



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102038522 B

(45) 授权公告日 2013. 05. 01

(21) 申请号 201010510311. 4

US 6142944 A, 2000. 11. 07,

(22) 申请日 2010. 10. 14

JP 平 1-209050 A, 1989. 08. 22,

(30) 优先权数据

审查员 刘珊珊

2009-242641 2009. 10. 21 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 泷本雅夫 泻口宗基 中屋重光

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 11-113910 A, 1999. 04. 27,

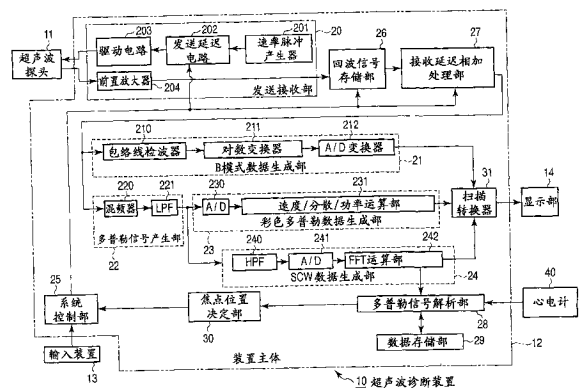
权利要求书3页 说明书8页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波数据取得方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波数据取得方法,在能取得逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值的合适位置上不进行用户操作就设定超声波的焦点位置。该超声波诊断装置具有超声波探头;经超声波探头与被检体间发送接收超声波的发送接收部;存储由发送接收部取得的多个回波信号的回波信号存储部;将存储的多个回波信号延迟相加,产生与多个接收焦点位置分别对应的多个接收信号的接收延迟相加处理部;根据产生的接收信号,产生与多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号的多普勒信号产生部;以及从产生的多个多普勒信号中,根据血流特性选择多普勒信号,决定与选择的多普勒信号对应的接收焦点位置的焦点位置决定部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:
超声波探头;
发送接收部,经由上述超声波探头与被检体之间发送接收超声波;
回波信号存储部,存储通过上述发送接收部而取得的多个回波信号;
接收延迟相加处理部,将上述存储的多个回波信号延迟相加从而产生与多个接收焦点位置分别对应的多个接收信号;
多普勒信号产生部,根据上述产生的接收信号而产生与上述多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号;
焦点位置决定部,从上述产生的多个多普勒信号中,根据血流特性选择多普勒信号,决定与上述选择的多普勒信号对应的、与逆流的血流的最大流速值或者逆流的血流量的最大值对应的接收焦点位置。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部将血流速为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部将上述血流速的绝对值为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部从上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流速的绝对值的最大值中,选择具有最大的值的多普勒信号。
5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部从上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流速的最大值中,选择具有最大的值的多普勒信号。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部将血流量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部从上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流量的最大值中,选择具有最大的值的多普勒信号。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部将血流的逆流分量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。
9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部从上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流的逆流分量的最大值中,选择具有最大的值的多普勒信号。
10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部将与血流的逆流分量有关的血液量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。
11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述焦点位置决定部从上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述与血流的逆流分量有关的血液量的最大值中,选择具有最大的值的多普勒信号。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述多个接收焦点位置从上述被检体的心脏瓣膜口附近沿着视野深度变深的方向,以规定的间隔被设定。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

显示部,显示上述多个接收焦点位置、与上述多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号以及上述选择的多普勒信号中的至少一个。

14. 一种超声波数据取得方法,其特征在于,包括:

经由超声波探头与被检体之间发送接收超声波;

根据所接收到的上述超声波产生多个回波信号;

存储上述产生的多个回波信号;

使上述存储的多个回波信号延迟相加,产生与多个接收焦点位置分别对应的多个接收信号;

根据上述产生的接收信号,产生与上述多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号;

从上述产生的多普勒信号中,根据血流特性选择多普勒信号;

决定与上述选择的多普勒信号对应的、与逆流的血流的最高流速值或者逆流的血流量的最大值对应的接收焦点位置。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将血流速为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述血流速的绝对值为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流速的绝对值的最大值中的最大的值作为上述血流特性,执行上述选择。

18. 根据权利要求 15 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流速的最大值中的最大的值作为上述血流特性,执行上述选择。

19. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将血流量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流量的最大值中的最大的值作为上述血流特性,执行上述选择。

21. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将血流的逆流分量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述血流的逆流分量的最大值中的最大的值作为上述血流特性,执行上述选择。

23. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将与血流的逆流分量有关的血液量为最大值的情况作为上述血流特性,执行上述选择。

24. 根据权利要求 23 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

在上述选择中,将上述被检体的一个心跳期间中的上述多个多普勒信号的各自的上述与血流的逆流分量有关的血液量的最大值中的最大的值作为上述血流特性,执行上述选择。

25. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

从上述被检体的心脏瓣膜口附近沿着视野深度变深的方向,以规定的间隔设定上述多个接收焦点位置。

26. 根据权利要求 14 所述的超声波数据取得方法,其特征在于:

显示上述多个接收焦点位置、与上述多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号以及上述选择的多普勒信号中的至少一个。

超声波诊断装置以及超声波数据取得方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 10 月 21 日提交的在前的日本专利申请 No. 2009-242641 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本实施方式涉及具有焦点位置调整功能的超声波诊断装置以及用于焦点位置调整的超声波数据取得方法。

背景技术

[0004] 一般地,为了判断心脏瓣膜疾病患者的严重度,在使用 B 模式或者 M 模式来观察心脏整体的活动或者瓣膜的活动后,使用彩色模式来观察由于瓣膜关闭不全而产生的血液逆流的状态。为了了解该逆流的程度,用户在逆流血流上设定超声波的焦点位置,从而观察所显示的多普勒波形。通常,超声波的焦点位置设定在瓣膜口附近。然后,使用测量功能,根据在所设定的焦点位置处的超声波的多普勒信号来测量血液波形的最高流速值,或者通过求出逆流中的血液量,来判断严重度。这样,了解逆流血流的最高流速值或者逆流中的血流量的情况对于判断瓣膜疾病患者的严重度是很重要的。

[0005] 然而,瓣膜疾病严重时,存在瓣膜口附近的逆流血流较快,且血液量也较多的情况。这种情况下,逆流中的血液在瓣膜口附近激烈地喷出,其喷出方向不确定。并且,成为测量基础的数据(多普勒信号)取决于装置的灵敏度或者信噪比、用户的扫描技巧。因此,即使将焦点位置设定在血液逆流喷出的瓣膜口附近,所取得的血液波形的最高流速值或者逆流中的血液量的最大值,根据情况而存在未表示真正的逆流中的血液的最高流速值以及血液量的最大值的情况。由于这些情况,在以往的瓣膜口附近的焦点位置上所测定出的多普勒信号中,有可能不能够正确地测定逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于上述事情而完成的,其目的在于:在能取得逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值的合适位置上,不通过用户的操作而设定超声波的焦点位置。

[0007] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具有:超声波探头;发送接收部,经由超声波探头与被检体之间发送接收超声波;回波信号存储部,存储通过发送接收部而取得的多个回波信号;接收延迟相加处理部,将存储的多个回波信号延迟相加从而产生与多个接收焦点位置分别对应的多个接收信号;多普勒信号产生部,根据产生的接收信号而产生与多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号;焦点位置决定部,从产生的多个多普勒信号中,根据血流特性选择多普勒信号,决定与选择的多普勒信号对应的接收焦点位置。

[0008] 根据本实施方式,能够在能取得逆流中的血流的最高流速值以及血流量的最大值的适当位置上,不通过用户操作而设定超声波的焦点位置。

[0009] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述

中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0010] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0011] 图 1 为表示与本实施方式有关的超声波诊断装置 10 的结构图。

[0012] 图 2 为与本实施方式有关,表示在焦点位置调整功能中处理步骤的一个例子的流程图。

[0013] 图 3 为与本实施方式有关,表示在由 B 模式以及彩色多普勒模式生成的图像中,在进行连续波多普勒模式的声线标记上,未设定表示接收焦点位置的焦点标记的例子图。

[0014] 图 4 为与本实施方式有关,表示通过 FFT 运算部 242 而取得的多普勒波形的描绘像以及针对该描绘像的 sMAP 的图。

[0015] 图 5 为与本实施方式有关,表示在与图 4 不同的接收焦点位置上,通过 FFT 运算部 242 而取得的多普勒波形的描绘像以及针对该描绘像的 sMAP 的图。

[0016] 图 6 为与本实施方式有关,表示接收焦点位置与在各接收焦点位置处的血流速的最高值之间的关系的一个例子的图。

[0017] 图 7 为与本实施方式有关,表示在由 B 模式以及彩色多普勒模式生成的图像上,表示与在图 6 中的血流速的最高值对应的接收焦点位置 R 的焦点标记以及通过在该接收焦点位置 R 上的 FFT 运算部 242 而取得的多普勒波形的描绘像的图的一个例子。

[0018] 图 8 为与本实施方式有关,表示将声线标记设定成 0° 的扫描方向的角度与超声波束的振幅的平均值的图。

[0019] 图 9 为与本实施方式有关,表示接收焦点位置与被在各接收焦点位置处的多普勒波形的描绘像包围了的面积(血流量)的关系的一个例子的图。

[0020] 图 10 为与本实施方式有关,表示与心电图(ECG)信号同步,在不同接收焦点位置上,根据 1 个心跳期间的多个多普勒信号通过 FFT 运算部 242 而取得的多普勒波形的描绘像的一个例子的图。

[0021] 图 11 为表示在瓣膜口附近设定以往的接收焦点位置,并通过 FFT 运算部 242 而取得的多普勒波形的描绘像的一个例子的图。

[0022] 图 12 为表示以往的超声波诊断装置 100 的结构图。

[0023] 符号说明

[0024] 10...超声波诊断装置

[0025] 11...超声波探头

[0026] 12...装置主体

[0027] 13...输入装置

[0028] 14...显示部

[0029] 20...发送接收部

[0030] 21...B 模式数据生成部

[0031] 22...多普勒信号产生部

- [0032] 23...彩色多普勒数据生成部
- [0033] 24...SCW 数据生成部
- [0034] 25...系统控制器
- [0035] 26...回波信号存储部
- [0036] 27...接收延迟相加处理部
- [0037] 28...多普勒信号解析部
- [0038] 29...数据存储部
- [0039] 30...焦点位置决定部
- [0040] 31...扫描转换器
- [0041] 40...心电图
- [0042] 100...以往的超声波诊断装置
- [0043] 201...速率脉冲产生器
- [0044] 202...发送延迟电路
- [0045] 203...驱动电路
- [0046] 204...前置放大器
- [0047] 205...接收延迟电路
- [0048] 206...加法器
- [0049] 210...包络线检波器
- [0050] 211...对数变换器
- [0051] 212...模拟数字 (A/D) 变换器
- [0052] 220...混频器
- [0053] 221...低通滤波器 (LPF)
- [0054] 230...模拟数字 (A/D) 变换器
- [0055] 231...速度 / 分散 / 功率运算部
- [0056] 240...高通滤波器 (HPF)
- [0057] 241...模拟数字 (A/D) 变换器
- [0058] 242...快速傅利叶变换 (Fast Fourier Transform) (FFT) 运算部

具体实施方式

[0059] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具有：超声波探头、发送接收部、回波信号存储部、接收延迟相加处理部、多普勒信号产生部以及焦点位置决定部。发送接收部经由超声波探头在与被检体之间接收发送超声波。回波信号存储部存储通过发送接收部而取得的多个回波信号。接收延迟相加处理部延迟相加所存储的多个回波信号，从而产生与多个接收焦点位置分别对应的多个接收信号。多普勒信号产生部根据所产生的接收信号，产生与多个接收焦点位置分别对应的多个多普勒信号。焦点位置决定部从所产生的多个多普勒信号中，根据血流特性选择多普勒信号，并决定与选择出的多普勒信号对应的接收焦点位置。

[0060] 以下，针对实施方式参照附图进行说明。

[0061] 图 1 表示与本实施方式有关的超声波诊断装置 10 的结构框图。如该图所示，本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 11、装置主体 12、与装置主体 12 连结的用于将来自用户

的各种指示·命令·信息取入至装置主体 12 的输入装置 13 以及显示部 14。输入装置 13 虽然未图示,但是具有用于进行关心区域 (ROI) 等的设定操作的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘。另外,装置主体 12 具有发送接收部 20、B 模式数据生成部 21、多普勒信号产生部 22、彩色多普勒数据生成部 23、连续波多普勒 (以下称为 SCW) 数据生成部 24、系统控制器 25、回波信号存储部 26、接收延迟相加处理部 27、多普勒信号解析部 28、数据存储部 29、焦点位置决定部 30 以及扫描转换器 31。并且,在装置主体 12 中还另外设置有收集被检体心电波形的心电仪 40。

[0062] 超声波探头 11 具有压电陶瓷等作为声 / 电可逆变换元件的压电振子。多个压电振子并行排列,并被安装在超声波探头 11 的前端。另外,对一个振子构成一个通道的情况进行说明。

[0063] 发送接收部 20 具有速率脉冲产生器 201、发送延迟电路 202、驱动电路 203 以及前置放大器 204。速率脉冲产生器 201 在 B 模式法、彩色多普勒法以及脉冲多普勒法中,根据由未图示的基准信号产生部所提供的基准信号 (时钟),决定发送超声波的重复周期,并产生速率脉冲。

[0064] 发送延迟电路 202 对由速率脉冲产生器 20 所提供的速率脉冲或者连续波,给予将超声波汇集成束状并且决定发送指向性所需要的延迟时间。驱动电路 203 与速率脉冲同步,产生用于驱动内置在超声波探头 11 中的压电振子的脉冲状的驱动信号。在连续波多普勒模式时,驱动电路 203 连续地产生驱动信号。

[0065] 来自被检体的回波通过压电振子被变换为多个电信号 (回波信号)。前置放大器 204 将多个回波信号分别放大,并变换为数字信号。

[0066] 回波信号存储部 26 存储从发送接收部 20 输出的接收延迟相加前的回波信号。也称为数字波束形成器的接收延迟相加处理部 27 对存储在回波信号存储部 26 中的每个压电振子的回波信号,给予用于为了取得较窄的波束宽度而会聚来自规定深度的接收超声波的延迟时间,以及对来自规定方向的接收超声波设定较强的接收指向性的延迟时间。将对多个振子的延迟时间组称为接收延迟模式。系统控制器 25 将焦点深度不同的多个接收延迟模式存储在未图示的内部存储器中。接收延迟相加处理部 27 按照来自系统控制器 25 的接收延迟模式将多个回波信号进行相加。通过该相加,强调来自与接收指向性对应的方向的反射分量。根据该发送指向性与接收指向性决定超声波发送接收的综合指向性 (根据该指向性,决定所谓的“超声波扫描线”)。

[0067] B 模式数据生成部 21 具备包络线检波器 210、对数变换器 211、模拟数字变换器 (以下称为 A/D 变换器) 212。对于向 B 模式数据生成部 21 输入的输入信号,即、对于从接收延迟相加处理部 27 输出的接收信号,包络线检波器 210 进行包络线检波。对数变换器 211 进行对数变换检波信号的振幅,从而相对地强调较弱的信号。A/D 变换器 212 将该对数变换器 211 的输出信号变换为数字信号,并生成 B 模式数据。

[0068] 多普勒信号产生部 22 具备混频器 220 与低通滤波器 (以下称为 LPF) 221。混频器 220 对来自接收延迟相加处理部 27 的输出信号,乘以具有与发送频率相同频率 f_0 的基准信号。通过该相乘取得多普勒偏移频率 f_d 的分量的信号与具有 $(2f_0+f_d)$ 的频率分量的信号。LPF221 去除具有来自混频器 220 的 2 种频率分量的信号中较高的频率分量 $(2f_0+f_d)$ 的信号。多普勒信号产生部 22 通过去除较高的频率分量 $(2f_0+f_d)$ 的信号,生成具有多普勒偏移

频率 f_d 的分量的多普勒信号。另外,作为多普勒信号产生部 22 也能够采用正交检波方式。

[0069] 彩色多普勒数据生成部 23 具备由 2 个通道构成的 A/D 变换器 230、速度 / 分散 / 功率 (Power) 运算部 231。A/D 变换器 230 将从多普勒信号产生部 22 的 LPF221 中输出的多普勒信号,或者被进行了正交检波的模拟信号变换为数字信号。速度 / 分散 / 功率 (Power) 运算部 231 虽然未图示,但由 MTI 滤波器以及自相关运算器构成。MTI 滤波器对从 A/D 变换器 230 输出的多普勒信号,消除起因于脏器的呼吸性移动或者跳动性移动等的多普勒分量 (杂波分量)。自相关运算器通过 MTI 滤波器对只提取了血流信息的多普勒信号算出自相关值,进而根据该自相关值算出血流的平均速度值、分散值等。彩色多普勒数据生成部 23 根据基于多个多普勒信号的血流的平均速度值、分散值等,生成彩色多普勒数据。

[0070] SCW 数据生成部 24 具备高通滤波器 (以下称为 HPF) 240、模拟数字变换器 (以下称为 A/D 变换器) 241、快速傅利叶变换 (以下称为 FFT) 运算部 242。高通滤波器 (以下称为 HPF) 240 对由多普勒信号产生部 22 所产生出的多普勒信号,消除起因于脏器的呼吸性移动或者跳动性移动等多普勒分量 (杂波分量)。A/D 变换器 241 将从 HPF240 输出的多普勒信号变换为数字信号。FFT 运算部 242 对被 A/D 变换器 241 变换为数字信号的多普勒信号,通过快速傅利叶变换进行频率分析。SCW 数据生成部 24 根据基于多个多普勒信号的频率分析,生成 SCW 数据。SCW 数据例如如图 4 左侧那样在显示部 14 中显示。纵轴表示速度。横轴为取得 SCW 数据的时间。记载为 Velocity 的横轴表示零速度。

[0071] 多普勒信号解析部 28 对基于 FFT 运算部 242 的频率分析的多普勒波形的描绘像,生成一个 sMAP。即、sMAP 在每个接收焦点位置上被生成。sMAP 是指,对上述描绘像在时间轴方向上对每个频率探索某任意的期间 (解析期间),对规定的阈值以上的多普勒信号 (速度分量) 存在的频率带、即速度带分配“1”,对信号不存在的频率带、即速度带分配“0”的图。即、sMAP 为表示有无血流分量的图。例如,针对在图 4 的左侧表示的多普勒波形的描绘像的 sMAP 成为如图 4 右侧那样。此时,描绘像的信号存在区域为从 A 到 B 的区间。根据生成的 sMAP,求出流速 (在这里指逆流) 的最高值 (以下称为最高流速值)。例如,在图 4 右侧的 sMAP 中,与 B 对应的点为流速的最高值 (由于是逆流,所以速度变成负分量)。另外,也可以对速度分量的绝对值,例如对图 4 左侧的多普勒波形的描绘像,根据速度的绝对值生成 sMAP,并求出最高流速值。另外,也可以根据血流的逆流分量,例如根据图 4 左侧的记载为 Velocity 的横轴以下的速度带生成 sMAP,并求出最高流速值。生成 sMAP 时,直接使用多普勒波形的描绘像,或者使用描绘像的绝对值,或者只使用描绘像的逆流分量是通过用户指示来进行选择的。

[0072] 关于某任意期间,可使与后述的心电计 40 同步,例如,设为 1 个心跳期间。例如,图 10 为表示在不同接收焦点位置上,根据一个心跳期间的多个多普勒信号通过 FFT 演算部 242 得到的多普勒波形的描绘像的图。在图 10 中,对在一个心跳期间中的四角 ABCD 内部的多普勒波形的描绘像生成一个 sMAP,并对四角 A' B' C' D' 内部的多普勒波形的描绘像生成其他的 sMAP。根据各 sMAP 求出各最高流速值。另外,多普勒信号解析部 28 也能够求出在多普勒波形的描绘像中被包围了的逆流范围的面积。该面积与在接收焦点附近流动的血流量对应。另外,将最高流速值、速度分量的绝对值、基于血流的逆流分量的最高流速值、血流量的最大值等称为血流特性。

[0073] 数据存储部 29 存储在多普勒信号解析部 28 中所取得的最高流速值以及与该最高

流速值对应的接收焦点位置。另外,数据存储部 29 也能够存储在上述描绘像中被包围了的面积以及与该面积对应的接收焦点位置。

[0074] 焦点位置决定部 30 根据在数据存储部 29 中所存储的多个最高流速值以及与各最高流速值对应的接收焦点位置,决定在最高流速值中与具有最高的值的多普勒信号对应的接收焦点位置。另外,焦点位置决定部 30 也能够根据在数据存储部 29 中所存储的多个上述描绘像中被包围了的面积以及与在上述描绘像中被包围了的面积分别对应的接收焦点位置,决定在该面积中与具有最大的值的多普勒信号对应的接收焦点位置。根据最高流速确定接收焦点位置,或者根据血流量确定接收焦点位置,是通过用户指示来选择的。

[0075] 系统控制器 25 基于通过用户从输入装置 13 输入的模式选择、ROI 设定、模式列表的选择、发送开始·结束,读取存储在内部存储器中的发送接收条件与装置控制程序,按照以上操作,控制上述超声波诊断装置 10。另外,在显示部中所显示出的图像上,设定通过用户从输入装置 13 中输入的进行连续波多普勒法的声线标记。

[0076] 扫描转换器 31 从 B 模式数据生成部 21、彩色多普勒数据生成部 23 以及 SCW 数据生成部 24 中,将在各扫描方向单位中所生成的 B 模式数据、彩色多普勒数据以及 SCW 数据变换为以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列,并生成作为显示图像的超声波诊断图像。

[0077] 显示部 14 根据来自扫描转换器 31 的视频信号,将生物体内的形态学信息或者血液信息作为图像进行显示。显示部 14 在由 B 模式数据构成的图像或者由彩色多普勒数据构成的图像上显示在系统控制器 25 中设定的声线标记或者焦点标记。

[0078] 心电计 (ECG ;Electro Cardio Gram) 40 测量记录了被检体心脏的由于电现象而产生的时间变化的图表,即心电图 (ECG 波形)。用心电计 40 所检测出的心电波形信号,被存储在内部存储器中,并且如果有需要时还被发送至显示部 14,并作为心电波形进行显示。

[0079] 其次,在本超声波诊断装置 10 中,一边参照如图 2 所示的流程,一边针对焦点位置调整功能的动作进行说明。首先,在系统控制器 25 的控制下使用 B 模式,扫描包含被检体心脏的区域 (步骤 S1)。被扫描出的图像显示在显示部 14 中。按照用户经由输入装置 13 给出的连续波多普勒的条件决定指示,通过系统控制器 25 的控制将用于进行连续波多普勒法的声线标记重叠在所显示出的图像上 (步骤 S2)。图 3 为在显示部 14 中所显示出的彩色多普勒模式上设定了声线标记的图。在以往的情况下,如图 11 所示,通过用户在声线标记上设定接收焦点标记。在本实施方式中,由于用户无需操作接收焦点标记,便能自动地将接收焦点位置最优化,所以不需要在图 3 的声线标记上显示接收焦点标记。另外,也能够与以往的超声波诊断装置 100 同样地,使接收焦点标记显示在声线标记上。

[0080] 其次,在上述声线上,为了在预先设定的接收焦点位置上进行连续波多普勒法,发送接收部 20 至少在一个心跳周期进行超声波的连续波的发送接收 (步骤 S3)。此时扫描中的焦点位置,例如为沿着声线上的视野深度的中间深度的位置。另外,进行发送接收的焦点位置也可以是沿着在彩色 ROI (关心区域) 中的声线的长度一半的位置。另外,进行发送接收的焦点位置,能够由用户预先设定在任意深度上。另外,进行发送接收的焦点位置也可以使接收焦点标记显示在声线标记上,并作为该接收焦点标记的位置。进行上述发送接收的各焦点位置可以经由输入装置 13 通过用户进行选择。通过发送接收超声波而取得的接收延迟处理前的回波信号被存储在回波信号存储部 26 中。

[0081] 根据视野深度与接收焦点位置的变更宽度,决定多个接收焦点位置。在某接收焦点位置上求出最高流速值时,接收焦点位置变更为未求出最高流速值的接收焦点位置。通过系统控制器 25,与未求出最高流速值的接收焦点位置(被变更了的接收焦点位置)对应了的接收延迟模式被提供给接收延迟相加处理部 27。在接收延迟相加处理部 27 中,按照接收延迟模式对一个心跳期间的全部回波信号进行接收延迟相加处理。由此,产生与接收延迟模式(接收焦点位置)对应的心跳时相不同的多个接收信号。所产生出的多个各接收信号,被进行 FFT 处理(步骤 S4)。由此,产生心跳时相不同的多个多普勒信号。根据该心跳时相不同的多个多普勒信号产生多普勒波形。相对所产生出的多普勒波形生成 sMAP,并求出最高流速值(步骤 S5)。将所求出的最高流速值以及与该最高流速值对应了的接收焦点位置(接收延迟模式)存储在数据存储部 29 中。另外,在步骤 S5 中,也可以求出与在接收焦点附近流动的血液量对应的多普勒波形的描绘像中被包围了的逆流范围的面积。此时,在数据存储部 29 中存储逆流范围的面积以及与该面积对应了的接收焦点位置(接收延迟模式)。

[0082] 重复进行步骤 S4 与步骤 S5 的处理,直到在求出与多个接收焦点位置分别对应的最高流速值为止,换言之,直到在结束接收焦点位置的变更为止(步骤 S6)。通过以上步骤产生接收焦点深度(接收焦点位置)不同的多个多普勒波形。

[0083] 以下,针对在上述步骤 S4 乃至步骤 S6 中的重复操作进行具体的说明。

[0084] 接收焦点位置(接收延迟模式)的变更,例如,可以以每 2cm、每 1cm、每 0.5cm 等任意宽度进行。此时,将与这些宽度对应了的接收延迟模式提供给接收延迟相加处理部 27,通过进行步骤 S4 的处理,可以产生在所期望的接收焦点位置处的多普勒波形。当变更的宽度狭窄时,由于增加上述步骤 S4 以及上述步骤 S5 的处理次数,所以花费时间,但是可以求出更准确的最高流速值。在图 2 的步骤 S6 中所谓接收焦点位置的变更结束是指,例如在视野深度为 14cm 时,假定接收焦点位置的变更宽度为 1cm 等间隔,从 0cm 到 14cm 变更接收延迟时,变更 14 次接收焦点位置(接收延迟模式)。此时能取得 15 组的接收焦点位置与最高流速值之间的关系。另外,当与在接收焦点附近流动的血液量对应的多普勒波形的描绘像中被包围了的逆流范围的面积与此时的接收焦点位置应用于上述例子时,能取得 15 组的接收焦点位置与逆流范围的面积的关系。

[0085] 通过变更接收焦点位置,有时能取得例如如图 5 所示的多普勒波形的描绘像与 sMAP。与图 4 的最高流速值 B 相比,图 5 的最高流速值 B' 其最高流速值的值更大。另外,图 5 的多普勒波形的包络线成为比图 4 的多普勒波形的包络线更容易描绘的波形。这样,图 6 是表示出在数据存储部 29 中存储的多个最高流速值以及与最高流速值分别对应的接收焦点位置间的关系的图的一个例子。根据图 6 通过焦点位置决定部 30 确定在与多个接收焦点位置对应的多个最高流速值中最高的值(步骤 S7)。另外,在求出最高流速值的最高值时,即使未制作图 6 也可以求出。

[0086] 另外,图 9 是通过变更接收焦点位置,表示出多个逆流范围的面积以及与各面积对应的接收焦点位置的关系的图的一个例子。另外,作为步骤 S7,根据图 9 还能够求出面积最大的值(逆流的血流量的最大值)。

[0087] 根据图 6 或者图 9,决定在步骤 S7 中所求出的最高流速值或者与面积的最大值对应的接收焦点位置 R(步骤 S8)。图 7 为表示出在最高流速值的最高值的接收焦点位置处

的多普勒波形以及与在彩色多普勒模式上重叠了的声线标记与位置 R 处的焦点标记的图。如图 7 所示,是通过使接收焦点位置移动至远离瓣膜口的位置而不是喷出的瓣膜口附近的逆流位置(图 11 中的焦点标记),从而清晰地显现出多普勒波形的描绘像。该状况不是在逆流以确定方向喷出的情况下而是在一个心跳期间内逆流的方向发生变化(晃动)的情况下显著。图 8 为表示将声线标记设为 0° 的扫描方向的角度以及超声波束的振幅的平均值的图。在图 8 中的实线为在瓣膜附近的逆流上决定了接收焦点的图 11 中的超声波的波束分布图的一个例子。在图 8 中的虚线为在远离了瓣膜口的位置(焦点深度较深的位置)上决定了接收焦点的图 7 中的超声波波束分布图。虚线与实线相比,由于焦点深度较深,所以 0° 附近的主束的波束宽度变宽。这样波束宽度变宽,在血流速度中有晃动的逆流的情况下是有效的。

[0088] 返回至图 2 的流程图,当通过接收焦点位置决定部 30 决定接收焦点位置(接收延迟模式)(步骤 S8)时,再次对接收延迟处理前的回波信号进行与所决定了的接收焦点位置对应的接收延迟,并进行所取得的 SCW 数据的 FFT 解析(步骤 S9)。另外,也可以预先将 SCW 数据的 FFT 解析(步骤 S4)的结果存储在内部存储器中,并读取与通过接收焦点位置决定部 30 所决定出的接收焦点位置对应的 SCW 数据的 FFT 解析(步骤 S4)的结果。另外,首先将在步骤 S1 中进行了的扫描作为预备扫描,接收焦点位置决定部 30 决定接收焦点位置。其次,也可以在与所决定出的接收焦点位置相同的位置上,配合发送焦点位置来执行主扫描,并进行所取得的 SCW 数据的 FFT 解析。在所决定出的接收焦点位置中,根据回波信号再次进行接收延迟、或者读取预先所存储的 FFT 解析结果、或者配合发送焦点位置进行再扫描是通过用户指示来进行选择的。

[0089] 这样,可以提供如下多普勒波形:通过在逐渐变更接收焦点位置的同时观察血流特性而自动地求出表示最高流速值的最佳接收焦点位置,能够在操作者对焦点位置无意识的情况下由装置侧自动检测出最佳焦点位置,从而可以准确地测定用于判断瓣膜疾病患者的严重度的逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值的多普勒波形。

[0090] 根据以上所述的结构,可以取得以下效果。

[0091] 根据本超声波诊断装置,能够不由用户调整超声波的焦点位置,而在能取得逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值的合适位置上,设定超声波的焦点位置。由此,可以准确地测定用于判断瓣膜疾病患者的严重度的逆流中的血流的最高流速值以及血液量的最大值。

[0092] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0093] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

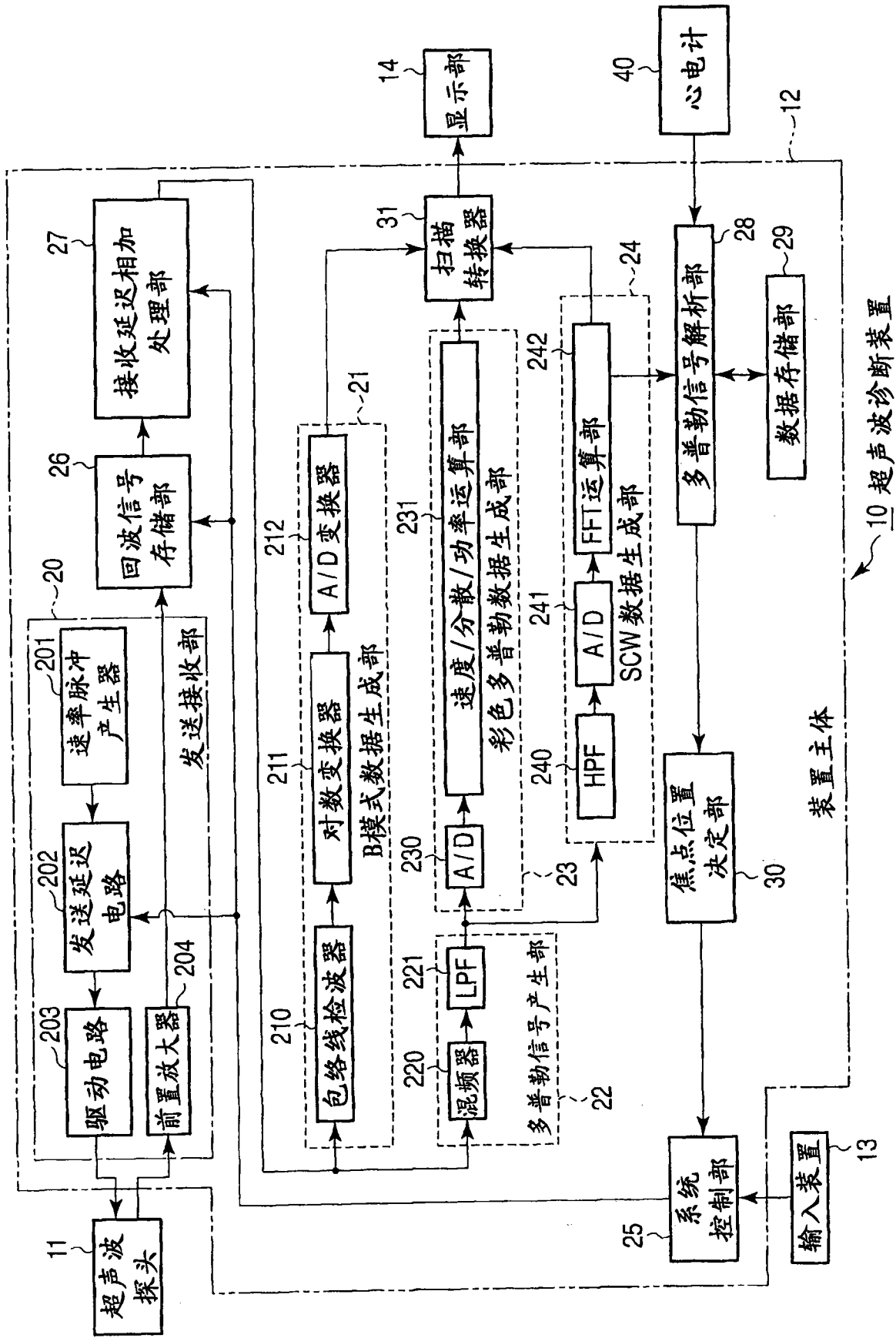


图 1

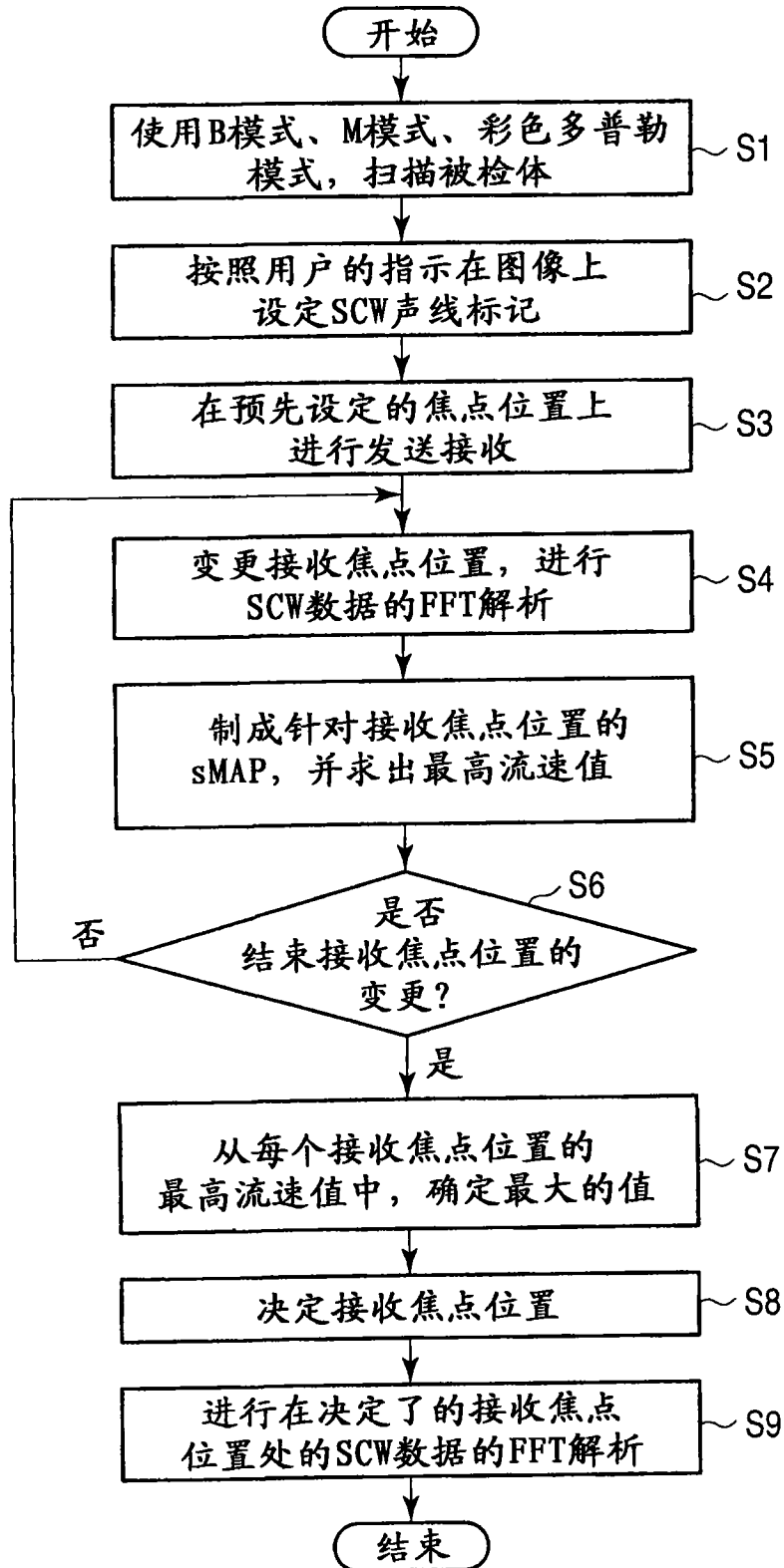


图 2

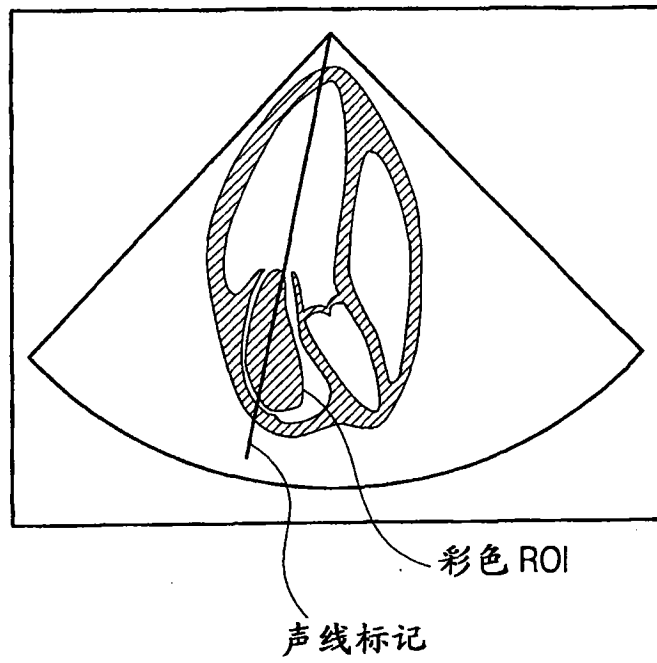


图 3

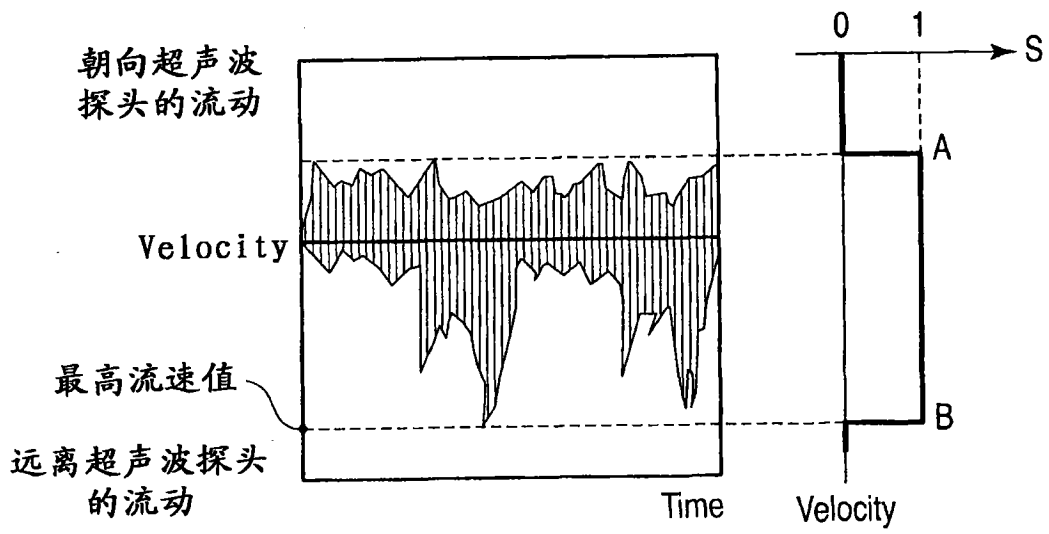


图 4

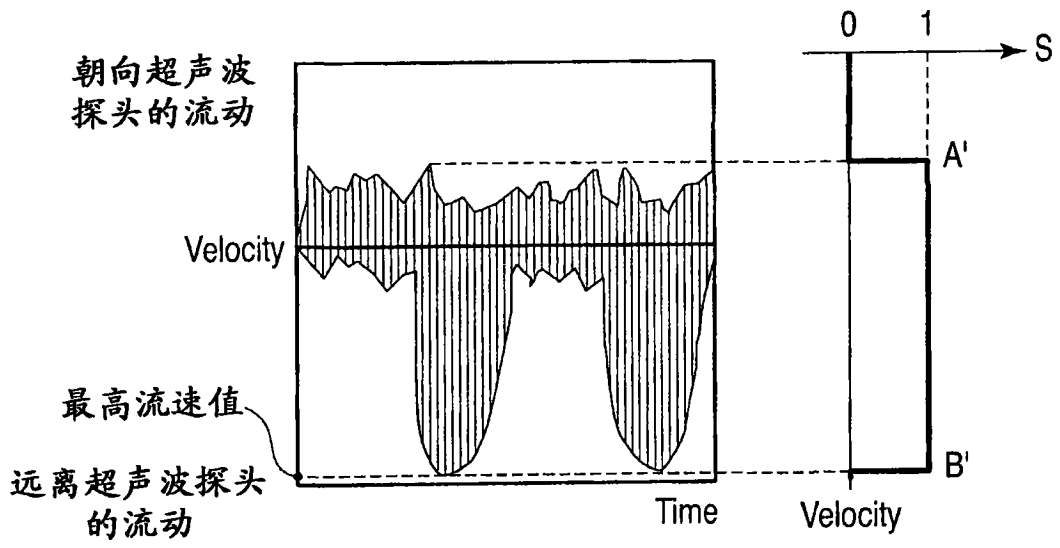


图 5

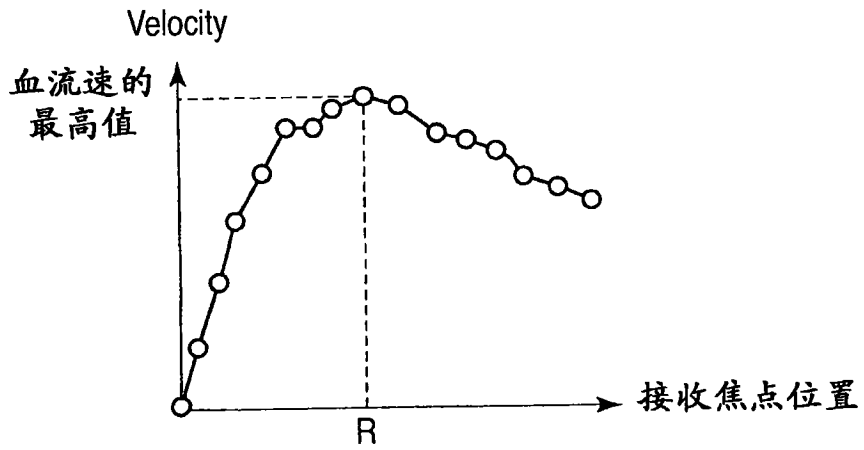


图 6

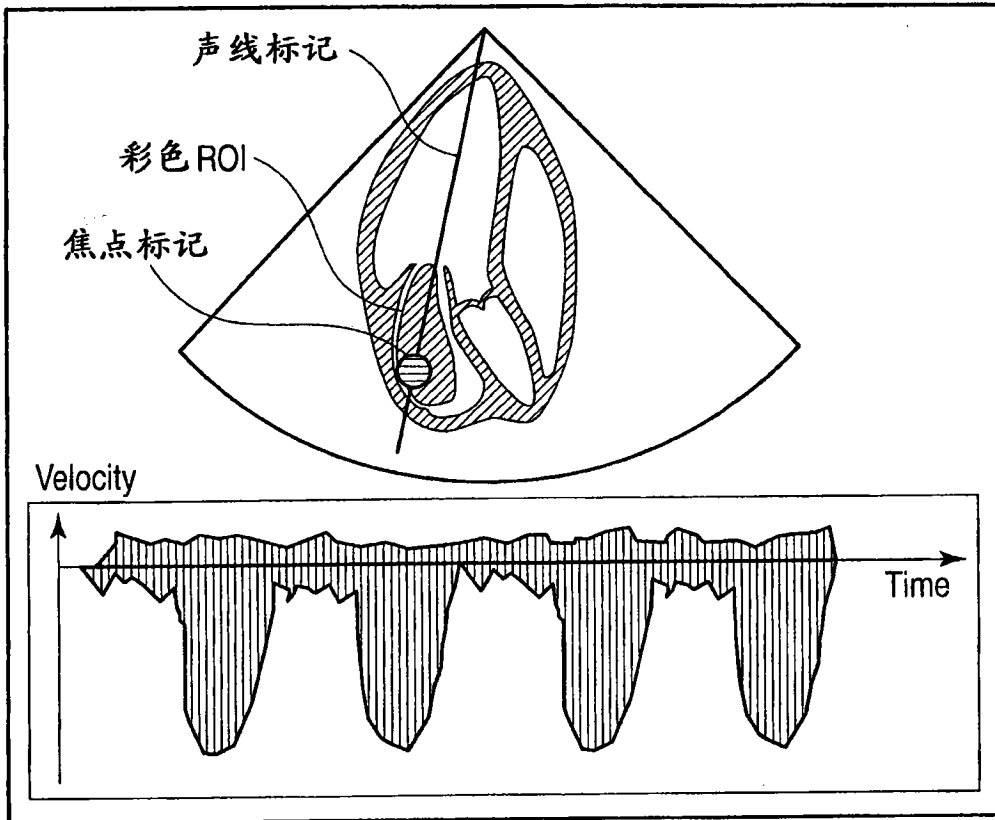


图 7

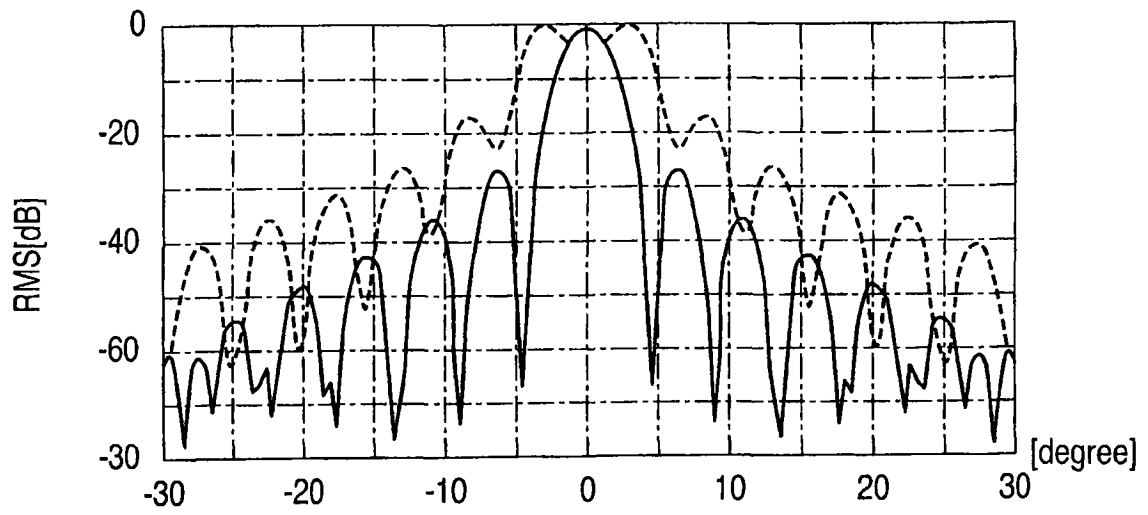


图 8

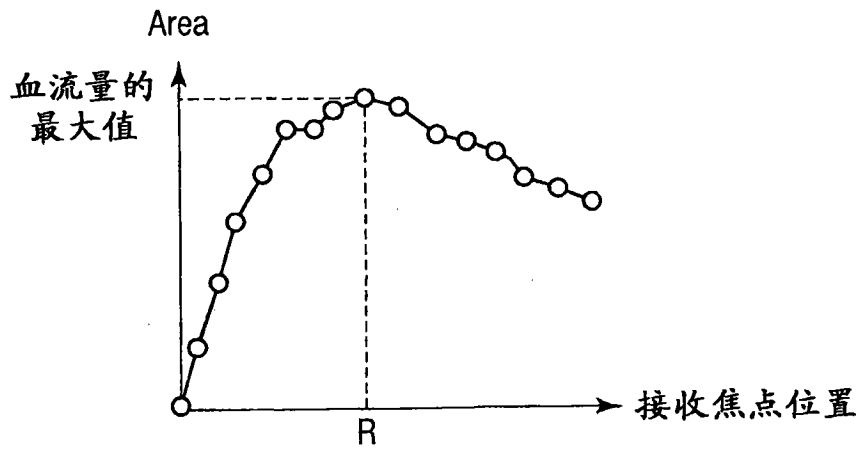


图 9

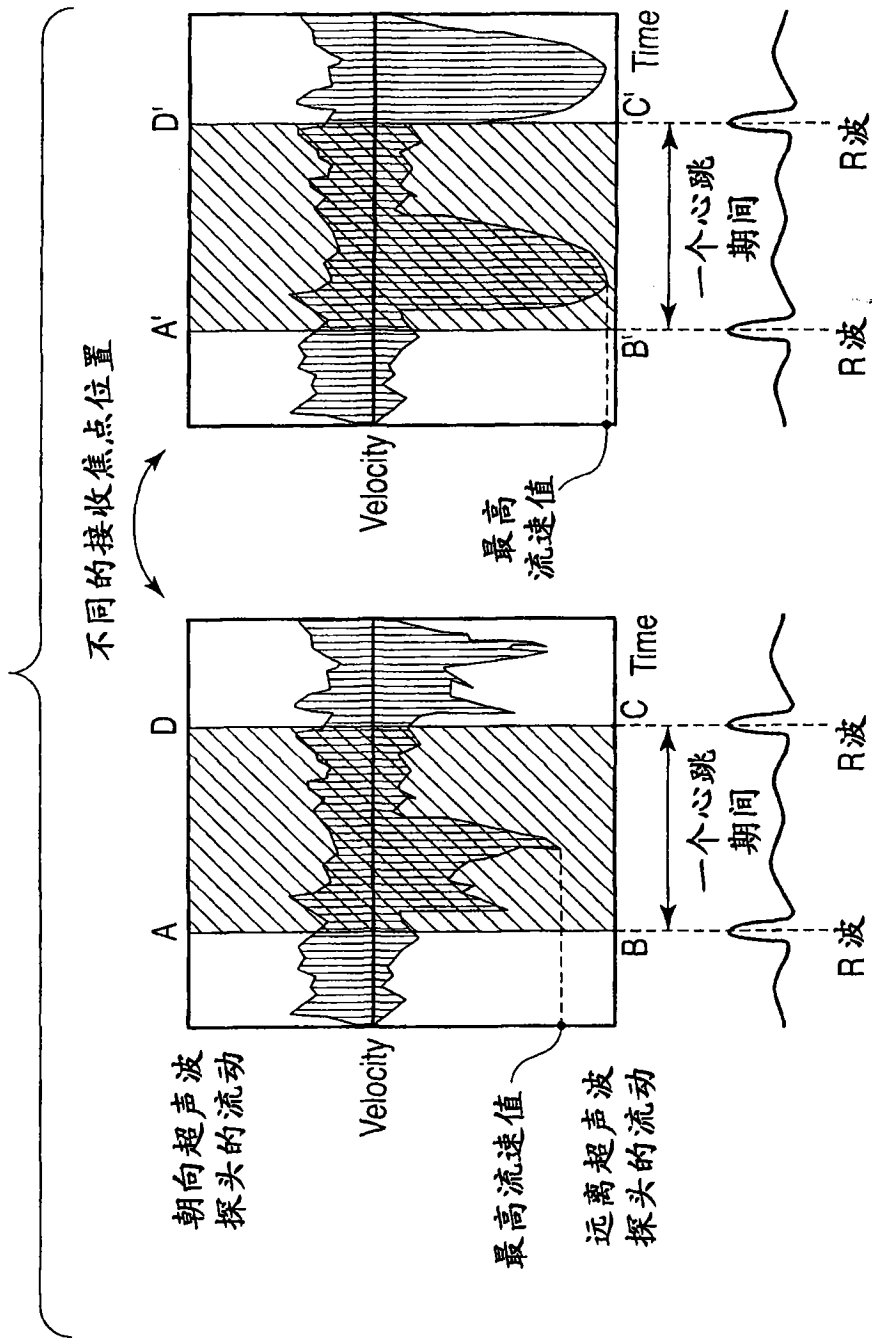


图 10

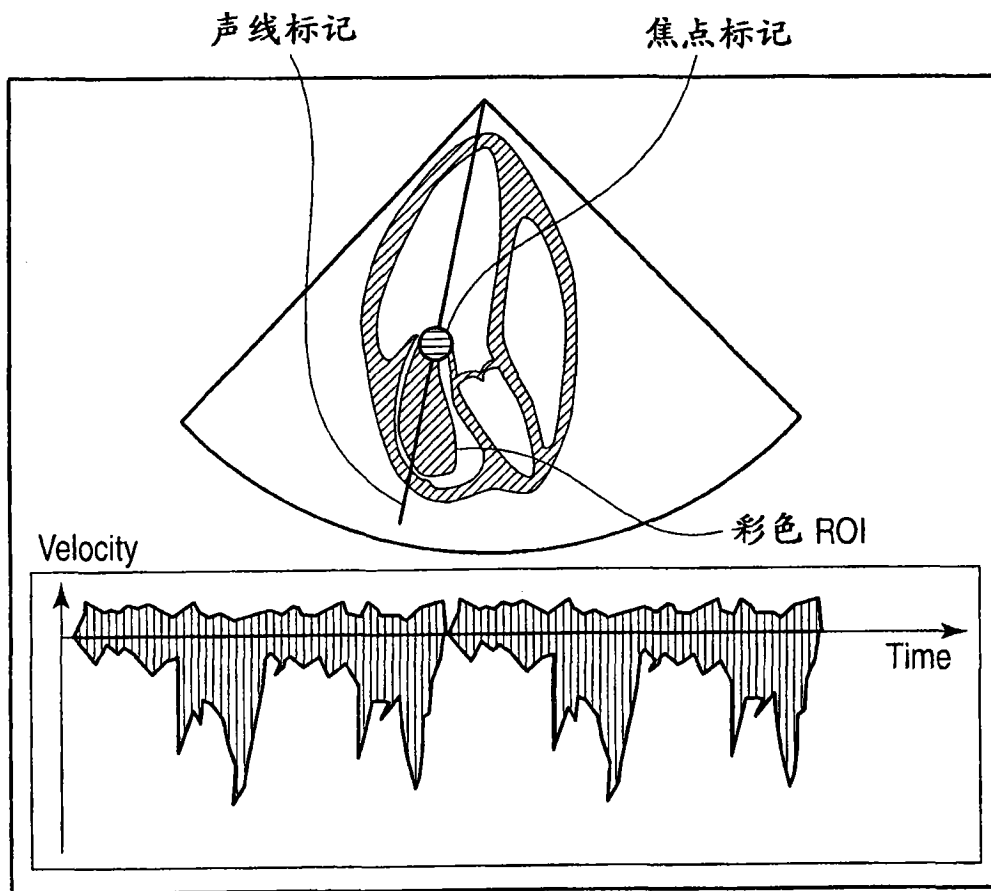
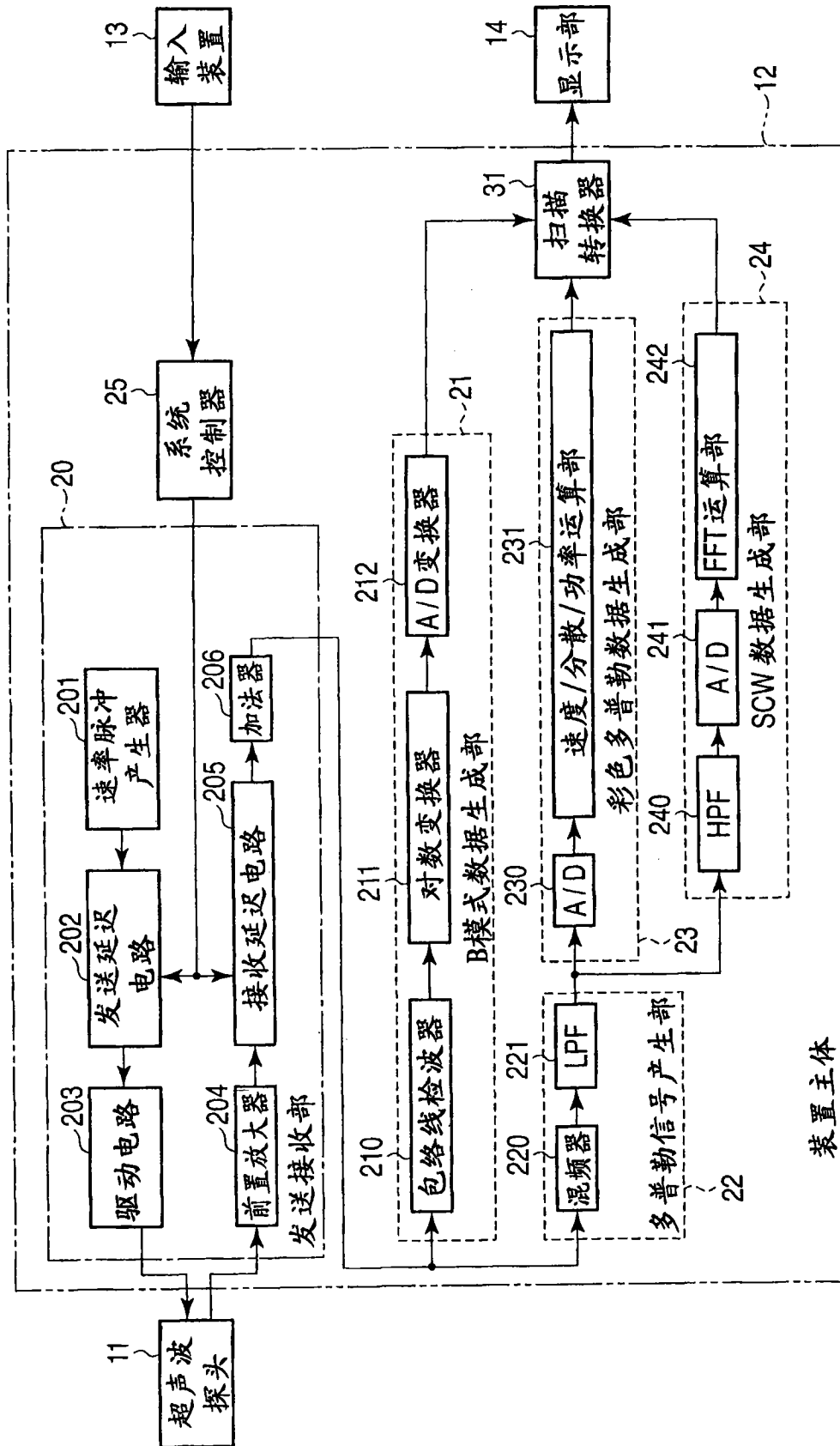


图 11



100 以往的超声波诊断装置

图 12

