



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110507356 A
(43)申请公布日 2019. 11. 29

(21)申请号 201910428514.X

(22)申请日 2019.05.22

(30)优先权数据

2018-098292 2018.05.22 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 吉新宽树 今村智久 栗田康一郎

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 牛玉婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

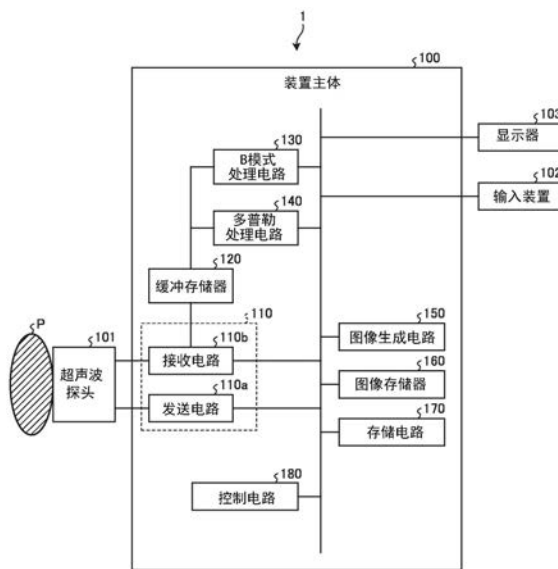
权利要求书3页 说明书23页 附图20页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

实施方式涉及超声波诊断装置。本发明要解决的课题在于提供能够适当地收集造影图像以及血流图像的超声波诊断装置。实施方式的超声波诊断装置具备收发部和图像生成部。收发部经由超声波探头执行对注入了造影剂的被检体内的第一区域进行的第一超声波扫描以及对与第一区域重叠的所述被检体内的第二区域的至少一部分进行第二超声波扫描,该第二超声波扫描包含振幅及相位中的至少一个不同的两种超声波各自的收发。图像生成部基于隔着所述第二超声波扫描对所述第一区域内的同一位置执行的多次的所述第一超声波扫描分别所取得的接收数据所构成的数据列,使用多普勒法生成一帧量的血流图像,并生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

收发部,经由超声波探头执行对注入了造影剂的被检体内的第一区域进行的第一超声波扫描以及对与所述第一区域重叠的所述被检体内的第二区域的至少一部分进行的第二超声波扫描,该第二超声波扫描包含振幅及相位中的至少一个不同的两种超声波各自的收发;以及

图像生成部,基于隔着所述第二超声波扫描对所述第一区域内的同一位置执行的多次的所述第一超声波扫描分别所取得的接收数据所构成的数据列,使用多普勒法生成一帧量的血流图像,并生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

具备血流信息取得部,该血流信息取得部针对所述第一区域内的各位置,取得在多次的所述第一超声波扫描中收集到的所述数据列,并对基于所述数据列而生成的自适应型MTI滤波器即自适应型活动目标指示器滤波器输入所述数据列,从而取得血流信息,

所述图像生成部基于所述血流信息生成血流图像,生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成部基于由所述第二超声波扫描收集到的反射波数据的一部分,生成组织图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述收发部在从一次所述第一超声波扫描中的最后的超声波的发送起经过了基于与接着该第一超声波扫描而执行的所述第二超声波扫描的造影图像中的深度所对应的时间后的定时,在该第二超声波扫描中发送最初的超声波。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备显示控制部,该显示控制部使所述血流图像以及所述造影图像同时显示于显示部。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

还具备使所述血流图像、所述造影图像以及所述组织图像同时显示于显示部的显示控制部。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

所述显示控制部使所述血流图像,所述造影图像以及所述组织图像沿横向排列地显示于所述显示部。

8. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

所述显示控制部使在所述组织图像上重叠了所述血流图像的重叠图像以及所述造影图像显示于所述显示部。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成部使所述血流图像以及所述造影图像分别相互独立地存储于存储部。

10. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成部使所述血流图像、所述造影图像以及所述组织图像分别相互独立地存储于存储部。

11. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成部生成将多个所述造影图像或者多个所述血流图像在时间方向上叠加而得到的叠加图像，

所述显示控制部还使所述叠加图像显示于所述显示部。

12. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其中，

所述图像生成部按照每个像素从多个所述造影图像或者多个所述血流图像之中选择最大亮度，并生成各像素以所述最大亮度表示的最大亮度图像，

所述显示控制部还使所述最大亮度图像显示于所述显示部。

13. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其中，

所述图像生成部将所述造影图像与所述组织图像合成而生成合成图像，

所述显示控制部还使所述合成图像显示于所述显示部。

14. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其中，

所述显示控制部还使表示对所述血流图像、所述造影图像以及所述组织图像的至少一个图像进行解析的解析结果的解析结果图像显示于所述显示部。

15. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其中，

所述显示控制部还使辅助图像显示于所述显示部，该辅助图像示出使用了所述血流图像、所述造影图像以及所述组织图像的至少一个图像的所述被检体相关的测量结果、操作者的操作顺序、或者所述第一超声波扫描以及所述第二超声波扫描的至少一个扫描的画像质量条件。

16. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其中，

所述显示控制部还使由所述超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置收集到的所述被检体的参照图像、或者由所述超声波诊断装置收集到的并且是时相与显示中的所述血流图像、所述造影图像或者所述组织图像的时相不同或者相同的参照图像显示于所述显示部。

17. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置，其中，

所述收发部经由所述超声波探头交替地执行所述第一超声波扫描以及分别对分割了所述第二区域而得到的多个分割区域进行的所述第二超声波扫描。

18. 根据权利要求17所述的超声波诊断装置，其中，

所述收发部在所述第二超声波扫描中通过相位调制法、振幅调制法或者振幅相位调制法发送超声波，

所述多个分割区域的数量根据所述收发部通过所述相位调制法发送超声波、还是所述收发部通过所述振幅调制法发送超声波、或者是所述收发部通过所述振幅相位调制法发送超声波而不同。

19. 根据权利要求17所述的超声波诊断装置，其中，

所述收发部基于按照流速范围选择出的所述相位调制法、所述振幅调制法或者所述振幅相位调制法中的某一方法，发送超声波。

20. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其中，

所述收发部以如下方式执行所述第一超声波扫描，即：在所述第一区域内的各扫描线上将超声波的收发设为一次。

21. 根据权利要求20所述的超声波诊断装置，其中，

所述血流信息取得部将通过多次的所述第一超声波扫描在帧方向上多次收集而得到的所述接收数据所构成的所述数据列输入到所述自适应型MTI滤波器,从而取得所述血流信息。

22. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备控制部,该控制部按照流速范围变更进行所述第一超声波扫描的间隔。

23. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

还具备控制部,该控制部根据如下信息,变更进行所述第一超声波扫描的间隔,该信息表示是提高显示于所述显示部的所述血流图像的显示帧速率、还是使表示与特定的流速以下的血流相关的血流信息的血流图像的显示优先。

超声波诊断装置

[0001] 关联申请的参照

[0002] 本申请享受2018年5月22日申请的日本专利申请号2018-098292的优先权的利益,在本申请中引用该日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0003] 实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 以往,在超声波诊断装置中,进行了与各种目的相应的成像方法。例如,在超声波诊断装置中,进行了被称作对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)的造影回波法。在对比谐波成像中,例如在心脏、肝脏等检查中从静脉注入造影剂来进行图像化。通过对比谐波成像,例如可得到描绘了被检体内的血管的造影图像。

[0005] 另外,在超声波诊断装置中,例如进行使用多普勒效应对血液的流动进行图像化的多普勒法。例如,超声波诊断装置通过对同一位置的数据列应用MTI(Moving Target Indicator,活动目标指示器)滤波器,来抑制来自于静止的组织、或者运动慢的组织的信号(杂波信号),提取来自于血流的信号。然后,超声波诊断装置根据该血流信号推断血流的速度、血流的方差、血流的强度等血流信息,生成表示例如以二维彩色显示了推断结果的分布的血流图像(彩色多普勒图像)的血流图像数据。

发明内容

[0006] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够适当地收集造影图像以及血流图像的超声波诊断装置。

[0007] 实施方式的超声波诊断装置具备收发部和图像生成部。收发部经由超声波探头执行对注入了造影剂的被检体内的第一区域进行的第一超声波扫描以及对与所述第一区域重叠的所述被检体内的第二区域的至少一部分进行的第二超声波扫描,该第二超声波扫描包含振幅及相位中的至少一个不同的两种超声波各自的收发。图像生成部基于隔着所述第二超声波扫描对所述第一区域内的同一位置执行的多次的所述第一超声波扫描分别所取得的接收数据所构成的数据列,使用多普勒法,生成一帧量的血流图像,并生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。

[0008] 发明效果

[0009] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够适当地收集造影图像以及血流图像。

附图说明

[0010] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0011] 图2是用于说明第一实施方式的第一超声波扫描以及第二超声波扫描的一个例子的图。

- [0012] 图3是用于说明第一实施方式的第一超声波扫描以及第二超声波扫描的一个例子的图。
- [0013] 图4是用于说明在第一实施方式中使用相位调制法的情况下的一个例子的图。
- [0014] 图5是用于说明在第一实施方式中使用振幅调制法的情况下的一个例子的图。
- [0015] 图6是用于对第一实施方式的第一超声波扫描的一个例子进行说明的图。
- [0016] 图7是用于对第一实施方式的图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0017] 图8是用于说明第一实施方式的多普勒处理电路以及图像生成电路所进行的第一生成处理的流程的一个例子的流程图。
- [0018] 图9是用于说明第一实施方式的B模式处理电路以及图像生成电路所进行的第二生成处理的流程的一个例子的流程图。
- [0019] 图10是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0020] 图11是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0021] 图12是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0022] 图13是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0023] 图14是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0024] 图15是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0025] 图16是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0026] 图17是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0027] 图18是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0028] 图19是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0029] 图20是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0030] 图21是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0031] 图22是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0032] 图23是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。
- [0033] 图24是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

行说明的图。

[0034] 图25是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

[0035] 图26是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

[0036] 图27是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

[0037] 图28是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

[0038] 图29是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。

[0039] 图30A是表示残留回波的一个例子的图。

[0040] 图30B是表示残留回波的一个例子的图。

[0041] 图31A是用于说明在第二超声波扫描中使用相位调制法的情况下的残留回波对策的图。

[0042] 图31B是用于说明在第二超声波扫描中使用振幅调制法的情况下的残留回波对策的图。

[0043] 图32是基于图30A或者图30B所示的第二超声波扫描的造影图像的一个例子。

[0044] 图33是基于图31A或者图31B所示的第二超声波扫描的造影图像的一个例子。

具体实施方式

[0045] 实施方式的超声波诊断装置具备收发部和图像生成部。收发部经由超声波探头执行对注入了造影剂的被检体内的第一区域进行的第一超声波扫描以及对与所述第一区域重叠的所述被检体内的第二区域的至少一部分进行的第二超声波扫描,该第二超声波扫描包含振幅及相位中的至少一个不同的两种超声波各自的收发。图像生成部基于隔着所述第二超声波扫描对所述第一区域内的同一位置执行的多次的所述第一超声波扫描分别所取得的接收数据所构成的数据列,使用多普勒法,生成一帧量的血流图像,并生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。

[0046] 以下,一边参照附图,一边对实施方式的超声波诊断装置进行说明。另外,也可以将在一个实施方式或者变形例中记载的内容对于其他实施方式或者其他变形例也同样采用。

[0047] (第一实施方式)

[0048] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所例示,第一实施方式的超声波诊断装置1具有装置主体100、超声波探头101、输入装置102、以及显示器103。

[0049] 超声波探头101例如具有压电振子等多个元件。这些多个元件基于从装置主体100所具有的收发电路110的发送电路110a供给的驱动信号,产生超声波。另外,超声波探头101将来自被检体P的反射波接收而转换为电信号。另外,超声波探头101例如具有设于压电振子的耦合层、以及防止从压电振子向后方的超声波的传播的背衬件等。另外,超声波探头

101装卸自如地与装置主体100连接。

[0050] 如果从超声波探头101向被检体P发送超声波,则发送来的超声波在被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面被逐个反射,作为反射波信号被超声波探头101所具有的多个元件接收。所接收的反射波信号的振幅取决于超声波被反射的不连续面上的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲被移动中的血流、心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号,根据多普勒效应,取决于移动体的相对于超声波发送方向的速度分量,受到频率偏移。而且,超声波探头101将反射波信号输出到后述的收发电路110的接收电路110b。

[0051] 超声波探头101可与装置主体100装卸地被设置。在进行被检体P内的二维区域的扫描(二维扫描)的情况下,操作者例如将以一系列的方式配置了多个压电振子而成的1D阵列探头作为超声波探头101而与装置主体100连接。1D阵列探头是线型超声波探头、凸面型超声波探头、扇面型超声波探头等。另外,在进行被检体P内的三维区域的扫描(三维扫描)的情况下,操作者例如将机械4D探头或2D阵列探头作为超声波探头101而与装置主体100连接。机械4D探头能够如1D阵列探头那样,使用以一系列的方式排列的多个压电振子进行二维扫描,并且通过使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动而能够进行三维扫描。另外,2D阵列探头通过以矩阵状配置的多个压电振子,从而能够进行三维扫描,并且通过将超声波聚束并发送而能够进行二维扫描。

[0052] 输入装置102例如由鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚开关、跟踪球、操纵杆等的输入机构实现。输入装置102受理来自超声波诊断装置1的操作者的各种设定请求,将所受理的各种设定请求向装置主体100转送。

[0053] 显示器103例如显示用于供超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface)、或显示由在装置主体100中生成的超声波图像数据表示的超声波图像等。显示器103由液晶显示器、CRT(Cathode Ray Tube)显示器等实现。

[0054] 装置主体100基于超声波探头101接收到的反射波信号来生成超声波图像数据。另外,超声波图像数据是图像数据的一个例子。装置主体100能够基于超声波探头101接收到的与被检体P的二维区域对应的反射波数据来生成二维的超声波图像数据。另外,装置主体100能够基于超声波探头101接收到的与被检体P的三维区域对应的反射波数据来生成三维的超声波图像数据。如图1所示,装置主体100具有收发电路110、缓冲存储器120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、以及控制电路180。

[0055] 收发电路110接收控制电路180的控制而使超声波从超声波探头101发送,并且使超声波探头101接收超声波(超声波的反射波)。即,收发电路110经由超声波探头101执行超声波扫描(超声波scan)。收发电路110是收发部的一个例子。收发电路110具有发送电路110a与接收电路110b。

[0056] 发送电路110a接收控制电路180的控制而使超声波从超声波探头101发送。发送电路110a具有速率脉冲产生电路、发送延迟电路、以及发送脉冲器,向超声波探头101供给驱动信号。在对被检体P内的二维区域进行扫描(scan)的情况下,发送电路110a使用来扫描二维区域的超声波束从超声波探头101发送。另外,在对被检体P内的三维区域进行扫描的情况下,发送电路110a使用来扫描三维区域的超声波束从超声波探头101发送。

[0057] 速率脉冲产生电路以规定的速率频率 (PRF: Pulse Repetition Frequency, 脉冲重复频率) 重复产生用于形成发送超声波 (发送束) 的速率脉冲。速率脉冲经由发送延迟电路, 从而电压被以具有不同的发送延迟时间的状态向发送脉冲器施加。例如, 发送延迟电路对由速率脉冲产生电路产生的各速率脉冲赋予如下的发送延迟时间, 该发送延迟时间是从超声波探头101产生的超声波聚束为束状并决定发送指向性所需的每个压电振子的发送延迟时间。发送脉冲器以基于该速率脉冲的定时, 向超声波探头101施加驱动信号 (驱动脉冲)。另外, 发送延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的发送延迟时间变化, 来任意地调整来自压电振子面的超声波的发送方向。

[0058] 驱动脉冲在从发送脉冲器经由线缆传递到超声波探头101内的压电振子之后, 在压电振子中被从电信号转换为机械振动。通过该机械振动而产生的超声波被向生物体内部发送。这里, 按照每个压电振子而拥有不同的发送延迟时间的超声波被聚束, 被向规定方向传输。

[0059] 另外, 发送电路110a具有为了接受控制电路180的控制来执行规定的扫描次序而能够瞬时地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是, 发送驱动电压的变更由能够瞬间切换该值的线性放大器型的发信电路、或者将多个电源单元电切换的机构实现。

[0060] 由超声波探头101发送的超声波的反射波在到达超声波探头101内部的压电振子之后, 在压电振子中被从机械振动转换为电信号 (反射波信号), 并被向接收电路110b输入。接收电路110b具有前置放大器、A/D (Analog to Digital) 转换器、和正交检波电路等, 对于超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理, 生成反射波数据。而且, 接收电路110b将所生成的反射波数据储存于缓冲存储器120。

[0061] 前置放大器将反射波信号按照每个信道放大而进行增益调整 (增益校正)。A/D转换器通过对增益校正后的反射波信号进行A/D转换, 将增益校正后的反射波信号转换为数字信号。正交检波电路将A/D转换后的反射波信号转换为基带域的同相信号 (I信号, I: In-phase) 和正交信号 (Q信号, Q: Quadrature-phase)。而且, 正交检波电路将I信号以及Q信号 (IQ信号) 作为反射波数据储存于缓冲存储器120。

[0062] 接收电路110b根据超声波探头101接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外, 接收电路110b根据超声波探头101接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0063] 这里, 本实施方式的超声波诊断装置1同时显示表示血流信息的血流图像、描绘了细微的毛细血管等组织灌流的造影图像以及表示组织形状的组织图像。另外, 血流图像是由作为血流图像数据的彩色多普勒图像数据表示的图像。另外, 造影图像是由作为造影图像数据的B模式图像数据表示的图像。另外, 组织图像是由作为组织图像数据的B模式图像数据表示的图像。

[0064] 而且, 为了进行这样的显示, 收发电路110以多普勒模式执行用于收集血流图像数据的超声波扫描 (第一超声波扫描), 并且以B模式执行用于收集组织图像数据以及造影图像数据的超声波扫描 (第二超声波扫描)。第一超声波扫描是对注入了造影剂的被检体P内的区域 (第一区域) 进行的超声波扫描, 并且是取得第一区域内的血流信息的超声波扫描。第二超声波扫描是取得被检体P内的区域 (第二区域) 内的组织形状的信息以及与细微的毛细血管等组织灌流相关的信息的超声波扫描。

[0065] 即,收发电路110在收集组织图像数据以及造影图像数据时,并非分别进行用于收集组织图像的超声波扫描以及用于收集造影图像的超声波扫描,而是执行一个第二超声波扫描。即,仅通过收发电路110执行第一超声波扫描以及第二超声波扫描的这两种超声波扫描,超声波诊断装置1就能够收集血流图像、组织图像以及造影图像这三种图像。

[0066] 第一区域与第二区域只要至少一部分重叠即可。第一区域的范围与第二区域的范围可以是相同的范围,也可以第一区域的范围比第二区域的范围小,也可以第二区域的范围比第一区域的范围小。

[0067] 缓冲存储器120是暂时地存储由收发电路110生成的反射波数据的存储器。例如,缓冲存储器120存储几个帧的反射波数据、或者几个体积的反射波数据。例如,缓冲存储器120通过接收电路110b的控制,存储规定数量的帧量的反射波数据。而且,缓冲存储器120在存储了规定数量的帧量的反射波数据的状态下,在由接收电路110b新生成了1帧量的反射波数据的情况下,接受接收电路110b的控制,丢弃生成的时间最早的1帧量的反射波数据,存储新生成的1帧量的反射波数据。例如,缓冲存储器120由RAM(Random Access Memory)、闪存等半导体存储器元件实现。另外,由收发电路110生成的1帧量的反射波数据是指1个收集帧量的反射波数据。

[0068] B模式处理电路130以及多普勒处理电路140是从缓冲存储器120读出反射波数据、并对读出的反射波数据进行各种信号处理的信号处理部。

[0069] B模式处理电路130对于从缓冲存储器120读出的反射波数据进行对数放大以及包络线检波处理等,生成将每个采样点的信号强度(振幅强度)用亮度的明暗表现的数据(B模式数据)。B模式处理电路130将所生成的B模式数据向图像生成电路150输出。B模式处理电路130例如由处理器实现。

[0070] 另外,B模式处理电路130通过使检波频率变化,能够改变影像化的频带域。通过使用该B模式处理电路130的功能,第一实施方式的超声波诊断装置1能够执行将来自造影剂的非线性信号影像化的对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)。例如,B模式处理电路130能够生成成为造影图像数据的基础的B模式数据(第二B模式数据)。关于第一实施方式的B模式处理电路130所进行的具体的处理,将在后面详细叙述。

[0071] 多普勒处理电路140通过对从缓冲存储器120读出的反射波数据进行频率解析,提取出基于多普勒效应的移动体(血流及组织、造影剂回波分量等)的运动信息,生成表示提取出的运动信息的数据(多普勒数据)。例如,多普勒处理电路140遍及多点地提取平均速度、平均方差值以及平均强度值等,作为移动体的运动信息,并生成表示提取出的移动体的运动信息的多普勒数据。多普勒处理电路140将所生成的多普勒数据向图像生成电路150输出。

[0072] 使用上述的多普勒处理电路140的功能,第一实施方式的超声波诊断装置1能够执行也被称为彩色血流成像(CFM:Color Flow Mapping)法的彩色多普勒法。在彩色血流成像法中,超声波的收发在多个扫描线上被进行多次。而且,在彩色血流成像法中,通过对同一位置的数据列应用MTI(Moving Target Indicator)滤波器,从同一位置的数据列抑制来自于静止的组织、或运动慢的组织的信号(杂波信号)而提取来自于血流的信号。而且,在彩色血流成像法中,根据该血流信号推断血流的速度、血流的方差、血流的强度等血流信息。后述的图像生成电路150生成例如以二维彩色显示了血流信息的推断结果的分布而成的超声

波图像数据(血流图像数据:彩色多普勒图像数据)。然后,显示器103显示血流图像数据所示的血流图像。

[0073] 本实施方式的多普勒处理电路140使用根据输入信号使系数变化的自适应型的MTI滤波器作为MTI滤波器。例如,多普勒处理电路140使用被称为“Eigenvector Regression Filter,本征向量回归滤波器”的滤波器作为自适应型的MTI滤波器。以下,将作为使用了本征向量的自适应型MTI滤波器的“Eigenvector Regression Filter”记载为“本征向量型MTI滤波器”。

[0074] 本征向量型MTI滤波器根据相关矩阵计算本征向量,根据计算出的本征向量,计算在杂波成分抑制处理中使用的系数。该方法应用了主成分分析、K-L变换(Karhunen-Loeve transform)、本征空间法中使用的方法。

[0075] 使用本征向量型MTI滤波器的第一实施方式的多普勒处理电路140根据同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据列,计算第一区域的相关矩阵。然后,多普勒处理电路140计算相关矩阵的本征值以及该本征值所对应的本征向量。然后,多普勒处理电路140计算基于各本征值的大小而减少了排列有各本征向量的矩阵的秩后的矩阵,作为抑制杂波成分的滤波矩阵。

[0076] 然后,多普勒处理电路140使用滤波矩阵,从同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据列中确定出杂波成分被抑制、且提取了来自于血流的血流信号的数据列。然后,多普勒处理电路140进行使用了所确定的数据列的自相关运算等运算,推断血流信息。然后,多普勒处理电路140将表示推断出的血流信息的多普勒数据向图像生成电路150输出。另外,关于第一实施方式的多普勒处理电路140所进行的具体的处理,将在之后详细叙述。多普勒处理电路140例如由处理器实现。多普勒处理电路140是血流信息取得部的一个例子。

[0077] B模式处理电路130以及多普勒处理电路140能够对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这两方进行处理。

[0078] 图像生成电路150根据B模式处理电路130以及多普勒处理电路140所输出的数据,生成超声波图像数据。图像生成电路150根据B模式处理电路130所生成的二维的B模式数据,生成以亮度表示反射波的强度的二维B模式图像数据。另外,图像生成电路150根据多普勒处理电路140所生成的二维的多普勒数据,生成血流信息被影像化了的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、强度图像数据、或者组合这些而得到的图像数据。图像生成电路150根据作为血流信息的多普勒数据,生成以彩色显示血流信息的血流图像数据作为多普勒图像数据,或生成以灰度显示一个血流信息的血流图像数据。图像生成电路150由处理器实现。

[0079] 这里,图像生成电路150一般来说将超声波扫描的扫描线信号列转换为以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列(扫描变换),生成显示用的超声波图像数据。例如,图像生成电路150根据超声波探头101的超声波的扫描方式来进行坐标转换,从而生成显示用的超声波图像数据。另外,图像生成电路150在扫描变换以外,作为各种图像处理,进行例如使用扫描变换后的多个图像帧来再次生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成电路150对超声波图像数据合成各种参数的字符信息、刻度、身体标记等。

[0080] 进而,图像生成电路150通过对由B模式处理电路130生成的三维的B模式数据进行坐标转换,生成三维B模式图像数据。另外,图像生成电路150通过对由多普勒处理电路140生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,生成三维多普勒图像数据。即,图像生成电路150生成“三维的B模式图像数据以及三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”。而且,图像生成电路150为了生成用来将体数据用显示器103显示的各种二维图像数据,而对体数据进行各种绘制处理。

[0081] 作为图像生成电路150所进行的绘制处理,例如有进行剖面重建法(MPR:Multi Planar Reconstruction)而根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外,作为图像生成电路150所进行的绘制处理,例如有生成反映了三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。图像生成电路150是图像生成部的一个例子。

[0082] B模式数据以及多普勒数据是扫描变换处理前的超声波图像数据,图像生成电路150生成的数据是扫描变换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,也将B模式数据以及多普勒数据称作原始数据(Raw Data)。

[0083] 图像存储器160是存储由图像生成电路150生成的各种图像数据的存储器。另外,图像存储器160还存储由B模式处理电路130以及多普勒处理电路140生成的数据。图像存储器160存储的B模式数据、多普勒数据例如能够在诊断后由操作者调用,经由图像生成电路150而成为显示用的超声波图像数据。例如,图像存储器160由RAM、闪存等半导体存储器元件、硬盘或者光盘实现。

[0084] 存储电路170存储用来进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医生的见解等)、诊断协议、各种身体标记等各种数据。另外,存储电路170根据需要,也被用于图像存储器160存储的数据的保管等。例如,存储电路170由闪存等半导体存储器元件、硬盘或者光盘实现。

[0085] 控制电路180控制超声波诊断装置1的处理整体。具体而言,控制电路180基于经由输入装置102从操作者输入的各种设定请求、从存储电路170读入的各种控制程序以及各种数据,控制收发电路110、B模式处理电路130、多普勒处理电路140以及图像生成电路150的处理。另外,控制电路180控制显示器103,以显示由存储于图像存储器160的显示用的超声波图像数据表示的超声波图像。控制电路180是显示控制部或者控制部的一个例子。控制电路180例如由处理器实现。超声波图像是图像的一个例子。

[0086] 另外,控制电路180经由收发电路110控制超声波探头101,从而进行超声波扫描的控制。例如,控制电路180进行上述第一超声波扫描以及第二超声波扫描的控制。

[0087] 上述说明中使用的“处理器”这一词语,例如是指CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、面向特定用途的集成电路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、或者可编程逻辑器件(例如,简单可编程逻辑器件(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件(Complex Programmable Logic Device:CPLD)或现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA))等的电路。处理器通过将保存在存储电路170中的程序读出并执行而实现功能。另外,也可以构成为,代替在存储电路170保存程序而将程序直接编入到处理器的电路内。在该情况下,处理器通过将编入在电路内的程序读出并执行而实现功能。另外,本实施方式的各处理器并不限于按照每个处理器而构成为单一的电路的情况,也可以将多个独立

的电路组合而构成一个处理器,来实现其功能。进而,也可以将图1中的多个构成要素综合为一个处理器来实现其功能。

[0088] 以上,说明了第一实施方式的超声波诊断装置1的整体构成。

[0089] 在第一实施方式中,收发电路110经由超声波探头101交替地执行第一超声波扫描以及第二超声波扫描。另外,第一超声波扫描的扫描方式是将由多个扫描线形成的第一区域中的超声波收发在各扫描线上设为一次的扫描方式。通过这样的扫描方式,能够提高帧速率。以下,将上述的第一超声波扫描记载为“高帧速率用超声波扫描”,将通过“高帧速率用超声波扫描”进行的CFM法记载为“高帧速率法”。

[0090] 这里,在通常的彩色多普勒法中,在同一方向上进行多次超声波收发,由此从接收的信号中提取血流信号。通过该超声波收发得到的来自同一位置的反射波信号(反射波数据)的数据列被称为数据包。数据包大小是为了得到1帧的血流信息而在同一方向上进行的超声波收发的次数。一般的彩色多普勒法中的数据包大小为5到16左右。对于本征向量型MTI滤波器的性能而言,数据包大小越大时越会提高,但若增大数据包大小,则帧速率降低。

[0091] 另一方面,在高帧速率法中,能够对各帧的相同位置的数据列在帧方向(时间方向)上进行处理。例如,在高帧速率法中,能够将MTI滤波处理设为从数据包这一有限长度的数据处理到对无限长度的数据的处理。其结果,通过高帧速率法,能够提高MTI滤波器的性能,结果,也能够检测出与低流速的血流相关的血流信息,另外,能够以较高的帧速率显示表示血流信息的血流图像。

[0092] 第一实施方式的控制电路180使第二超声波扫描与基于高帧速率用超声波扫描的第一超声波扫描一同通过以下说明的扫描方式执行。

[0093] 控制电路180将第二区域分割为多个分割区域,在第一超声波扫描期间以时分方式使超声波探头101执行针对多个分割区域的各个分割区域的第二超声波扫描。即,收发电路110经由超声波探头101交替地执行第一超声波扫描以及针对分割了第二区域而成的多个分割区域的各个分割区域进行的第二超声波扫描。因而,在第一实施方式中,收发电路110在第一超声波扫描期间执行第二超声波扫描,在进行几个帧的第一超声波扫描的期间,使一帧量的第二超声波扫描完成。根据该扫描方式,第一实施方式的超声波诊断装置1能够在第一超声波扫描与第二超声波扫描中独立地设定超声波收发条件(画像质量条件)。

[0094] 对第一超声波扫描以及第二超声波扫描进行说明。图2以及图3是用于说明第一实施方式的第一超声波扫描以及第二超声波扫描的一个例子的图。如图2所示,控制电路180根据来自操作者的指示、初期设定的信息等,将第二区域分割为四个分割区域(第一分割区域~第四分割区域)。图2所示的“C”表示使用B模式中的对比谐波成像用的收发条件进行第二超声波扫描的分割区域。分割区域由至少一条扫描线形成。

[0095] 例如,在本实施方式中,在第二超声波扫描中,也可以使用相位调制法(PM:Phase Modulation)。相位调制法是例如在构成扫描范围的各扫描线上发送相位不同的两种超声波、并将基于两种超声波各自的反射波的反射波数据相加的方法。在本实施方式中,在使用相位调制法的情况下,收发电路110在构成分割区域的各扫描线上发送相位不同的两种超声波,B模式处理电路130将基于两种超声波各自的反射波的反射波数据相加。在使用相位调制法的情况下,第二超声波扫描包含相位不同的两种超声波各自的收发。

[0096] 另外,在第二超声波扫描中,也可以使用振幅调制法(AM:Amplitude

Modulation)。振幅调制法是例如在构成扫描范围的各扫描线上发送以相同的相位将振幅的比率调制为“1:2:1”的三个超声波、并对基于三个超声波各自的反射波的反射波数据进行加减法处理的方法。在本实施方式中,在使用振幅调制法的情况下,收发电路110在构成分割区域的各扫描线上依次发送振幅为“0.5”的超声波、振幅为“1”的超声波以及振幅为“0.5”的超声波。即,收发电路110发送振幅不同的两种超声波。然后,B模式处理电路130对基于三个超声波(两种超声波)各自的反射波的反射波数据进行加减法处理。在使用振幅调制法的情况下,第二超声波扫描包含振幅不同的两种超声波各自的收发。

[0097] 在第二超声波扫描中,由操作者选择使用相位调制法以及振幅调制法的哪一种。例如,相位调制法具有如下特性:由于发送超声波的频率相对较高,为了从造影剂中提取2次高谐波分量而接收频率相对较高,因此可得到空间分辨率相对较高的超声波图像,另一方面,穿透度(penetration)不好。另一方面,振幅调制法具有如下特性:由于发送超声波的频率相对较低,接收频率与发送频率大致相同,因此穿透度良好,另一方面,超声波图像的空间分辨率相对较低。操作者考虑这种特性,操作输入装置102,选择相位调制法或者振幅调制法的某一个。

[0098] 例如,在由操作者选择了相位调制法的情况下,控制电路180将表示相位调制法的信息“0”储存于存储电路170的全部存储区域中的规定区域。另外,在由操作者选择了振幅调制法的情况下,将表示振幅调制法的信息“1”储存于存储电路170的规定区域。而且,控制电路180在执行第二超声波扫描时,参照存储电路170的规定区域。在所参照的结果所得到的信息表示“0”的情况下,控制电路180控制收发电路110、B模式处理电路130,以执行使用了上述相位调制法的处理。另一方面,在所参照的结果所得到的信息表示“1”的情况下,控制电路180控制收发电路110、B模式处理电路130,以执行使用了上述振幅调制法的处理。

[0099] 另外,图2所示的“D”示出了使用彩色多普勒模式用的收发条件进行第一超声波扫描的第一区域。例如,图2所示的“D”成为执行以上述的高帧速率法进行的超声波扫描的范围。即,第一超声波扫描并非如一般的彩色多普勒那样在同一方向上多次发送超声波而多次接收反射波,而是在各扫描线上进行一次超声波收发。收发电路110作为第一超声波扫描,对形成第一区域的多个扫描线的各个扫描线进行各一次超声波收发,从而执行基于如下方法(高帧速率法)的超声波扫描,该方法为,使用多个帧(多个收集帧)量的反射波,取得血流信息。

[0100] 如图2所示,首先,收发电路110执行针对第一分割区域的第二超声波扫描(步骤S1),执行针对第一区域(一帧量)的第一超声波扫描(步骤S2)。然后,收发电路110执行针对第二分割区域的第二超声波扫描(步骤S3),执行针对第一区域的第一超声波扫描(步骤S4)。然后,收发电路110执行针对第三分割区域的第二超声波扫描(步骤S5),执行针对第一区域的第一超声波扫描(步骤S6)。然后,收发电路110执行针对第四分割区域的第二超声波扫描(步骤S7),执行针对第一区域的第一超声波扫描(步骤S8),返回步骤S1。

[0101] 这里,如图2例示,控制由收发电路110进行的第一超声波扫描的控制电路180将进行第一超声波扫描的间隔设为等间隔。即,第一区域的“某个扫描线”上的“点X”在图2的步骤S2、S4、S6以及S8的第一超声波扫描中各扫描一次,但其扫描间隔被控制为一定的“T”。例如,控制电路180使第二超声波扫描所需的时间相同,使进行第一超声波扫描的间隔为等间隔。例如,控制电路180将在图2的步骤S1、S3、S5以及S7中进行的第二超声波扫描所需的时

间控制为相同的时间。控制电路180使分割第二区域而成的各分割区域的大小、扫描线数、扫描线密度以及深度等相同。例如,如果扫描线数相同,则第二超声波扫描所需的时间相同。多普勒处理电路140对第一区域的帧间的相同位置的数据列(图2所示的“ X_{n-3} 、 X_{n-2} 、 X_{n-1} 、 X_n 、 \dots ”)进行后述的处理,输出“点X”的血流信息。另外,在上述的方法中,具有显示控制功能的控制电路180并非以“4T”间隔对显示于显示器103的组织图像进行更新,而是以“T”间隔对分割区域所对应的组织图像的一部分进行更新。

[0102] 在以往的彩色多普勒的处理中,对在数据包内闭合了的数据列进行“MTI滤波处理”以及“速度·方差·强度推断处理”。因此,在以往的彩色多普勒的处理中,只能用一个数据包输出一个血流信息。与此相对,在以高帧速率法的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,扫描自身没有数据包这一概念。因此,在以上述的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,用于输出一个血流信息的处理中使用的数据列的数据长度能够任意地变更。

[0103] 进而,在以上述的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,能够使如下两种数据列重复,即:用于输出之前的时相的血流信息的处理所使用的数据列,和用于输出下一时相的血流信息的处理所使用的数据列。

[0104] 关于这一点,使用图3进行说明。在图3中,例示了第一区域与第二区域为相同的扫描范围、其扫描范围由从第一扫描线到第八扫描线的八条扫描线形成的情况。另外,在图3中,将八条扫描线分别沿方位方向(超声波探头101的振子的排列方向)表示为“1、2、3、4、5、6、7、8”。另外,在图3中,用涂黑的矩形表示第二超声波扫描,用空心的矩形表示第一超声波扫描。图3是例示了以第一实施方式中进行的扫描方式来扫描图2所示的扫描范围的情况的图。具体而言,在图3中,示出了图2所示的第一区域由八条扫描线形成的情况、和将作为与第一区域相同的区域的第二区域分割为四个后得到的分割区域由两条扫描线形成的情况。

[0105] 在图3所例示的扫描中,按照从第一扫描线到第二扫描线的顺序进行第二超声波扫描。在进行了第二扫描线的第二超声波扫描之后,按照从第一扫描线到第八扫描线的顺序进行第一超声波扫描(第一次的第一超声波扫描)。

[0106] 然后,在进行了第一次的第一超声波扫描之后,按照从第三扫描线到第四扫描线的顺序进行第二超声波扫描。在进行了第四扫描线的第二超声波扫描之后,再次按照从第一扫描线到第八扫描线的顺序进行第一超声波扫描(第二次的的第一超声波扫描)。

[0107] 然后,在按照从第五扫描线到第六扫描线的顺序进行了第二超声波扫描之后,再次按照从第一扫描线到第八扫描线的顺序进行第一超声波扫描(第三次的的第一超声波扫描)。

[0108] 然后,在按照从第七扫描线到第八扫描线的顺序进行了第二超声波扫描之后,再次按照从第一扫描线到第八扫描线的顺序进行第一超声波扫描(第四次的的第一超声波扫描)。对于第四次的的第一超声波扫描以后,也同样交替地执行第二超声波扫描与第一超声波扫描。即,在第一实施方式中,收发电路110交替地执行针对第一区域的第一超声波扫描以及针对第二区域的一部分(分割区域)的第二超声波扫描。

[0109] 这里,例如对数据列的数据长度被设定为“4”、所显示的帧间的数据列的重复数被设定为“3”的情况进行说明。在这种情况下,多普勒处理电路140根据从第一次的第一超声波扫描到第四次的的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据,生成第一帧用的多普勒数据。即,多普勒处理电路140根据通过与数据列的数据长度“4”对应的四次第一超声波扫描

收集到的反射波数据,生成第一帧用的多普勒数据。该多普勒数据是成为血流图像数据的基础的数据。然后,图像生成电路150根据第一帧用的多普勒数据,生成第一帧的血流图像数据。然后,控制电路180使显示器103显示第一帧的血流图像数据所表示的第一帧的血流图像。

[0110] 接下来,多普勒处理电路140根据从第二次的的第一超声波扫描到第五次的的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据,生成第二帧用的多普勒数据。这里,从第二次的的第一超声波扫描到第五次的的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据和从上述第一次的第一超声波扫描到第四次的的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据,与从第二次的的第一超声波扫描到第四次的的第一超声波为止收集到的反射波数据重复。即,反射波数据以相当于重复数“3”的数量重复。

[0111] 然后,根据第二帧用的多普勒数据,生成第二帧的血流图像数据。然后,在显示器103上显示第二帧的血流图像数据所示的第二帧的血流图像。同样,根据从第三次的的第一超声波扫描到第六次的的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据,生成第三帧用的多普勒数据。即,若将N设为正的整数,则根据从第N次的的第一超声波扫描到第(N+3)的第一超声波扫描为止收集到的反射波数据,生成第N帧用的多普勒数据。

[0112] 另外,在图3所例示的情况下,若四帧量的第一超声波扫描完成,则一帧量的第二超声波扫描完成。在图3所例示的情况下,成为在显示血流图像的1帧的期间中更新了将第二区域分割为四个而成的分割区域的图像(组织图像的一部分以及造影图像的一部分)的显示方式。

[0113] 接下来,对在第二超声波扫描中使用相位调制法的情况下的一个例子进行说明。图4是用于说明在第一实施方式中使用相位调制法的情况下的一个例子的图。在使用相位调制法的情况下,收发电路110在相同的扫描线中,如图4所示那样使超声波探头101发送极性相互不同的两种超声波11以及超声波12。

[0114] 然后,收发电路110生成基于超声波11的反射波的反射波数据以及基于超声波12的反射波的反射波数据。然后,B模式处理电路130对基于超声波11的反射波的反射波数据实施包络线检波处理等,生成成为组织图像数据的基础的B模式数据(第一B模式数据)。另外,B模式处理电路130对于在基于超声波11的反射波的反射波数据中加上了基于超声波12的反射波的反射波数据后得到的数据,实施包络线检波处理等,生成成为造影图像数据的基础的B模式数据(第二B模式数据)。然后,图像生成电路150基于第一B模式数据生成表示组织图像54的一部分(分割区域)的组织图像数据。另外,图像生成电路150基于第二B模式数据生成表示将来自造影剂的非线性信号影像化后的造影图像51的一部分(分割区域)的造影图像数据。

[0115] 接下来,对在第二超声波扫描中使用可选择的振幅调制法的情况下的一个例子进行说明。图5是用于说明在第一实施方式中使用了振幅调制法的情况下的一个例子的图。在使用了振幅调制法的情况下,收发电路110在相同的扫描线中,例如,如图5所示那样依次发送振幅为“0.5”的超声波13a、振幅为“1”的超声波13b、以及振幅为“0.5”的超声波13c。即,收发电路110发送振幅为“0.5”的超声波13a、13c以及振幅为“1”的超声波13b这两种超声波。

[0116] 然后,B模式处理电路130对基于三个超声波(两种超声波)各自的反射波的反射波

数据进行加减法处理。具体而言,若将基于超声波13a的反射波的反射波数据设为“R1”,将基于超声波13b的反射波的反射波数据设为“R2”,将基于超声波13c的反射波的反射波数据设为“R3”,则B模式处理电路130进行接下来的处理。例如,B模式处理电路130对进行了“R1-R2+R3”的加减法处理的数据实施包络线检波处理等,生成成为造影图像数据的基础的B模式数据(第二B模式数据)。另外,B模式处理电路130对基于超声波13b的反射波的反射波数据“R2”实施包络线检波处理等,生成成为组织图像数据的基础的B模式数据(第一B模式数据)。

[0117] 然后,图像生成电路150基于第一B模式数据生成表示组织图像54的一部分(分割区域)的组织图像数据。另外,图像生成电路150基于第二B模式数据生成表示来自造影剂的非线性信号被影像化后的造影图像51的一部分(分割区域)的造影图像数据。

[0118] 这样,在使用相位调制法以及振幅调制法中的哪一个的情况下,都使用由作为用于收集造影图像数据的扫描的第二超声波扫描收集到的反射波数据的一部分,生成组织图像数据。即,图像生成电路150基于在第二超声波扫描中收集到的反射波数据的一部分,生成组织图像数据。因而,根据本实施方式,仅通过执行一个第二超声波扫描,就能够收集造影图像以及组织图像。

[0119] 接下来,对第一超声波扫描的一个例子进行说明。图6是用于对第一实施方式的第一超声波扫描的一个例子进行说明的图。

[0120] 在第一超声波扫描中,收发电路110经由超声波探头101,在各扫描线中仅进行一次超声波收发。具体而言,收发电路110作为第一超声波扫描,在形成第一区域的多个扫描线的每一个中各发送一次超声波14,接收超声波14的反射波。然后,收发电路110按照每条扫描线生成基于超声波14的反射波的反射波数据。然后,收发电路110以多个帧重复以这种方式生成反射波数据的处理。然后,多普勒处理电路140根据基于多个帧的超声波14的反射波的反射波数据,推断血流信息。然后,多普勒处理电路140生成表示推断出的血流信息的多普勒数据。然后,图像生成电路150基于该多普勒数据生成表示血流图像52的血流图像数据。

[0121] 接下来,对第一实施方式的生成MTI滤波矩阵的方法的一个例子进行说明。首先,多普勒处理电路140根据通过反复进行如下扫描方式而收集到的同一位置的连续的反射波数据的数据列,计算扫描范围的相关矩阵,该扫描方式在各扫描线上将由多个扫描线形成的第一区域中的超声波收发设为一次。

[0122] 具体而言,多普勒处理电路140根据以下所示的式(1)计算相关矩阵“R_{xx}”。

$$[0123] \quad R_{xx} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m x_m^H \quad \dots(1)$$

[0124] 这里,式(1)所示的“x_m”是将某个位置“m”的数据列设为列向量而得到的值。列向量“x_m”的长度“L”是在1帧的多普勒数据(血流信息)的推断计算中使用的数据长度。例如,在图3所例示的情况下,“L”是“4”。另外,式(1)所示的“x_m^H”表示取得了“x_m”的各要素的复共轭的矩阵的转置矩阵。

[0125] 这里,位置“m”是在进行高帧速率用超声波扫描的全部空间中设定的采样点的位置。位置“m”在二维扫描的情况下由二维坐标系表示,在三维扫描的情况下由三维坐标系表

示。另外，式(1)所示的“M”是位置“m”的总数。

[0126] 即，多普勒处理电路140根据式(1)，在多个采样点分别计算数据列的自相关矩阵，并计算多个采样点各自的自相关矩阵的平均。由此，多普勒处理电路140计算第一区域的相关矩阵。相关矩阵“ R_{xx} ”根据式(1)，成为L行L列的矩阵。另外，如上述那样，计算了相关矩阵的数据列的数据长度“L”能够任意地变更。另外，计算了相关矩阵的数据列能够在显示帧之间重复设定。

[0127] 然后，多普勒处理电路140计算相关矩阵的本征值以及该本征值所对应的本征向量。即，多普勒处理电路140根据相关矩阵“ R_{xx} ”计算L组的本征值以及本征向量。然后，多普勒处理电路140基于各本征值的大小来设定排列了L个本征向量的矩阵“V”。然后，多普勒处理电路140计算减少了矩阵“V”的秩后得到的矩阵，作为抑制杂波成分的MTI滤波矩阵。多普勒处理电路140将L个本征向量分别设为L个列向量，将使L个列向量按照本征值从大到小的顺序排列的矩阵设为“V”，通过以下的式(2)，计算MTI滤波矩阵“W”。

$$[0128] \quad W = V \begin{pmatrix} 0 & & & & \\ & 0 & & & \\ & & \ddots & & \\ & & & 1 & \\ & & & & 1 \end{pmatrix} V^H \quad \dots(2)$$

[0129] 这里，式(2)所示的“ V^H ”是“V”的复共轭转置矩阵。另外，在式(2)的右边，“V”与“ V^H ”之间的矩阵是L行L列的对角矩阵。MTI滤波矩阵“W”根据式(2)成为L行L列的矩阵。这里，根据将L行L列的对角矩阵的对角要素设为几个“0”来决定减少的秩数。以下，将减少的秩数记载为“秩剪切数量(rank cut number)”。

[0130] 本征值大的列向量(本征向量)在多普勒用的扫描范围内，与基于多普勒效应的频率偏移小的、即移动速度低的杂波成分对应。式(2)计算将矩阵“V”的秩从本征值大的一方中减去了秩剪切数量个的分量(日语：成分)后得到的矩阵，对该矩阵进行基于“ V^H ”的逆转换。通过该式(2)，能够得到作为除去组织的活动成分(杂波成分)的高通滤波器而发挥功能的MTI滤波矩阵“W”。

[0131] 这里，多普勒处理电路140例如根据预先设定的值、或操作者所指定的值，决定秩剪切数量的值。如以上那样，生成自适应型MTI滤波器。即，多普勒处理电路140关于第一区域内的各位置，取得由多次第一超声波扫描收集到的数据列，基于该数据列而生成自适应型MTI滤波器。然后，多普勒处理电路140通过向生成的自适应型MTI滤波器输入数据列而取得血流信息。然后，图像生成电路150基于由多普勒处理电路140取得的血流信息，生成血流图像数据。

[0132] 接下来，参照图7，对第一实施方式的图像的显示方式的一个例子进行说明。图7是用于对第一实施方式的图像的显示方式的一个例子进行说明的图。如图7所示，在第一实施方式中，控制电路180使造影图像51、在造影图像51上重叠了血流图像52而得到的重叠图像53、以及组织图像54沿横向排列，并显示在显示器103上。另外，控制电路180使造影图像51、重叠图像53以及组织图像54同时显示于显示器103。另外，图7示出了第二区域的范围比第一区域的范围大的情况。

[0133] 这里,控制电路180可以实时地使造影图像51、重叠图像53以及组织图像同时显示于显示器103,也可以作为后处理而使造影图像51、重叠图像53以及组织图像同时显示于显示器103。

[0134] 在实时显示各种图像的情况下,作为超声波诊断装置1整体的处理,执行以下那样的处理。例如,收发电路110在每次从超声波探头101接收反射波信号时,基于接收到的反射波信号生成反射波数据。然后,每当在收发电路110中生成反射波数据时,B模式处理电路130基于反射波数据生成B模式数据。另外,每当在收发电路110中生成反射波数据时,多普勒处理电路140基于反射波数据生成多普勒数据。

[0135] 然后,每当在模式处理电路130中生成B模式数据时,图像生成电路150B基于B模式数据生成B模式图像数据(造影图像数据、组织图像数据)。另外,每当在多普勒处理电路140中生成多普勒数据时,图像生成电路150基于多普勒数据生成多普勒图像数据(血流图像数据)。另外,图像生成电路150根据基于一次第二超声波扫描的一个B模式数据,仅生成造影图像51的一部分的造影图像数据或者组织图像54的一部分的组织图像数据。另外,图像生成电路150根据基于多个(分割了第二区域的分割区域的数)第二超声波扫描的多个B模式数据,生成造影图像51整体的造影图像数据或者组织图像54整体的组织图像数据。即,图像生成电路150生成基于多个第二超声波扫描的结果的造影图像51以及组织图像54。

[0136] 而且,每当在图像生成电路150中生成造影图像数据以及组织图像数据时,控制电路180使造影图像数据所示的造影图像51的一部分以及组织图像数据所示的组织图像54的一部分显示于显示器103,将造影图像51的一部分以及组织图像54的一部分更新。

[0137] 另外,每当生成造影图像数据以及血流图像数据时,图像生成电路150使造影图像数据重叠于血流图像数据而生成重叠图像数据。而且,每当由图像生成电路150生成重叠图像数据时,控制电路180使重叠图像数据所示的重叠图像53显示于显示器103。

[0138] 另外,在作为后处理而显示各种图像的情况下,作为超声波诊断装置1整体的处理,执行以下那样的处理。例如,控制电路180从图像存储器160读出血流图像数据、造影图像数据以及组织图像数据。然后,控制电路180将造影图像数据以及血流图像数据向图像生成电路150输出。图像生成电路150若接收到造影图像数据以及血流图像数据,则使造影图像数据重叠于血流图像数据而生成重叠图像数据。

[0139] 然后,控制电路180使造影图像数据所示的造影图像51、重叠图像数据所示的重叠图像53、以及组织图像数据所示的组织图像54显示于显示器103。

[0140] 接下来,使用图8,对生成血流图像数据的第一生成处理的流程的一个例子进行说明。图8是用于说明第一实施方式的多普勒处理电路140以及图像生成电路150所进行的第一生成处理的流程的一个例子的流程图。另外,在成为处理对象的扫描帧数的量(数据长度的量)的反射波数据被储存于缓冲存储器120的情况下执行第一生成处理。另外,在缓冲存储器120储存有数据长度的量的反射波数据的状态下,每当利用收发电路110将新的反射波数据储存于缓冲存储器120时,也执行第一生成处理。

[0141] 如图8所示,多普勒处理电路140计算第一区域的相关矩阵(步骤S101)。然后,多普勒处理电路140根据相关矩阵,计算L组的本征值以及本征向量(步骤S102)。

[0142] 然后,多普勒处理电路140基于L组的本征值以及本征向量,计算MTI滤波矩阵(步骤S103)。然后,多普勒处理电路140对同一位置的数据长度的量的反射波数据进行MTI滤波

处理(步骤S104)。然后,多普勒处理电路140使用在MTI滤波处理中输出的输出数据,进行自相关运算处理(步骤S105)。然后,多普勒处理电路140根据自相关运算处理的结果,推断血流信息,生成表示血流信息的多普勒数据(步骤S106)。

[0143] 然后,图像生成电路150根据表示血流信息的多普勒数据,生成血流图像数据(步骤S107)。即,图像生成电路150生成基于隔着第二超声波扫描对第一区域内的同一位置执行的多次第一超声波扫描的结果的血流图像。这样,在步骤S107中,图像生成电路150基于由在多次的第一超声波扫描中分别取得的接收数据构成的数据列,使用多普勒法生成一个图像帧量的血流图像。这里,一个图像帧量的血流图像不是根据单一时相的收集帧的反射波数据生成的图像,而是根据多个时相的多个收集帧的多个反射波数据生成的图像。然后,图像生成电路150将血流图像数据储存于图像存储器160(步骤S108),结束第一生成处理。这样生成的血流图像数据被控制电路180读出,作为血流图像显示于显示器103。

[0144] 接下来,使用图9,对生成组织图像数据以及造影图像数据的第二生成处理的流程的一个例子进行说明。图9是用于说明第一实施方式的B模式处理电路130以及图像生成电路150所进行的第二生成处理的流程的一个例子的流程图。另外,第二生成处理在与第一生成处理相同的定时执行。

[0145] 如图9所示,B模式处理电路130生成成为组织图像数据的基础的第一B模式数据(步骤S201)。然后,B模式处理电路130生成成为造影图像数据的基础的第二B模式数据(步骤S202)。

[0146] 然后,图像生成电路150根据第一B模式数据生成组织图像数据(步骤S203)。然后,图像生成电路150将组织图像数据储存于图像存储器160(步骤S204)。

[0147] 然后,图像生成电路150根据第二B模式数据生成造影图像数据(步骤S205)。然后,图像生成电路150将造影图像数据储存于图像存储器160(步骤S206),结束第二生成处理。

[0148] 以上,说明了第一实施方式的超声波诊断装置1。在第一实施方式中,如上述那样,能够提高血流图像的帧速率。另外,在第一实施方式中,通过用于收集造影图像的第二超声波扫描,不仅收集造影图像,还收集组织图像。因此,根据第一实施方式,由于不需要仅用于收集组织图像的超声波扫描,因此也能够提高造影图像以及组织图像的帧速率。因而,根据第一实施方式的超声波诊断装置1,能够适当地收集血流图像、造影图像以及组织图像的至少两个图像。

[0149] 另外,如步骤S108、S204、S206所示,图像生成电路150使血流图像数据、组织图像数据以及造影图像数据分别相互独立地存储于图像存储器160。例如,即使在使血流图像、组织图像以及造影图像中的两个种类的图像显示于显示器103的情况下,也如上述那样将三种图像数据作为阅览用的图像数据保存于图像存储器160。这样,由于阅览用的各种图像数据被保存于图像存储器160,因此根据第一实施方式,在操作者想要阅览各种图像的情况下,能够使其随时显示于显示器103。

[0150] 另外,在专利文献2(日本特开2009-119134号公报)中,记载了使用通过多次超声波收发取得的接收回波列来形成造影模式图像信息、B模式图像信息以及CFM图像信息。然而,在专利文献2中,由于使用一般的CFM法,因此难以如第一实施方式的超声波诊断装置1那样检测与低流速的血流相关的血流信息。另外,如果在专利文献1(国际公开第2014/115782号)的技术中如第一实施方式的超声波诊断装置1那样应用振幅调制法,则有可能对

CFM图像信息产生影响。

[0151] (第一实施方式的第一变形例)

[0152] 在第一实施方式中,说明了收发电路110在一次第二超声波扫描中执行对第二区域的一部分(分割区域)的扫描的情况。然而,收发电路110也可以在一次第二超声波扫描中执行对第二区域整体的扫描。因此,将这种变形例作为第一实施方式的第一变形例进行说明。

[0153] 例如,在第二区域的大小相对较小、形成第二区域的扫描线的数量相对较少的情况下,收发电路110也可以在一次第二超声波扫描中执行对第二区域整体的扫描。另外,在通过发送平面波或者宽度宽的收敛波作为超声波从而能够扫描第二区域整体的情况下,收发电路110也可以通过在一次第二超声波扫描中发送平面波或者收敛波来执行对第二整体的扫描。即,收发电路110只要交替地执行针对第一区域的第一超声波扫描以及针对第二区域的至少一部分的第二超声波扫描即可。在该情况下,图像生成电路150只要生成基于至少一次第二超声波扫描的结果的造影图像51以及组织图像54即可。

[0154] (第一实施方式的第二变形例)

[0155] 另外,在第一实施方式中,说明了在一次第二超声波扫描中执行对分割区域的扫描的情况。然而,在一次第二超声波扫描中扫描的区域并不限定于分割区域。因此,将其他例子作为第一实施方式的第二变形例进行说明。

[0156] 例如,在第二变形例中,也可以在一次第二超声波扫描中执行对覆盖第二区域的多个区域的各个区域的扫描。这里,在第二变形例中,邻接的两个区域的一部分相互重叠。

[0157] (第一实施方式的第三变形例)

[0158] 另外,在第一实施方式中,说明了在第二超声波扫描中由操作者选择使用相位调制法或者振幅调制法中的某一种方法的情况。然而,也可以由控制电路180选择相位调制法或者振幅调制法中的某一方法。因此,将这种变形例作为第一实施方式的第三变形例进行说明。

[0159] 在第三变形例中,例如,控制电路180根据流速范围来选择相位调制法或者振幅调制法中的某一方法。这里,流速范围是能够表现为彩色多普勒图像即血流图像的血流的流速值的范围。即,在超声波诊断装置1中,是能够检测的血流的流速值的范围。流速范围例如能够由操作者通过由操作者操作输入装置102来设定。例如,在流速范围的上限值规定的阈值以上的情况下,控制电路180选择振幅调制法。另一方面,在流速范围的上限值小于规定的阈值的条件下,控制电路180选择相位调制法。然后,收发电路110在第二超声波扫描中,基于所选择的方法,发送超声波。在该情况下,控制电路180也可以在选择了相位调制法的情况和选择了振幅调制法的情况下,使分割第二区域的分割区域的数量不同。

[0160] 另外,控制电路180也可以根据流速范围,来变更前面的图2所示的第一超声波扫描被执行的时间间隔“T”。例如,在操作者想要观察更低的流速(例如,特定的流速0.5cm/s以下的流速)的血流的情况下,变更流速范围,以降低流速范围的下限值。在该情况下,为了检测更低流速的血流,需要加长间隔“T”。因此,控制电路180以流速范围的下限值越低、间隔“T”越长的方式,变更间隔“T”。然后,控制电路180控制发送电路110a,以使超声波探头101以变更后的间隔“T”进行第一超声波扫描。由此,为了使操作者观察表示与更低流速的血流相关的血流信息的血流图像,能够与流速范围的下限值对应地适当地变更第一超声波扫描被执

行的间隔“T”。

[0161] (第一实施方式的第四变形例)

[0162] 接下来,对第一实施方式的第四变形例进行说明。在第四变形例中,对与在第一实施方式中参照图7说明过的图像的显示方式不同的其他图像的显示方式的一个例子进行说明。另外,第四变形例中说明过的各种图像能够以与在第一实施方式中说明过的方法相同的方法实时地显示,或作为后处理而显示。

[0163] 图10~图29是用于对第一实施方式的第四变形例的其他图像的显示方式的一个例子进行说明的图。如图10所示,控制电路180也可以使造影图像51、以及在组织图像54上重叠了血流图像52的重叠图像55沿横向排列并显示于显示器103。另外,如图11所示,控制电路180也可以使造影图像51以及重叠图像53沿横向排列并显示于显示器103。

[0164] 另外,如图12所示,控制电路180也可以使最大亮度图像56、重叠图像53以及组织图像54沿横向排列并显示于显示器103。这里,最大亮度图像56由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150使用作为将微小血流的构造清晰地影像化的方法的MFI(Micro flow imaging,微流成像),生成最大亮度图像56。具体而言,图像生成电路150对多个造影图像51实施最大亮度保持运算(最大值保持运算)处理,按每个像素从多个造影图像51中选择最大亮度,生成以选择出的最大亮度示出各像素的最大亮度图像56。这里,在MFI中,收发电路110通过进行高声压的超声波的发送(也被称作闪光(flash))来清除气泡(bubble),然后,图像生成电路150将再灌注影像化。另外,由操作者选择是否进行这种高声压的超声波的发送。

[0165] 另外,如图13所示,控制电路180也可以使最大亮度图像56以及重叠图像55沿横向排列并显示于显示器103。另外,如图14所示,控制电路180也可以使最大亮度图像56以及重叠图像53沿横向排列并显示于显示器103。

[0166] 另外,如图15所示,控制电路180也可以使叠加图像57、重叠图像53以及组织图像54沿横向排列并显示于显示器103。这里,叠加图像57由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150生成在时间方向上叠加了多个造影图像51后得到的叠加图像57。

[0167] 另外,如图16所示,控制电路180也可以使叠加图像57以及重叠图像55沿横向排列并显示于显示器103。另外,如图17所示,控制电路180也可以使叠加图像57以及重叠图像53沿横向排列并显示于显示器103。

[0168] 另外,如图18~图29所示,控制电路180也可以使各种图像以矩阵状排列并显示于显示器103。例如,如图18所示,控制电路180在显示器103上的显示区域中设定能够在左右方向上配置两个图像以及在上下方向上配置两个图像的四个区域。以下,将相对于附图位于左上的区域设为左上区域,将右上的区域设为右上区域,将左下的区域设为左下区域,将右下的区域设为右下区域。

[0169] 而且,如图18所示,控制电路180也可以控制显示器103,以在左上区域显示造影图像51,在右上区域显示重叠图像53,在右下区域显示组织图像54。

[0170] 另外,如图19所示,控制电路180也可以从图18的显示状态进一步控制显示器103,以便在左下区域显示最大亮度图像56。

[0171] 另外,如图20所示,控制电路180也可以将显示器103控制为,取代在图19中显示于左下区域的最大亮度图像56而显示叠加图像57。

[0172] 另外,如图21所示,控制电路180也可以将显示器103控制为,取代在图19中显示于左下区域的最大亮度图像56而显示辅助图像58。这里,辅助图像58是用于辅助医生、临床检查技师等操作者对超声波诊断装置1的操作以及使用了超声波诊断装置1的检查等的图像,由图像生成电路150生成。

[0173] 例如,图像生成电路150对在造影图像51、组织图像54以及血流图像52的至少一个图像中描绘出的被检体P的部位进行规定的测量,生成表示测量结果的辅助图像58。另外,在进行该测量时,在本变形例中,作为测量光标,也可以使用一边在造影图像51、组织图像54以及血流图像52的三个图像上取得同步、一边同时移动的三个光标(三重光标)。另外,在测量对象的图像为四个的情况下,也同样可以使用一边在四个图像上取得同步、一边同时移动四个光标(四重光标)。

[0174] 另外,图像生成电路150也可以生成表示检查的顺序的图像作为辅助图像58。另外,图像生成电路150也可以生成表示第一超声波扫描以及第二超声波扫描中的至少一个的画质量条件的图像作为辅助图像58。

[0175] 另外,如图22所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图19中左下区域显示的最大亮度图像56而显示解析结果图像59。这里,解析结果图像59是表示对造影图像51、组织图像54以及血流图像52中的至少一个图像进行解析而得到的结果(解析结果)的图像,由图像生成电路150生成。

[0176] 例如,图像生成电路150也可以执行TCA(Time Curve Analysis,时间曲线分析)作为对时间方向上的多个造影图像51或者血流图像52的解析。TCA例如观察关注区域等的解析区域内的造影剂的浓度的时间变化,生成表示造影剂的浓度的时间变化的图表,或者根据造影剂的浓度的时间变化来确认肿瘤。图像生成电路150执行TCA,作为解析结果图像59,生成表示将造影剂的浓度的时间变化示出的图表的图像,或生成表示肿瘤的确切结果的图像。

[0177] 另外,例如,图像生成电路150也可以通过参数成像(Parametric imaging)生成解析结果图像59。参数成像是通过规定的参数值表现注入造影剂而收集的血流信息的图像表现方法。例如,图像生成电路150通过参数成像,按照造影图像51的每个像素,计算造影剂的时间浓度曲线(Time Density Curve:TDC),使用计算出的TDC来计算各种参数值。这里,作为参数成像中的参数值,计算例如在TDC中达到峰值为止的时间(Time To Peak:TTP)、峰值的高度(Peak Height:PH)、TDC的面积(Area Under Curve:AUC)、造影剂的到达时间(Arrival Time:AT)、从峰值起到造影剂完全流出为止的时间(Wash Out)、平均通过时间(Mean Transit Time:MTT)等。然后,图像生成电路150通过参数成像,按照每个像素计算与观察者所希望的血流信息相应的参数值,生成以与计算出的参数值对应的颜色对图像上的各像素进行了彩色化后的图像,作为解析结果图像59。

[0178] 另外,例如,图像生成电路150也可以通过使用日本特开2018-15155号公报所记载的技术,跟踪(追踪)被用作造影剂的微小气泡(微气泡)的每一个,从而生成定量地表示造影剂流动的朝向以及移动速度的图像,作为解析结果图像59。

[0179] 例如,图像生成电路150确定与某个时相对应的造影图像51(第一造影图像)以及与其他时相对应的造影图像51(第二造影图像)各自中的造影剂的位置。然后,图像生成电路150基于第一造影图像以及第二造影图像各自中的造影剂的位置,计算表示造影剂的移

动的向量。然后,图像生成电路150生成使具有表示向量的形状的指示器重叠于组织图像54而得到的重叠图像,作为解析结果图像59。

[0180] 另外,如图23所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图19中显示于左下区域的最大亮度图像56而显示参照图像60。这里,参照图像60可以是由与超声波诊断装置不同的其他医用图像诊断装置(X射线CT(Computed Tomography)装置、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging)装置)等收集到的被检体P的医用图像。例如,控制电路180通过所谓的融合功能,使由其他医用图像诊断装置根据体数据生成的MPR(MultiPlanar Reconstruction,多平面重建)图像且是与显示中的造影图像51、血流图像52或者组织图像54同一剖面的MPR图像作为参照图像60显示于显示器103。参照图像60伴随着超声波探头101的移动等引起的显示中的造影图像51、血流图像52或者组织图像54的变化而变化。

[0181] 另外,参照图像60也可以是由超声波诊断装置1收集到的图像。例如,参照图像60也可以是与显示中的血流图像52同一时相的血流图像、并且是在过去的检查中由超声波诊断装置1收集到的血流图像。同样,参照图像60也可以是与显示中的造影图像51同一时相的造影图像、并且是在过去的检查中由超声波诊断装置1收集到的造影图像。另外,参照图像60也可以是与显示中的组织图像54同一时相的组织图像、并且是在过去的检查中由超声波诊断装置1收集到的组织图像。

[0182] 另外,例如,参照图像60也可以是与显示中的血流图像52在相同的检查中收集到的血流图像、并且是时相不同于显示中的血流图像52的血流图像。同样,参照图像60也可以是与显示中的造影图像51在相同的检查中收集到的造影图像、并且是时相不同于显示中的造影图像51的造影图像。另外,参照图像60也可以是与显示中的组织图像54在相同的检查中收集到的组织图像、并且是时相不同于显示中的组织图像54的组织图像。例如,在后期相的造影图像51显示于显示器103的情况下,控制电路180也可以将动脉相的造影图像作为参照图像60显示于显示器103。

[0183] 另外,如图24所示,控制电路180也可以将显示器103控制为,在左上区域显示造影图像51,在右上区域显示组织图像54,在左下区域显示重叠图像55,在右下区域显示合成图像61。这里,合成图像61是造影图像51与组织图像54合成而得到的图像,由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150将造影图像51与组织图像54合成,生成合成图像61。

[0184] 另外,如图25所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图24中的左下区域显示的重叠图像55而显示重叠图像53。

[0185] 另外,如图26所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图24中的左下区域显示的重叠图像55而显示在组织图像54上重叠了最大亮度图像62而得到的重叠图像63。

[0186] 这里,最大亮度图像62以及重叠图像63由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150使用上述MFI(Micro flow imaging,微流成像),生成最大亮度图像62。具体而言,图像生成电路150对多个血流图像52实施最大亮度保持运算处理,按照每个像素从多个血流图像52中选择最大亮度,生成以选择出的最大亮度示出各像素的最大亮度图像62。然后,图像生成电路150使最大亮度图像62重叠于组织图像54而生成重叠图像63。

[0187] 另外,如图27所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图24中的左下区域显示的重叠图像55而显示在组织图像54上重叠了叠加图像64的重叠图像65。这里,叠加图像64以及重叠图像65由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150生成在时间方向

上叠加了多个血流图像52而得到的叠加图像64。然后,图像生成电路150使叠加图像64重叠于组织图像54而生成重叠图像65。

[0188] 另外,如图28所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图24中的左下区域显示的重叠图像55而显示在造影图像51上重叠了最大亮度图像62而得到的重叠图像66。这里,重叠图像66由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150使最大亮度图像62重叠于造影图像51而生成重叠图像66。

[0189] 另外,如图29所示,控制电路180也可以控制显示器103,以代替在图24中的左下区域显示的重叠图像55而显示在造影图像51上重叠了叠加图像64而得到的重叠图像67。这里,重叠图像67由图像生成电路150生成。例如,图像生成电路150使叠加图像64重叠于造影图像51而生成重叠图像67。

[0190] (第一实施方式的第五变形例)

[0191] 另外,在第一实施方式的第三变形例中,说明了控制电路180根据流速范围来变更第一超声波扫描被执行的时间间隔“T”的情况。然而,控制电路180也可以根据其他条件变更时间间隔“T”。因此,将这种变形例作为第一实施方式的第五变形例进行说明。

[0192] 在第五变形例中,例如,输入装置102从操作者受理优先信息。这里,优先信息是例如表示如下内容的信息,即:是优先提高显示于显示器103的血流图像52的显示帧速率,还是优先显示表示与更低的流速(例如,特定的流速0.5cm/s以下的流速)的血流相关的血流信息的血流图像。另外,在输入装置102受理优先信息之前的阶段,设定规定的初期值,作为进行第一超声波扫描的时间间隔“T”。

[0193] 然后,控制电路180根据由输入装置102受理的优先信息,变更进行第一超声波扫描的时间间隔“T”。例如,对优先信息表示优先提高血流图像52的显示帧速率的情况进行说明。在该情况下,控制电路180以使时间间隔“T”比初期值变短的方式变更时间间隔“T”。

[0194] 接下来,对优先信息表示优先显示表示与更低的流速的血流相关的血流信息的血流图像的情况进行说明。在该情况下,控制电路180以使时间间隔“T”比初期值变长的方式变更时间间隔“T”。

[0195] 然后,控制电路180控制发送电路110a,以使超声波探头101以变更后的时间间隔“T”进行第一超声波扫描。

[0196] (第二实施方式)

[0197] 在上述第一实施方式中,交替地执行第一超声波扫描与第二超声波扫描,但有时第一超声波扫描中最后发送的超声波的残留回波会进入第二超声波扫描中最初发送的超声波的反射波的接收期间。可以认为这是由于在收发电路110接收来自第一超声波扫描中最后发送的超声波的深部的反射波之前,在第二超声波扫描中将超声波发送的缘故。

[0198] 图30A以及图30B是表示残留回波的一个例子的图。首先,对在第二超声波扫描中使用相位调制法的情况进行说明。在这种情况下,如图30A所示,收发电路110在第一超声波扫描中发送了最后的超声波70之后,在第二超声波扫描中用第1个扫描线发送相位不同的两个超声波71、72。而且,收发电路110在第二超声波扫描中用第2个扫描线发送相位不同的两个超声波73、74。

[0199] 此时,如图30A所示,超声波70的残留回波70a进入超声波71的反射波的接收期间。同样,超声波71~73各自的残留回波71a~73a进入超声波72~74各自的反射波的接收期

间。此时,在第二超声波扫描的第2个扫描线中,残留回波72a与残留回波73a的相位相差180度,并且振幅相同,因此在残留回波72a上加上残留回波73a,残留回波成为“0”。然而,在第二超声波扫描的第1个扫描线中,残留回波70a与残留回波71a的相位相同,振幅不是“0”,因此即使对残留回波70a加上残留回波71a,残留回波也不会成为“0”。

[0200] 接下来,对在第二超声波扫描中使用振幅调制法的情况进行说明。在这种情况下,如图30B所示,收发电路110在第一超声波扫描中发送了最后的超声波70之后,在第二超声波扫描中以第1个扫描线依次发送振幅为“0.5”的超声波81、振幅为“1”的超声波82、以及振幅为“0.5”的超声波83。然后,收发电路110在第二超声波扫描中以第2个扫描线依次发送振幅为“0.5”的超声波84、振幅为“1”的超声波85、以及振幅为“0.5”的超声波86。

[0201] 此时,如图30B所示,超声波70的残留回波70a进入超声波81的反射波的接收期间。同样,超声波81、82、84、85各自的残留回波81a、82a、84a、85a进入超声波82、83、85、86各自的反射波的接收期间。此时,在第二超声波扫描的第2个扫描线中,残留回波84a、残留回波85a以及超声波86的残留回波86a的相位相同,并且振幅之比为(1:2:1),因此若对从残留回波85a中减去了残留回波84a的残留回波中减去残留回波86a,则残留回波成为“0”。另一方面,在第二超声波扫描的第1个扫描线中,由于存在残留回波70a,因此残留回波不会成为“0”。

[0202] 因此,对进行残留回波对策的第二实施方式的超声波诊断装置进行说明。第二实施方式的超声波诊断装置除了第一实施方式的超声波诊断装置1所具有的各种功能之外,还具有进行残留回波对策的功能。

[0203] 图31A是用于说明在第二超声波扫描中使用相位调制法的情况下的残留回波对策的图。如图31A所示,第二实施方式的收发电路110将相位与超声波72相同并且振幅相同的超声波74作为第一超声波扫描中的最后被发送的超声波进行发送。其结果,如图31A所示,超声波74的残留回波74a进入超声波71的反射波的接收期间。此时,在第二超声波扫描的第1个扫描线中,残留回波74a与残留回波71a的相位相差180度,并且振幅相同,因此对残留回波74a加上残留回波71a,残留回波成为“0”。因而,在第二超声波扫描的第1个扫描线中,能够使残留回波为“0”。

[0204] 图31B是用于说明在第二超声波扫描中使用振幅调制法的情况下的残留回波对策的图。如图31B所示,第二实施方式的收发电路110在从发送超声波70起经过了规定的时间后的定时,在第二超声波扫描中发送最初的超声波81。

[0205] 这里,规定的时间例如是指第二超声波扫描中发送的超声波(超声波81~86)行进如下的距离所花费的时间,该距离为:从超声波探头101的压电振子到基于第二超声波扫描的造影图像51中的深度为止的距离D乘以2而得到的距离2D。即,规定的时间是与造影图像51中的深度对应的时间。

[0206] 其结果,如图31B所示,超声波70的残留回波70a不进入超声波81的反射波的接收期间。此时,在第二超声波扫描的第1个扫描线中,残留回波81a、残留回波82a以及超声波83的残留回波83a的相位相同,并且振幅之比为(1:2:1),因此若对从残留回波82a中减去残留回波83a后的残留回波中减去残留回波81a,则残留回波成为“0”。因而,能够在第二超声波扫描的第1个扫描线中使残留回波为“0”。

[0207] 图32是基于图30A或者图30B所示的第二超声波扫描的造影图像的一个例子。如图

32所示,残留回波成为条纹状的伪像 (artifact) 而显现在造影图像上。图33是基于图31A或者图31B所示的第二超声波扫描的造影图像的一个例子。在图33所示的造影图像中,由于在图31A或者图31B中残留回波成为“0”,因此未产生残留回波引起的伪像。

[0208] 以上,说明了第二实施方式的超声波诊断装置。根据第二实施方式的超声波诊断装置,如上述那样,能够进行残留回波对策。另外,根据第二实施方式的超声波诊断装置,与第一实施方式的超声波诊断装置1相同,能够适当地收集血流图像、造影图像以及组织图像中的至少两个图像。

[0209] 另外,在上述的各实施方式及各变形例中说明了在第二超声波扫描中使用了相位调制法或振幅调制法的情况。但是也可以在第二超声波扫描中使用振幅相位调制法 (AMPAM)。振幅相位调制法例如是在构成扫描范围的各扫描线中发送相位及振幅不同的2种超声波、并将基于2种超声波各自的反射波的反射波数据相加的方法。例如作为2种超声波而举出第一种超声波及第二种超声波为例来说明。

[0210] 例如,第一种超声波的振幅“A1”与第二种超声波的振幅“A2”的比率(A1:A2)是“1:2”。并且,第一种超声波的相位与第二种超声波的相位不同。例如,第一种超声波的相位与第二种超声波的相位相差180度。

[0211] 例如,在使用振幅相位调制法的情况下,收发电路110在构成分割区域各扫描线上将第一种超声波、第二种超声波及第三种超声波这3个超声波依次发送。然后,B模式处理电路130将基于3个超声波各自的反射波的反射波数据相加。在使用振幅相位调制法的情况下,第二超声波扫描包含振幅及相位不同的2种超声波各自的收发。

[0212] 此外,在上述的第3变形例中说明了控制电路180使用1个阈值、根据流速范围来选择相位调制法或振幅调制法中的某一方法的情况。但是,也可以是,控制电路180以同样的方法,使用2个阈值、根据流速范围来选择相位调制法、振幅调制法或振幅相位调制法中的某一方法。该情况下,可以是,控制电路180在选择相位调制法的情况下、选择振幅调制法的情况下、选择振幅相位调制法的情况下,使分割第二区域的分割区域的数量不同。

[0213] 根据以上所述的至少一个实施方式或者变形例,能够适当地收集血流图像、造影图像以及组织图像中的至少两个图像。

[0214] 虽然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而提出的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他方式实施,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,并且包含在权利要求书所记载的发明及其等价的范围内。

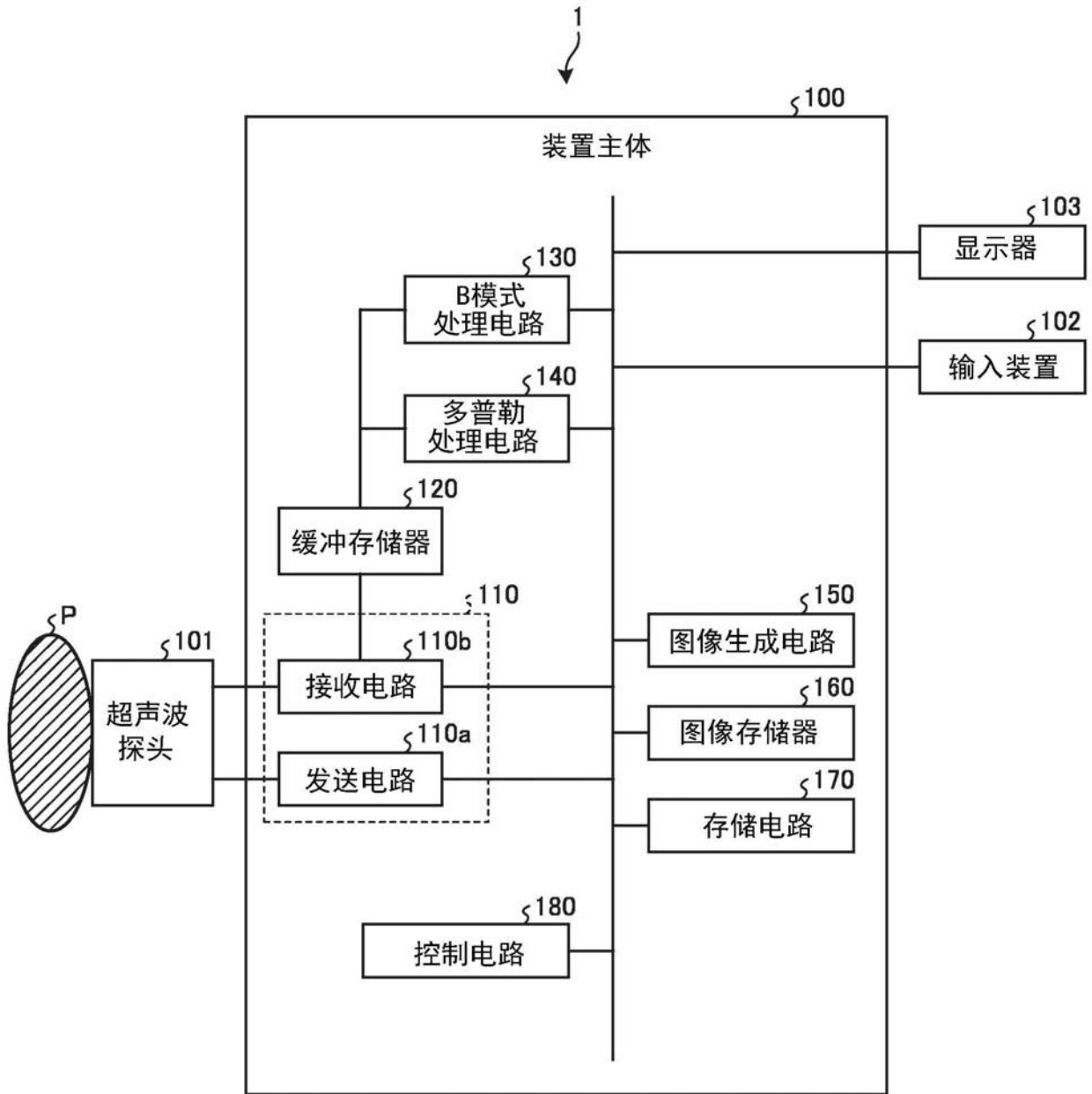


图1

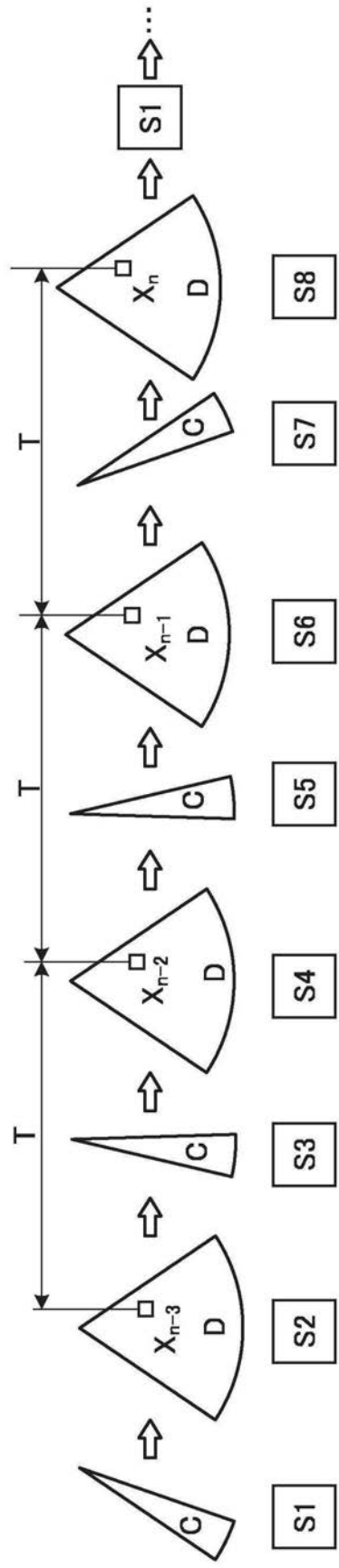


图2

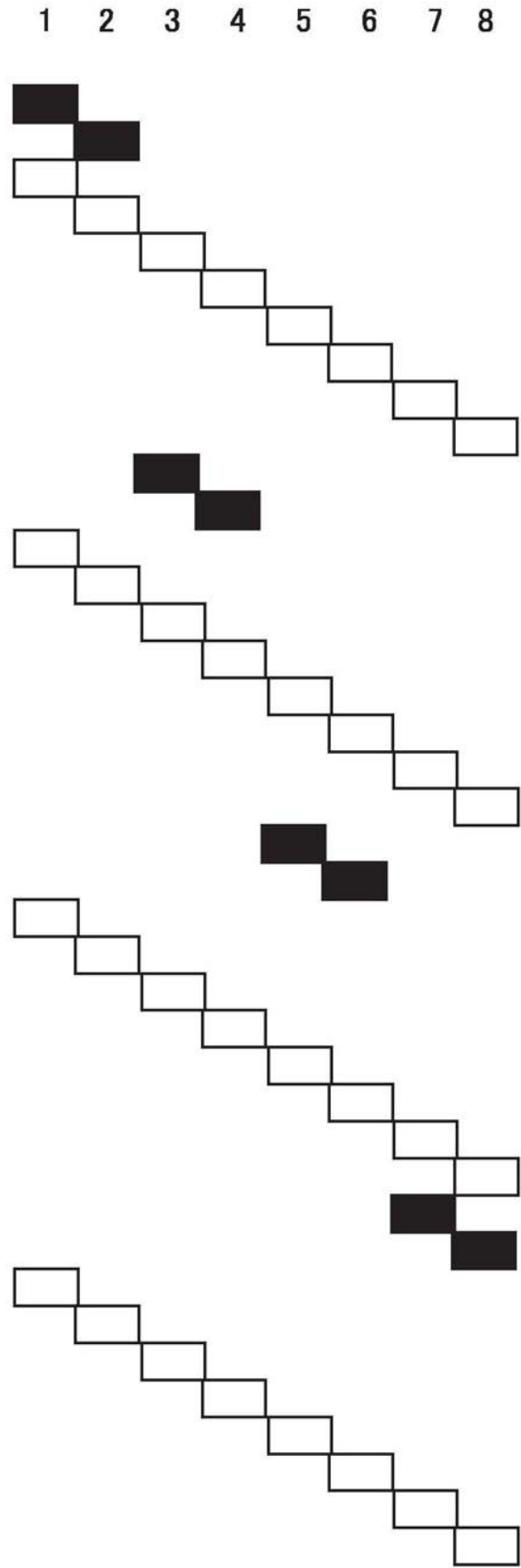


图3



图4

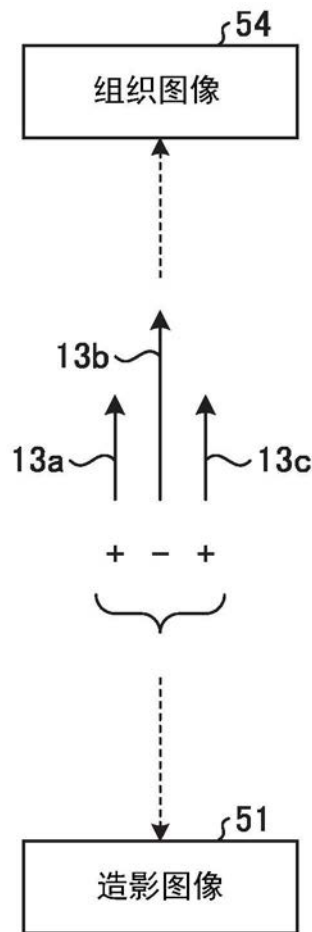


图5



图6

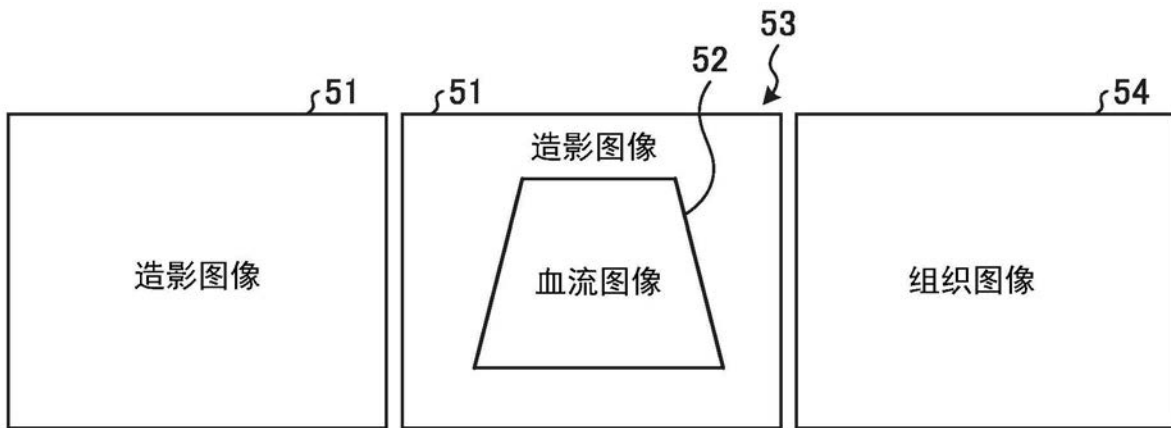


图7

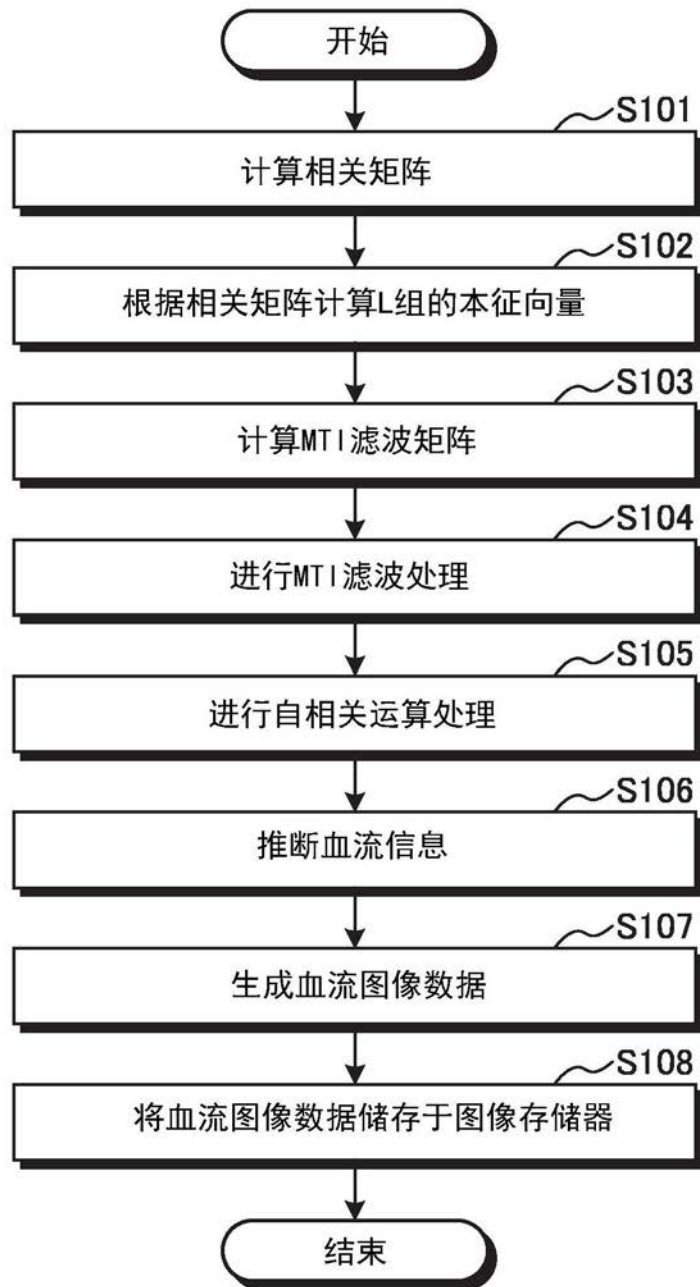


图8

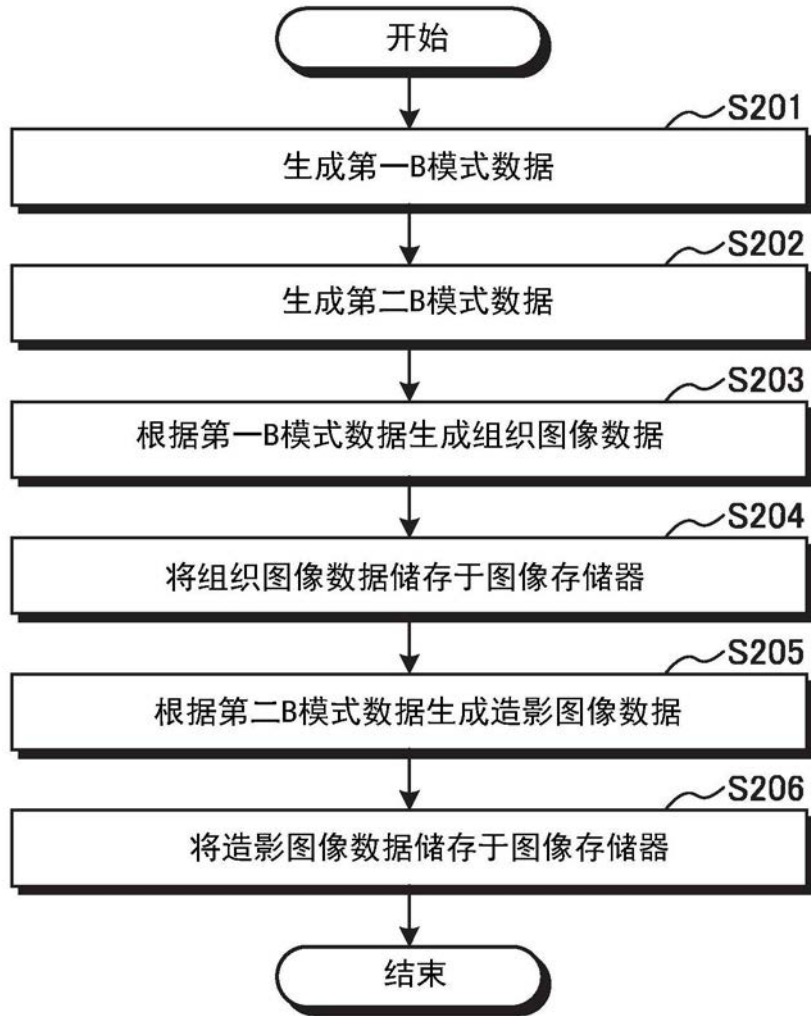


图9

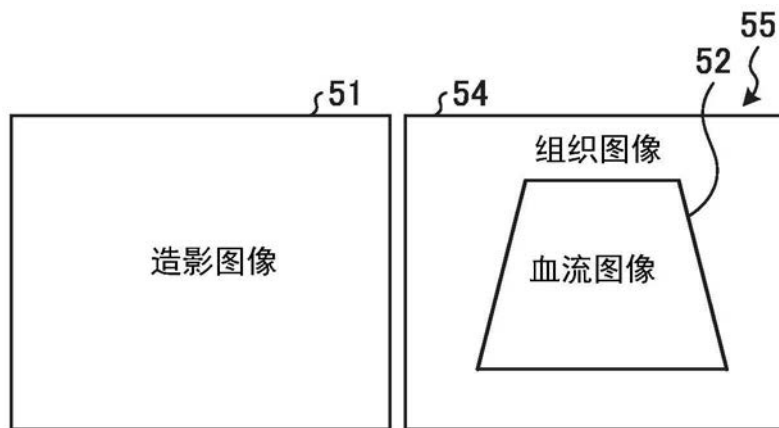


图10

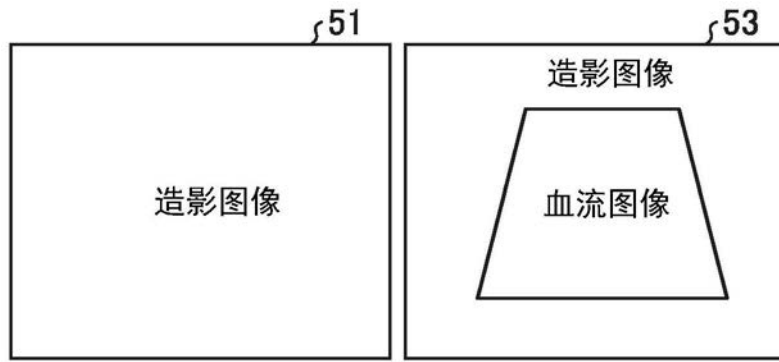


图11

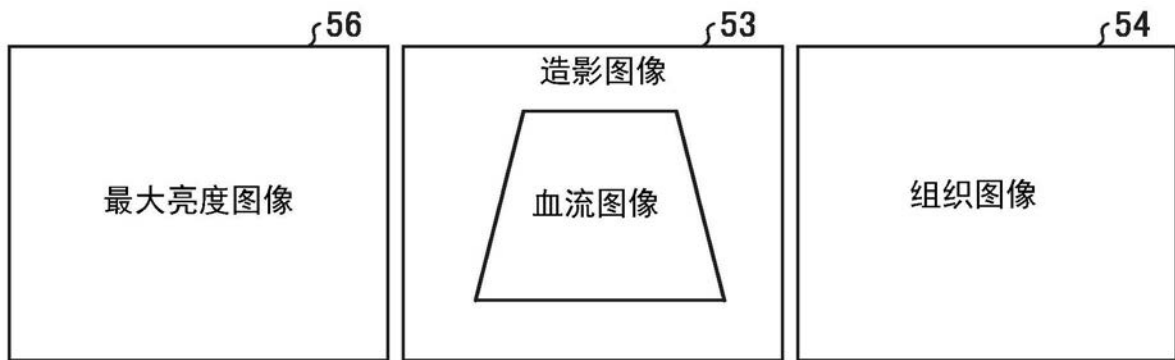


图12

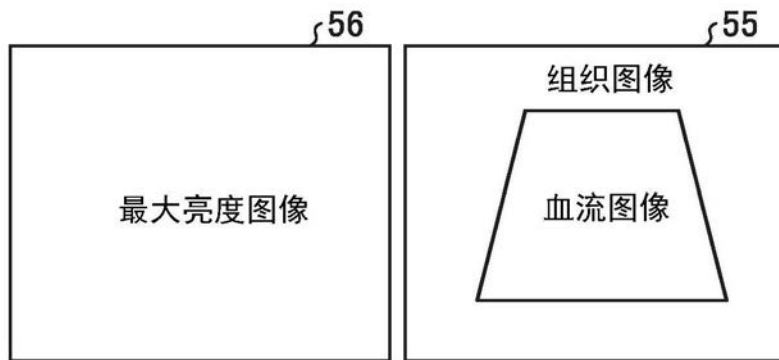


图13

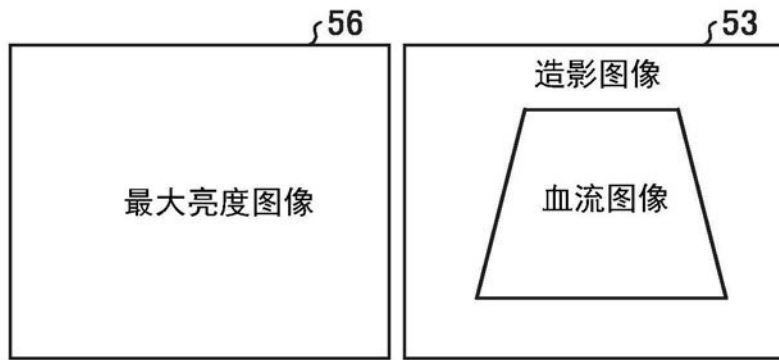


图14

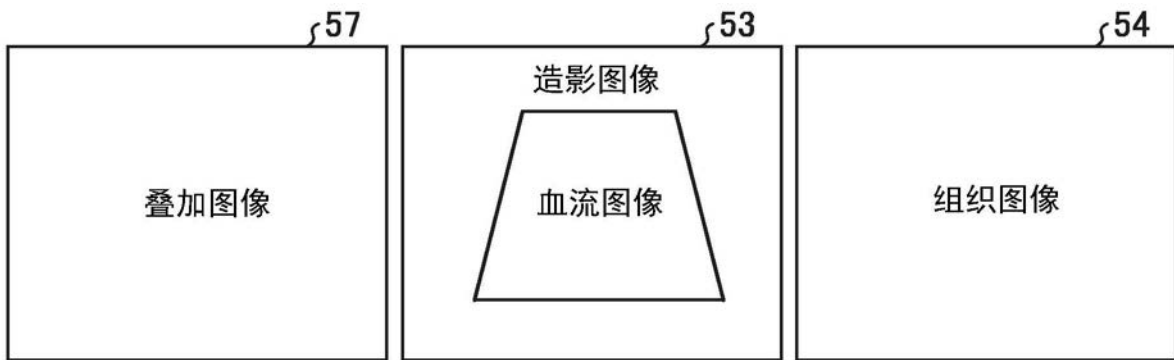


图15

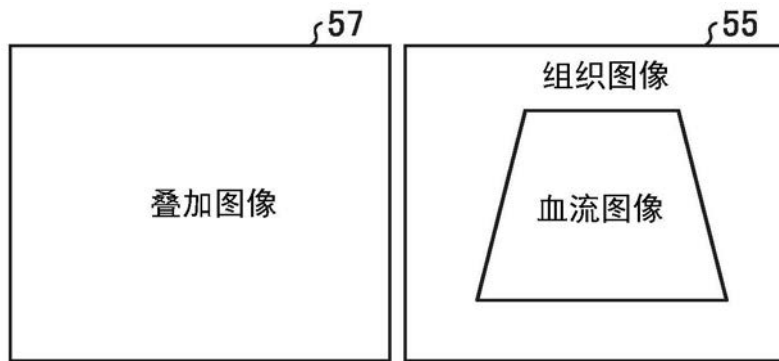


图16

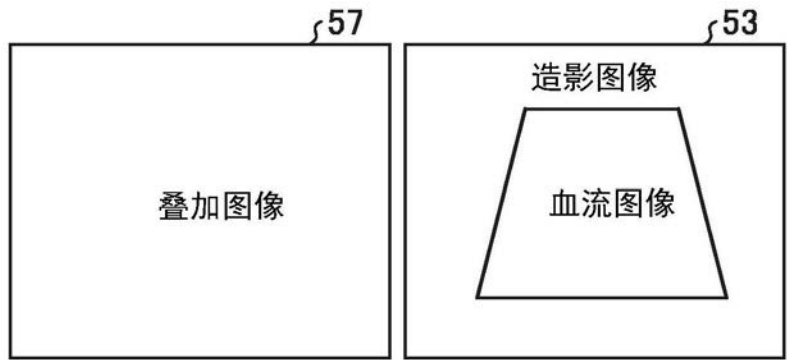


图17

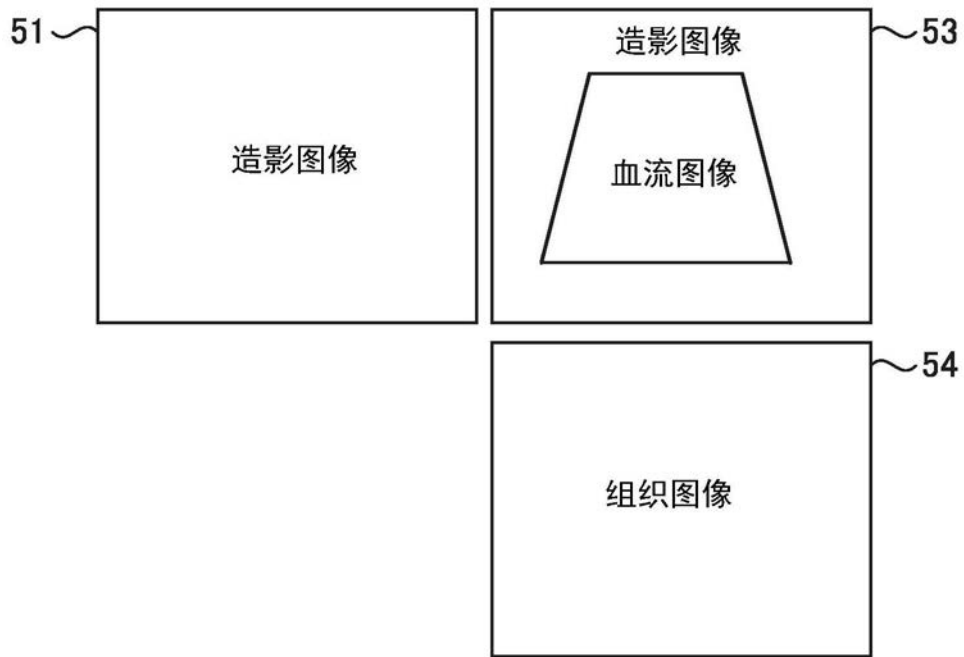


图18

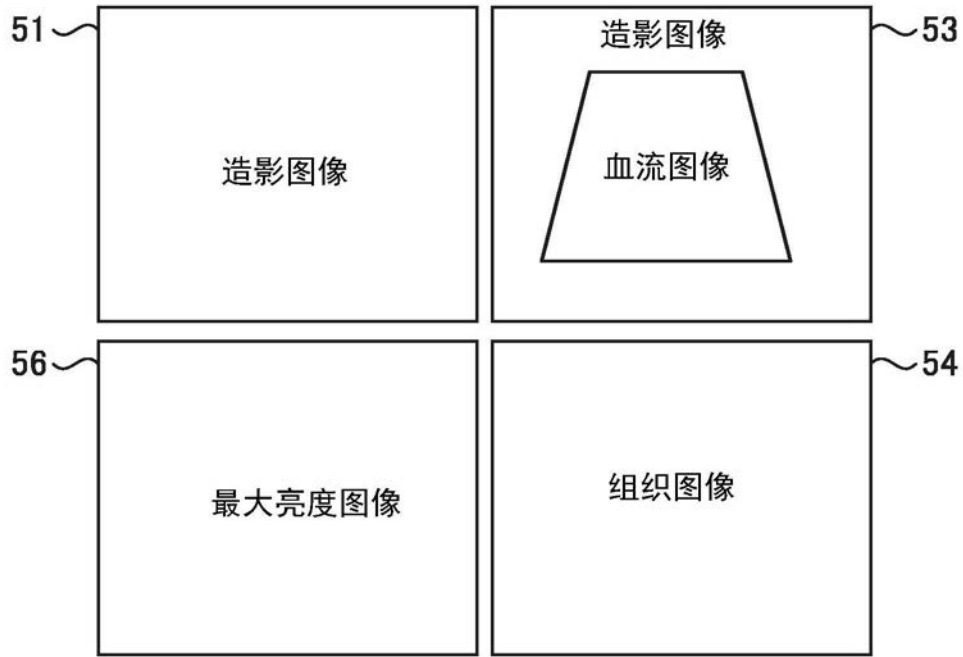


图19

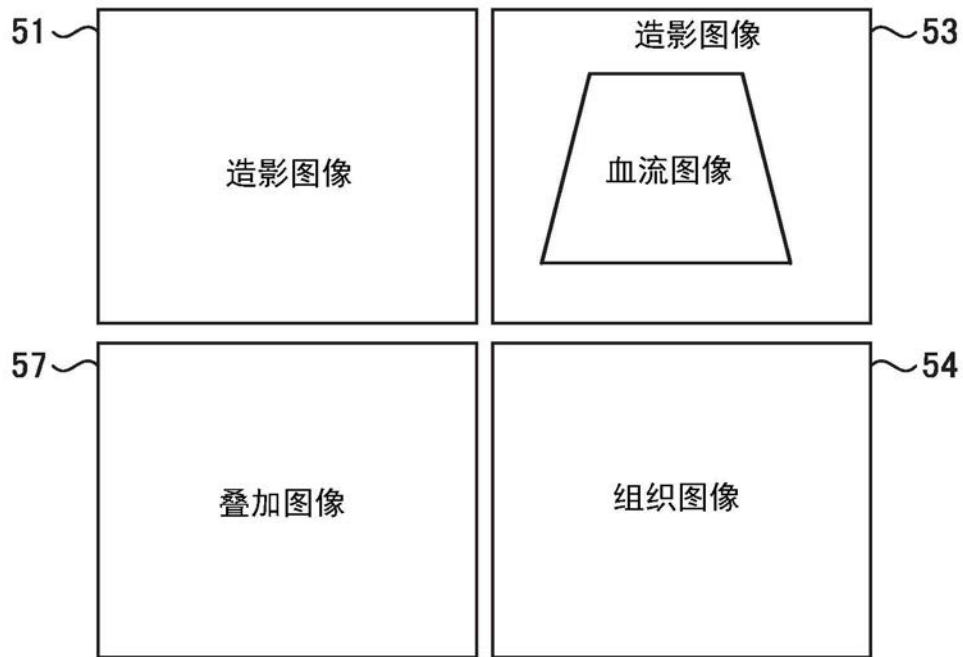


图20

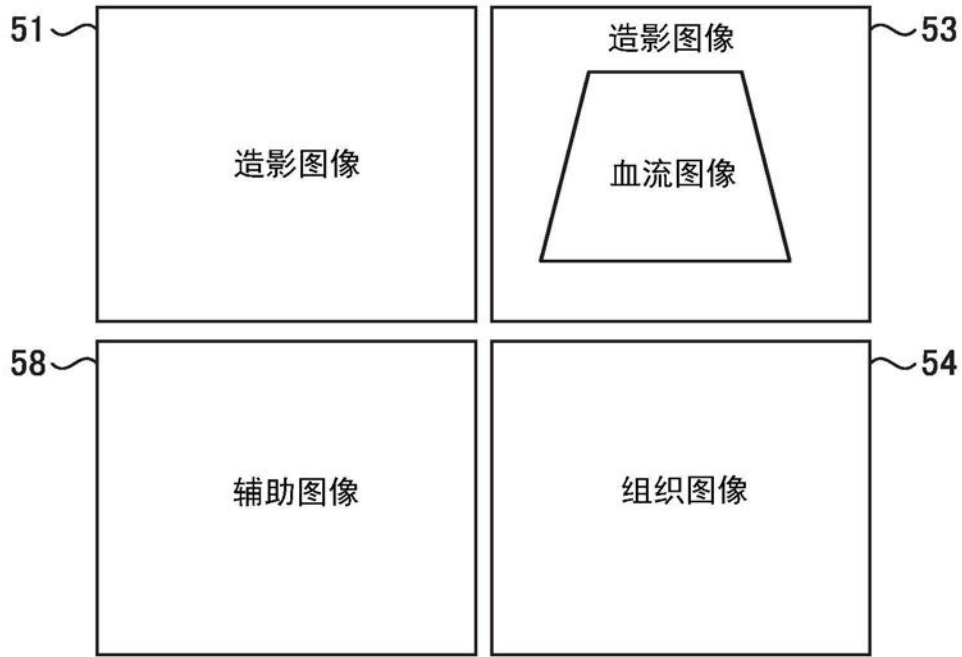


图21

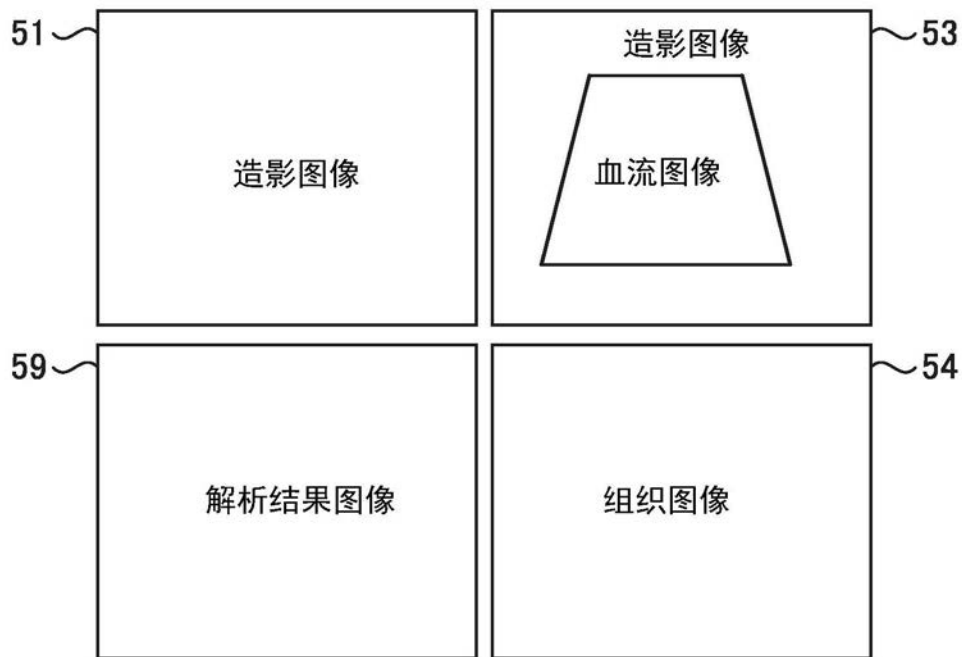


图22

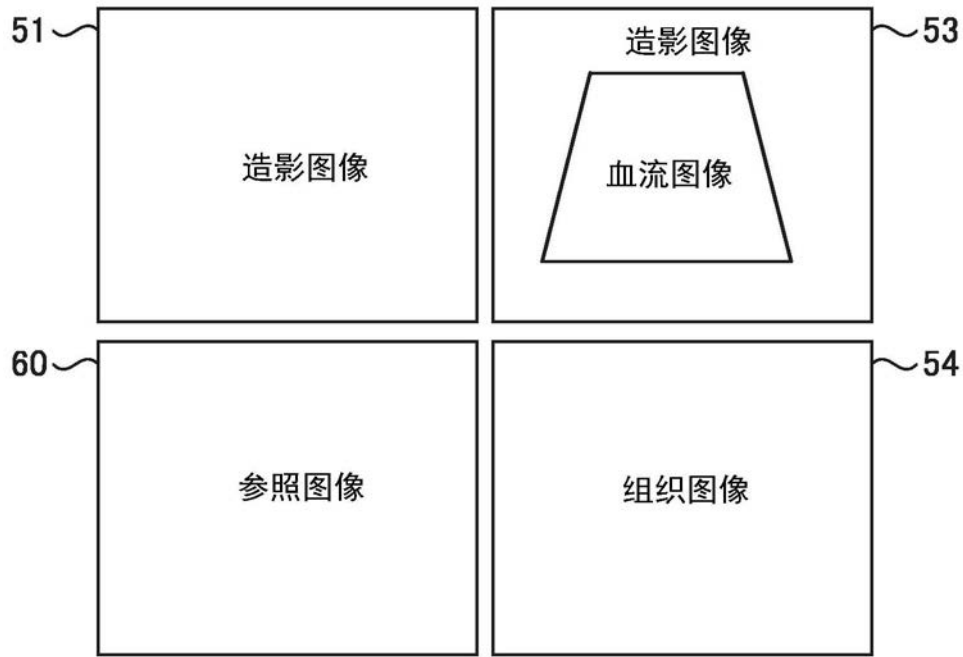


图23

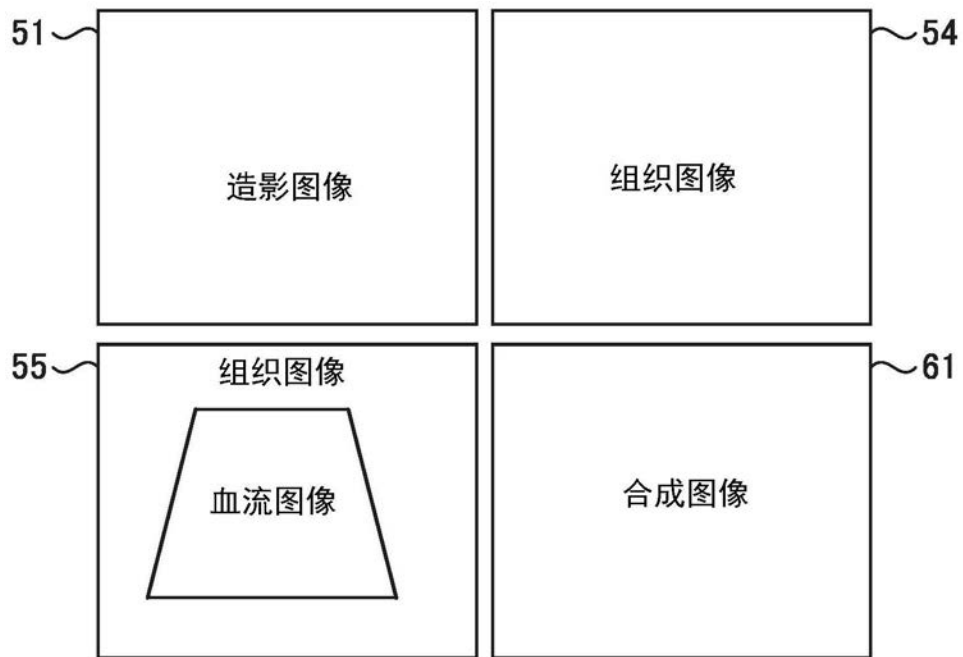


图24

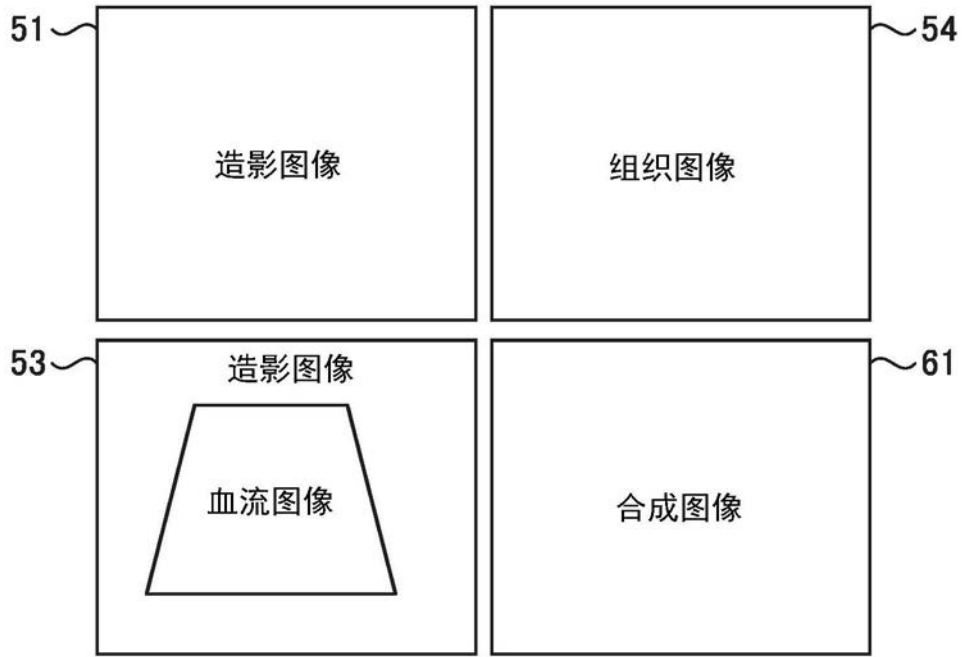


图25

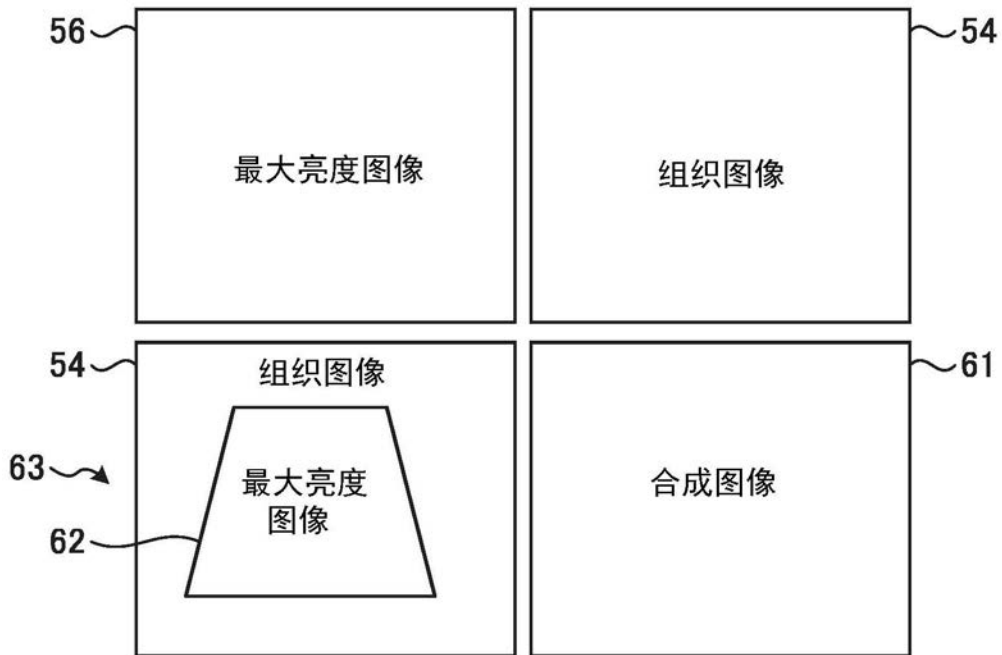


图26

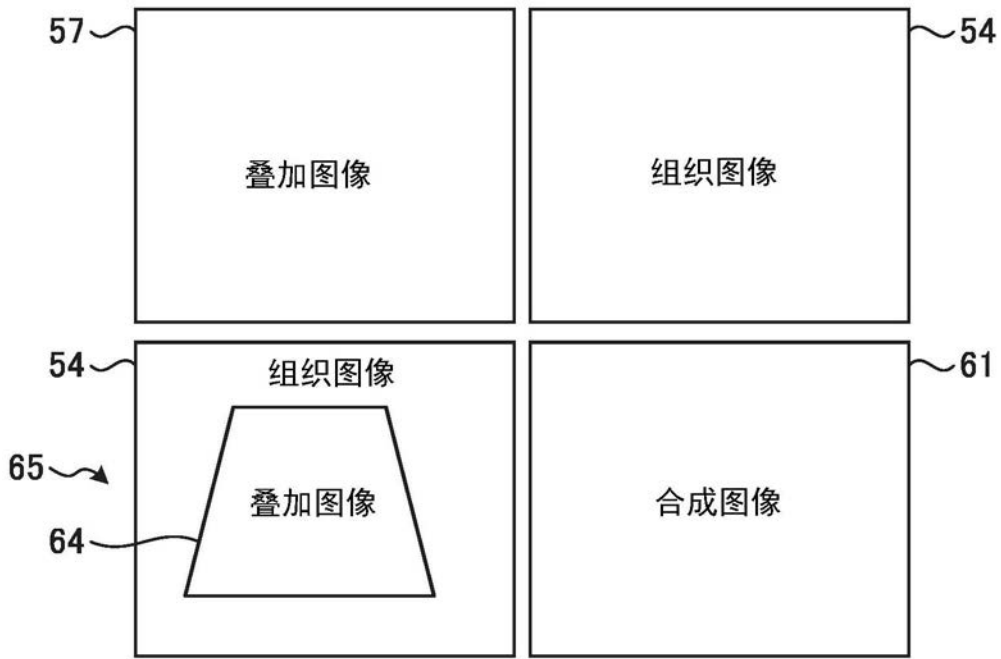


图27

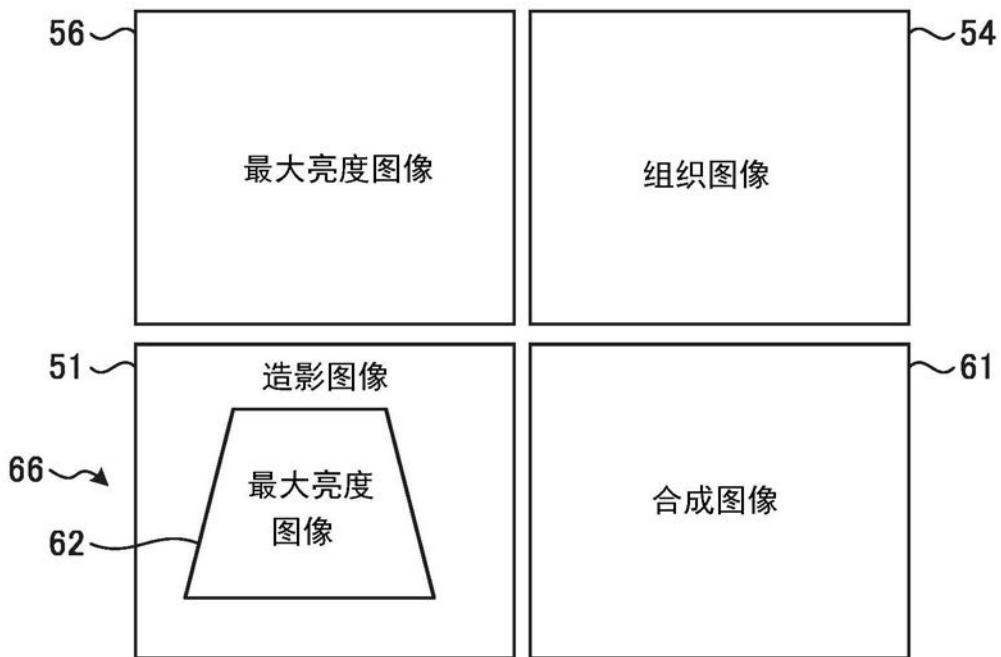


图28

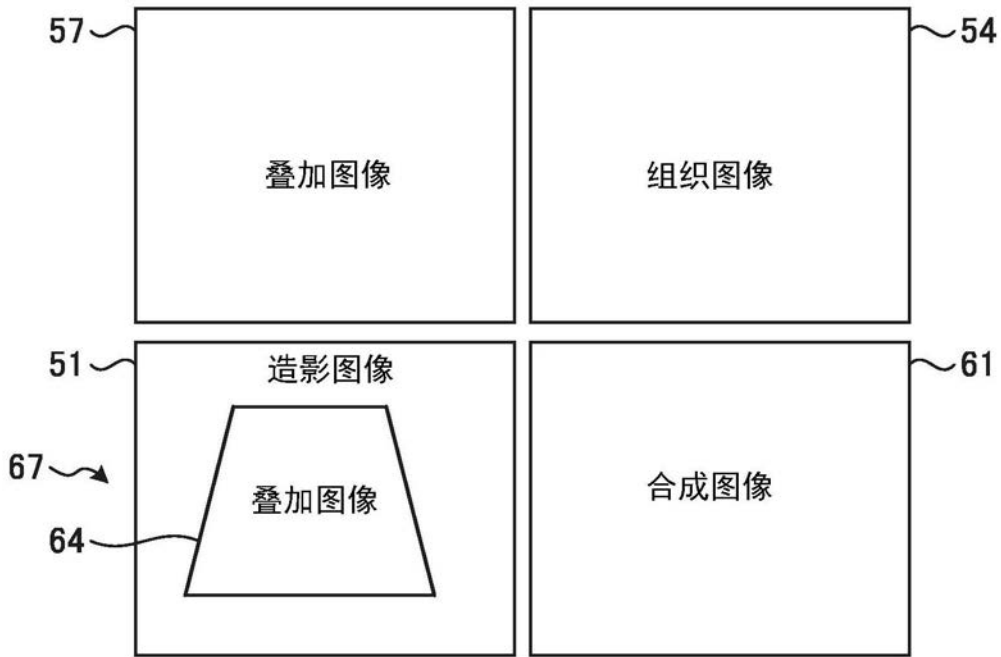


图29

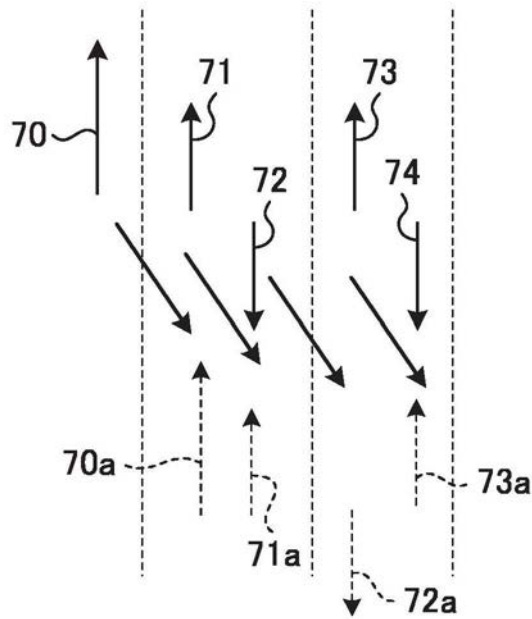


图30A

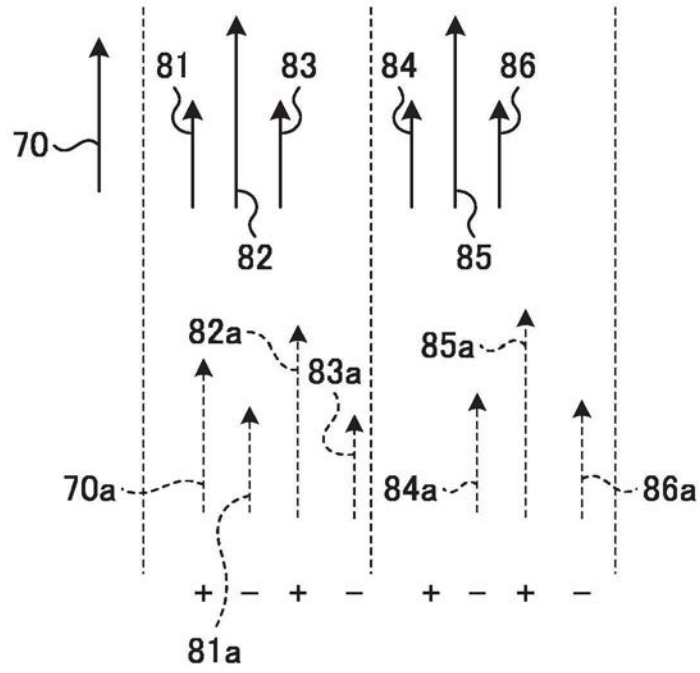


图30B

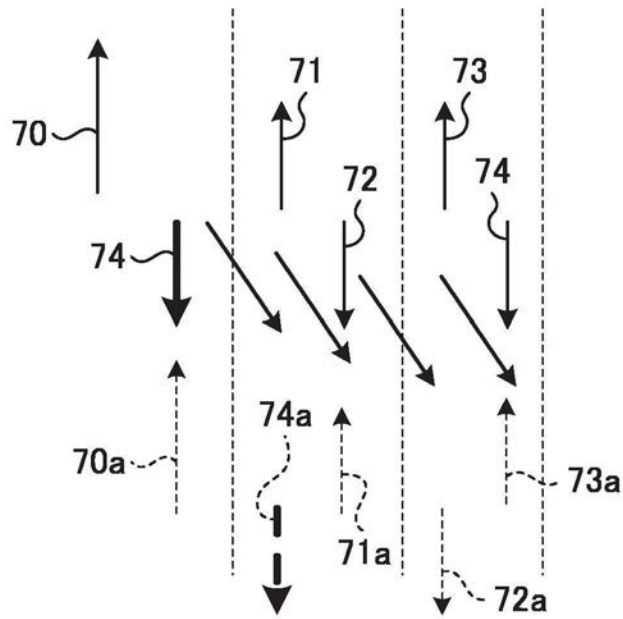


图31A

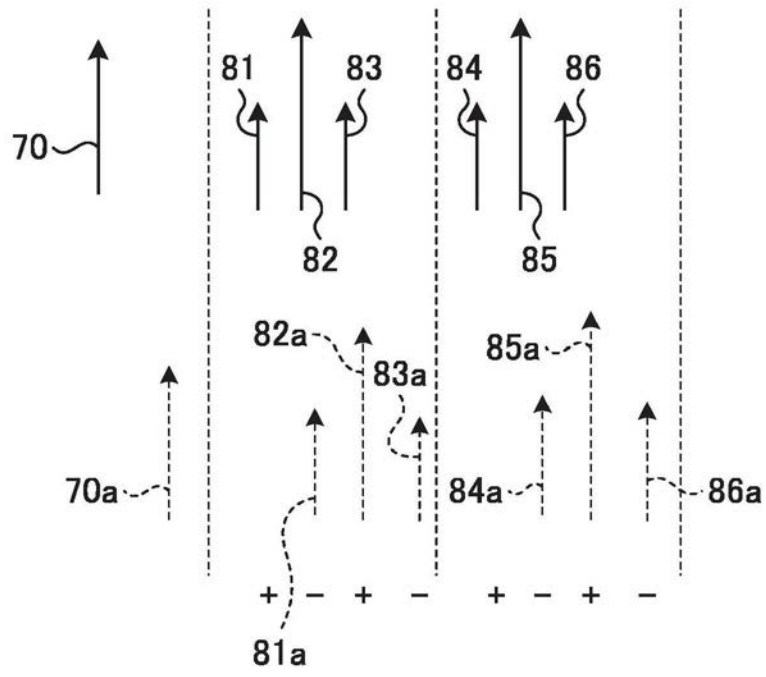


图31B

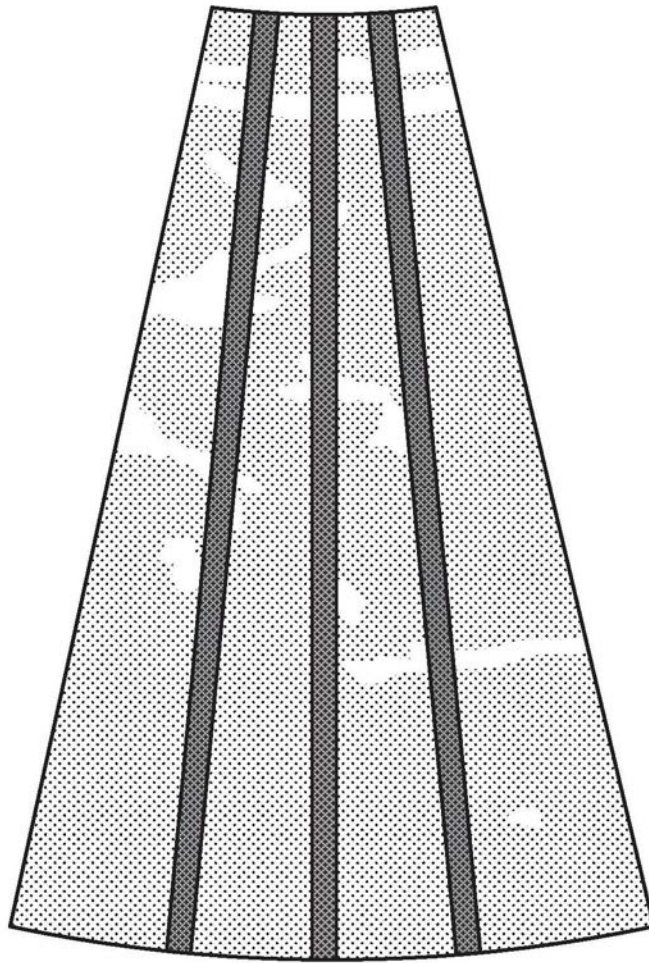


图32

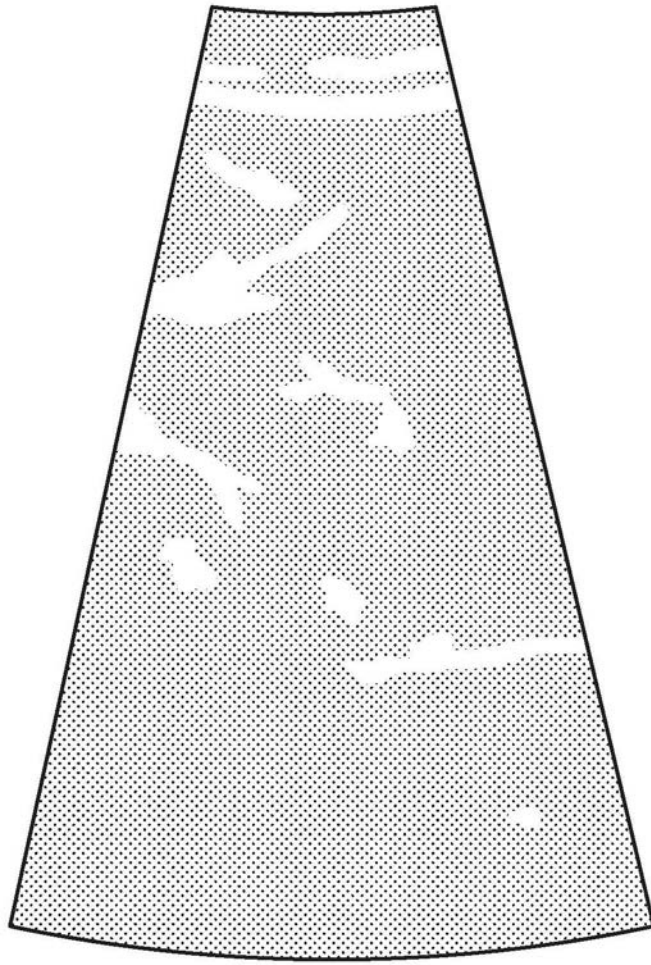


图33

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN110507356A	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201910428514.X	申请日	2019-05-22
[标]发明人	吉新宽树 今村智久 栗田康一郎		
发明人	吉新宽树 今村智久 栗田康一郎		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4444 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 G16H50/30		
优先权	2018098292 2018-05-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置。本发明要解决的课题在于提供能够适当地收集造影图像以及血流图像的超声波诊断装置。实施方式的超声波诊断装置具备收发部和图像生成部。收发部经由超声波探头执行对注入了造影剂的被检体内的第一区域进行的第一超声波扫描以及对与第一区域重叠的所述被检体内的第二区域的至少一部分进行第二超声波扫描，该第二超声波扫描包含振幅及相位中的至少一个不同的两种超声波各自的收发。图像生成部基于隔着所述第二超声波扫描对所述第一区域内的同一位置执行的多次的所述第一超声波扫描分别所取得的接收数据所构成的数据列，使用多普勒法生成一帧量的血流图像，并生成基于至少一次所述第二超声波扫描的结果的造影图像。

