



(10) 申请公布号 CN 113727655 A

(21) 申请号 202080031227.6

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22) 申请日 2020.03.24

代理人 蔡丽娜 韩香花

(30) 优先权数据

(51) Int.Cl.

2019-085841 2019.04.26 JP

A61B 8/06 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.10.25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IP2020/012945 2020.03.24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/217815 JA 2020.10.29

(71) 申请人 富士胶片株式会社

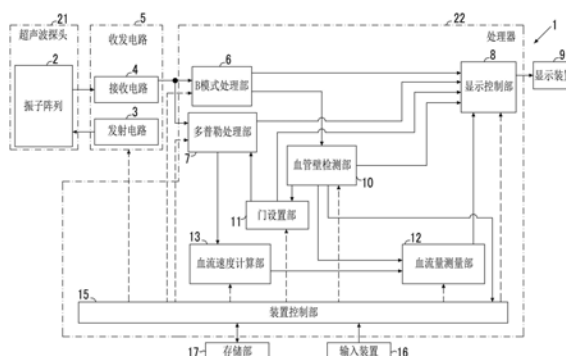
地址 日本东京都

(72) 发明人 山本胜也

权利要求书2页 说明书19页 附图18页

超声波诊断装置、超声波诊断装置的控制方法及超声波诊断装置用处理器

超声波诊断装置(1)具备:B模式处理部(6),根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成成像有血管的B模式图像;显示装置(9),显示B模式图像;血管壁检测部(10),根据B模式图像来检测血管壁;门设置部(11),在B模式图像上的血管内设置多普勒门;多普勒处理部(7),获取多普勒门内的多普勒数据;血流速度计算部(13),根据多普勒数据来计算血流速度;及血流量测量部(12),根据检测出的血管壁及计算出的血流速度来测量血流量,该超声波诊断装置(1)根据预定的开始触发来自动测量血流量。



1. 一种超声波诊断装置,其具备:

B模式处理部,其根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号,生成至少拍摄有血管的B模式图像;

显示装置,其显示所述B模式图像;

血管壁检测部,其通过对所述B模式图像进行分析,检测血管壁;

门设置部,其在所述B模式图像上的所述血管内设置多普勒门;

多普勒处理部,其获取所述多普勒门内的多普勒数据;

血流速度计算部,其根据所述多普勒数据,计算血流速度;以及

血流量测量部,其根据由所述血管壁检测部检测出的所述血管壁、以及由所述血流速度计算部计算出的所述血流速度,测量血流量,

所述超声波诊断装置根据预定的开始触发,自动测量所述血流量。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述血管壁检测部进行以下处理:

在所述B模式图像上设定用于搜索所述血管壁的搜索线,

根据所设定的所述搜索线上的所述B模式图像的亮度分布,检测血管前壁以及血管后壁作为所述血管壁。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述血管壁检测部在检测出的所述血管前壁以及所述血管后壁上分别设定检测点标记并显示于所述显示装置。

4. 根据权利要求2或3所述的超声波诊断装置,其中,

所述门设置部设定如下的所述多普勒门,该多普勒门具有根据由所述血管壁检测部检测出的所述血管前壁以及所述血管后壁的坐标而确定的中心位置以及尺寸。

5. 根据权利要求2至4中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述血管壁检测部在方位方向上与中心位置分离的多个位置处,分别在较浅方向上搜索所述血管前壁,并且在较深方向上搜索所述血管后壁,由此估计血管行进角度,并以使相对于所述血管行进角度的角度校正成为60度以内的方式设定多普勒偏转角度,其中,所述中心位置是根据由所述血管壁检测部检测出的所述血管前壁以及所述血管后壁的坐标而确定的。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

所述B模式处理部根据如下的B模式偏转角度而生成所述B模式图像,所述B模式偏转角度是根据由所述血管壁检测部估计出的所述血管行进角度而设定的。

7. 根据权利要求1至6中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述血管壁检测部根据检测出的所述血管壁而计算所述血管的截面积,

所述血流量测量部根据由所述血管壁检测部计算出的所述截面积与由所述血流速度计算部计算出的所述血流速度的乘积,测量所述血流量。

8. 根据权利要求1至7中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述多普勒处理部根据所述多普勒数据而生成多普勒波形图像,

所述显示装置显示由所述B模式处理部生成的所述B模式图像和由所述多普勒处理部生成的所述多普勒波形图像这两个图像。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置, 其中,

所述多普勒处理部与基于所述B模式处理部的所述B模式图像的生成并行地生成多普勒波形图像,

在所述B模式图像以及所述多普勒波形图像这两个图像被冻结的情况下进行基于所述血流量测量部的所述血流量的测量。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置, 其中,

所述多普勒处理部在所述B模式图像被冻结之后获取所述多普勒门内的多普勒数据而生成多普勒波形图像,

在所述多普勒波形图像被冻结的情况下进行基于所述血流量测量部的所述血流量的测量。

11. 根据权利要求1至10中任意一项所述的超声波诊断装置, 其中,

将被拍摄于由所述B模式处理部生成的所述B模式图像中的所述血管从短轴像变为长轴像作为所述开始触发, 自动测量所述血流量。

12. 根据权利要求1至11中任意一项所述的超声波诊断装置, 其中,

将所述B模式图像中的所述血管的长轴像的变化量成为预定值以下的时刻作为所述开始触发。

13. 根据权利要求1至10中任意一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述超声波诊断装置还具备:

传声器; 以及

声音识别部, 其识别由所述传声器输入的声音,

所述超声波诊断装置根据通过用户的声音提供的所述开始触发, 自动测量所述血流量。

14. 一种超声波诊断装置的控制方法, 其中,

根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号, 生成至少拍摄有血管的B模式图像,

显示所述B模式图像,

通过对所述B模式图像进行分析, 检测血管壁,

在所述B模式图像上的所述血管内设置多普勒门,

获取所述多普勒门内的多普勒数据,

根据所述多普勒数据, 计算血流速度,

根据检测出的所述血管壁以及计算出的所述血流速度, 测量血流量,

根据预定的开始触发, 自动测量所述血流量。

15. 一种超声波诊断装置用处理器, 其根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成至少拍摄有血管的B模式图像, 并显示所述B模式图像, 通过对所述B模式图像进行分析来检测血管壁, 在所述B模式图像上的所述血管内设置多普勒门, 获取所述多普勒门内的多普勒数据, 根据所述多普勒数据而计算血流速度, 根据检测出的所述血管壁以及计算出的所述血流速度而测量血流量, 根据预定的开始触发, 自动测量所述血流量。

超声波诊断装置、超声波诊断装置的控制方法及超声波诊断装置用处理器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种获取B模式数据和多普勒数据的超声波诊断装置、超声波诊断装置的控制方法及超声波诊断装置用处理器。

背景技术

[0002] 一直以来,作为获得受检体的内部的图像的装置,已知一种超声波诊断装置。超声波诊断装置通常具备具有排列多个元件而成的振子阵列的超声波探头。在将该超声波探头接触于受检体的体表的状态下,从振子阵列朝向受检体内发射超声波束,并由振子阵列接收来自受检体的超声回波来获取元件数据。进而,超声波诊断装置对得到的元件数据进行电处理来生成针对受检体的该部位的超声波图像。

[0003] 例如,专利文献1中公开了一种超声波诊断装置,其在B模式图像上设置多普勒门,设定以多普勒门的中心点为中心的圆形的搜索区域,并在搜索区域的360度的整个范围内沿着半径线从中心向外侧搜索B模式强度数据,由此检测血管壁。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2002-52026号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 然而,例如,在专利文献1中公开的超声波诊断装置中测量血流量的情况下,尽管能够使用多普勒门来测定血流速度,但除血流速度的测定以外,还需要进行血管的截面积的测定,并根据测出的截面积和血流速度来计算血流量。如此,为了获得血流量,用户不得不对超声波诊断装置进行追加的操作,需要大量的劳力。

[0009] 本发明是为了解决这种以往的问题而完成的,其目的在于,提供一种能够简单地进行血流量的测量的超声波诊断装置、超声波诊断装置的控制方法及超声波诊断装置用处理器。

[0010] 用于解决技术课题的手段

[0011] 为了实现上述目的,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,具备:B模式处理部,根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成至少成像有血管的B模式图像;显示装置,显示B模式图像;血管壁检测部,通过对B模式图像进行分析来检测血管壁;门设置部,在B模式图像上的血管内设置多普勒门;多普勒处理部,获取多普勒门内的多普勒数据;血流速度计算部,根据多普勒数据来计算血流速度;及血流量测量部,根据由血管壁检测部检测出的血管壁及由血流速度计算部计算出的血流速度来测量血流量,该超声波诊断装置根据预定的开始触发来自动测量血流量。

[0012] 血管壁检测部可以在B模式图像上设置用于搜索血管壁的搜索线,并根据所设置

的搜索线上的B模式图像的亮度分布来检测血管前壁及血管后壁作为血管壁。

[0013] 并且,优选,血管壁检测部在检测出的血管前壁及血管后壁上分别设置检测点标记并将其显示于显示装置。

[0014] 门设置部可以设置具有根据由血管壁检测部检测出的血管前壁及血管后壁的坐标确定的中心位置及尺寸的多普勒门。

[0015] 血管壁检测部可以在沿着方位方向与中心位置相间的多个位置,分别在较浅方向上搜索血管前壁,并且在较深方向上搜索血管后壁,由此估计血管行进角度,并以使相对于血管行进角度的角度校正值为60度以内的方式设定多普勒偏转角度,该中心位置根据由血管壁检测部检测出的血管前壁及血管后壁的坐标来确定。

[0016] B模式处理部可以根据B模式偏转角度来生成B模式图像,该B模式偏转角度根据由血管壁检测部估计出的血管行进角度来设定。

[0017] 优选,血管壁检测部根据检测出的血管壁来计算血管的截面积,血流量测量部根据由血管壁检测部计算出的截面积与由血流速度计算部计算出的血流速度的乘积来测量血流量。

[0018] 优选,多普勒处理部根据多普勒数据来生成多普勒波形图像,显示装置显示由B模式处理部生成的B模式图像和由多普勒处理部生成的多普勒波形图像这两个图像。

[0019] 并且,多普勒处理部可以在B模式处理部生成B模式图像时并行地生成多普勒波形图像,通过冻结B模式图像及多普勒波形图像这两个图像而由血流量测量部进行血流量的测量。

[0020] 或者,多普勒处理部也可以在B模式图像被冻结之后获取多普勒门内的多普勒数据来生成多普勒波形图像,通过冻结多普勒波形图像而由血流量测量部进行血流量的测量。

[0021] 超声波诊断装置可以以成像于由B模式处理部生成的B模式图像中的血管从短轴图像变为长轴图像为开始触发,自动测量血流量。

[0022] 此时,超声波诊断装置可以以B模式图像中的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为开始触发。

[0023] 并且,超声波诊断装置还具备:传声器;及声音识别部,识别由传声器输入的声音,该超声波诊断装置也可以根据通过用户的语音提供的开始触发来自动测量血流量。

[0024] 本发明所涉及的超声波诊断装置的控制方法的特征在于,根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成至少成像有血管的B模式图像,显示B模式图像,通过对B模式图像进行分析来检测血管壁,在B模式图像上的血管内设置多普勒门,获取多普勒门内的多普勒数据,根据多普勒数据来计算血流速度,根据检测出的血管壁及计算出的血流速度来测量血流量,根据预定的开始触发来自动测量血流量。

[0025] 本发明所涉及的超声波诊断装置用处理器的特征在于,根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成至少成像有血管的B模式图像,显示B模式图像,通过对B模式图像进行分析来检测血管壁,在B模式图像上的血管内设置多普勒门,获取多普勒门内的多普勒数据,根据多普勒数据来计算血流速度,根据检测出的血管壁及计算出的血流速度来测量血流量,根据预定的开始触发来自动测量血流量。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,具备:B模式处理部,根据通过对受检体进行超声波的收发而得的接收信号来生成至少成像有血管的B模式图像;显示装置,显示B模式图像;血管壁检测部,通过对B模式图像进行分析来检测血管壁;门设置部,在B模式图像上的血管内设置多普勒门;多普勒处理部,获取多普勒门内的多普勒数据;血流速度计算部,根据多普勒数据来计算血流速度;及血流量测量部,根据由血管壁检测部检测出的血管壁及由血流速度计算部计算出的血流速度来测量血流量,并且根据预定的开始触发来自动测量血流量,因此能够简单地进行血流量的测量。

附图说明

[0028] 图1是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0029] 图2是表示本发明的第1实施方式中的接收电路的内部结构的框图。

[0030] 图3是表示本发明的第1实施方式中的B模式处理部的内部结构的框图。

[0031] 图4是示意地表示本发明的第1实施方式中的检测B模式图像上的血管壁的方法的图。

[0032] 图5是示意地表示本发明的第1实施方式中的估计B模式图像上的血管的梯度的方法的图。

[0033] 图6是示意地表示本发明的第1实施方式中的配置于B模式图像上的垂直方向的直线上的检测点标记和血管直径的测定值显示于显示装置的状态的图。

[0034] 图7是示意地表示本发明的第1实施方式中的配置于B模式图像上的与血管的梯度正交的直线上的检测点标记和血管直径的测定值显示于显示装置的状态的图。

[0035] 图8是示意地表示本发明的第1实施方式中的估计出的B模式图像上的血管的行进角度的图。

[0036] 图9是示意地表示本发明的第1实施方式中的设定B模式偏转角度的方法的图。

[0037] 图10是示意地表示本发明的第1实施方式中的设定多普勒偏转角度的方法的图。

[0038] 图11是表示本发明的第1实施方式中的超声波束与血流之间的角度和血流速度的估计误差之间的关系的曲线图。

[0039] 图12是示意地表示本发明的第1实施方式中的显示于显示装置的B模式图像和设置在B模式图像上的多普勒门的图。

[0040] 图13是表示本发明的第1实施方式中的多普勒处理部的内部结构的框图。

[0041] 图14是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0042] 图15是示意地表示本发明的第1实施方式中的显示于显示装置的B模式图像和多普勒波形图像的图。

[0043] 图16是表示本发明的第1实施方式中的血流量自动测量的动作的流程图。

[0044] 图17是示意地表示本发明的第1实施方式中的显示于显示装置的B模式图像、多普勒波形图像及血流量的测量值的图。

[0045] 图18是示意地表示本发明的第1实施方式的变形例中的检测血管壁的方法的图。

[0046] 图19是表示本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0047] 图20是示意地表示本发明的第2实施方式中的血管直径的时间变化的图。

[0048] 图21是表示本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0049] 图22是表示本发明的第4实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

具体实施方式

[0050] 以下,参考附图对本发明的实施方式进行了说明。

[0051] 以下记载的构成要件的说明是根据本发明的代表性实施方式进行的,但本发明并不限定于这种实施方式。

[0052] 另外,在本说明书中使用“~”表示的数值范围表示包括“~”的前后记载的数值作为下限值及上限值的范围。

[0053] 并且,在本说明书中,“垂直”及“平行”包括本发明所属的技术领域中允许的误差范围。例如,“垂直”及“平行”表示相对于严格意义上的垂直或平行在小于 $\pm 10^\circ$ 的范围内等,相对于严格意义上的垂直或平行的误差优选为 5° 以下,更优选为 3° 以下。

[0054] 在本说明书中,“同一”、“相同”包括技术领域中通常允许的误差范围。并且,在本说明书中,当记载为“全部”、“均”或“整个面”等时,除100%的情况以外,还包括技术领域中通常允许的误差范围,例如包括99%以上、95%以上或90%以上的情况。

[0055] 第1实施方式

[0056] 图1中示出本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的结构。如图1所示,超声波诊断装置1具备振子阵列2,并且与发射电路3及接收电路4分别连接。在此,由发射电路3和接收电路4构成收发电路5。接收电路4上连接有B模式(Brightness mode:亮度模式)处理部6及多普勒处理部7,这些B模式处理部6及多普勒处理部7上经由显示控制部8连接有显示装置9。

[0057] 并且,B模式处理部6上连接有血管壁检测部10,血管壁检测部10上连接有门设置部11和血流量测量部12。并且,门设置部11上连接有多普勒处理部7,多普勒处理部7上连接有血流速度计算部13。并且,血流速度计算部13上连接有血流量测量部12。血流量测量部12上连接有显示控制部8。

[0058] 并且,收发电路5、B模式处理部6、多普勒处理部7、显示控制部8、血管壁检测部10、门设置部11、血流量测量部12及血流速度计算部13上连接有装置控制部15,装置控制部15上连接有输入装置16及存储部17。装置控制部15与存储部17彼此连接成能够进行双向的信息交换。

[0059] 并且,振子阵列2包含在超声波探头21中,由B模式处理部6、多普勒处理部7、显示控制部8、血管壁检测部10、门设置部11、血流量测量部12、血流速度计算部13及装置控制部15构成超声波诊断装置1用处理器22。

[0060] 图1所示的超声波探头21的振子阵列2具有一维或二维排列的多个振子。这些振子分别根据从发射电路3供给的驱动信号来发射超声波,并且接收来自受检体的超声回波来输出基于超声回波的信号。各振子例如通过在包括以PZT(Lead Zirconate Titanate:锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以PVDF(Poly Vinylidene Di Fluoride:聚偏二氟乙烯)为代表的高分子压电元件及以PMN-PT(Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate:铌镁酸铅-钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等的压电体的两端形成电极来构成。

[0061] 发射电路3例如包括多个脉冲发生器,并且根据发射延迟模式来调节延迟量而向多个振子供给各自的驱动信号,以使从振子阵列2的多个振子发射的超声波形成超声波束,

该发射延迟模式根据来自装置控制部15的控制信号来选择。如此,若对振子阵列2的振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压,则压电体伸缩,从各振子产生脉冲状或连续波状的超声波,并由这些超声波的合成波形成超声波束。

[0062] 所发射的超声波束例如在受检体的部位等对象处反射,并朝向超声波探头21的振子阵列2传播。如此朝向振子阵列2传播的超声波被构成振子阵列2的各振子接收。此时,构成振子阵列2的各振子通过接收传播的超声回波而伸缩,从而产生电信号,并向接收电路4输出这些电信号。

[0063] 接收电路4根据来自装置控制部15的控制信号来进行从振子阵列2输出的信号的处理,从而生成所谓的RF(Radio Frequency:高频)数据即接收数据。如图2所示,接收电路4具有放大部23、AD(Analog Digital:模拟数字)转换部24及波束形成器25串联连接的结构。

[0064] 放大部23放大从构成振子阵列2的各振子输入的信号,并向AD转换部24发送放大后的信号。AD转换部24将从放大部23发送过来的信号转换为数字数据,并向波束形成器25发送这些数据。波束形成器25通过根据音速或音速的分布对由AD转换部24转换的各数据提供各自的延迟并将它们相加来进行所谓的接收聚焦处理,该音速或音速的分布根据接收延迟模式来设定,该接收延迟模式根据来自装置控制部15的控制信号来选择。通过该接收聚焦处理来获取整相相加由AD转换部24转换的各数据而得且缩小了超声回波的焦点的接收数据。

[0065] 如图3所示,B模式处理部6具有信号处理部26、DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)27及图像处理部28依次串联连接而成的结构。

[0066] 信号处理部26在根据超声波的反射位置的深度对由接收电路4生成的接收数据施以由距离引起的衰减的校正之后,施以包络检波处理,由此生成与受检体内的组织相关的断层图像信息即B模式图像信号。

[0067] DSC27将由信号处理部26生成的B模式图像信号转换(光栅转换)为遵循通常的电视信号的扫描方式的图像信号。

[0068] 图像处理部28在对从DSC27输入的B模式图像信号施以灰度处理等各种所需图像处理之后,向显示控制部8输出B模式图像信号。以下,将由图像处理部28施以图像处理的B模式图像信号简称为B模式图像。

[0069] 血管壁检测部10通过对由B模式处理部6生成的B模式图像进行分析来检测包含在B模式图像中的血管的血管壁。例如,如图4所示,血管壁检测部10对B模式图像UB的整体施以图像分析来识别血管的长轴图像,并识别识别出的血管中的血管壁的位置。进而,血管壁检测部10检测B模式图像UB中的垂直方向上的亮度变化最大的位置,并设置穿过检测出的位置且沿着B模式图像UB的垂直方向的虚拟搜索线SL。在此,血管的长轴图像是指沿着血管的行进方向的血管的纵截面。

[0070] 进而,血管壁检测部10可以根据搜索线SL上的B模式图像UB的亮度分布来检测搜索线SL上的B模式图像UB的亮度变化大于规定值的两个点X1、X2的位置作为血管前壁W1的位置及血管后壁W2的位置。

[0071] 在识别血管的长轴图像时,血管壁检测部10可以使用公知的算法来识别B模式图像UB上的血管的长轴图像。例如,血管壁检测部10可以预先存储血管区域的典型的图案数据作为模板,一边用模板在图像内进行搜索,一边计算相对于图案数据的相似度,并视为血

管区域存在于相似度为阈值以上且最大的位置。

[0072] 并且,除简单的模板匹配以外,相似度的计算例如还可以使用Csurka et al.: Visual Categorization with Bags of Keypoints, Proc. of ECCV Workshop on Statistical Learning in Computer Vision, pp.59-74 (2004) 中记载的机械学习方法或 Krizhevsk et al.: ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks, Advances in Neural Information Processing Systems 25, pp.1106-1114 (2012) 中记载的使用深度学习的通用图像识别方法等。

[0073] 并且,血管壁检测部10估计B模式图像UB中的血管行进角度。例如,如图5所示,血管壁检测部10可以通过如下方式估计血管的倾斜度:在从作为血管前壁W1的位置及血管后壁W2的位置而检测出的两个点X1、X2的位置的中点C在B模式图像UB的横向即方位方向上具有规定距离K1的范围内的多个位置,分别在较浅方向上搜索血管前壁W1,并且在较深方向上搜索血管后壁W2,并估计穿过检测出的血管前壁W1的多个位置的直线及穿过血管后壁W2的多个位置的直线。在图5所示的例子中,通过将对血管前壁W1估计出的直线的倾斜度和对血管后壁W2估计出的直线的倾斜度进行平均,得到表示血管的梯度的虚拟血管梯度线BL。

[0074] 并且,如图6所示,在B模式图像UB中,血管壁检测部10可以在搜索线SL上作为血管前壁W1的位置而检测出的点X1的位置及作为血管后壁W2的位置而检测出的点X2的位置配置表示其是作为血管壁而检测出的点的检测点标记M1、M2,并将所配置的检测点标记M1、M2显示于显示装置9。

[0075] 进而,血管壁检测部10可以测定所配置的两个检测点标记M1、M2之间的距离作为血管直径,并将测出的血管直径的测定值MV1显示于显示装置9。

[0076] 并且,如图7所示,血管壁检测部10也可以在与血管梯度线BL正交的直线TL和血管前壁W1的交点的位置配置检测点标记M1,在直线TL和血管后壁W2的交点的位置配置检测点标记M2,并将所配置的两个检测点标记M1、M2显示于显示装置9。在该情况下,由于测定配置于直线TL上的两个检测点标记M1、M2之间的距离作为血管直径,因此血管壁检测部10能够更准确地测定血管直径。

[0077] 并且,血管壁检测部10假设血管具有圆形的截面,根据测出的血管直径来计算血管的截面积。

[0078] 并且,例如,如图8所示,血管壁检测部10可以估计得到的血管梯度线BL与沿着B模式图像UB的垂直方向的直线L1之间的角度作为血管行进角度BA。

[0079] 并且,血管壁检测部10使用估计出的血管行进角度BA来设定B模式偏转角度。例如,如图9所示,将角度A1等设定为B模式偏转角度。B模式偏转角度定义为通过B模式处理部6生成B模式图像UB时的扫描线与B模式图像UB中的垂直方向的直线L1之间的角度。在此,为了获得清晰地映现出血管前壁W1和血管后壁W2的B模式图像UB,血管壁检测部10以生成B模式图像UB时的扫描线与血管梯度线BL之间的角度接近90度的方式设定B模式偏转角度。

[0080] 例如,血管壁检测部10可以使用血管行进角度BA、预定角度A1及大于角度A1的预定角度A2,在满足 $90 - BA < A1/2$ 的关系的情况下,将B模式偏转角度设定为0度,在满足 $A1/2 \leq 90 - BA < A2/2$ 的关系的情况下,如图9所示,将B模式偏转角度设定为角度A1,在满足 $A2/2 \leq 90 - BA$ 的关系的情况下,将B模式偏转角度设定为角度A2。在此,例如,角度A1可以预先设定为7.5度,角度A2可以预先设定为15度。

[0081] 并且,血管壁检测部10使用估计出的血管行进角度BA来设定多普勒偏转角度。例如,如图10所示,将角度B1或角度B2等设定为多普勒偏转角度。在此,多普勒偏转角度是指获取多普勒数据时的扫描线的倾角。

[0082] 在此,已知为了获取多普勒数据而向血管内发射的超声波束与血管内的血流之间的角度H和根据获取到的多普勒数据计算出的血流速度的估计误差E之间存在如图11所示的关系。根据该关系,可知相对于血流的超声波束的角度H越大,血流速度的估计误差E指数式地越大。并且,可知相对于血管行进角度的角度校正的误差越大,血流速度的估计误差E越大。

[0083] 并且,关于超声波束与血流之间的角度H和血流速度的估计误差E,已知:例如,只要超声波束与血流之间的角度H保持在60度以内,则即使相对于血管行进角度的角度校正存在3度的误差,血流速度的估计误差E也会落在10%以内,从而可准确地求出流速。在此,为了准确地计算流速,血管壁检测部10以相对于血管行进角度BA的角度校正值即扫描线与血管梯度线BL之间的角度成为60度以内的方式设定多普勒偏转角度。

[0084] 例如,血管壁检测部10可以使用血管行进角度BA、如图10所示的预定角度B1及大于角度B1的角度B2,在满足 $BA < 60$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为0度,在满足 $60 \leq BA < 60 + B1$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为角度B1,在满足 $60 + B1 \leq BA$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为角度B2。在此,例如,角度B1可以预先设定为15度,角度B2可以预先设定为30度。

[0085] 如图12所示,门设置部11在B模式图像UB上的血管区域BR内设置具有根据由血管壁检测部10检测出的血管前壁W1的坐标及血管后壁W2的坐标确定的中心位置及尺寸的多普勒门DG。此时,门设置部11例如可以将作为血管前壁W1的位置和血管后壁W2的位置而由血管壁检测部10检测出的两个点X1、X2的位置的中点C设定为多普勒门DG的中心位置,并在穿过中点C且倾斜所设定的多普勒偏转角度的直线J上设置多普勒门DG。另外,直线J相当于扫描线。并且,门设置部11可以将通过由血管壁检测部10测出的血管直径乘以预定值来计算出的长度设定为多普勒门DG的门宽度LG。在此,与血管直径相乘的预定值为0.75等大于0且为1.00以下的数,例如由经由输入装置16的用户的输入操作来确定。

[0086] 并且,如图12所示,门设置部11将所设置的多普勒门DG叠加在B模式图像UB上显示于显示装置9。

[0087] 多普勒处理部7获取由门设置部11设置在血管区域BR的多普勒门DG内的多普勒数据,并根据获取到的多普勒数据来生成多普勒波形图像。如图13所示,多普勒处理部7具有正交检波部29、高通滤波器30、高速傅里叶变换部(Fast Fourier Transformer)31及多普勒波形图像生成部32依次串联连接且在正交检波部29的输出端上连接有数据存储器33的结构。

[0088] 正交检波部29通过在由接收电路4生成的接收数据中混合参考频率的载波信号,对接收数据进行正交检波并将其转换为复数数据。

[0089] 高通滤波器30发挥所谓的壁滤波器(Wall Filter)的功能,其从由正交检波部29生成的复数数据中去除源自受检体的体内组织的运动的频率成分。

[0090] 高速傅里叶变换部31通过对多个样品点的复数数据进行傅里叶变换来进行频率分析并求出流速,生成频谱信号。

[0091] 多普勒波形图像生成部32通过将由高速傅里叶变换部31生成的频谱信号整理到时间轴上并用亮度表示各频率成分的大小来生成多普勒波形图像信号。以下,将由多普勒波形图像生成部32生成的多普勒波形图像信号简称为多普勒波形图像。

[0092] 并且,数据存储器33保存由正交检波部29从接收数据转换的复数数据。

[0093] 血流速度计算部13根据由多普勒处理部7获取的多普勒数据,通过所谓的脉冲多普勒法来计算血流速度。另外,血流速度计算部13也可以计算各心跳周期的平均血流速度。

[0094] 血流量测量部12根据由血管壁检测部10计算出的血管的截面积和由血流速度计算部13计算出的血流速度来测量表示流过血管内的血液的每单位时间的体积的血流量。

[0095] 装置控制部15根据预先存储于存储部17等中的程序及用户经由输入装置16进行的输入操作来进行超声波诊断装置1的各部的控制。

[0096] 显示控制部8在装置控制部15的控制下对由B模式处理部6生成的B模式图像UB、由多普勒处理部7生成的多普勒波形图像等施以规定的处理,并将B模式图像UB、多普勒波形图像等显示于显示装置9。

[0097] 显示装置9在显示控制部8的控制下显示B模式图像UB、多普勒波形图像等,其例如包括LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、有机EL显示器(Organic Electroluminescence Display:有机电致发光显示器)等显示装置。

[0098] 输入装置16供用户进行输入操作,可以构成为具备键盘、鼠标、轨迹球、触控板及触摸面板等。

[0099] 存储部20存储超声波诊断装置1的动作程序等,可以使用闪存、HDD(Hard Disc Drive:硬盘驱动器)、SSD(Solid State Drive:固态驱动器)、FD(Flexible Disc:软盘)、MO光盘(Magneto-Optical disc:磁光盘)、MT(Magnetic Tape:磁带)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、CD(Compact Disc:压缩光盘)、DVD(Digital Versatile Disc:数字多功能光盘)、SD卡(Secure Digital card:安全数字卡)、USB存储器(Universal Serial Bus memory:通用串行总线存储器)等记录介质或服务器等。

[0100] 另外,具有B模式处理部6、多普勒处理部7、显示控制部8、血管壁检测部10、门设置部11、血流量测量部12、血流速度计算部13及装置控制部15的处理器22由CPU(Central Processing Unit:中央处理装置)及用于使CPU进行各种处理的控制程序构成,但也可以使用FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)、DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理单元)、其他IC(Integrated Circuit:集成电路)来构成,或者也可以组合它们来构成。

[0101] 并且,处理器22的B模式处理部6、多普勒处理部7、显示控制部8、血管壁检测部10、门设置部11、血流量测量部12、血流速度计算部13及装置控制部15也可以构成为局部地或整体地集成到一个CPU等中。

[0102] 本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1根据预定的开始触发来自动测量受检体内的血流量。以下,使用图14所示的流程图对第1实施方式中的超声波诊断装置1的动作进行详细说明。

[0103] 首先,在步骤S1中,生成至少成像有血管的B模式图像UB,并将所生成的B模式图像UB显示于显示装置9。此时,首先,根据来自发射电路3的驱动信号从振子阵列2的多个振子

发射超声波束,从接收到来自受检体的超声回波的各振子向接收电路4输出接收信号,通过放大部23放大并由AD转换部24进行AD转换之后,由波束形成器25进行整相相加,从而生成接收数据。该接收数据通过在B模式处理部6中被信号处理部26施以包络检波处理而成为B模式图像信号,并经由DSC27及图像处理部28输出至显示控制部8,从而在显示控制部8的控制下将B模式图像UB显示于显示装置9。在此后的步骤中,也如此连续生成B模式图像UB,并将所生成的B模式图像UB显示于显示装置9。

[0104] 在步骤S2中,血管壁检测部10对步骤S1中连续生成的多帧B模式图像UB施以图像分析来识别B模式图像UB内的血管的长轴图像。进而,在步骤S2中,针对步骤S1中连续生成的每个B模式图像UB,判定由血管壁检测部10识别出的血管的长轴图像的位置是否稳定。此时,在1秒钟等预定时间内生成的多帧B模式图像UB中的血管的长轴图像的位置的变化例如为0.2mm等预定值以下的情况下,判定血管的长轴图像的位置是稳定的。并且,在1秒钟等预定时间内生成的多帧B模式图像UB中的血管的长轴图像的位置的变化例如大于0.2mm等预定值的情况下,判定血管的长轴图像的位置不稳定。

[0105] 在步骤S2中判定血管的长轴图像的位置不稳定的情况下,重新进行步骤S2的处理,并进行新生成的多帧B模式图像UB中的血管的长轴图像的识别和血管的长轴图像的位置是否稳定的判定。在步骤S2中判定血管的长轴图像的位置稳定的情况下,进入步骤S3。

[0106] 如此,将B模式图像UB中的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点作为开始触发,实施步骤S3中及此后进行的自动测量血流量的动作。

[0107] 在步骤S3中,血管壁检测部10通过对步骤S1中生成的B模式图像UB进行分析来检测包含在B模式图像UB中的血管的血管壁。例如,如图4所示,血管壁检测部10通过检测B模式图像UB中的垂直方向上的亮度变化最大的位置来检测步骤S2中识别出的血管的血管壁,并设置穿过检测出的位置且沿着B模式图像UB的垂直方向的搜索线SL。进而,血管壁检测部10可以根据搜索线SL上的B模式图像UB的亮度分布来检测搜索线SL上的B模式图像UB的亮度变化大于规定值的两个点X1、X2的位置作为血管前壁W1的位置及血管后壁W2的位置。

[0108] 在步骤S4中,血管壁检测部10估计B模式图像中的血管的梯度,并根据估计出的血管的梯度来估计血管行进角度BA。例如,如图5所示,血管壁检测部10可以通过如下方式估计表示血管的梯度的虚拟血管梯度线BL:在从在B模式图像UB上检测出的两个点X1、X2的位置的中点C在B模式图像UB的方位方向上具有规定距离K1的范围内的位置,分别在较浅方向上搜索血管前壁W1,并且在较深方向上搜索血管后壁W2,估计穿过检测出的血管前壁W1的多个位置的直线及穿过血管后壁W2的多个位置的直线,并将对血管前壁W1估计出的直线的倾斜度和对血管后壁W2估计出的直线的倾斜度进行平均。

[0109] 进而,例如,如图8所示,血管壁检测部10可以估计得到的血管梯度线BL与沿着B模式图像UB的垂直方向的直线L1之间的角度作为血管行进角度BA。

[0110] 在步骤S5中,如图6所示,血管壁检测部10可以在步骤S3中作为血管前壁W1的位置及血管后壁W2的位置而检测出的两个点X1、X2的位置配置表示其是作为血管壁而检测出的点的检测点标记M1、M2,并将所配置的检测点标记M1、M2显示于显示装置9。

[0111] 并且,如图7所示,血管壁检测部10也可以在与步骤S4中估计出的血管梯度线BL正交的直线TL和血管前壁W1的交点的位置配置检测点标记M1,在直线TL和血管后壁W2的交点的位置配置检测点标记M2,并将所配置的两个检测点标记M1、M2显示于显示装置9。

[0112] 在接下来的步骤S6中,针对由B模式处理部6生成的每个B模式图像UB,判定步骤S5中配置于B模式图像UB上的检测点标记M1、M2的位置是否稳定。此时,在检测点标记M1、M2显示于显示装置9之后的1秒钟等预定时间内生成的多帧B模式图像UB中的检测点标记M1、M2的位置的变化例如为0.2mm等预定值以下的情况下,判定检测点标记M1、M2的位置是稳定的。并且,在检测点标记M1、M2显示于显示装置9之后的1秒钟等预定时间内生成的多帧B模式图像UB中的检测点标记M1、M2的位置的变化例如大于0.2mm等预定值的情况下,判定检测点标记M1、M2的位置不稳定。

[0113] 在步骤S6中判定检测点标记M1、M2的位置不稳定的情况下,重新进行步骤S6的处理,并进行新生成的多帧B模式图像UB中的检测点标记M1、M2的位置是否稳定的判定。在步骤S6中判定检测点标记M1、M2的位置稳定的情况下,进入步骤S7。

[0114] 在步骤S7中,血管壁检测部10测定所配置的两个检测点标记M1、M2之间的距离作为血管直径,并例如如图6或图7所示,将测出的血管直径的测定值MV1显示于显示装置9。在此,例如,在步骤S5中在与血管梯度线BL正交的直线TL上配置了检测点标记M1、M2的情况下,可获得更准确的血管直径。

[0115] 另外,在此后的步骤中,步骤S3~步骤S7的处理也会在每次由B模式处理部6生成B模式图像UB时实施。

[0116] 在接下来的步骤S8中,血管壁检测部10使用步骤S4中估计出的血管行进角度BA来设定表示由B模式处理部6生成B模式图像UB时的扫描线的倾角的B模式偏转角度。此时,例如,血管壁检测部10可以使用血管行进角度BA、图9所示的预定角度A1及大于角度A1的预定角度A2,在满足 $90-BA < A1/2$ 的关系的情况下,将B模式偏转角度设定为0度,在满足 $A1/2 \leq 90-BA < A2/2$ 的关系的情况下,将B模式偏转角度设定为角度A1,在满足 $A2/2 \leq 90-BA$ 的关系的情况下,将B模式偏转角度设定为角度A2。在此,例如,角度A1可以预先设定为7.5度,角度A2可以预先设定为15度。

[0117] 在步骤S9中,血管壁检测部10使用步骤S4中估计出的血管行进角度BA来设定表示由多普勒处理部7获取多普勒数据时的扫描线的倾角的多普勒偏转角度。此时,例如,血管壁检测部10可以使用血管行进角度BA、如图10所示的预定角度B1及大于角度B1的角度B2,在满足 $BA < 60$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为0度,在满足 $60 \leq BA < 60+B1$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为角度B1,在满足 $60+B1 \leq BA$ 的关系的情况下,将多普勒偏转角度设定为角度B2。在此,例如,角度B1可以预先设定为15度,角度B2可以预先设定为30度。

[0118] 在步骤S10中,如图12所示,门设置部11在B模式图像UB上的血管区域BR内设置具有根据步骤S3中检测出的血管前壁W1的坐标及血管后壁W2的坐标确定的中心位置及尺寸的多普勒门DG。此时,门设置部11例如可以将步骤S3中作为血管前壁W1的位置和血管后壁W2的位置而检测出的两个点X1、X2的位置的中点C设定为多普勒门DG的中心位置,并将通过步骤S7中测出的血管直径乘以预定值来计算出的长度设定为多普勒门DG的门宽度LG。在此,与血管直径相乘的预定值为0.75等大于0且为1.00以下的数,例如由经由输入装置16的用户的输入操作来确定。

[0119] 并且,如图12所示,门设置部11将所设置的多普勒门DG叠加在B模式图像UB上显示于显示装置9。

[0120] 在步骤S11中,与步骤S6的处理相同地,针对由B模式处理部6生成的每个B模式图像UB,判定步骤S5中配置于B模式图像UB上的检测点标记M1、M2的位置是否稳定。在步骤S11中判定检测点标记M1、M2的位置不稳定的情况下,重新进行步骤S11的处理,并进行新生成的多帧B模式图像UB中的检测点标记M1、M2的位置是否稳定的判定。在步骤S11中判定检测点标记M1、M2的位置稳定的情况下,进入步骤S12。

[0121] 在步骤S12中,多普勒处理部7开始多普勒波形图像UD的连续生成,并将所生成的多普勒波形图像UD显示于显示装置9。此时,如图12所示,多普勒处理部7获取步骤S10中设置的多普勒门DG内的多普勒数据,根据获取到的多普勒数据来连续生成多普勒波形图像UD,并将所生成的多普勒波形图像UD显示于显示装置9。由此,连续生成B模式图像UB和多普勒波形图像UD这两个图像,并如图15所示,将B模式图像UB和多普勒波形图像UD显示于显示装置9。

[0122] 在步骤S13中,实施步骤S12中生成的多普勒波形图像UD中的多普勒波形WD的调整,以便由多普勒处理部7准确地获取多普勒数据。通常,如图15所示,多普勒波形WD会随着心跳周期性地发生变化,因此例如从检测到心跳周期的开始位置和结束位置的时点开始实施多普勒波形WD的调整。并且,作为多普勒波形WD的调整,包括多普勒波形WD的曲线图的横轴即基线的位置的调整及多普勒波形WD的纵轴的刻度的调整。在调整多普勒波形WD时,不仅显示装置9中的多普勒波形WD的显示会被调整,通过装置控制部15控制发射电路3而从超声波探头21的振子阵列2向受检体内发射的超声波脉冲的重复频率也会被调整。如此,例如多普勒波形WD被调整成多普勒波形WD的最大值及最小值落在纵轴的刻度的70%以内。

[0123] 通常,血管内的血流速度在心脏的收缩期增加,而在心脏的舒张期减小,因此如图15所示,多普勒波形WD的变化量在收缩期P1较大,并且多普勒波形WD的变化量在舒张期P2较小。在此,在步骤S14中,获取多普勒波形WD的周期信息,并根据获取到的周期信息来判定当前时点是否为受检体的心脏的舒张期P2。在判定当前时点不是受检体的心脏的舒张期P2的情况下,重新实施步骤S14的处理。在判定当前时点为受检体的心脏的舒张期P2的情况下,进入步骤S15。

[0124] 在步骤S15中,冻结显示显示于显示装置9的B模式图像UB和多普勒波形图像UD这两个图像。在此,冻结显示B模式图像UB和多普勒波形图像UD是指,在由B模式处理部6连续生成的B模式图像UB和由多普勒处理部7连续生成的多普勒波形图像UD显示于显示装置9的状态下,暂时停止B模式图像UB及多普勒波形图像UD的显示,并将一张静止的B模式图像UB和一张静止的多普勒波形图像UD显示于显示装置9。

[0125] 如此,能够将多普勒波形WD的变化量较小的舒张期P2中的多普勒数据用于血流量的测量。

[0126] 在接下来的步骤S16中,自动测量血管区域BR内的血流量。使用图16所示的流程图对该步骤S16进行说明。

[0127] 首先,在步骤S18中,血管壁检测部10假设血管具有圆形的截面,根据步骤S7中计算出的血管直径来计算血管的截面积。

[0128] 在步骤S19中,血流速度计算部13根据在步骤S15中冻结显示B模式图像UB和多普勒波形图像UD时由多普勒处理部7获取的多普勒数据来计算血流速度。此时,血流速度计算部13也可以计算心跳周期内的平均血流速度。

[0129] 在步骤S20中,血流量测量部12根据步骤S18中计算出的血管的截面积和步骤S19中计算出的血流速度来计算表示流过血管内的血液的每单位时间的体积的血流量。

[0130] 如此,完成步骤S16的流量的自动测量。

[0131] 接着,在步骤S17中,将步骤S16中得到的流量的测量结果显示于显示装置9。例如,如图17所示,流量的测量值MV2与B模式图像UB、多普勒波形图像UD一并显示于显示装置9。

[0132] 如此,若流量的测量值MV2显示于显示装置9,则结束超声波诊断装置1的动作。

[0133] 由上可知,根据本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1,在多帧B模式图像UB中,以由血管壁检测部10识别出的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为开始触发,自动测量血流量,并将流量的测量结果显示于显示装置9,因此能够简单地进行流量的测量。

[0134] 尤其,尽管未图示,但即使在例如显示装置9由小型的便携式显示器构成且用户一手持显示装置9、另一手持超声波探头21的情况等用户无法闲出双手的情况下,根据本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1,用户也无需进行经由输入装置16等的操作,因此能够简单地进行流量的测量。

[0135] 另外,在图14所示的流程图中的步骤S2中,以血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为步骤S3及此后的测量流量的动作的开始触发,但开始触发并不限于此。

[0136] 在此,通常,为了容易发现作为拍摄对象的血管的位置,已知一种通过如下方式拍摄血管的长轴图像的技术:首先,拍摄表示沿着与血管的行进方向正交的方向的血管的横截面的血管的短轴图像,并旋转超声波探头21的朝向以拍摄与血管的短轴图像的断层面正交的断层面。因此,例如也可以以成像于由B模式处理部6生成的B模式图像UB中的血管从短轴图像变为长轴图像为开始触发,自动测量血流量。

[0137] 并且,尽管未图示,但例如也可以在超声波诊断装置1中设置用于提供开始触发的按钮。在该情况下,通过用户按下按钮来开始步骤S3及此后的测量流量的动作。例如,在输入装置16由键盘构成的情况下,用于提供开始触发的按钮可以指定适当的按键。并且,例如,在输入装置16由配置于显示装置9上的触摸面板构成的情况下,也可以将用于提供开始触发的按钮显示于显示装置9上,以便经由触摸面板进行操作。并且,用于提供开始触发的按钮也可以为不同于输入装置16的脚踏开关或机械开关等。

[0138] 并且,在步骤S6及步骤S11中,分别以检测点标记M1、M2的位置稳定的情况为触发,进入了下一个步骤,但步骤S6及步骤S11中的触发并不限于此。例如,也可以以步骤S5中从检测点标记M1、M2显示于显示装置9的时点开始经过了2秒钟等规定的时间的情况为触发,进入步骤S7。同样地,也可以以从完成步骤S10的设置多普勒门DG的动作的时点开始经过了2秒钟等规定的时间的情况为触发,进入步骤S12。

[0139] 并且,例如也可以省略步骤S6及步骤S11。在该情况下,以步骤S5中在B模式图像UB上配置了检测点标记M1、M2的情况为触发,进行步骤S7的血管直径的计算。并且,以步骤S10中在B模式图像UB上配置了多普勒门DG的情况为触发,在步骤S12中生成多普勒波形图像UD。

[0140] 并且,在步骤S12中生成了多普勒波形图像UD,并将所生成的多普勒波形图像UD显

示于显示装置9,但只要可获取多普勒波形WD的数据,则多普勒波形图像UD也可以未必一定要显示于显示装置9。如此,即使在多普勒波形图像UD不显示于显示装置9的情况下,也会与多普勒波形图像UD显示于显示装置9时相同地,根据步骤S13中获取到的多普勒波形WD的数据和步骤S7中计算出的血管直径,在步骤S16中测量血流量。并且,在多普勒波形图像UD不显示于显示装置9的情况下,可以代替在步骤S15中将多普勒波形图像UD冻结显示于显示装置9而仅停止获取多普勒波形WD的数据。

[0141] 并且,示出了在步骤S13中从检测到多普勒波形WD中的心跳周期的开始位置和结束位置的时点开始实施多普勒波形WD的调整的例子,但例如也可以以从步骤S12中开始生成多普勒波形图像UD的时点经过了2秒钟等规定的时间的情况为触发,实施步骤S13的多普勒波形WD的调整。

[0142] 并且,在调整多普勒波形WD时,除基线的位置的调整及多普勒波形WD的纵轴的刻度的调整以外,还可以进行多普勒门DG的位置的再调整,以使多普勒波形WD的最大值及最小值落在纵轴的刻度的70%以内。

[0143] 并且,例如也可以省略步骤S13。然而,通过进行多普勒波形WD的调整,能够提高由血流速度计算部13计算出的血流速度的精度,并且提高由血流量测量部12测出的血流量的精度,因此优选实施步骤S13。

[0144] 并且,在步骤S14中,以当前时点为受检体的心脏的舒张期P2的情况为触发,进入了下一个步骤S15,但步骤S14的触发并不限于此。

[0145] 例如,也可以代替判定当前时点是否为舒张期P2而判定当前时点是否为收缩期P1。在该情况下,在判定当前时点不是收缩期P1的情况下,重新进行当前时点是否为收缩期P1的判定,在判定当前时点为收缩期P1的情况下,进入下一个步骤S15。然而,关于多普勒波形WD的变化量,舒张期P2小于收缩期P1,因此与以当前时点为收缩期P1的情况为进入步骤S15的触发相比,更优选以当前时点为舒张期P2的情况为进入步骤S15的触发。

[0146] 并且,例如也可以代替实施步骤S14而以从完成步骤S13的调整多普勒波形WD的运动的时点经过了2秒钟等规定的时间的情况为触发,进入步骤S15。

[0147] 并且,例如也可以代替实施步骤S14而以在多普勒波形WD中检测到两个周期或三个周期等多个心跳周期的开始点和结束点的时点为触发,进入步骤S15。

[0148] 并且,在步骤S15中将B模式图像UB和多普勒波形图像UD冻结显示于显示装置9时,也可以往回滚动显示多普勒波形图像UD,以使多普勒波形WD中的舒张期P2的结束点或收缩期P1的结束点例如与多普勒波形图像UD的右端部对齐。如此,通过在冻结显示B模式图像UB和多普勒波形图像UD之后变更显示于显示装置9的多普勒波形WD的位置,能够使显示于显示装置9的B模式图像UB的时间相位与舒张期P2或收缩期P1对齐。

[0149] 并且,在步骤S8中设定B模式偏转角度之后,在步骤S9中设定了多普勒偏转角度,并且在设定多普勒偏转角度之后,在步骤S10中设置了多普勒门DG,但实施步骤S8~步骤S10的顺序并无特别限定,可以互换。例如,也可以在步骤S8中设定B模式偏转角度之后,同时实施步骤S9的多普勒偏转角度的设定和步骤S10的多普勒门DG的设置。并且,例如也可以以步骤S9的多普勒偏转角度的设定、步骤S10的多普勒门DG的设置、步骤S8的B模式偏转角度的设定的顺序来实施步骤S8~步骤S10的处理。

[0150] 并且,在步骤S9中,血管壁检测部10以相对于血管行进角度BA的角度校正值为

60度以内的方式设定了多普勒偏转角度,但也可以将血管行进角度BA设定为多普勒偏转角度的角度校正值。在该情况下,多普勒偏转角度的角度校正值有可能会超过60度,但当多普勒偏转角度的角度校正值超过60度时,可以将表示角度校正值超过60度的意图的信息显示于显示装置9。例如,用户通过确认表示角度校正值超过60度的意图的信息并调整接触于受检体的超声波探头21的倾斜度等,能够重新进行利用超声波诊断装置1的血流速度的自动测量。

[0151] 并且,也可以在步骤S10中设置多普勒门DG之后,将B模式图像UB中包括多普勒门DG的血管区域BR放大显示于显示装置9。因此,能够明确地确认放大的B模式图像UB上的血管区域BR。并且,在该情况下,根据放大的B模式图像UB来进行血管直径的测定。例如,出于B模式图像UB的分辨率,与根据放大前的B模式图像UB来检测血管壁相比,根据放大后的B模式图像UB来检测血管壁能够更准确地检测血管壁的位置,因此通过根据放大的B模式图像UB进行血管直径的测定,能够提高血流量的测量精度。

[0152] 并且,血管壁检测部10通过对B模式图像UB的整体进行图像分析并在B模式图像UB中的垂直方向上的亮度变化最大的位置设置搜索线SL来检测了血管壁,但搜索线SL的设置方法并不限于于此。

[0153] 例如,血管壁检测部10也可以将搜索线SL设置成穿过B模式图像UB的中心等预定位置来检测血管壁。

[0154] 并且,例如,如图18所示,血管壁检测部10也可以对B模式图像UB内的预定区域R1内进行图像分析来识别血管壁,并在识别出的区域内亮度变化最大的位置设置搜索线SL。在图18所示的例子中,区域R1具有矩形形状,但区域R1的形状只要是封闭的形状,则并无特别限定,可以为多边形、圆形等。如此,通过在预定区域R1内识别血管壁并设置搜索线SL,与对B模式图像UB的整体进行图像分析相比,能够减轻超声波诊断装置1的负担,并且能够在更短时间内设置搜索线SL来检测血管壁。

[0155] 并且,尽管未图示,但也可以在超声波诊断装置1中设置对用户进行引导的引导部,并通过引导部将在区域R1内对齐血管区域BR的意图的消息显示于显示装置9。由此,能够提高血管壁检测部10识别血管壁的精度,从而将搜索线SL设置在更适当的位置。因此,能够准确地求出血管直径及血管的截面积,从而能够提高血流量的测量精度。

[0156] 并且,如图6及图7所示,血管壁检测部10将血管直径的测定值MV1显示于显示装置9,但血管直径的测定值MV1也可以未必一定要显示于显示装置9。然而,通过将血管直径的测定值MV1显示于显示装置9,用户能够容易地掌握血管直径的测定值MV1,因此是有用的。

[0157] 并且,通常,已知血管直径会随着心跳在最小直径与最大直径之间周期性地发生变化。在此,尽管未图示,但血管壁检测部10例如也可以将表示测出的血管直径的时间变化的曲线图叠加在B模式图像UB上显示于显示装置9。由此,用户能够容易地掌握血管直径的时间变化。

[0158] 并且,通过获得血管直径的时间变化的信息,可容易地测定血管的最小直径及最大直径。在此,例如可以在超声波诊断装置1中设置未图示的弹性指标计算部,该弹性指标计算部根据血管直径的时间变化的信息来测定血管的最小直径和最大直径,并根据测出的最小直径和最大直径来计算表示血管的弹性的弹性指标。弹性指标计算部例如可以计算血管的最大直径与最小直径之差作为弹性指标。并且,弹性指标计算部可以计算通过将血管

的最大直径与最小直径之差除以血管的最小直径来标准化的值作为弹性指标。

[0159] 并且,通过使用未图示的血压计来测量血管的直径变得最小的时点的受检体的血压 Q_1 和血管的直径变得最大的时点的受检体的血压 Q_2 ,弹性指标计算部也可以使用血压 Q_1 、 Q_2 、血管的最小直径 D_1 、血管的最大直径 D_2 来计算日本专利第5384919号公报中记载的刚度参数 $X = \{\text{Log}(Q_2/Q_1)\} / \{(D_2/D_1) - 1\}$ 作为弹性指标。

[0160] 并且,血管壁检测部10在估计血管的梯度时搜索了血管前壁 W_1 和血管后壁 W_2 这两者,但也可以通过搜索血管前壁 W_1 和血管后壁 W_2 中的任一个来估计表示血管的梯度的虚拟血管梯度线 BL 。

[0161] 第2实施方式

[0162] 在第1实施方式的超声波诊断装置1的动作中的步骤 S_{12} 中,同时生成了B模式图像 UB 和多普勒波形图像 UD ,但也可以暂时停止生成B模式图像 UB ,而仅生成多普勒波形图像 UD 。

[0163] 以下,使用图19的流程图对第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1的动作进行说明。另外,该流程图在图14所示的第1实施方式的流程图中,代替步骤 S_{11} 及步骤 S_{12} 而添加了步骤 S_{21} ~步骤 S_{23} ,并且代替步骤 S_{15} 而添加了步骤 S_{24} 。

[0164] 首先,在步骤 S_1 中,B模式处理部6生成至少成像有血管的B模式图像 UB ,并将所生成的B模式图像 UB 显示于显示装置9。在此后的步骤中,也由B模式处理部6连续生成B模式图像 UB 。

[0165] 在步骤 S_2 中,血管壁检测部10对步骤 S_1 中连续生成的多帧B模式图像 UB 施以图像分析来识别B模式图像 UB 内的血管的长轴图像。进而,在步骤 S_2 中,针对步骤 S_1 中连续生成的每个B模式图像 UB ,判定由血管壁检测部10识别出的血管的长轴图像的位置是否稳定。在步骤 S_2 中判定血管的长轴图像的位置不稳定的情况下,重新进行步骤 S_2 的处理,并进行新生成的多帧B模式图像 UB 中的血管的长轴图像的识别和血管的长轴图像的位置是否稳定的判定。在步骤 S_2 中判定血管的长轴图像的位置稳定的情况下,进入步骤 S_3 。

[0166] 如此,以B模式图像 UB 中的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为开始触发,在步骤 S_3 及此后的步骤中,实施自动测量血流量的动作。

[0167] 在步骤 S_3 中,如图4所示,血管壁检测部10通过对步骤 S_1 中生成的B模式图像 UB 进行分析来检测两个点 X_1 、 X_2 的位置作为包含在B模式图像 UB 中的血管的血管前壁 W_1 的位置和血管后壁 W_2 的位置。

[0168] 在步骤 S_4 中,血管壁检测部10通过对B模式图像 UB 进行分析,如图5所示,在B模式图像 UB 上设置表示血管的梯度的虚拟血管梯度线 BL ,并如图8所示,根据所设置的血管梯度线 BL 来估计血管行进角度 BA 。

[0169] 在步骤 S_5 中,如图6所示,血管壁检测部10在步骤 S_3 中作为血管前壁 W_1 的位置及血管后壁 W_2 的位置而检测出的两个点 X_1 、 X_2 的位置配置检测点标记 M_1 、 M_2 ,并将所配置的检测点标记 M_1 、 M_2 显示于显示装置9。

[0170] 在此,如图7所示,血管壁检测部10也可以在与步骤 S_4 中估计出的血管梯度线 BL 正交的直线 TL 和血管前壁 W_1 的交点的位置及直线 TL 和血管后壁 W_2 的交点的位置配置检测点标记 M_1 、 M_2 ,并将所配置的检测点标记 M_1 、 M_2 显示于显示装置9。

[0171] 在接下来的步骤 S_6 中,针对由B模式处理部6生成的每个B模式图像 UB ,判定步骤 S_5

中配置于B模式图像UB上的检测点标记M1、M2的位置是否稳定。在步骤S6中判定检测点标记M1、M2的位置不稳定的情况下,重新进行步骤S6的处理,并进行新生成的多帧B模式图像UB中的检测点标记M1、M2的位置是否稳定的判定。在步骤S6中判定检测点标记M1、M2的位置稳定的情况下,进入步骤S7。

[0172] 在步骤S7中,血管壁检测部10测定所配置的两个检测点标记M1、M2之间的距离作为血管直径,并例如如图6或图7所示,将测出的血管直径的测定值MV1显示于显示装置9。

[0173] 另外,在此后的步骤中,步骤S3~步骤S7的处理也会在每次由B模式处理部6生成B模式图像UB时实施。

[0174] 在接下来的步骤S8中,血管壁检测部10使用步骤S4中估计出的血管行进角度BA来设定表示由B模式处理部6生成B模式图像UB时的扫描线的倾角的B模式偏转角度。

[0175] 在步骤S9中,血管壁检测部10使用步骤S4中估计出的血管行进角度BA来设定表示由多普勒处理部7获取多普勒数据时的扫描线的倾角的多普勒偏转角度。

[0176] 在步骤S10中,如图12所示,门设置部11在B模式图像UB上的血管区域BR内设置具有根据步骤S3中检测出的血管前壁W1的坐标及血管后壁W2的坐标确定的中心位置及尺寸的多普勒门DG。并且,门设置部11将所设置的多普勒门DG叠加在B模式图像UB上显示于显示装置9。

[0177] 若完成步骤S10的处理,则在步骤S21中,根据步骤S7中测出的血管直径来判定当前时点是否为受检体的心脏的舒张期P2。在此,如图20所示,通常,血管直径会随着心跳在最小直径D1与最大直径D2之间周期性地发生变动,并且在心脏的收缩期P1具有最大直径D2,而在心脏的舒张期P2具有最小直径D1。因此,例如通过测定血管的最小直径D1,可判定当前时点为受检体的心脏的舒张期P2。在判定当前时点不是受检体的心脏的舒张期P2的情况下,重新实施步骤S21的处理。在判定当前时点为受检体的心脏的舒张期P2的情况下,进入步骤S22。

[0178] 在步骤S22中,冻结显示显示于显示装置9的B模式图像UB。

[0179] 在接下来的步骤S23中,多普勒处理部7开始多普勒波形图像UD的连续生成,并将所生成的多普勒波形图像UD显示于显示装置9。由此,在显示装置9中,在冻结显示B模式图像UB的状态下,多普勒波形图像UD显示于显示装置9。

[0180] 如此,若多普勒波形图像UD显示于显示装置9,则在步骤S13中,实施步骤S23中生成的多普勒波形图像UD中的多普勒波形WD的调整。

[0181] 在步骤S14中,获取多普勒波形WD的周期信息,并根据获取到的周期信息来判定当前时点是否为受检体的心脏的舒张期P2。在判定当前时点不是受检体的心脏的舒张期P2的情况下,重新实施步骤S14的处理。在判定当前时点为受检体的心脏的舒张期P2的情况下,进入步骤S24。

[0182] 在步骤S24中,冻结显示显示于显示装置9的多普勒波形图像UD。由此,在显示装置9中,会冻结显示舒张期P2中的B模式图像UB和多普勒波形图像UD,能够将根据舒张期P2中的B模式图像UB测定的血管直径和多普勒波形WD的变化量较小的舒张期P2中的多普勒数据用于血流量的测量。

[0183] 在接下来的步骤S16中,自动测量血管区域BR内的血流量,在步骤S17中,如图17所示,血流量的测量值MV2与B模式图像UB、多普勒波形图像UD一并显示于显示装置9。

[0184] 如此,若血流量的测量值MV2显示于显示装置9,则结束超声波诊断装置1的动作。

[0185] 由上可知,根据本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1,即使在暂时停止生成B模式图像UB而仅生成多普勒波形图像UD的情况下,也与在第1实施方式中同时生成B模式图像UB和多普勒波形图像UD这两者的情况相同地,以由血管壁检测部10识别出的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为开始触发,自动测量血流量,并将血流量的测量结果显示于显示装置9,因此能够简单地进行血流量的测量。

[0186] 尤其,尽管未图示,但即使在例如显示装置9由小型的便携式显示器构成且用户一手持显示装置9、另一手持超声波探头21的情况等用户无法闲出双手的情况下,根据本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1,用户也无需进行经由输入装置16等的操作,因此能够简单地进行血流量的测量。

[0187] 另外,在步骤S21中,以当前时点为受检体的心脏的舒张期P2的情况为触发,进入了下一个步骤S22,但步骤S21的触发并不限于此。

[0188] 例如,也可以代替判定当前时点是否为舒张期P2而判定当前时点是否为收缩期P1。在该情况下,在判定当前时点不是收缩期P1的情况下,重新进行当前时点是否为收缩期P1的判定,在判定当前时点为收缩期P1的情况下,进入下一个步骤S22。然而,关于多普勒波形WD的变化量,舒张期P2小于收缩期P1,因此与以当前时点为收缩期P1的情况为进入步骤S15的触发相比,更优选以当前时点为舒张期P2的情况为进入步骤S22的触发。

[0189] 并且,例如也可以与步骤S2及步骤S6相同地,以检测点标记M1、M2的位置稳定的情况为进入步骤S22的触发。

[0190] 并且,例如也可以以从完成步骤S10中的多普勒门DG的设置时点开始经过了2秒钟等规定的情况为进入步骤S22的触发。

[0191] 并且,例如也可以省略步骤S21。在该情况下,以步骤S10中在B模式图像UB上设置了多普勒门DG的情况为触发,在步骤S22中将B模式图像UB冻结显示于显示装置9。

[0192] 并且,在步骤S23中生成了多普勒波形图像UD,并将所生成的多普勒波形图像UD显示于显示装置9,但与第1实施方式中的步骤S12相同地,只要可获取多普勒波形WD的数据,则多普勒波形图像UD也可以未必一定要显示于显示装置9。

[0193] 第3实施方式

[0194] 在第1实施方式中,示出了以B模式图像UB中的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为自动测量血流量的动作的开始触发的例子,但作为该开始触发,例如也可以使用用户的语音。

[0195] 图21中示出第3实施方式所涉及的超声波诊断装置1A的结构。第3实施方式所涉及的超声波诊断装置1A在图1所示的第1实施方式的超声波诊断装置1中,代替装置控制部15而设置了装置控制部15A,并追加了传声器41和声音识别部42。

[0196] 在超声波诊断装置1A中,传声器41上连接有声音识别部42,声音识别部42上连接有装置控制部15A。并且,由B模式处理部6、多普勒处理部7、显示控制部8、血管壁检测部10、门设置部11、血流量测量部12、血流速度计算部13、装置控制部15A及声音识别部42构成超声波诊断装置1A用处理器22A。

[0197] 声音识别部42识别由传声器41输入的用户的声音,并根据识别出的用户的声音向装置控制部15A提供开始血流量的测量的开始触发。例如,声音识别部42可以通过从用户的

声音中提取与血流量的测量相关的预定的关键词来判断由传声器41输入的声音是否表示开始血流量的测量的意图,并且在判断用户的声音表示开始血流量的测量的意图的情况下,向装置控制部15A提供与血流量的测量相关的开始触发。

[0198] 若从声音识别部42提供开始触发,则装置控制部15A控制超声波诊断装置1A的各部来自动开始测量血流量。

[0199] 如此,根据第3实施方式所涉及的超声波诊断装置1A,仅通过用户利用声音来指示开始血流量的测量的意图,方可根据用户的声音来提供与血流量的测量相关的开始触发,从而自动测量血流量,并将血流量的测量结果显示于显示装置9,因此尤其在用户无法闲出双手的情况下,也能够简单地进行血流量的测量。

[0200] 第4实施方式

[0201] 第1实施方式的超声波诊断装置1具有显示装置9、输入装置16、超声波探头21直接连接于处理器22的结构,但例如也可以使显示装置9、输入装置16、超声波探头21、处理器22经由网络间接连接。

[0202] 如图22所示,第4实施方式中的超声波诊断装置1B的显示装置9、输入装置16、超声波探头21经由网络NW与超声波诊断装置主体51连接。超声波诊断装置主体51在图1所示的第1实施方式的超声波诊断装置1中移除了显示装置9、输入装置16、超声波探头21,其由收发电路5、存储部17及处理器22构成。

[0203] 即使在超声波诊断装置1B具有这种结构的情况下,也与第1实施方式的超声波诊断装置1相同地,在多帧B模式图像UB中,以由血管壁检测部10识别出的血管的长轴图像的变化量成为预定值以下的时点为开始触发,自动测量血流量,并将血流量的测量结果显示于显示装置9,因此能够简单地进行血流量的测量。

[0204] 并且,由于显示装置9、输入装置16、超声波探头21经由网络NW与超声波诊断装置主体51连接,因此能够将超声波诊断装置主体51用作所谓的远程服务器。由此,例如,用户通过在用户的附近准备显示装置9、输入装置16、超声波探头21,便能够进行受检体的诊断,因此能够提高进行超声波诊断时的便利性。

[0205] 并且,例如,在将称为所谓的平板电脑的便携式薄型计算机用作显示装置9及输入装置16的情况下,用户能够更容易地进行受检体的超声波诊断,并且能够进一步提高超声波诊断的便利性。

[0206] 另外,显示装置9、输入装置16、超声波探头21经由网络NW与超声波诊断装置主体51连接,此时,显示装置9、输入装置16、超声波探头21与网络NW可以有线连接,也可以无线连接。

[0207] 并且,说明了第4实施方式的方式可适用于第1实施方式,但也可以同样地适用于第2实施方式及第3实施方式。

[0208] 符号说明

[0209] 1、1A、1B-超声波诊断装置,2-振子阵列,3-发射电路,4-接收电路,5-收发电路,6-B模式处理部,7-多普勒处理部,8-显示控制部,9-显示装置,10-血管壁检测部,11-门设置部,12-血流量测量部,13-血流速度计算部,15、15A-装置控制部,16-输入装置,17-存储部,21-超声波探头,22、22A-处理器,23-放大部,24-AD转换部,25-波束形成器,26-信号处理部,27-DSC,28-图像处理部,29-正交检波部,30-高通滤波器,31-高速傅里叶变换部,32-多

普勒波形图像生成部,33-数据存储器,41-传声器,42-声音识别部,51-超声波诊断装置主体,A1、B1、B2、H-角度,BA-血管行进角度,BR-血管区域,BL-血管梯度线,C-中点,E-估计误差,D1-最小直径,D2-最大直径,DG-多普勒门,J、L1、TL-直线,K1-距离,LG-门宽度,M1、M2-检测点标记,MV1-测定值,MV2-测量值,NW-网络,P1-收缩期,P2-舒张期,R1-区域,SL-搜索线,UB-B模式图像,UD-多普勒波形图像,W1-血管前壁,W2-血管后壁,WD-多普勒波形,X1、X2-点。

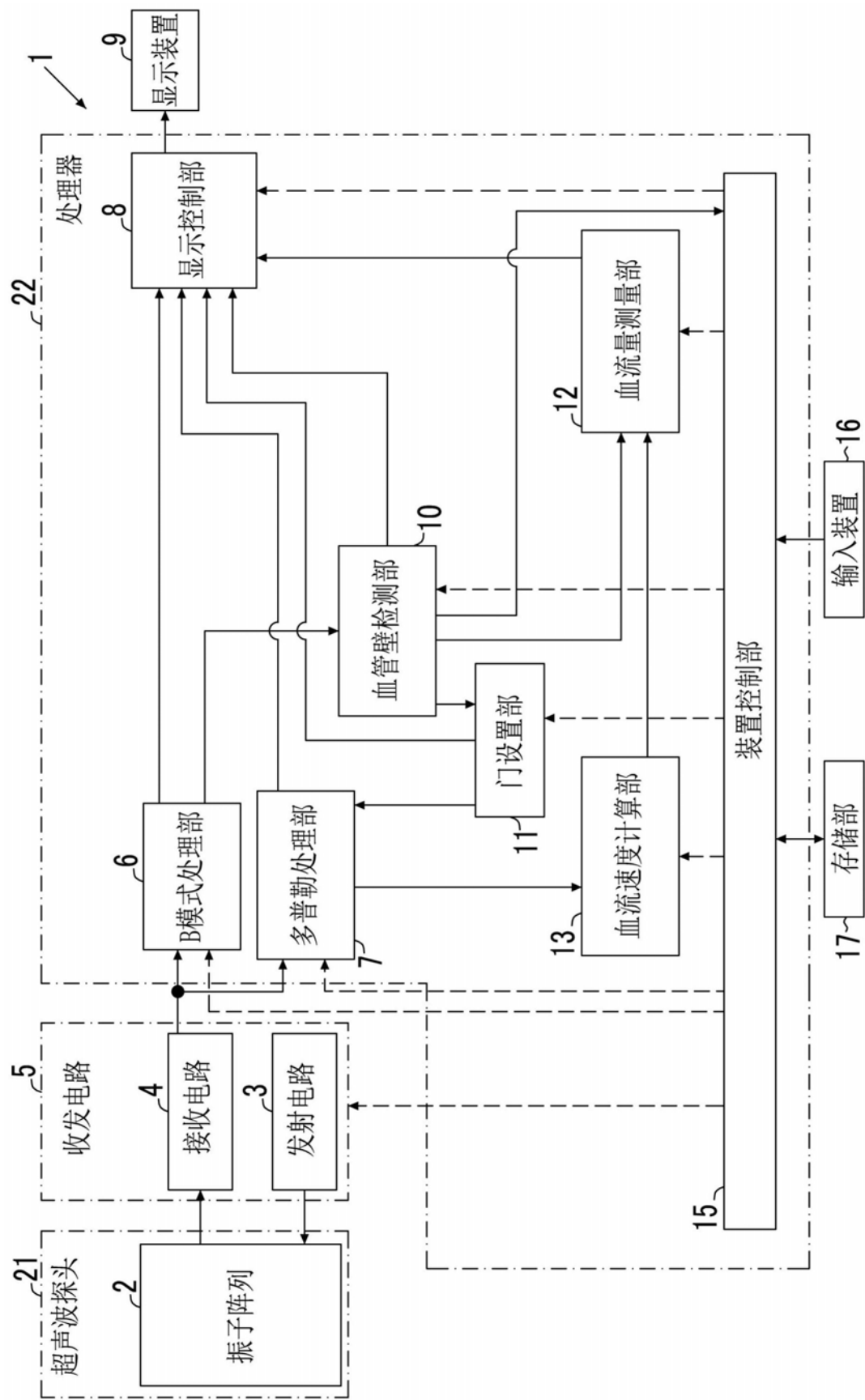


图1

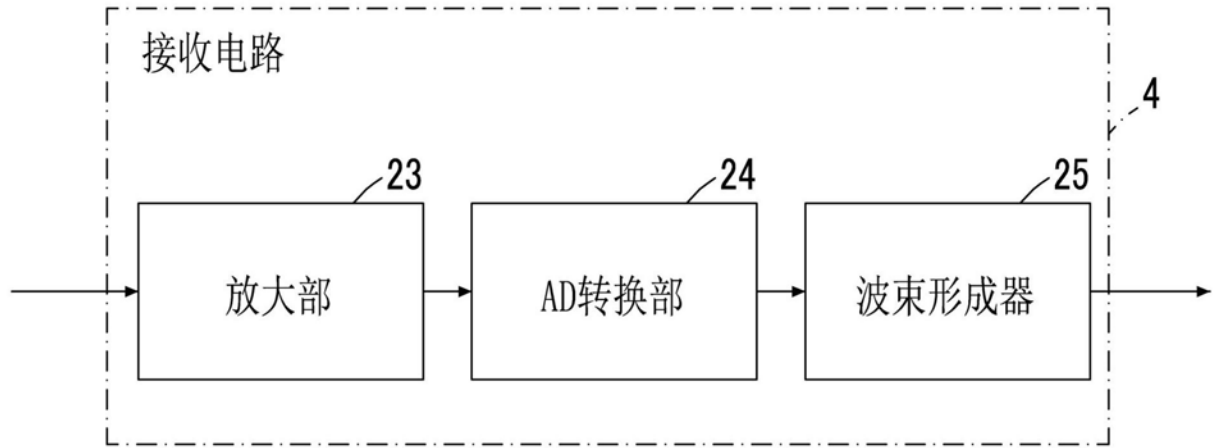


图2

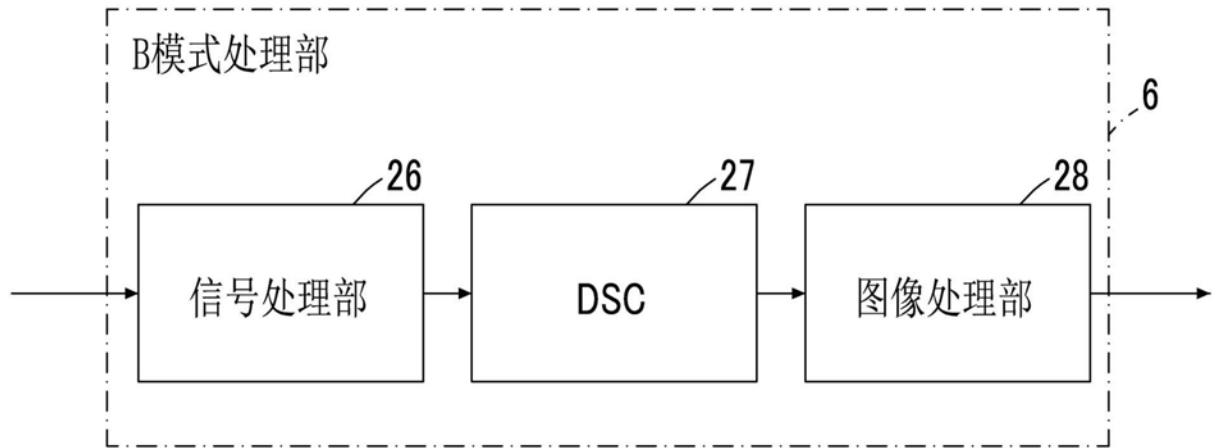


图3

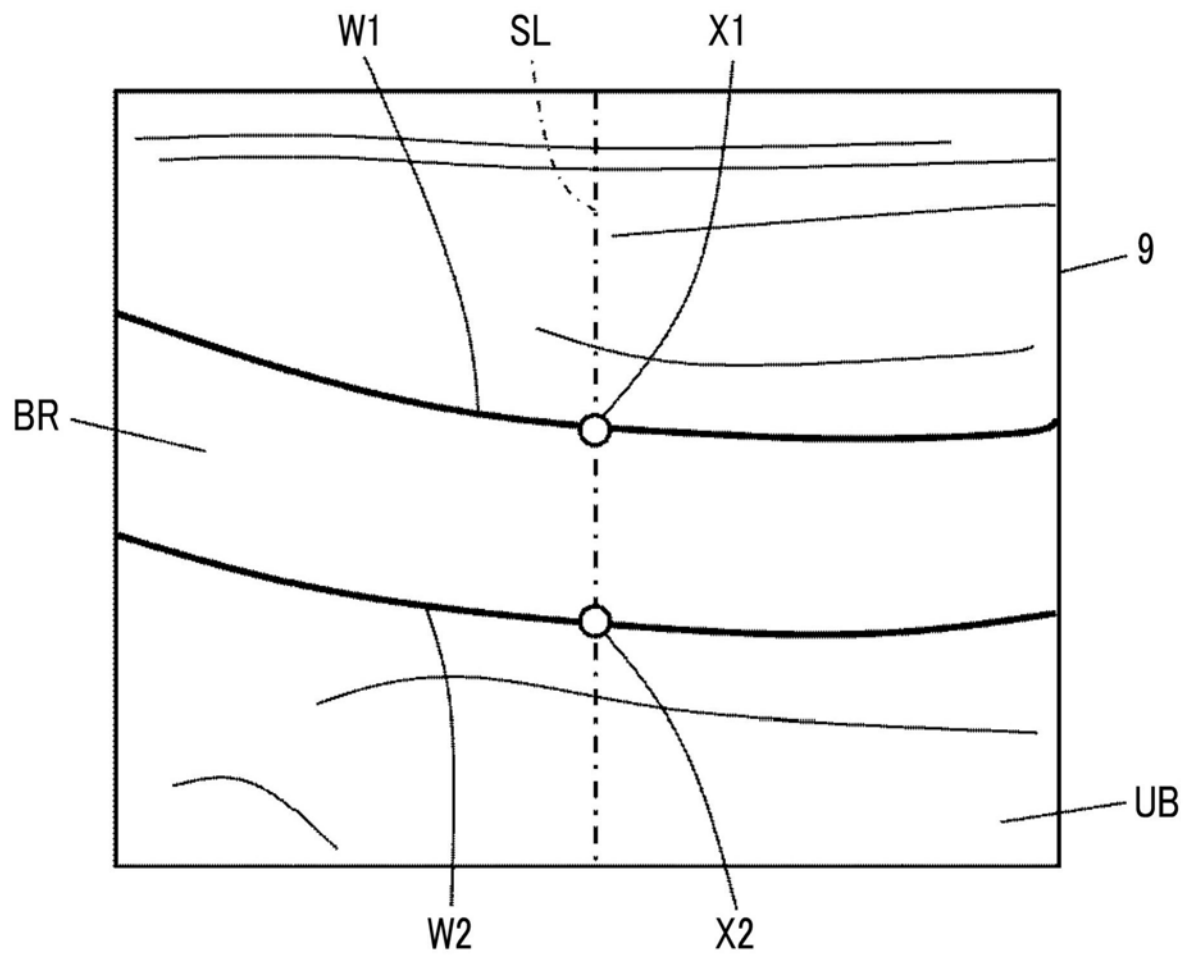


图4

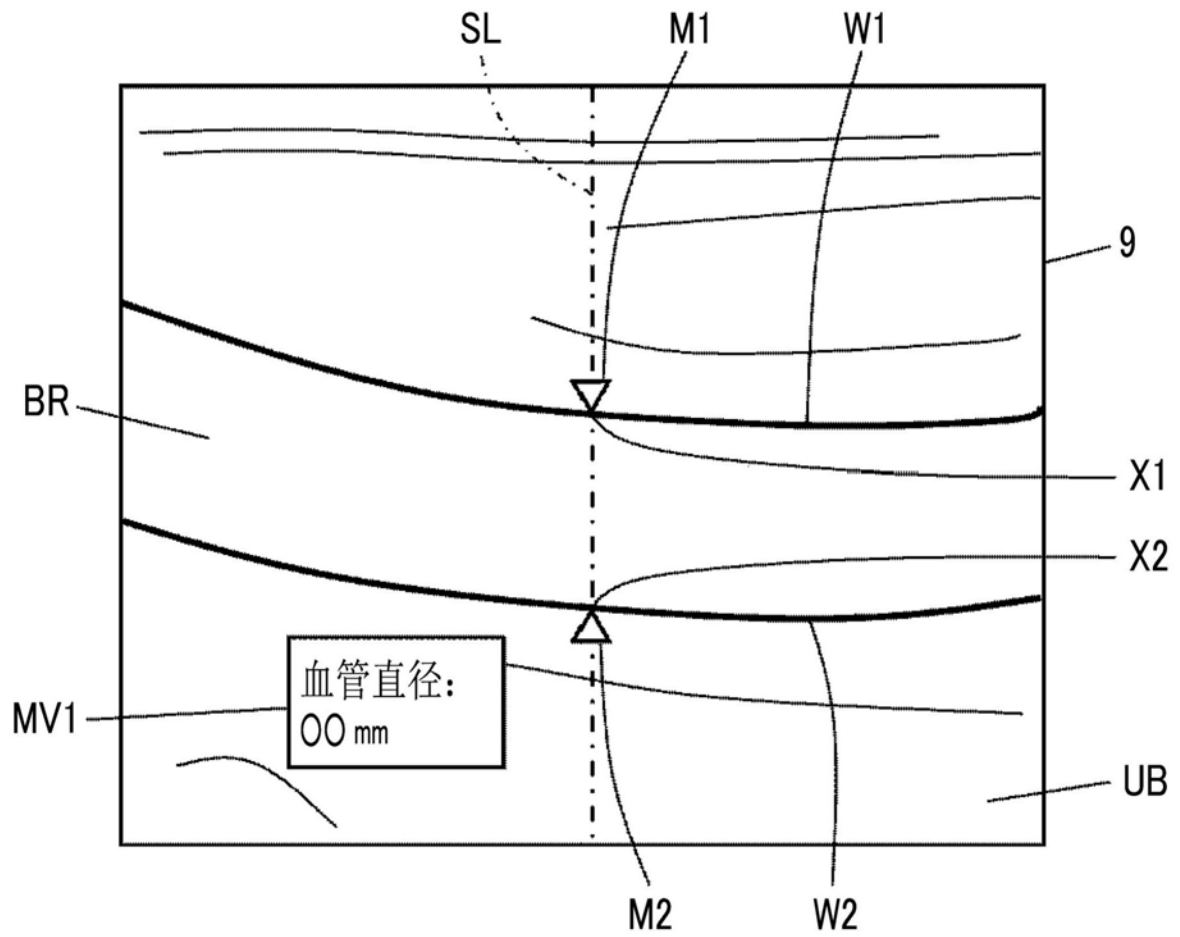


图6

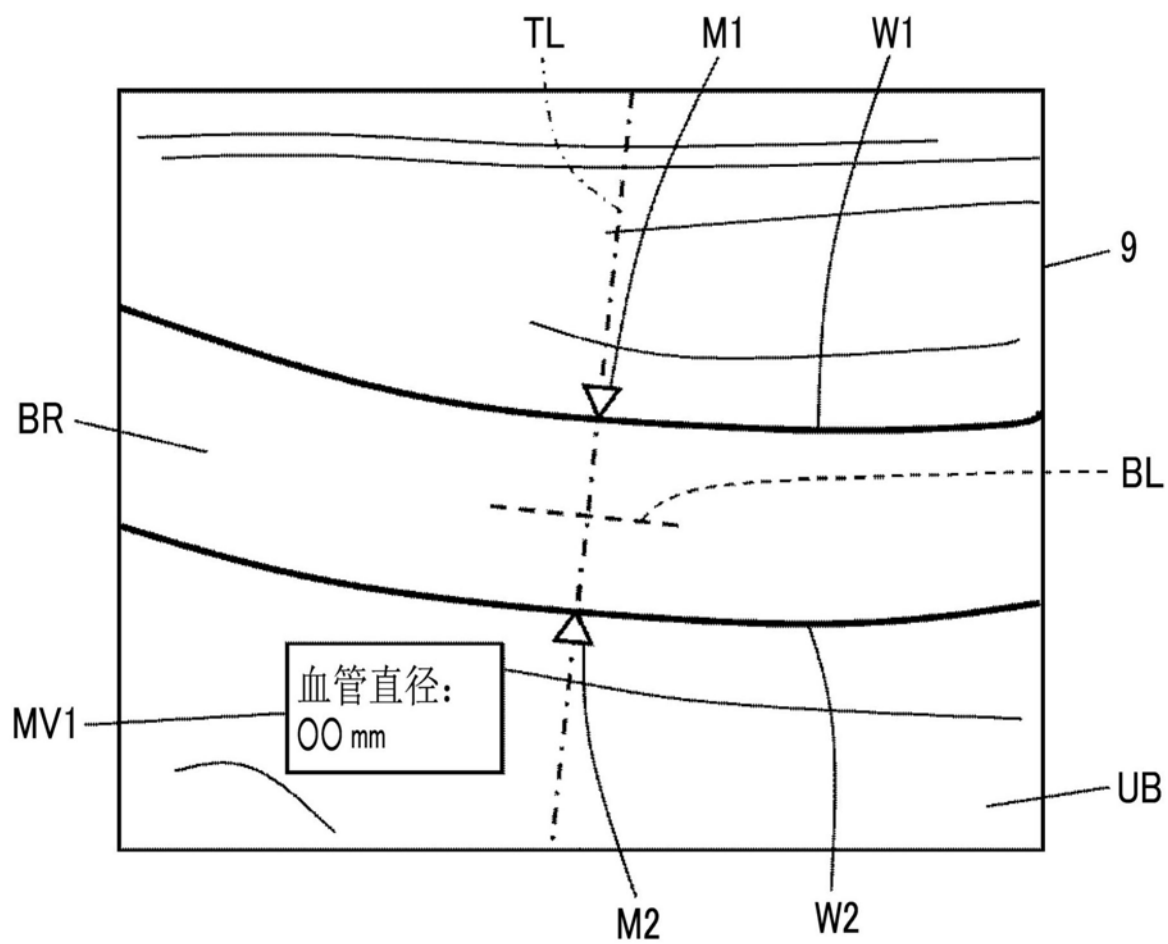


图7

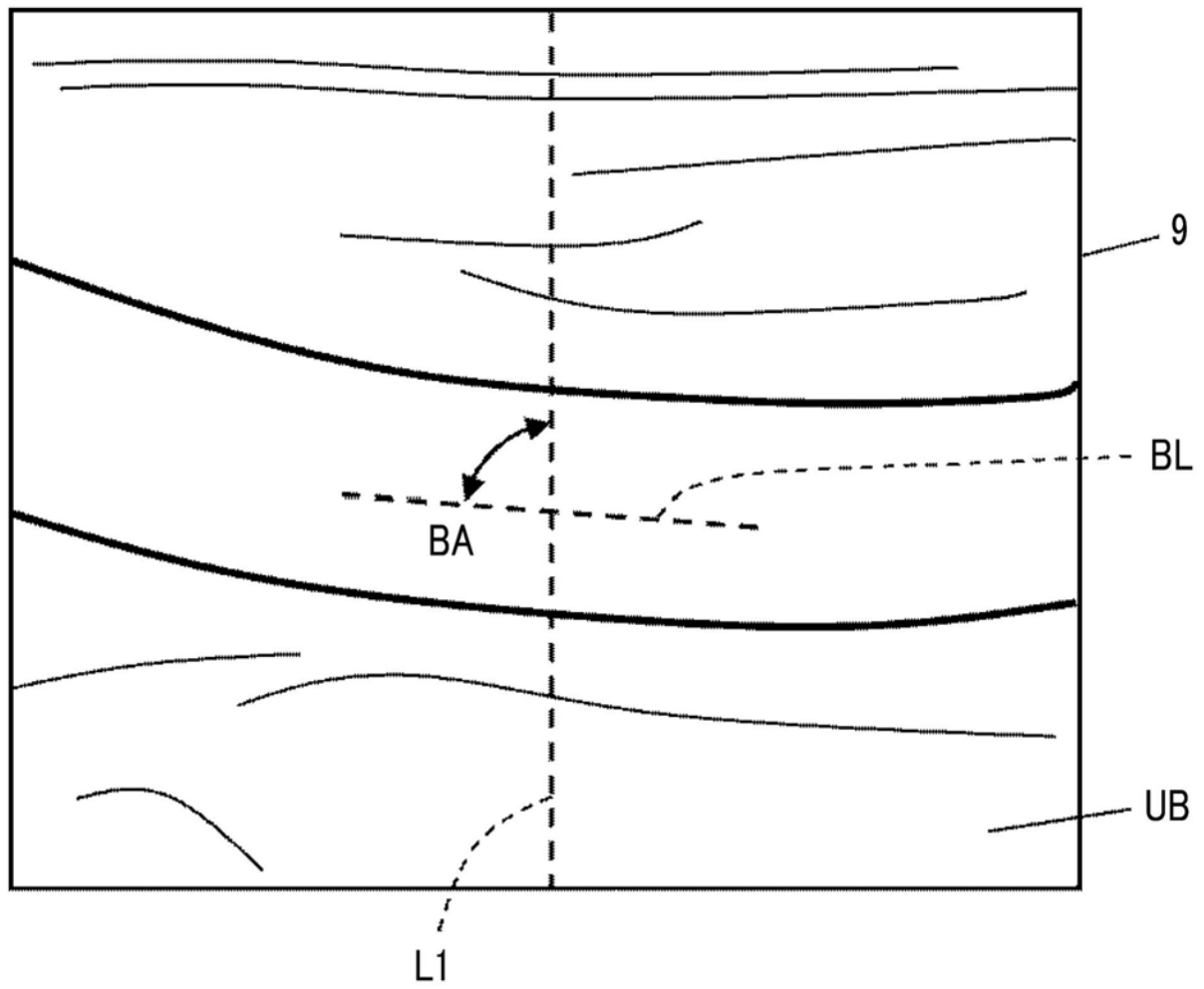


图8

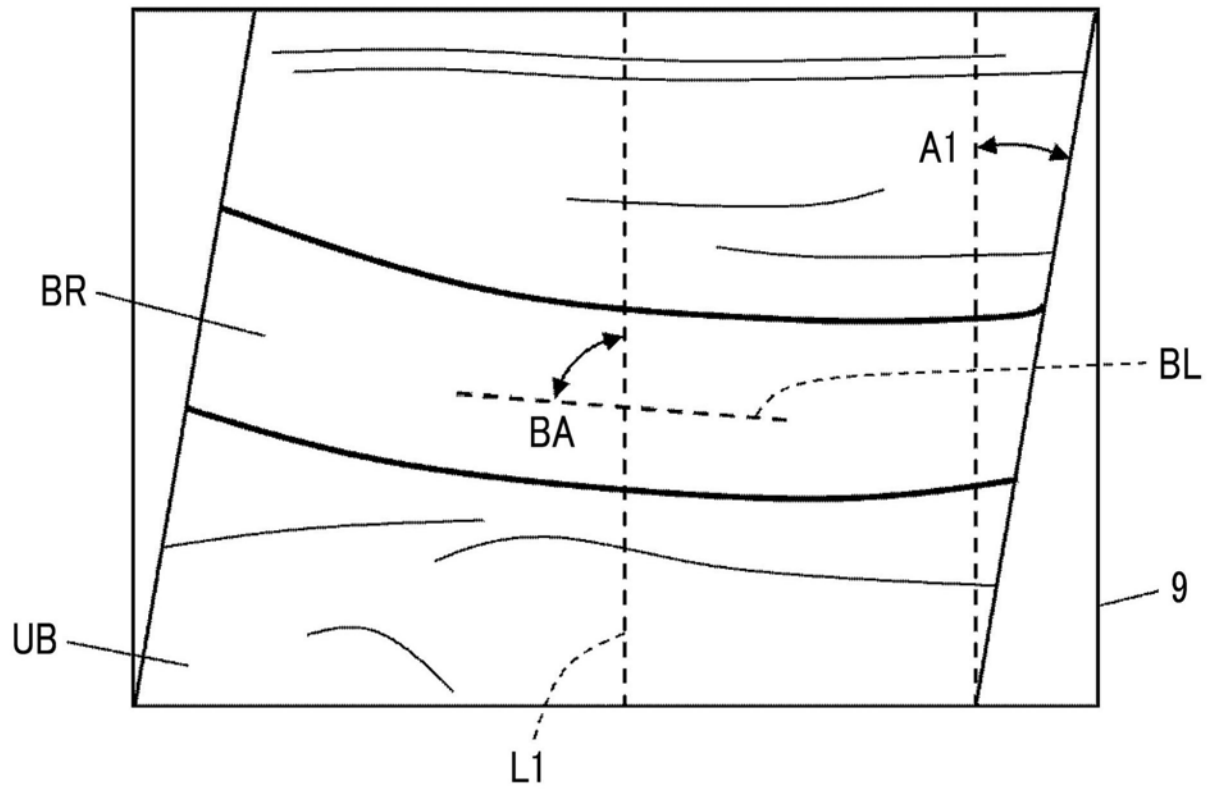


图9

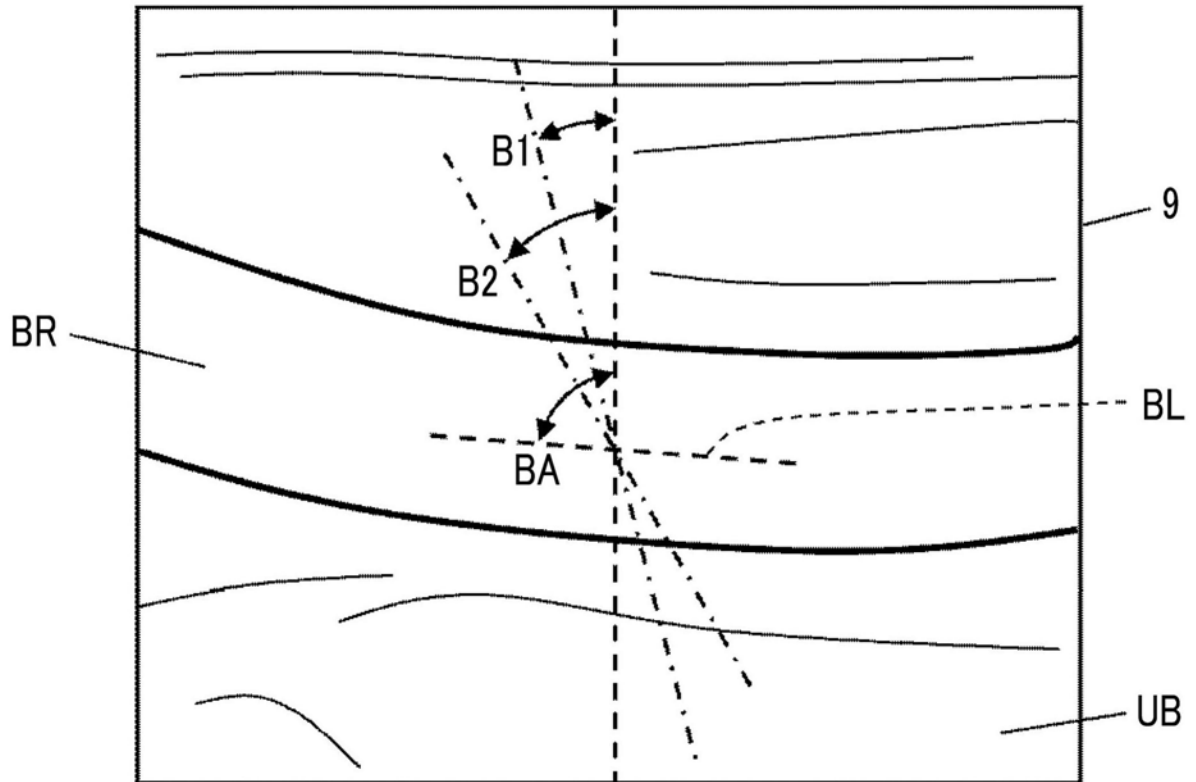


图10

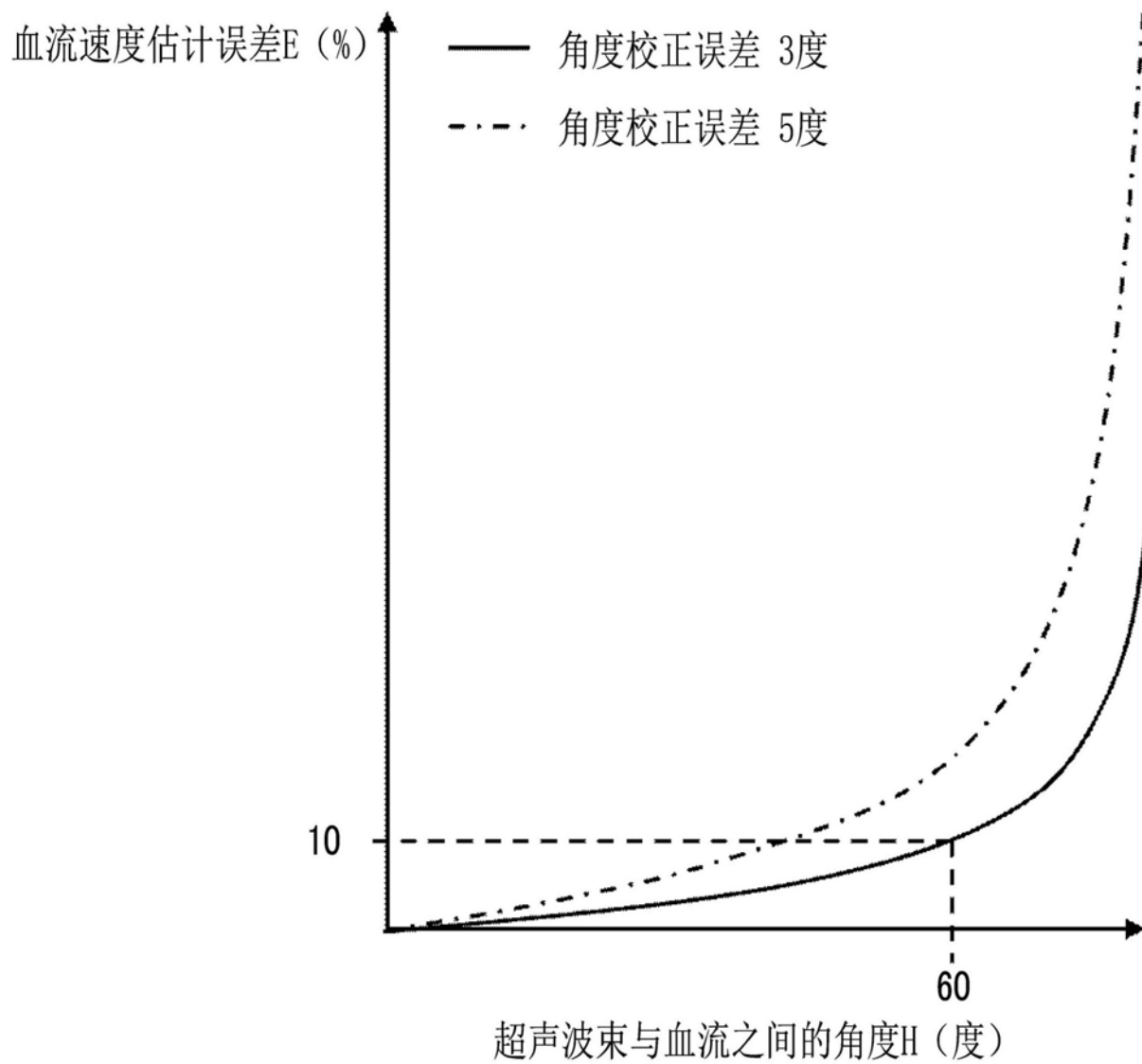


图11

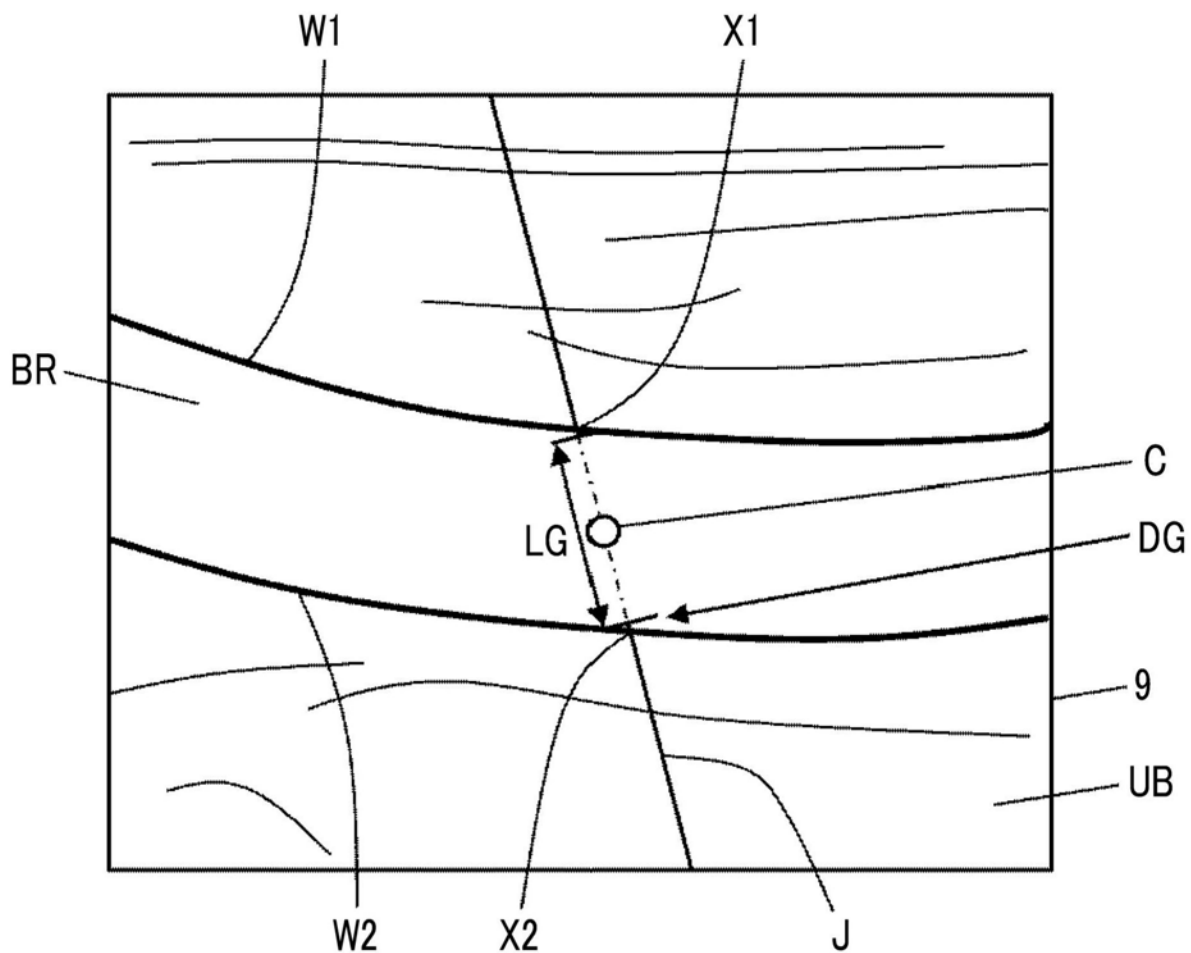


图12

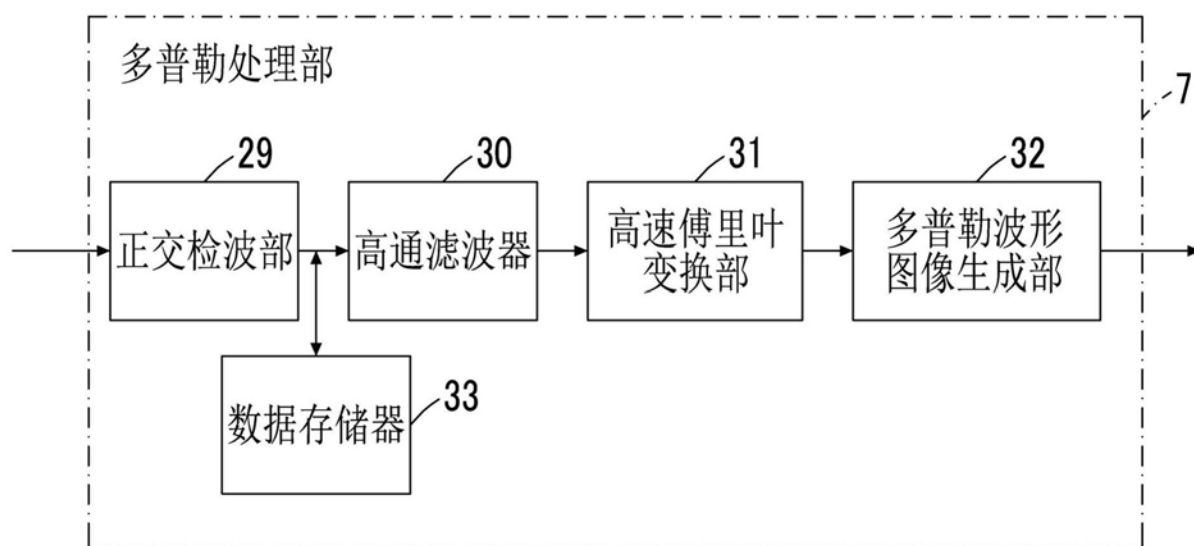


图13

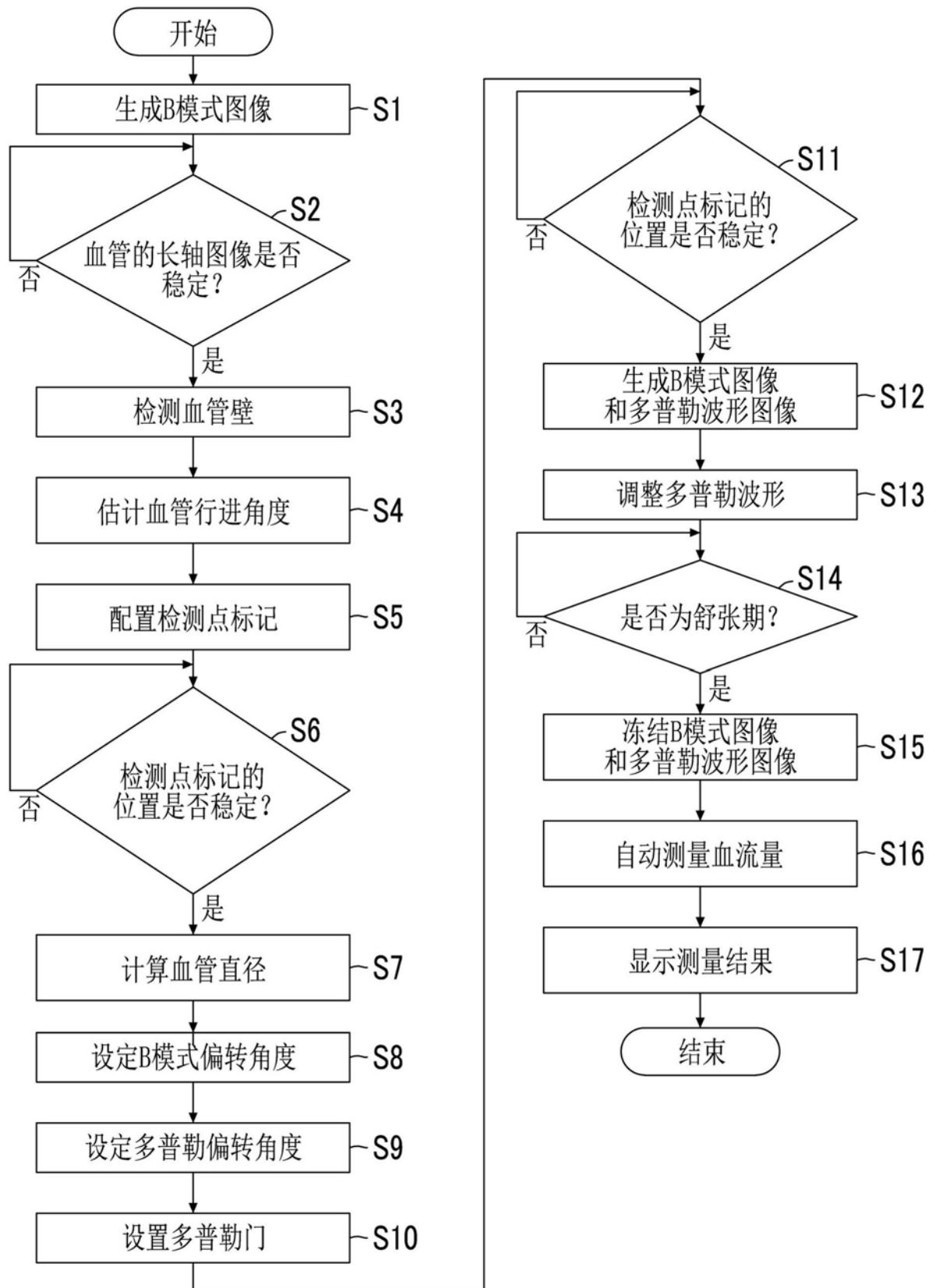


图14

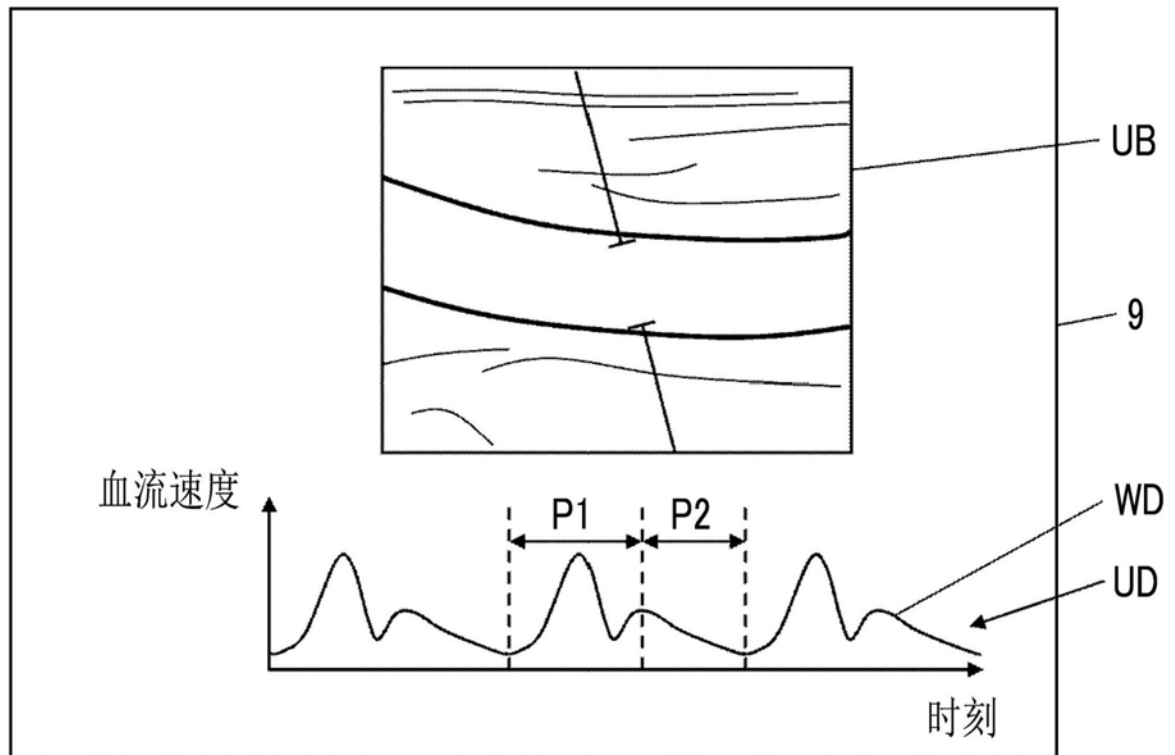


图15

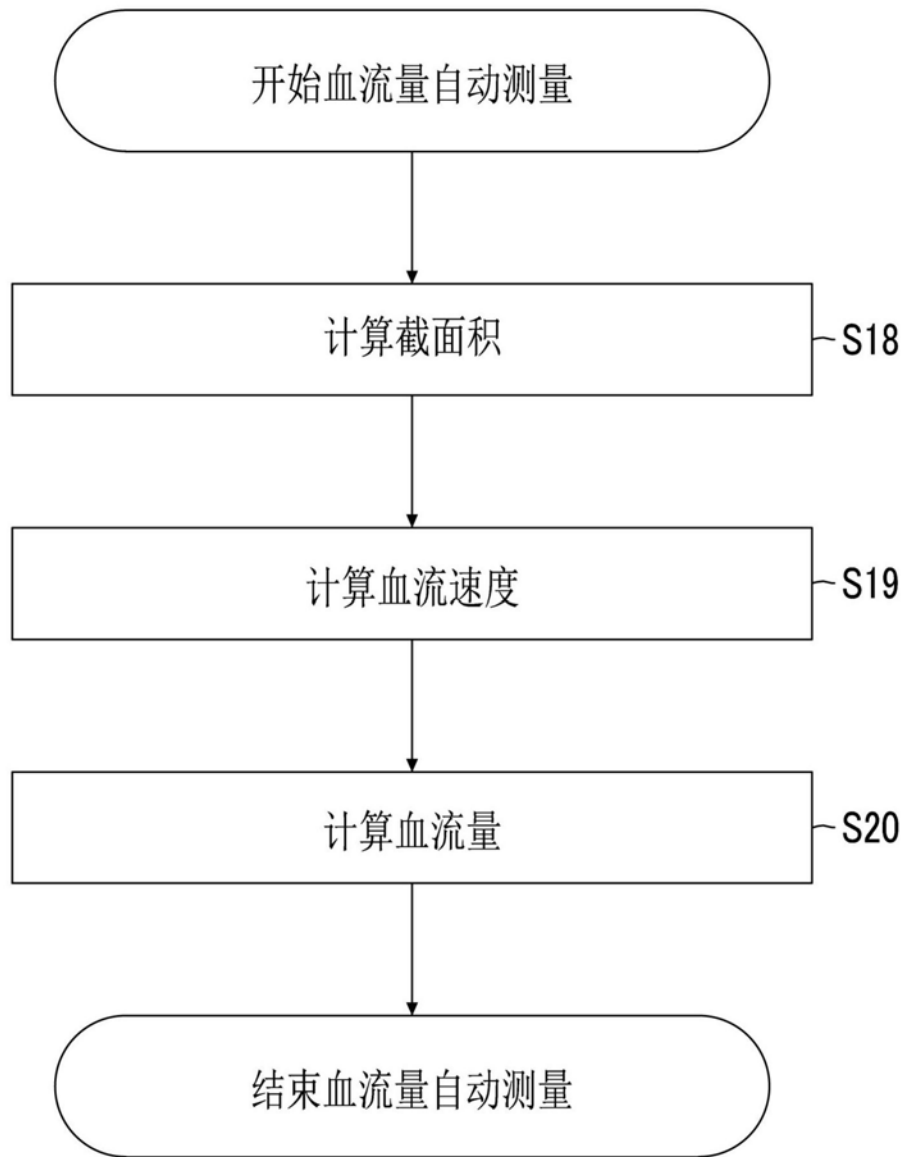


图16

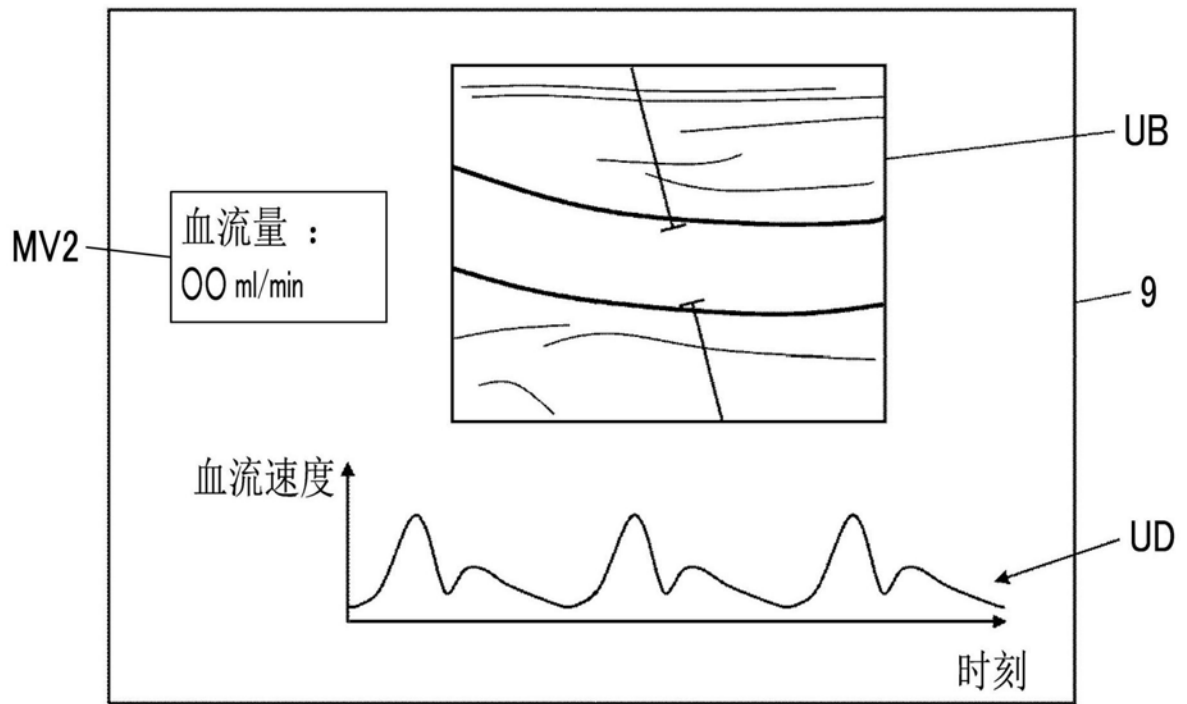


图17

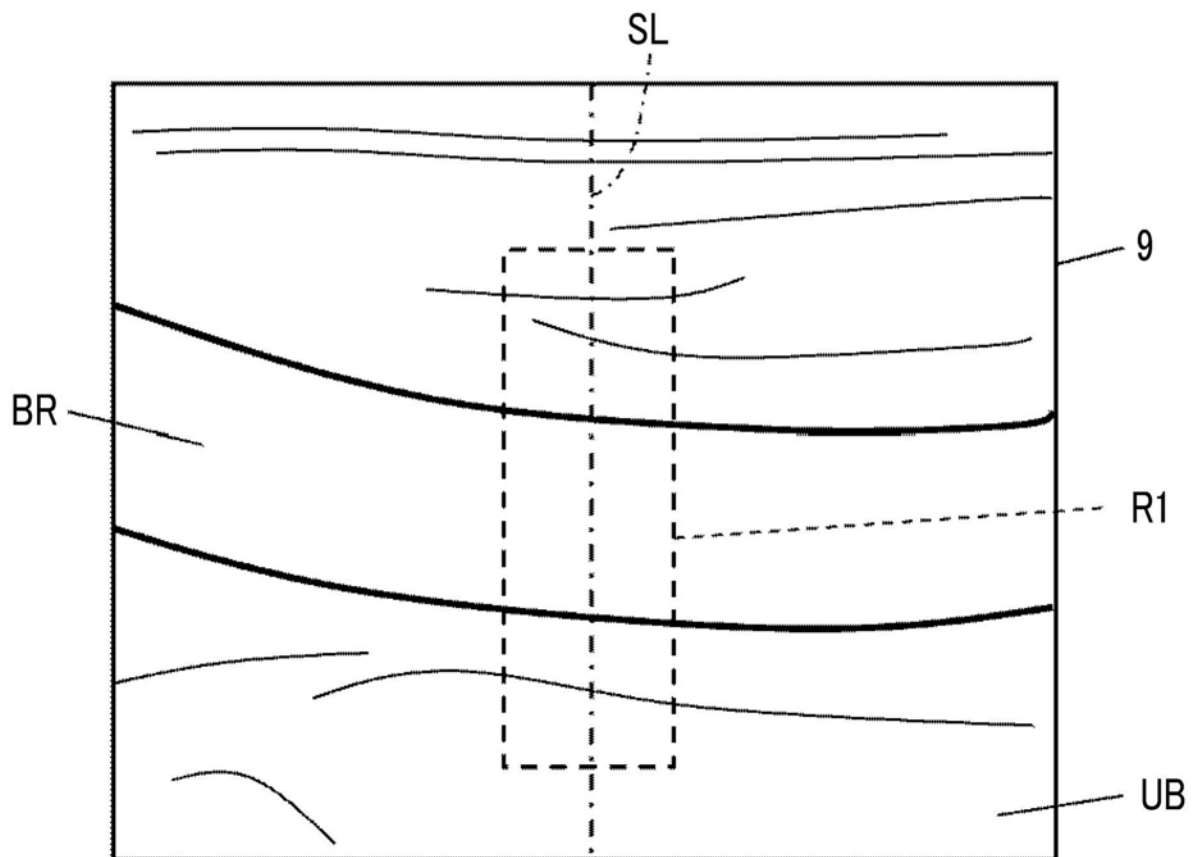


图18

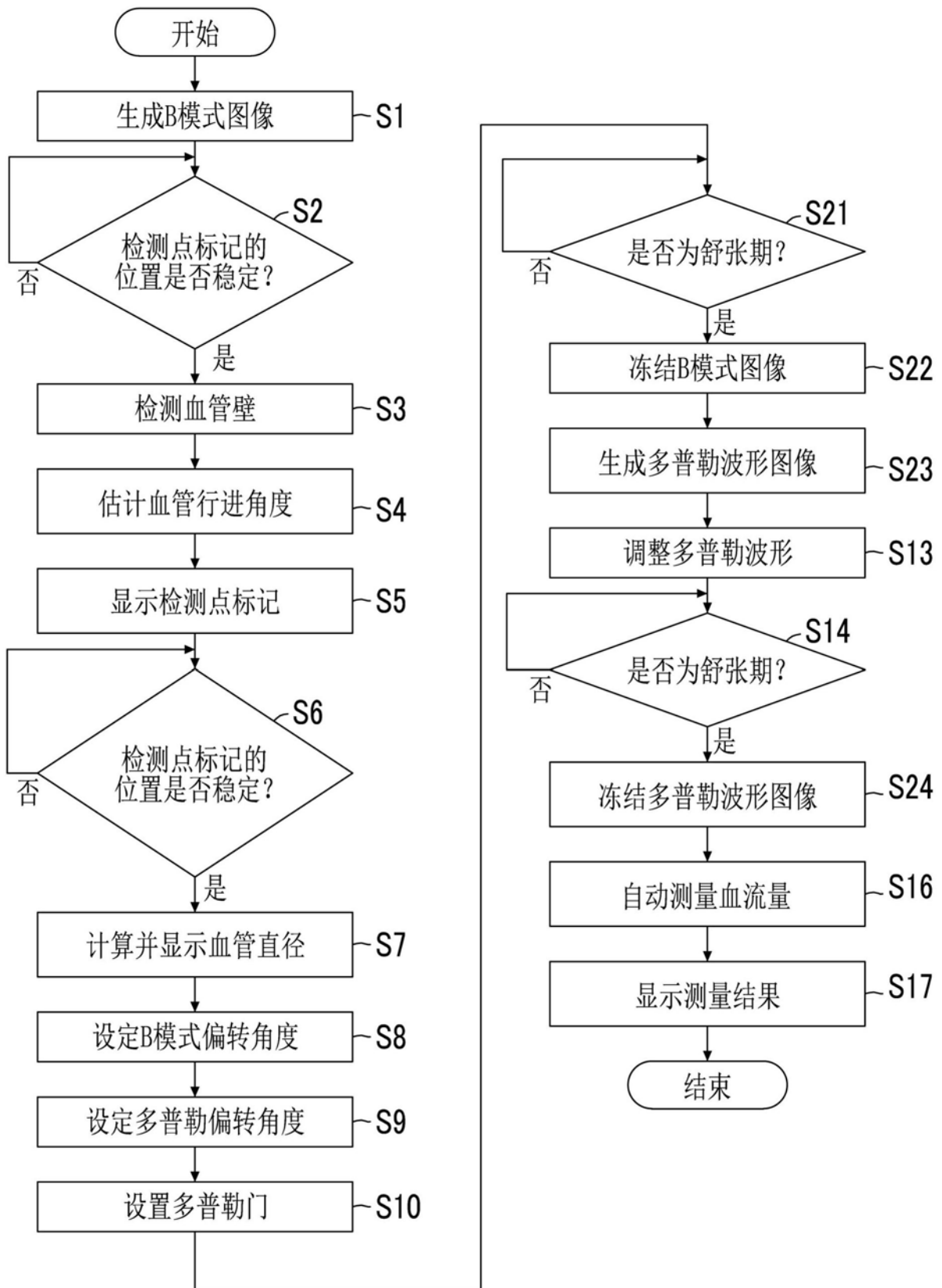


图19

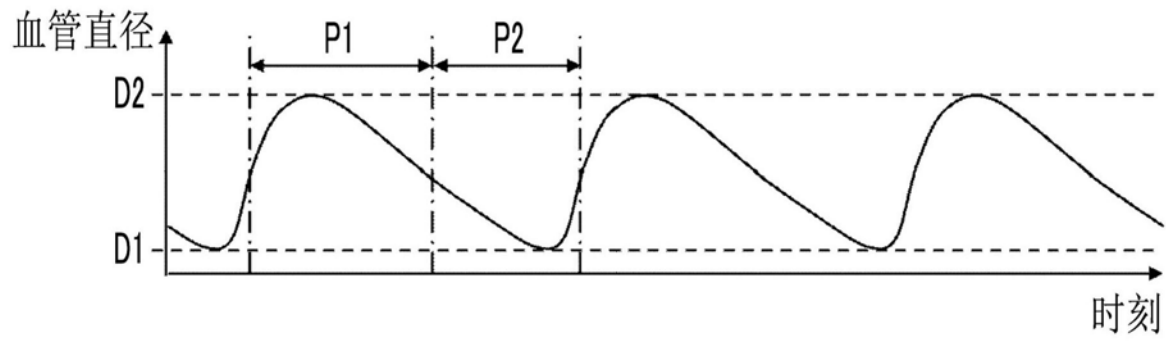


图20

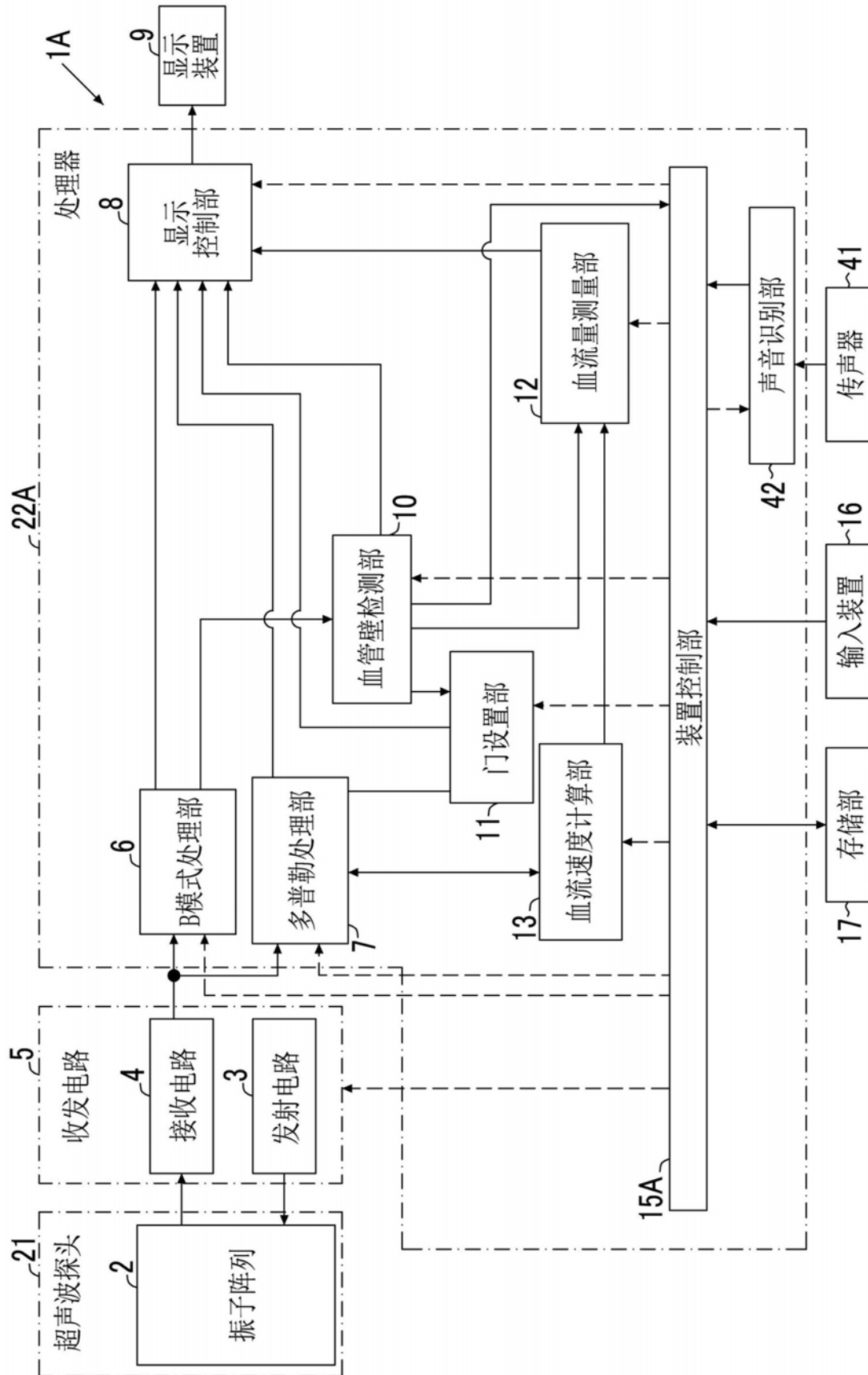


图21

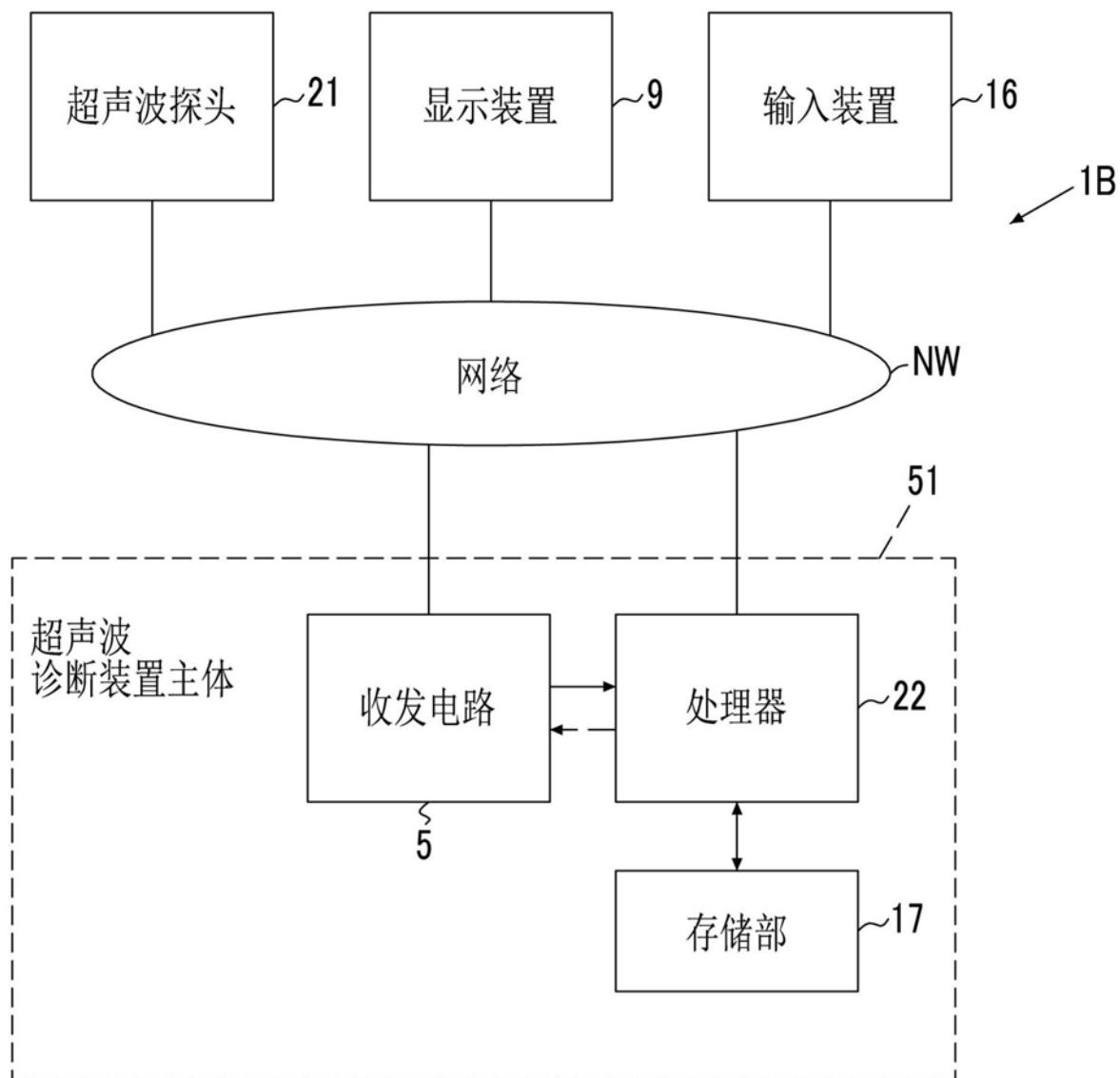


图22