理。第二测量对象物容积测量处理是如下的处理：从直径最大的一个截面（设为最大直径面）的B模式图像数据和与最大直径面正交的一个截面（设为正交截面）的B模式图像数据这两个截面的B模式图像数据，自动地识别作为测量对象物的膀胱被稳定描绘规定时间，并自动地算出该膀胱的轮廓数据、直径信息、作为特征量的容积。例如，以经由操作输入部11A，从用户输入了第二测量对象物容积测量处理的执行指示的情况为触发，控制部20A根据存储在ROM中的第二测量对象物容积测量程序，控制各部，并执行第二测量对象物容积测量处理。

[0244] 步骤S71～S81与图12的步骤S51～S61同样。在步骤S78中，例如，如图13所示，显示具有B模式图像F71的显示图像F7，该B模式图像F71包含最大直径面的膀胱T7，并显示膀胱T7的轮廓C4以及测量标记M41、M42、M43、M44。在步骤S81中，例如作为膀胱T7的直径信息，取得测量标记M41、M42之间的最大纵径d、测量标记M43、M44之间的最大横径w。

[0245] 然后，控制部20A生成用于描绘与在步骤S81中取得了直径信息的作为测量对象物的膀胱正交的正交截面的正交截面描绘指示信息，并将其输出到显示合成部18A，显示合成部18A将被输入的正交截面描绘指示信息显示在显示部19A（步骤S82）。用户再次一边目视B模式图像，一边使超声波探头2在皮肤表面上旋转等，从而和与最大直径面正交的正交截面的位置对齐。

[0246] 步骤S83～S91与以描绘对象作为正交截面的情况下的步骤S72～S74、S76～S81同样。只是，在步骤S88中，例如，如图15所示，显示具有B模式图像F81的显示图像F8，所述B模式图像F81包含图13的显示图像F7的正交截面的膀胱T7，并显示膀胱T7的轮廓C5以及测量标记M51、M52。测量标记M51、M52被配置在轮廓C5上的最大直径的两个端点。在步骤S91中，例如算出并取得测量标记M51、M52之间的最大直径h。

[0247] 然后，测量部16A利用在步骤S81、S91取得的直径信息，算出膀胱的容积，并将膀胱的直径信息和算出的膀胱的容积存储到存储部17A，将膀胱的直径信息、容积输出到显示合成部18A，显示合成部18A将所取得的膀胱的直径信息、算出的膀胱的直径信息显示到显示部19A（步骤S92），并结束第二测量对象物容积测量处理。在步骤S92中，测量部16A利用例如在步骤S81中取得的最大纵径d、最大横径w、在步骤S91中取得的最大直径h，通过以下式（10），算出容积v。

[0248]
$$v = d \times w \times h \times \pi / 6 \cdots (10)$$

[0249] 以上，根据本实施方式，超声波图像诊断装置100A具有：超声波发送接收部31，将驱动信号提供给超声波探头2A的振子2a，并基于经由振子2a而接收到的接收信号而生成声线数据；图像生成部32，根据所生成的声线数据而生成B模式图像数据；测量对象识别部21，取得膀胱的轮廓提取用的初始条件信息；轮廓提取部15A，利用所取得的初始条件信息，从所生成的B模式图像数据提取膀胱的轮廓；以及测量部16A，基于所提取的轮廓而取得膀胱的直径信息，并根据直径信息而算出膀胱的特征量。

[0250] 因此，在膀胱的特征量测量中，取得初始条件信息，自动提取轮廓并算出膀胱的特征量，因此能够减轻操作负担，且由于根据基于根据初始条件信息而准确地提取的轮廓的直径信息，算出膀胱的特征量，因此能够提高测量特征量的精度，能够提高特征量的客观性。特别地，由于超声波图像诊断装置主体1A是便携终端，因此即使是单手分别抓住超声波图像诊断装置主体1A以及超声波探头2A而用户的双手被占用的状况下，操作负担也会减

轻,因此能够容易测量膀胱的特征量。

[0251] 此外,超声波图像诊断装置100A具有对象识别部21,其识别膀胱从生成的B模式图像数据被稳定描绘规定时间的情况,在识别到的情况下,转移到测量执行模式,在被转移了的情况下,取得轮廓提取用的初始条件信息。因此,能够自动地开始测量,能够进一步减轻操作负担。

[0252] 此外,测量对象识别部21从生成的B模式图像数据取得轮廓提取用的初始条件信息。因此,能够自动地取得初始条件信息,能够进一步减轻操作负担。

[0253] 此外,轮廓提取部15A利用所取得的初始条件信息,从生成的B模式图像数据提取测量对象物的最大直径面的轮廓。测量部16A基于被提取的轮廓,取得最大纵径以及与最大纵径正交的最大横径作为膀胱的直径信息,并根据最大纵径以及最大横径算出作为膀胱的特征量的容积。因此,在膀胱的容积测量中,能够减轻操作负担,能够缩短测量时间,能够提高膀胱的容积的精度。此外,由于利用直径信息而算出膀胱的容积,因此与利用面积而算出膀胱的容积的结构相比,能够加快算出膀胱的容积为止的处理速度。另外,也可以设为利用膀胱的面积以及直径信息而算出膀胱的容积的结构。根据该结构,能够提高膀胱的容积的精度。

[0254] 此外,超声波发送接收部31基于由在与被测体的测量对象物的最大直径面以及正交于该最大直径面的截面对应的位置发送接收超声波的振子来生成的接收信号,生成声线数据。轮廓提取部15A利用所取得的初始条件信息,从生成的最大直径面的B模式图像数据,提取膀胱的轮廓,从与最大直径面正交的截面的B模式图像数据,提取膀胱的轮廓。测量部16A基于被提取的与最大直径面对应的轮廓,取得最大纵径以及与最大纵径正交的最大横径作为膀胱的直径信息,基于所提取的与正交于最大直径面的截面对应的轮廓,取得最大直径作为膀胱的直径信息,并根据最大纵径以及最大横径算出作为膀胱的特征量的容积。因此,在膀胱的容积测量中,通过使用两个截面,能够进一步提高膀胱的容积的精度。

[0255] 此外,轮廓提取部15A基于初始条件信息和B模式图像数据,通过截图法,算出膀胱的轮廓。因此,通过截图法,能够自动地且高精度地提取膀胱的容积测量中的轮廓。

[0256] 此外,在利用截图法的情况下,初始条件信息是截图法的前景以及背景的亮度信息。通过自动取得这些,可以不进行用于生成指定区域的信息的操作输入,能够进一步减轻操作负担,该指定区域用于轮廓提取。

[0257] 另外,也可以设为利用Snakes法提取膀胱的轮廓的结构。此时,初始条件信息是Snakes法的初始轮廓。通过自动取得初始条件信息,可以不进行用于生成初始轮廓的信息的操作输入,能够进一步减轻操作负担,该初始轮廓用于轮廓提取。

[0258] 此外,也可以设为如下的结构:显示合成部18A基于从操作输入部11A输入的轮廓的测量标记的位置的移动的校正信息,生成包含移动中的测量标记的断层图像数据,并将其实时地显示在显示部19A,根据一个测量标记的校正信息的输入,将多个测量标记联动地向同一个方向或扩大缩小方向移动而进行显示以及校正。因此,对轮廓提取的动向,能够在所有的测量标记中进行相同的校正。

[0259] 此外,显示合成部18A在向测量执行模式转移时,使表示该测量执行模式的开始(转移)的显示信息显示在显示部19A。因此,用户通过目视,能够容易确认向测量执行模式的转移。

[0260] 此外,测量对象识别部21算出所生成的多个B模式图像数据的帧整体的差分,当所算出的差分值是规定的阈值以下的情况下,转移到测量执行模式。因此,检查者移动超声波探头2A而拍摄测量对象物的膀胱后静止,从而能够自动地高精度地检测测量执行模式开始的准备已经完成的情况,省略用户输入冻结按钮的负担,能够进一步减轻操作负担。

[0261] (变形例)

[0262] 参照图16以及图17,说明上述第二实施方式的变形例。在本变形例中,设利用第二实施方式的超声波图像诊断装置100A,同样地,执行第一或第二测量对象物容积测量处理。只是,测量对象识别部21识别测量对象物被稳定地描绘规定时间的情况的情况的处理不同,仅说明该不同的处理,省略其他装置结构以及处理的说明。

[0263] 参照图16、图17(a)、图17(b),说明本变形例中的测量对象识别部21的处理。图16是表示具有B模式图像F91的显示图像F9的示意图,该B模式图像F91包含膀胱T9。图17(a)是表示一截面的垂直方向的基准线上的亮度分布的图。图17(b)是表示从图17(a)的垂直方向的基准线的基准点起的水平方向的基准线上的亮度分布的图。

[0264] 在本变形例中,测量对象识别部21根据控制部20A的控制,根据从数据发送接收部13A输入的直播的B模式图像数据,识别作为测量对象物的膀胱规定时间不变化的情况,在被识别到的情况下,取得轮廓提取的初始条件,生成用于向测量执行模式转移的测量开始信息而输出给显示合成部18A,并将B模式图像数据以及所取得的初始条件信息输出给轮廓提取部15A。

[0265] 在此,说明用于识别作为测量对象物的膀胱被稳定地描绘规定时间的情况的情况的处理,首先,测量对象识别部21对包含被描绘规定时间的膀胱的B模式图像,以与皮肤表面垂直的方式在B模式图像的左右方向(水平方向)的中央设定垂直方向的基准线。例如,如图16所示,根据被输入的包含膀胱T9的B模式图像F91(的显示图像F9),以与皮肤表面SK2垂直的方式在B模式图像F71的左右方向的中央设定垂直方向的基准线L2。基准线L2是与B模式图像数据的帧内的B模式图像中心的一条声线对应的线。然后,测量对象识别部21生成被描绘规定时间的B模式图像数据之间的2个帧的垂直方向的基准线上的亮度分布。

[0266] 如图17(a)所示,亮度分布在横轴取离皮肤表面的距离(像素数)、在纵轴取亮度值(灰度值(Gray Value)),绘制基准线上的亮度值而生成。然后,测量对象识别部21针对规定时间的2个帧的基准线上的亮度分布,判别其值和形状(亮度高→低→高)是否发生变化。当基准线上的亮度分布的值和形状的变化在阈值以下的情况下,测量对象识别部21设为测量对象物没有变化且测量图像中不存在差分,自动地判别测量对象物被稳定地描绘规定时间。

[0267] 此外,在识别了测量对象物的情况下,测量对象识别部21生成测量执行模式的测量开始信息而输出给显示合成部18A,从在开始了测量的定时以后从数据发送接收部13A输入的B模式图像数据,取得初始条件信息。例如,测量对象识别部21生成开始了测量的定时以后被输入的B模式图像数据的垂直方向的基准线上的亮度分布(例如,图17(a)所示的亮度分布),将规定的低亮度的低亮度区域的宽度W1(例如在图17(a)上是点划线的双箭头)的中心设为基准点,将从这里持有规定的半径的圆或椭圆的圆周上的像素设为作为初始条件信息的前景,将持有包含其间具有低亮度区域的高亮度区域的宽度W2(例如,在图17(a)上是实线的双箭头)的直径的圆或椭圆的圆周上的像素设为作为初始条件信息的背景。

[0268] 或者,测量对象识别部21生成在开始了测量的定时以后输入的B模式图像数据的垂直方向的基准线的亮度分布(例如,图17(a)所示的亮度分布),将规定的低亮度的低亮度区域的宽度W1的中心设为垂直方向的基准点,将基于垂直方向的基准点以及宽度W1的规定的半径设为前景的垂直方向的半径,将包含其间具有低亮度区域的高亮度部的宽度W2的半径设为背景的垂直方向的半径。然后,测量对象识别部21从设定的垂直方向的基准点向水平方向设定基准线,生成水平方向的基准线的亮度分布(例如图17(b)所示的亮度分布),基于水平方向的亮度分布,将规定的低亮度的低亮度区域的宽度W3(例如,图17(b)上是点划线的双箭头)的中心设为水平方向的基准点,将基于水平方向的基准点以及宽度W3的规定的半径设为前景的水平方向的半径,将包含其间具有低亮度区域的高亮度区域的宽度W4(例如,图17(b)上是实线的双箭头)的半径设为背景的水平方向的半径,并将持有这些垂直方向的半径以及水平方向的半径的圆或椭圆设为作为初始条件信息的前景、背景。如此,若不仅利用垂直方向的基准线的亮度分布,还利用水平方向的基准线的亮度分布而生成初始条件信息的前景、背景,则能够提高作为测量对象物的膀胱的轮廓提取的精度。

[0269] 在图12的第一测量对象物容积测量处理的步骤S53、图13的第二测量对象物容积测量处理的步骤S73、S84中,测量对象识别部21执行上述的本变形例的测量对象物的识别以及初始条件信息的取得的处理。

[0270] 以上,根据本变形例,测量对象识别部21生成所生成的B模式图像数据的规定线上的亮度分布,利用所生成的亮度分布取得截图法的基于前景以及背景初始条件信息。因此,能够容易取得适当的初始条件信息,能够容易高精度地提取膀胱的轮廓。

[0271] 此外,测量对象识别部21算出与生成的多个B模式图像数据的帧内的B模式图像中心的一条声线对应的基准线L2的差分,当算出的差分值是规定的阈值以下的情况下,转移到测量执行模式。因此,可以不进行B模式图像的所有的像素的运算,运算量减少,且能够加快处理速度。进而,在将基准线L2预先显示在画面上而进行B模式图像的描绘的情况下,能够引导用户在适当的位置描绘对象物。

[0272] 另外,上述各实施方式以及变形例中的记述是本发明的优选的超声波图像诊断装置的一例,并不限于此。

[0273] 例如,在上述各实施方式以及变形例中,设为将自动提取的轮廓显示在B模式图像上的结构,但并不限于此,也可以设为将提取的轮廓不显示于B模式图像上的结构。

[0274] 此外,在上述各实施方式以及变形例中,设为在轮廓上或轮廓的尺寸辅助线上初始配置测量标记的结构,但并不限于此。也可以设为在从轮廓上或轮廓的尺寸辅助线上的点起向测量对象物的内部方向或外部方向的具有规定距离的位置,初始配置测量标记的结构。根据该结构,能够将测量标记的校正方向大致统一为一定方向(测量对象物的外部方向或内部方向),能够提高测量标记的位置的校正的操作性。

[0275] 此外,在上述各实施方式以及变形例中,设为作为输出控制部的显示合成部18将测量对象物的直径信息、特征量显示在显示部19的结构,但并不限于此。例如也可以设为如下的结构,超声波图像诊断装置100具有作为能够与外部的装置或存储部(省略图示)进行通信的输出控制部的通信部,通信部将B模式图像数据、测量对象物的直径信息以及特征量发送给外部的印刷装置、存储装置等输出部,从而这些信息被印刷、存储等。

[0276] 此外,也可以设为将上述第一实施方式、第二实施方式以及变形例的至少两个适

当进行组合的结构。例如,也可以设为如下的结构:在第一实施方式中,将图4的肿瘤纵横比测量处理的步骤S13、图8的肿瘤直径测量处理的步骤S33、S36替换为图12的步骤S53、S54,控制部20识别作为测量对象物的肿瘤规定时间不变化的情况,在识别到的情况下,转移到测量执行模式(此后的处理)。

[0277] 此外,也可以设为如下的结构:在第一实施方式中,将图4的肿瘤纵横比测量处理的步骤S15、图8的肿瘤直径测量处理的步骤S38替换为图12的步骤S56,测量对象识别部21从B模式图像数据自动地提取作为轮廓提取用的参数的初始条件信息。此外,也可以设为如下的结构:在第一实施方式中,利用具有作为便携终端的超声波图像诊断装置主体1A的超声波图像诊断装置100A,执行肿瘤纵横比测量处理以及肿瘤直径测量处理。

[0278] 此外,在第一实施方式中,将测量对象物设为肿瘤,在第二实施方式的变形例中将测量对象物设为膀胱,但并不限于此。也可以将测量对象物设为肿瘤和膀胱以外的被测体的病变、脏器、组织、结构物等。

[0279] 此外,在第二实施方式、变形例中,设为利用测量模式转移后的一截面的1个帧,进行膀胱的轮廓提取以及直径信息计算的结构,但并不限于此。也可以设为如下的结构:轮廓提取部15A预先将(测量模式转移后的)多个帧存储在存储部17A中,进行各帧的膀胱的轮廓提取,作为选择部的测量部16A根据各帧的轮廓数据算出直径信息,自动地选择所算出的多个直径信息中的最大的直径信息,根据被选择的最大的直径信息算出膀胱的容积。根据该结构,在膀胱的特征量测量中,取得初始条件信息,自动地提取轮廓并选择最大的直径信息且算出膀胱的特征量,因此能够进一步减轻用户的作业负担,且由于根据基于轮廓的最大直径信息而算出膀胱的特征量,因此能够进一步提高特征量的测量精度,能够提高特征量的客观性,该轮廓是基于初始条件信息准确提取的轮廓。

[0280] 此外,也可以设为如下的结构:轮廓提取部15A将(测量模式转移后的)多个帧预先记录在存储部17A中,进行各帧的膀胱的轮廓提取,测量部16A根据各帧的轮廓数据而算出直径信息,作为选择部的操作输入部11A从用户接受所算出的膀胱的多个直径信息之一的选择输入,测量部16A根据被选择输入的直径信息而算出膀胱的容积。根据该结构,在膀胱的特征量测量中,轮廓被清晰地描绘,用户能够选择适当的帧的直径信息,因此能够进一步提高测量特征量的精度。

[0281] 此外,即使在2个截面的情况下,也可以设为如下的结构:针对各截面,轮廓提取部15A预先将(测量模式转移后的)多个帧记录在存储部17A中,分别进行膀胱的轮廓提取,测量部16A根据各帧的轮廓数据而算出直径信息,并自动地选择所算出的多个直径信息中的最大的直径信息,根据被选择的最大的直径信息算出膀胱的容积。此外,即使在2个截面的情况下,也可以设为如下的结构:针对各截面,轮廓提取部15A预先将(测量模式转移后的)多个帧记录在存储部17A中,进行各帧的膀胱的轮廓提取,测量部16A根据各帧的轮廓数据而算出直径信息,操作输入部11A从用户接受在算出的膀胱的多个直径信息之一的选择输入,测量部16A根据被选择输入的直径信息而算出膀胱的容积。

[0282] 此外,也可以设为将如下的结构应用于第一实施方式中的结构:算出上述的多个帧的直径信息,从算出的多个帧的直径信息中,自动地或者根据用户的操作输入,选择一个帧的直径信息,利用所选择的直径信息而算出测量对象物的特征量。

[0283] 此外,关于构成以上的实施方式的超声波图像诊断装置100、100A的各部的细节部

分结构以及细节部分动作,在不脱离本发明的宗旨的范围内能够适当进行变更。

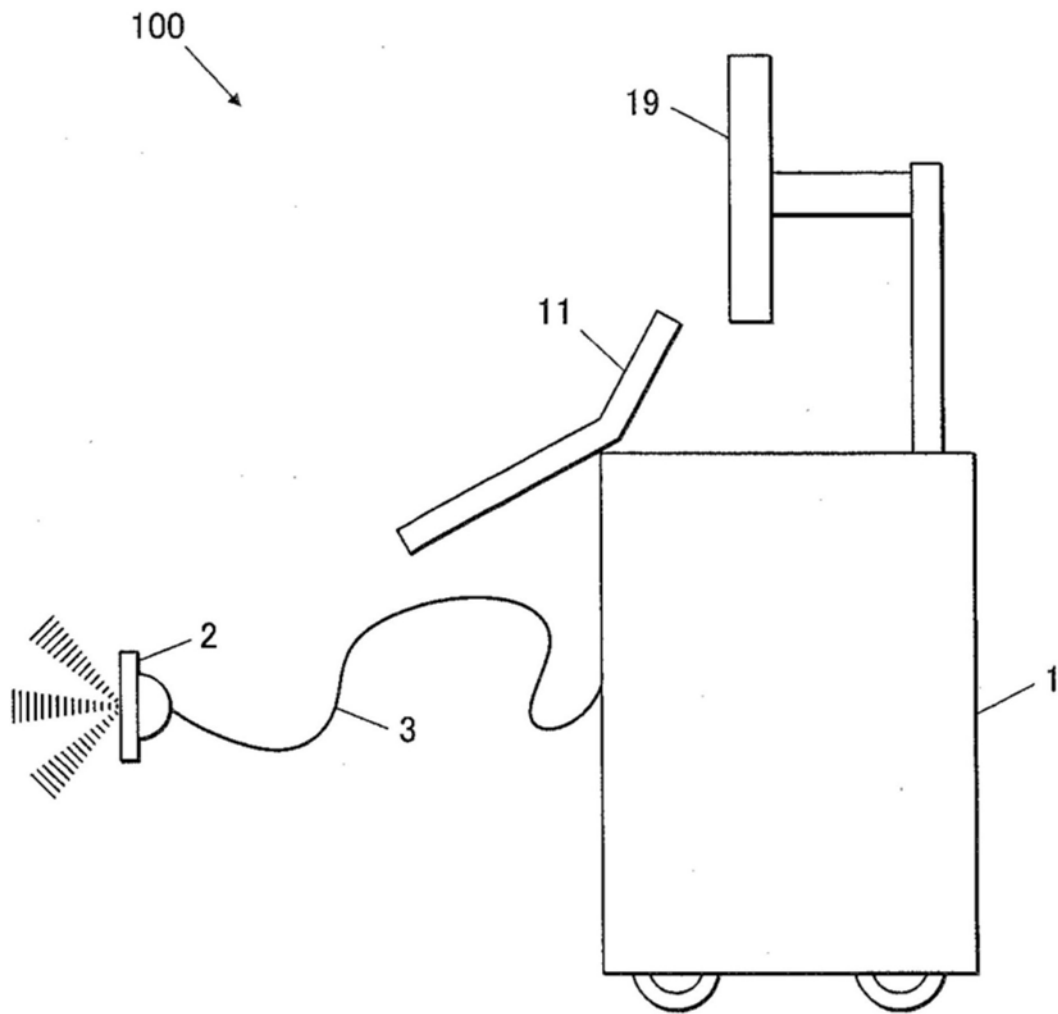


图1

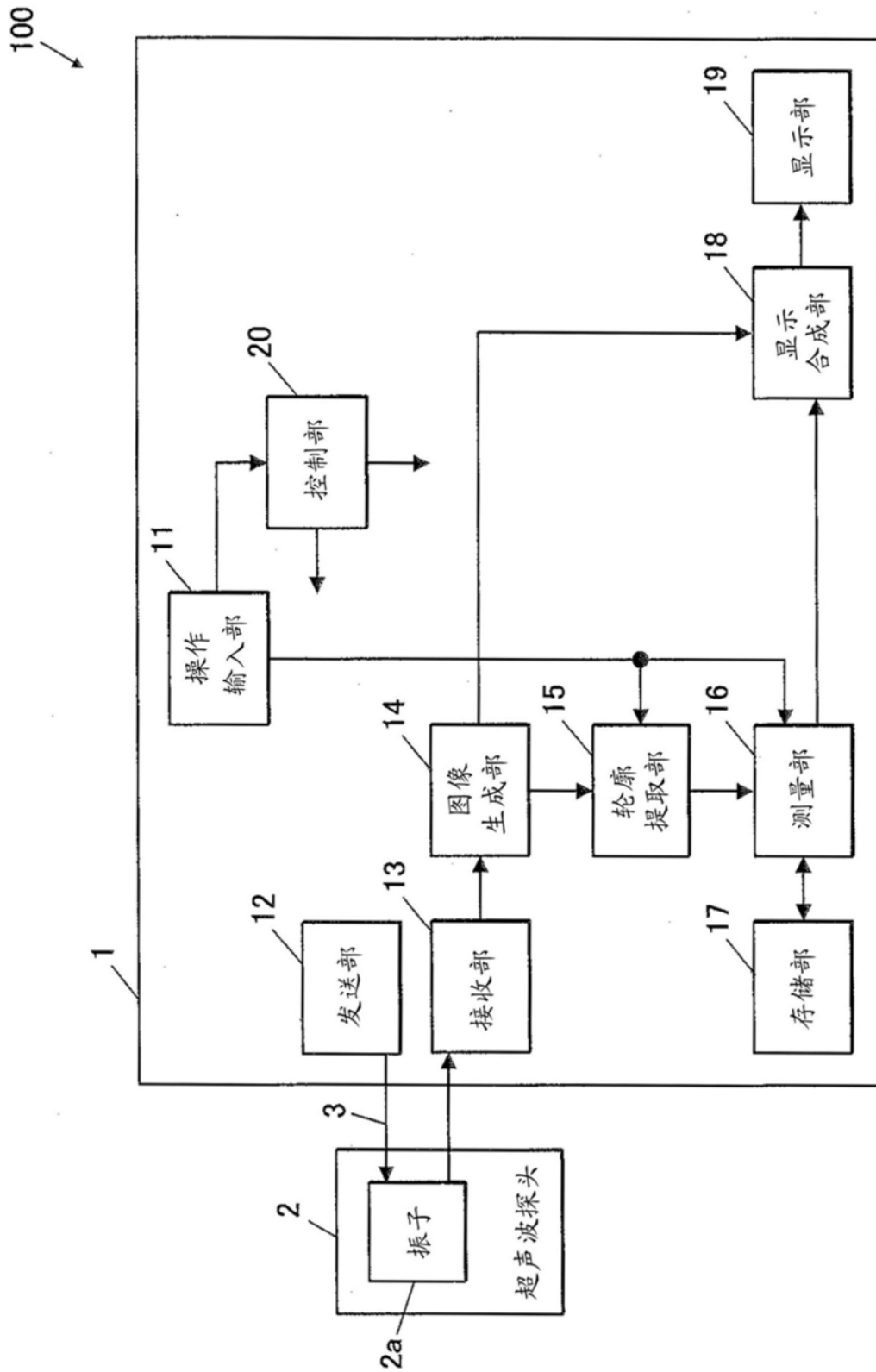


图2

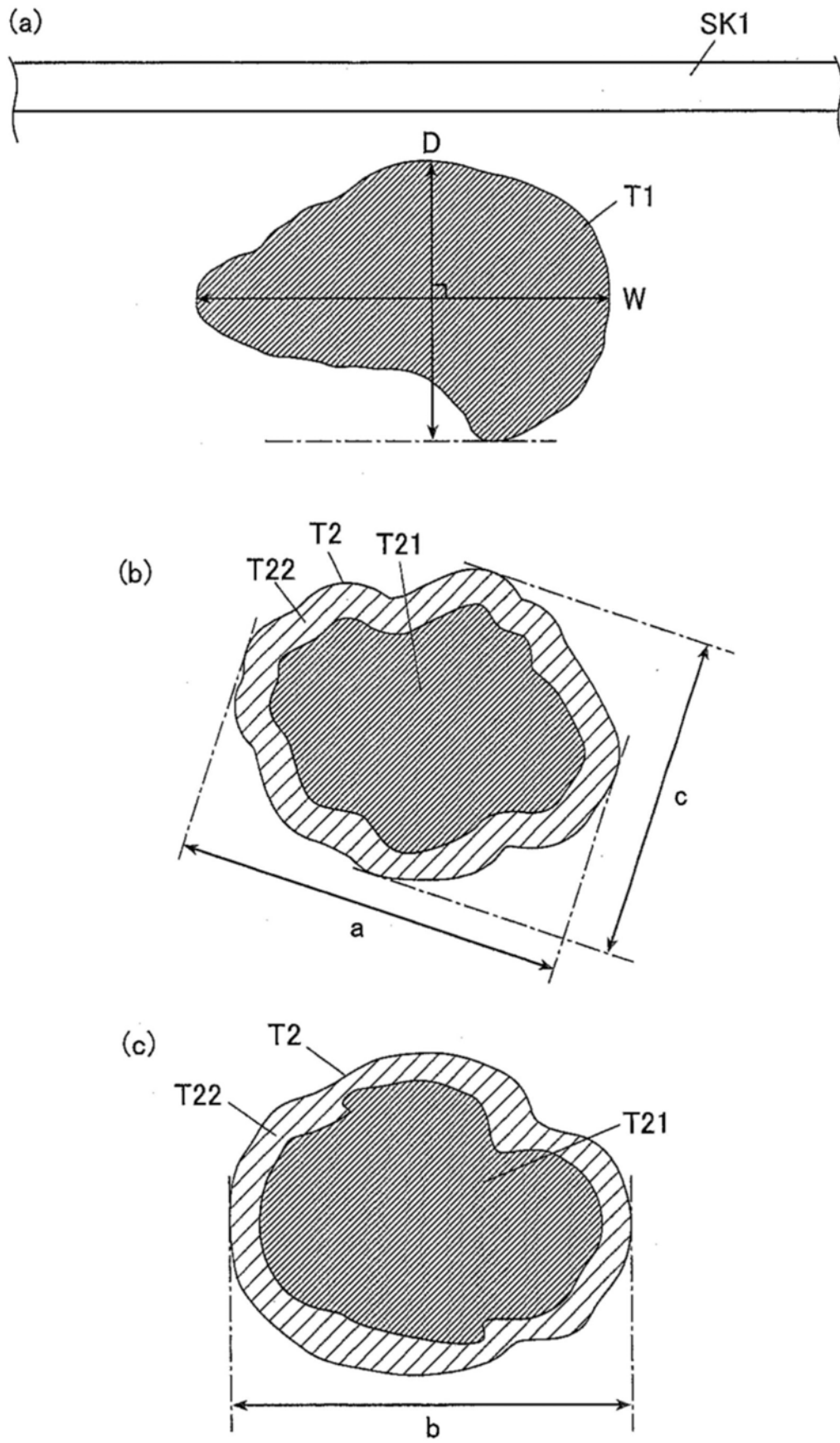


图3

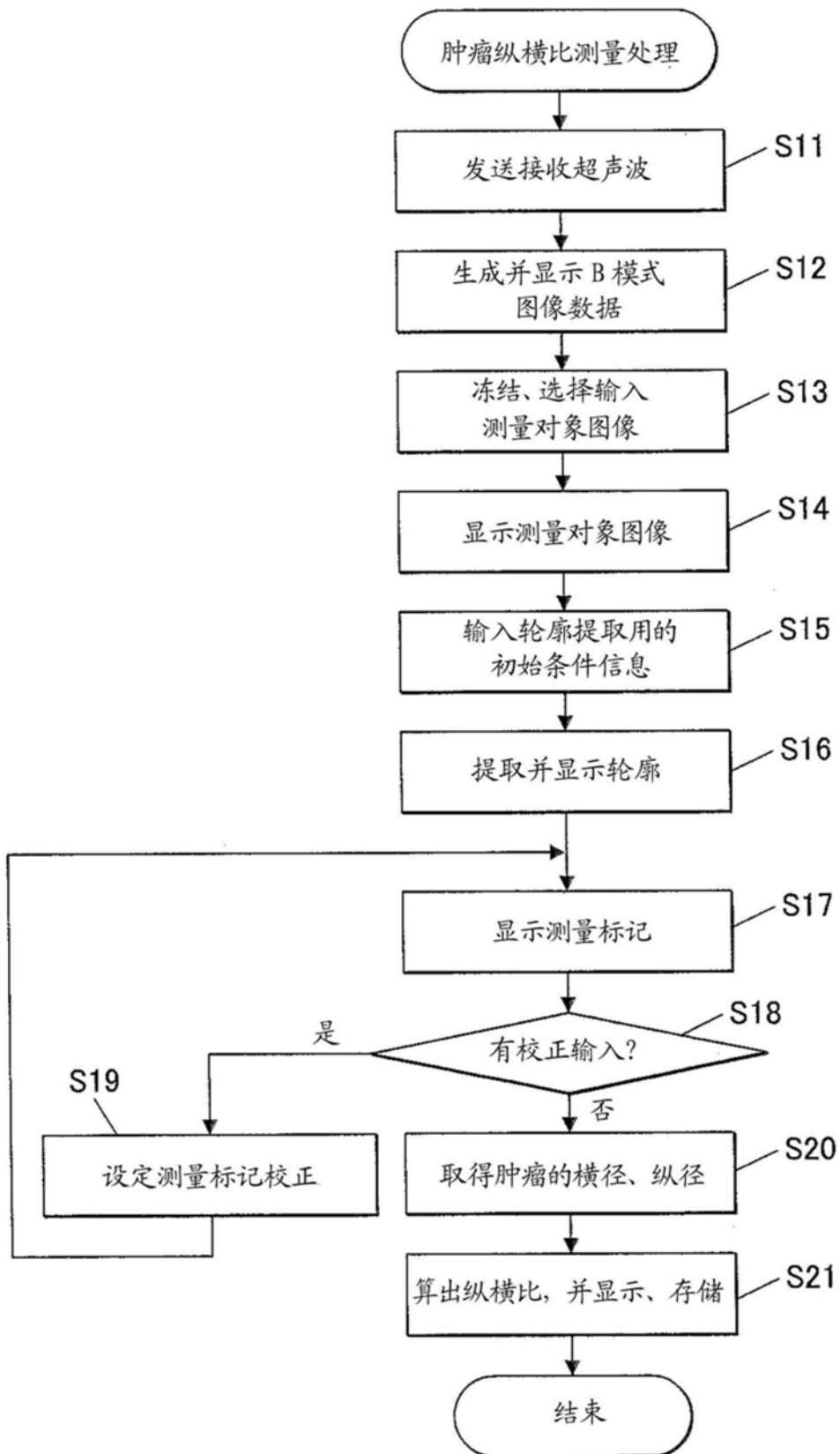


图4

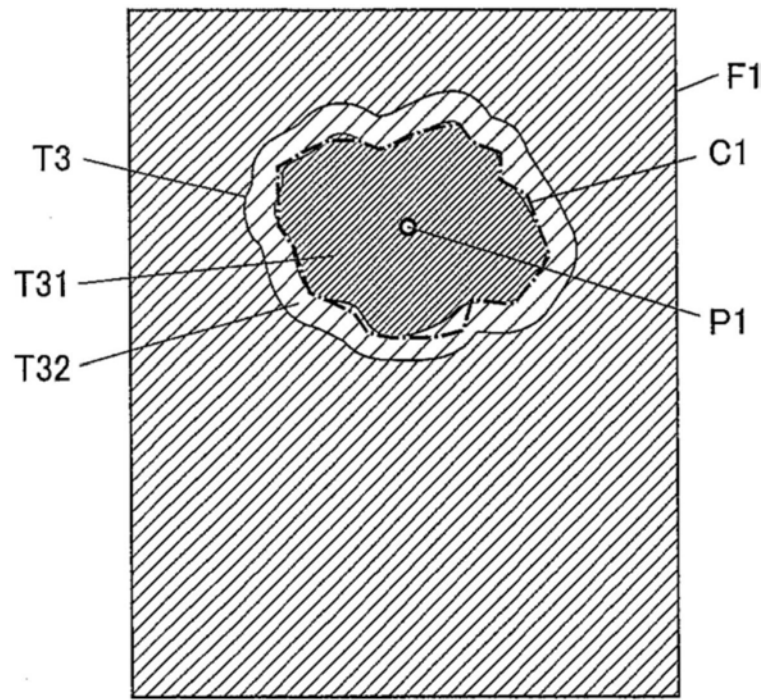


图5

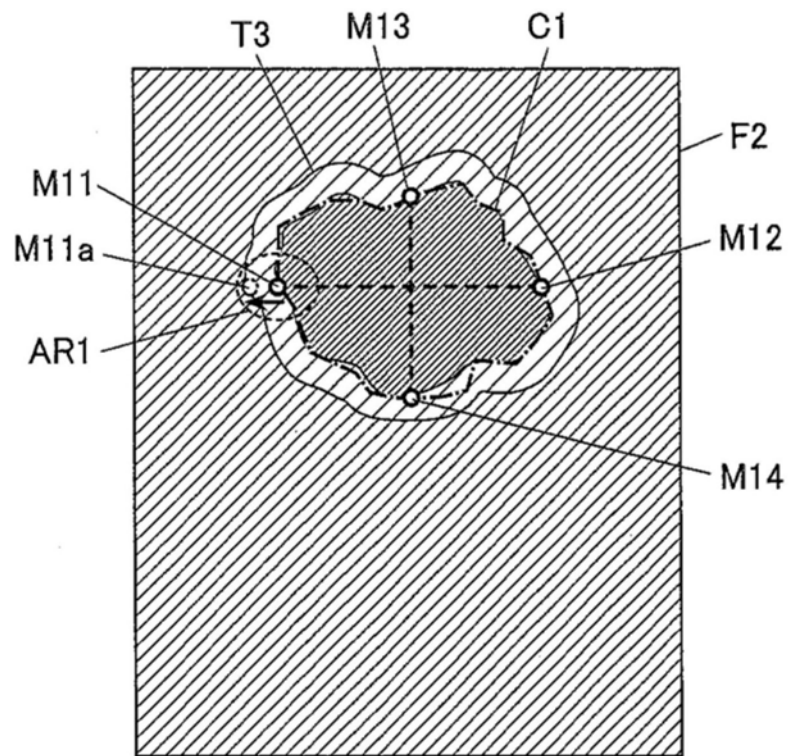
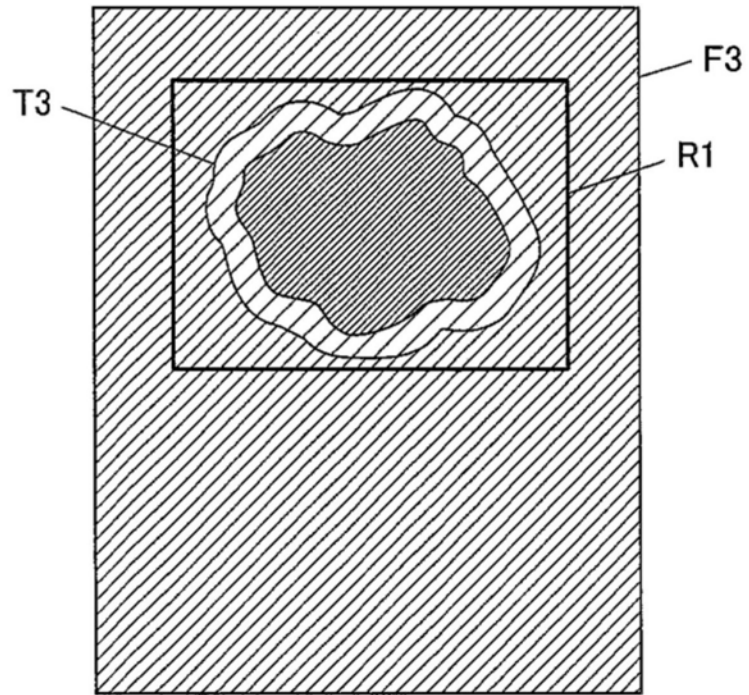


图6

(a)



(b)

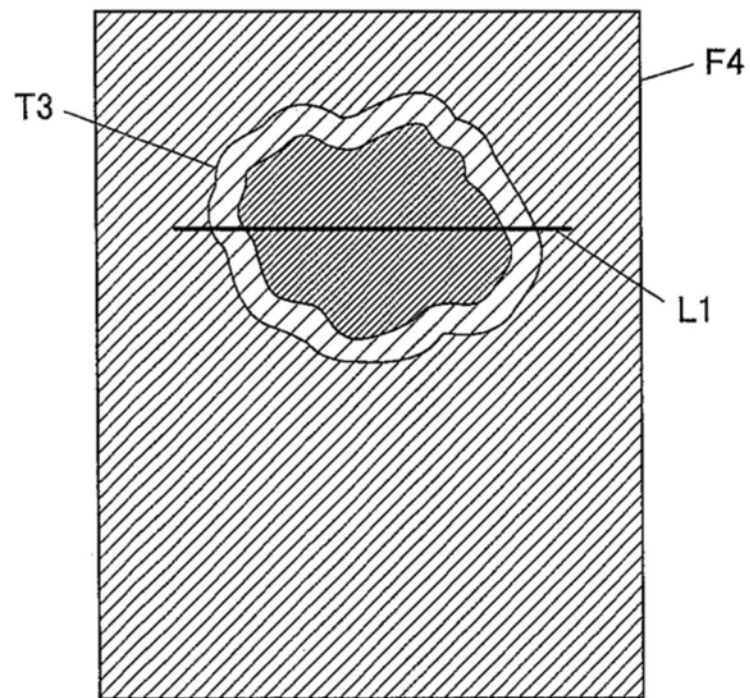


图7

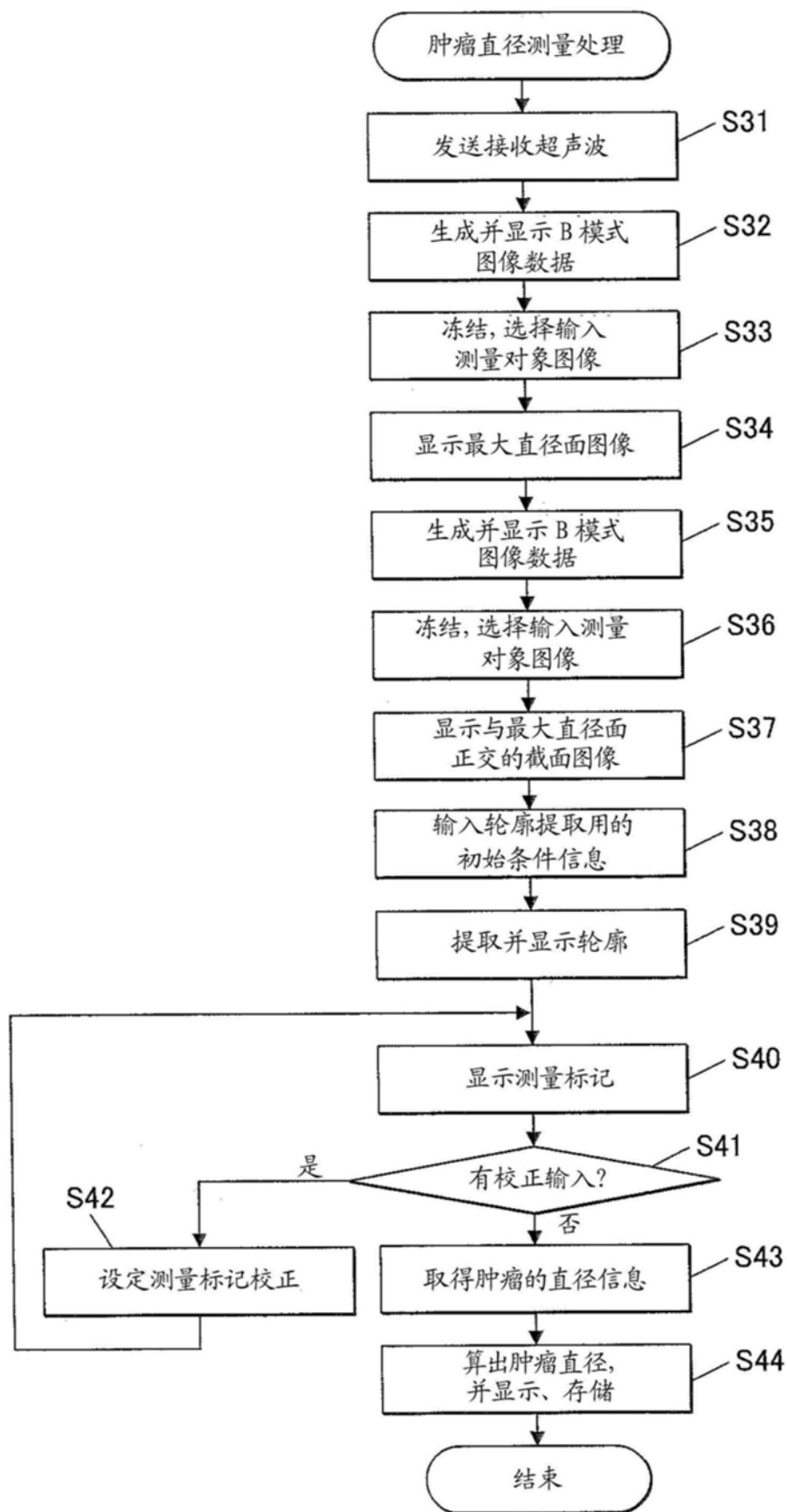


图8

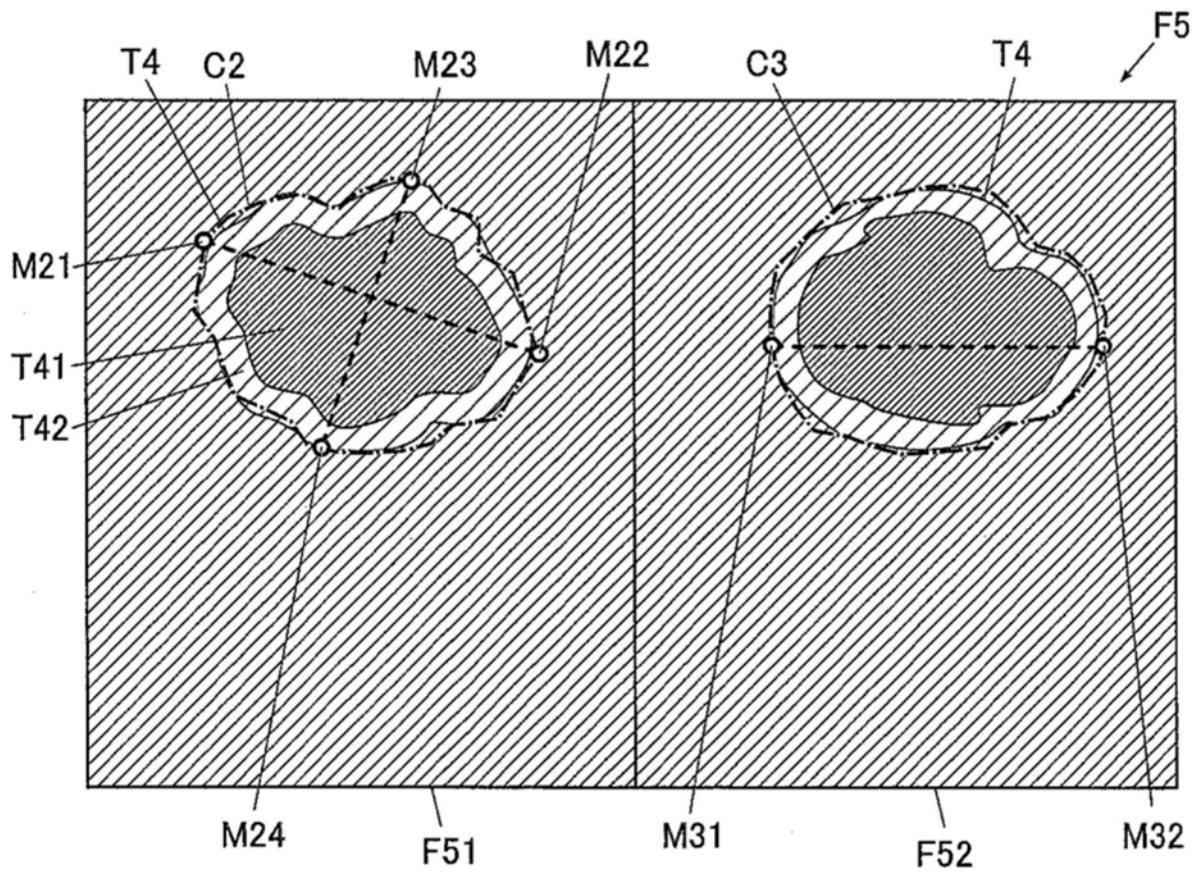


图9

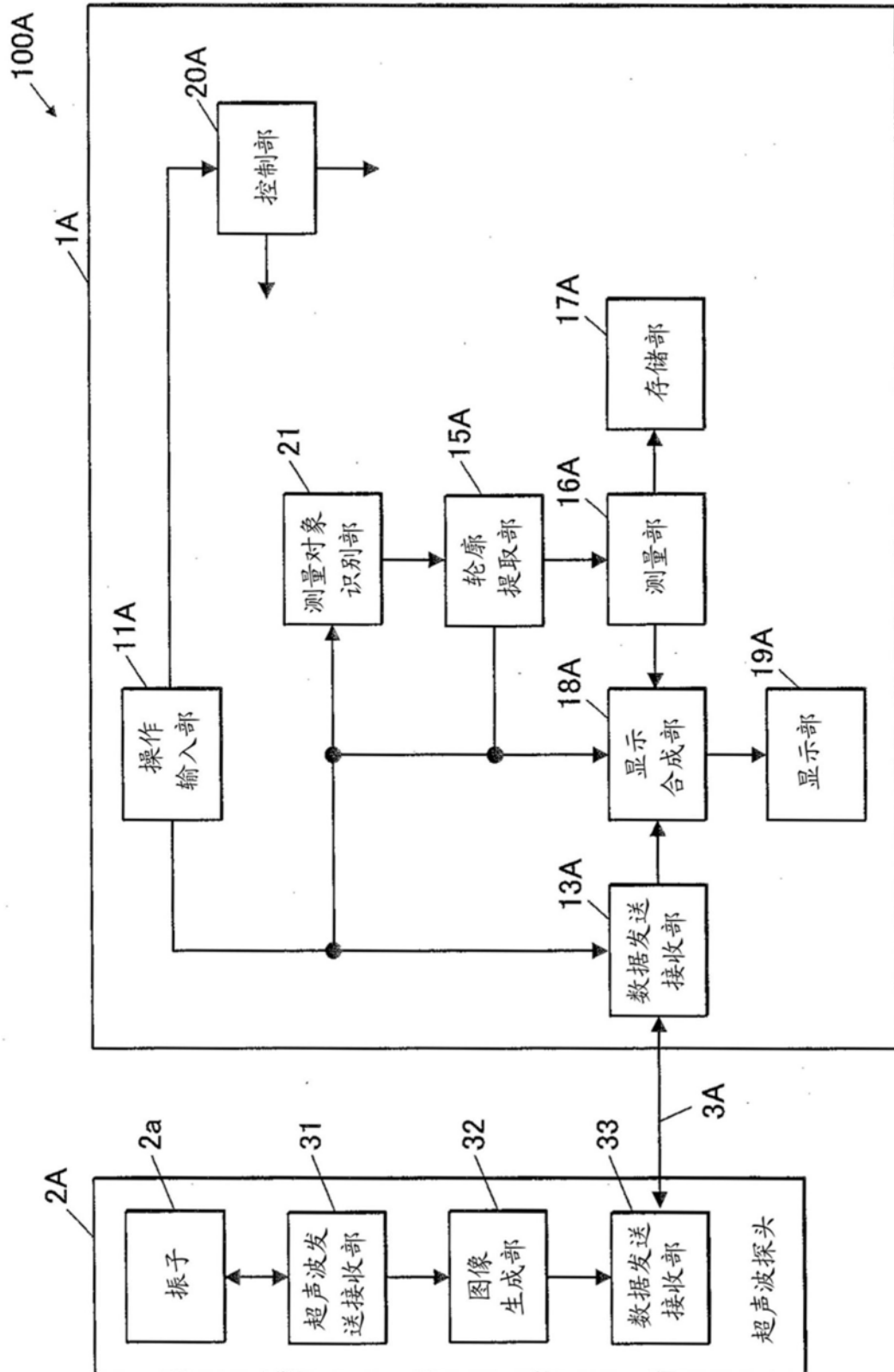


图10

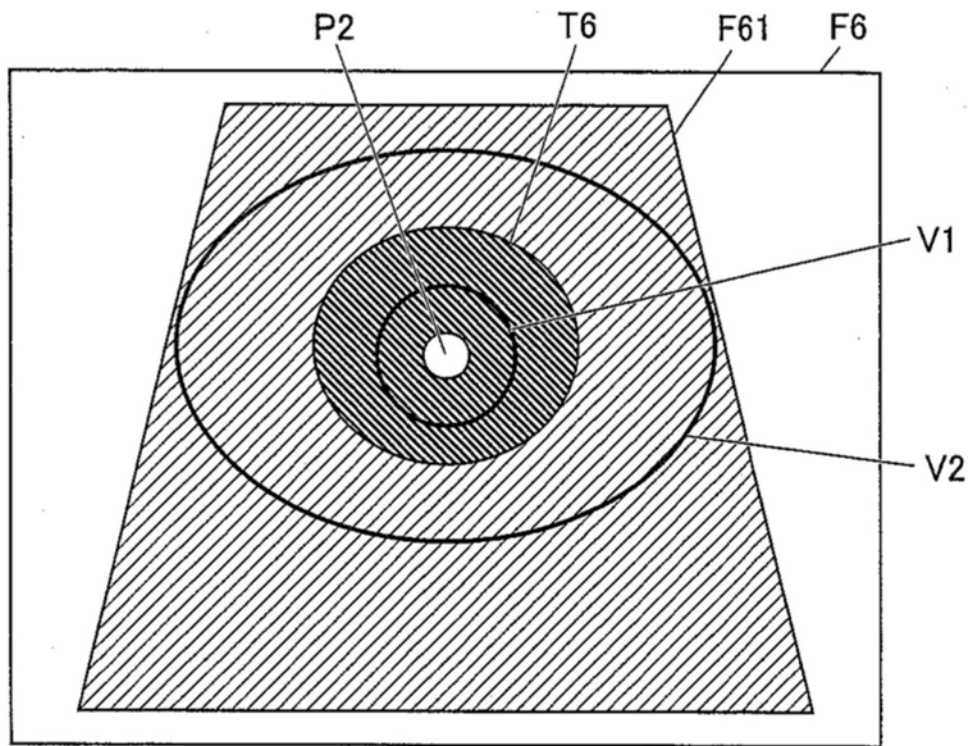


图11

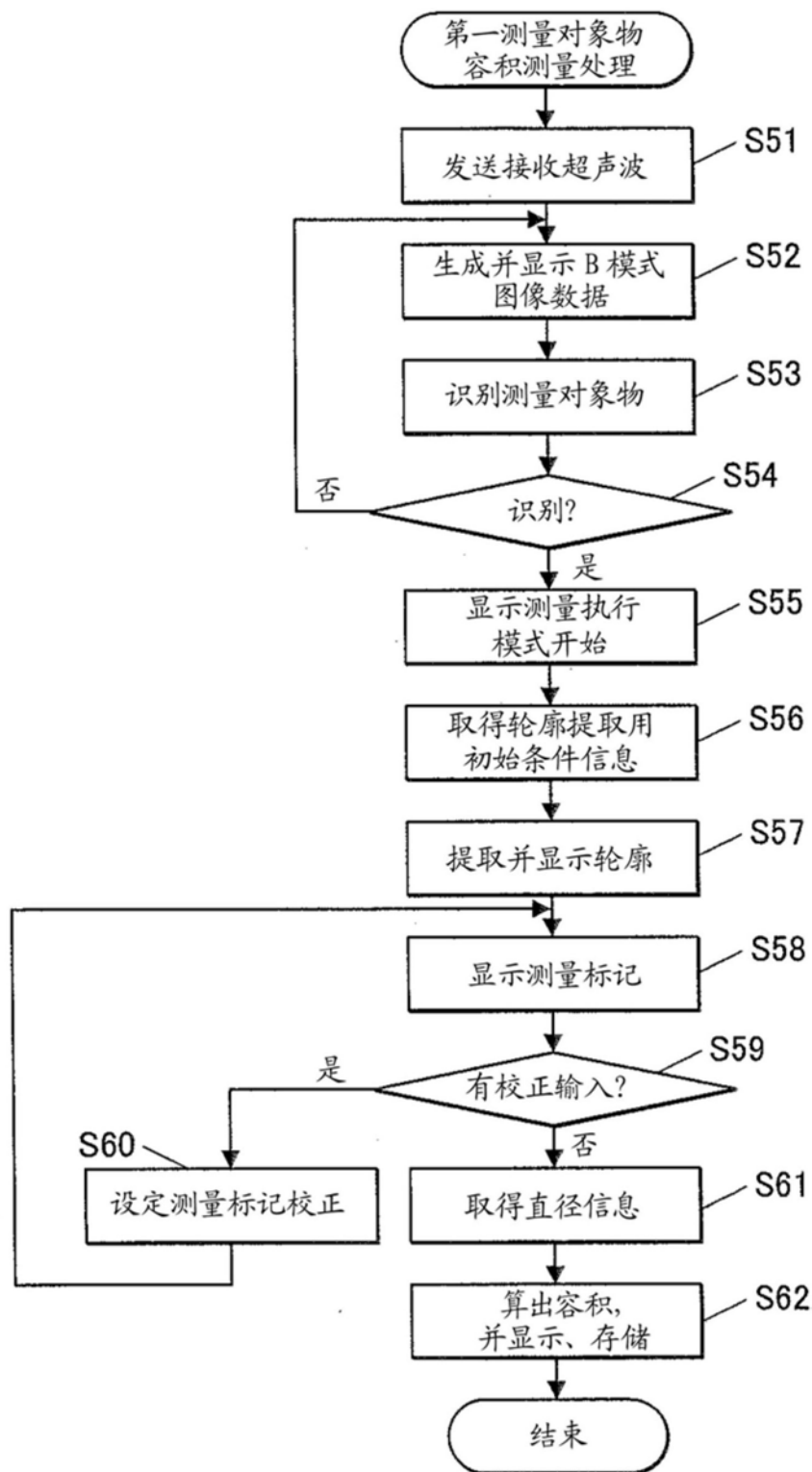


图12

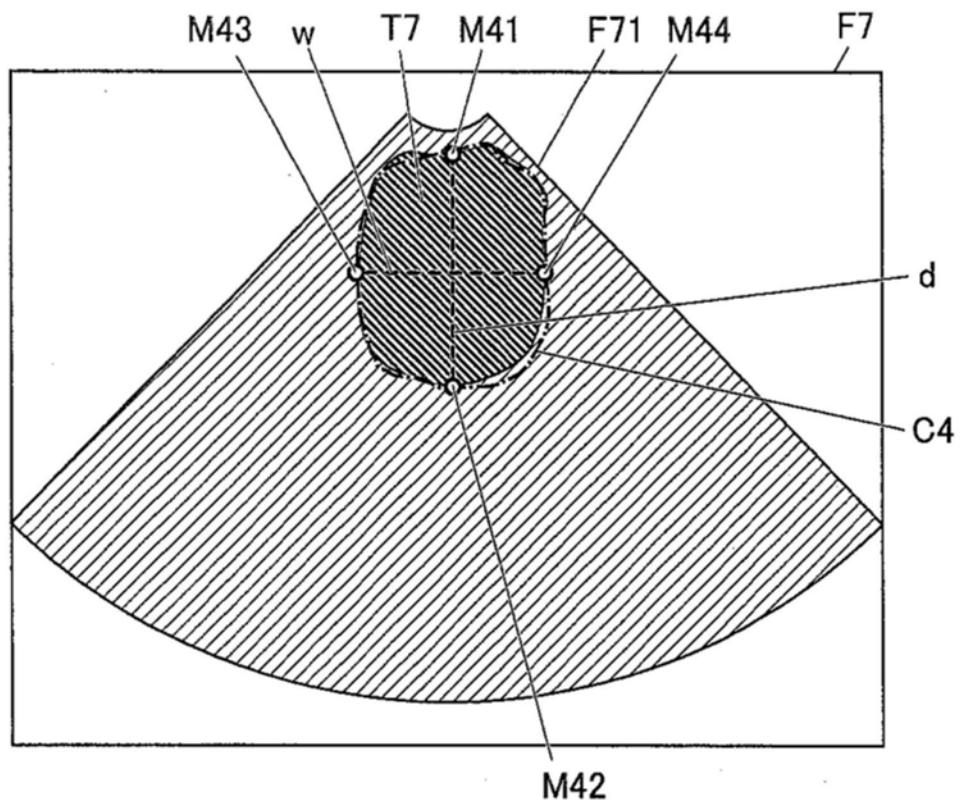


图13

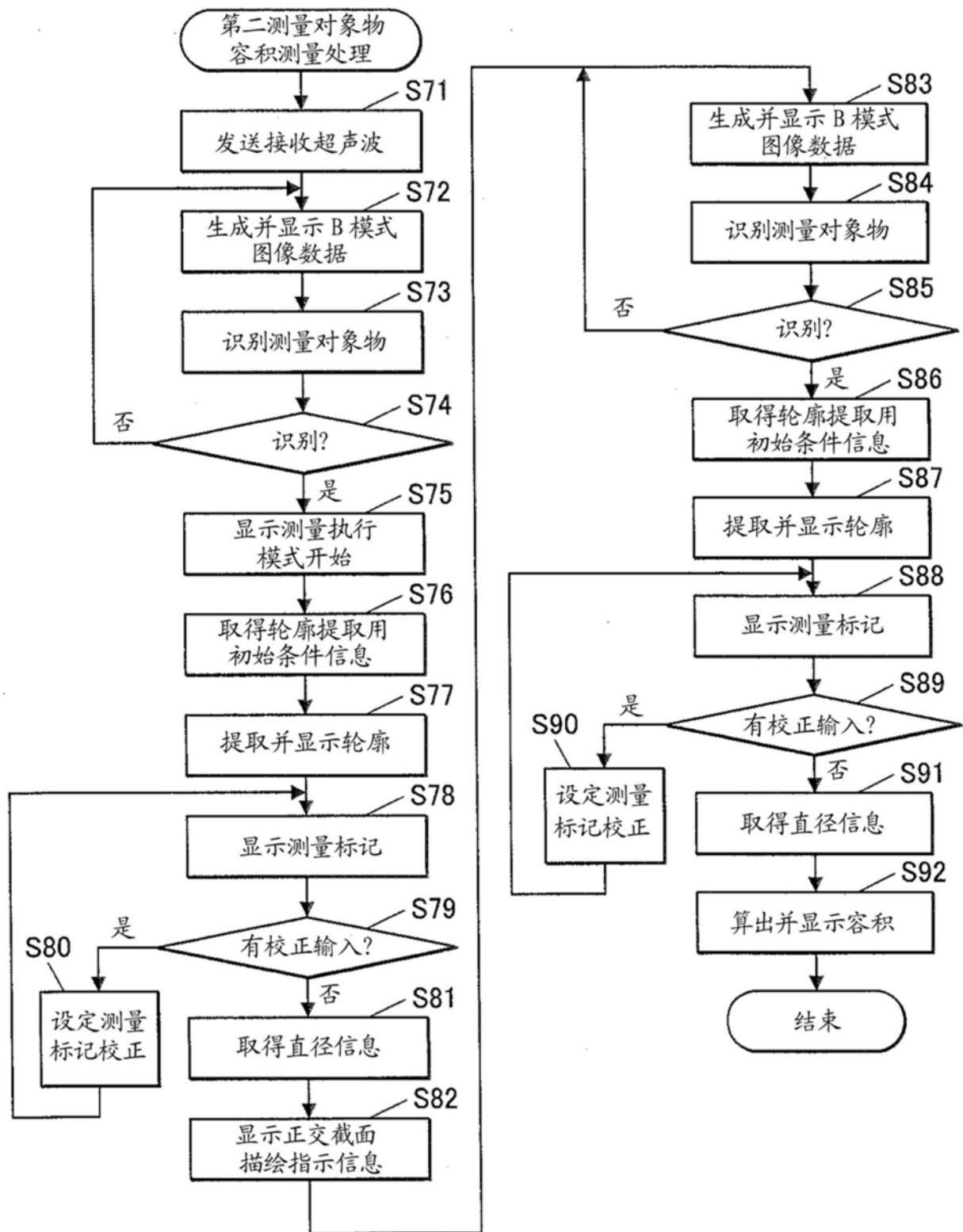


图14

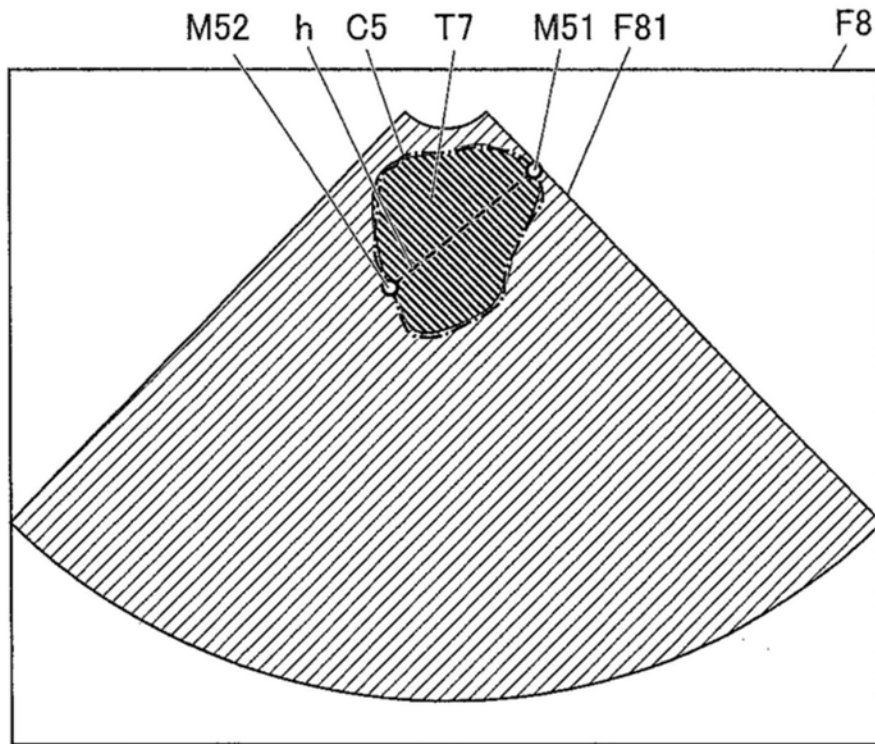


图15

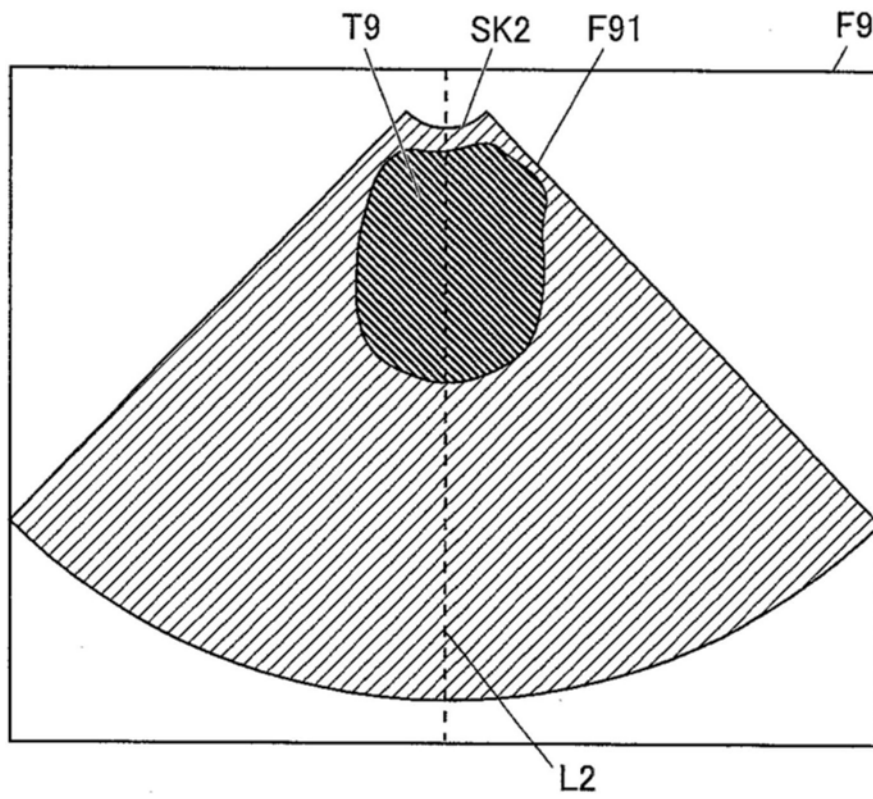


图16

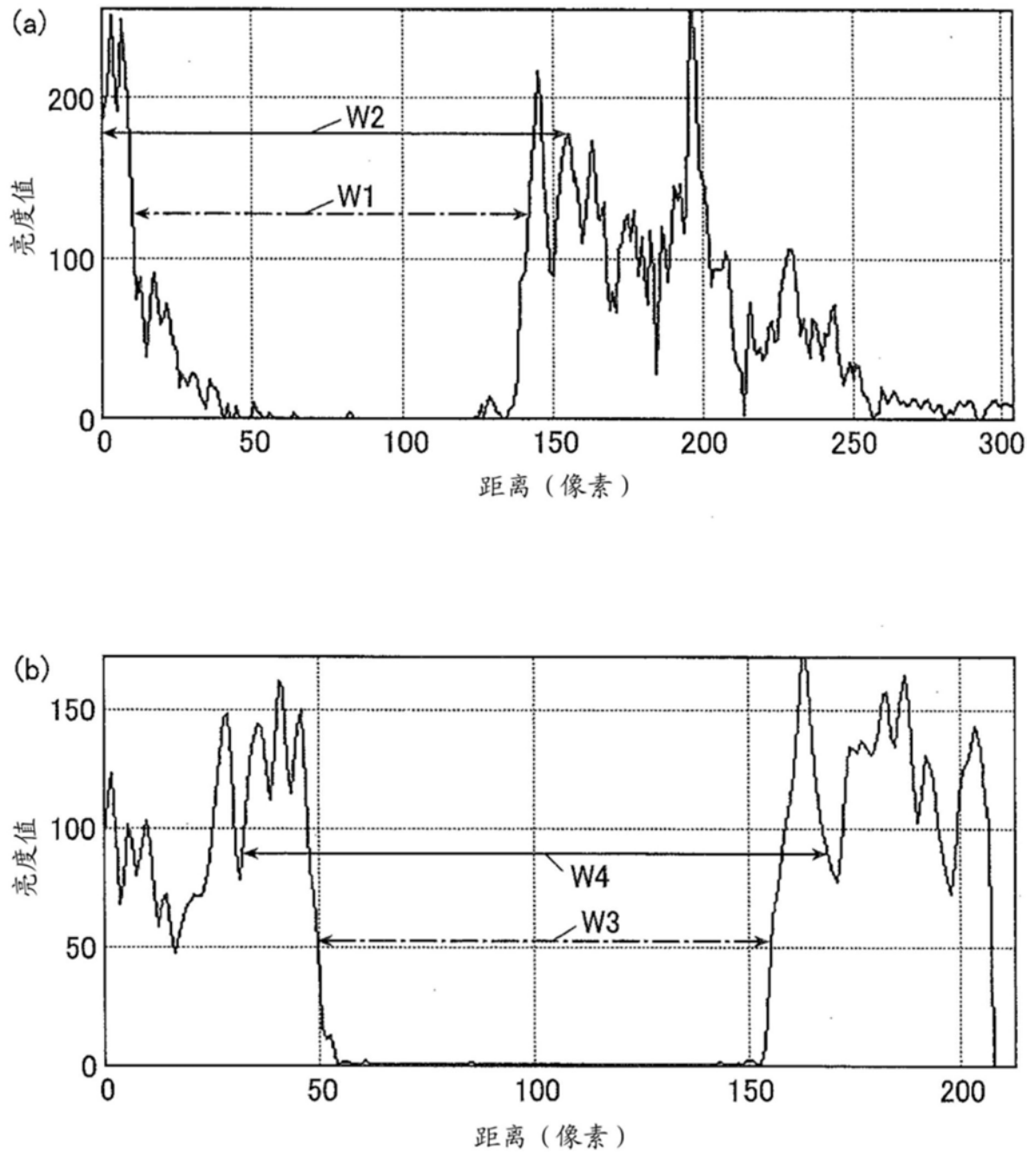


图17

[illegible]