



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103945771 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 23

(21) 申请号 201380002615. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 21

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-159203 2012. 07. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 02. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067086 2013. 06. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/013839 JA 2014. 01. 23

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 泷本雅夫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 庞乃媛 黄剑锋

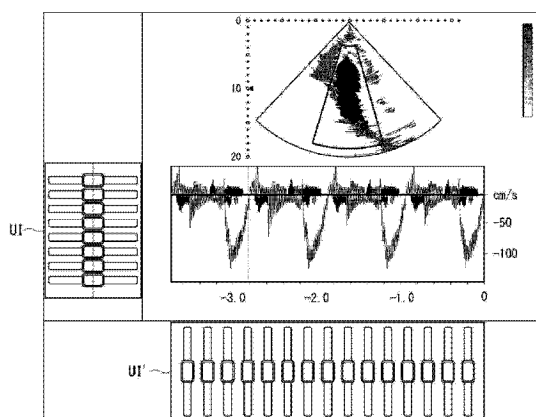
权利要求书1页 说明书12页 附图17页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,具有:收发部,在与包含被检体内的运动体的诊断部位之间收发超声波;多普勒信号检测部,根据通过收发部得到的接收信号,提取多普勒信号;频谱生成部,根据多普勒信号进行频率解析,生成多普勒频谱;亮度信息控制部,根据与频率解析的对象的频率相应的亮度修正值,控制多普勒频谱的亮度信息;以及显示装置,显示通过亮度信息控制部对亮度信息进行控制后的多普勒频谱。



1. 一种超声波诊断装置,具有:

收发单元,在与包含被检体内的运动体的诊断部位之间收发超声波;

提取单元,根据通过上述收发单元得到的接收信号,提取多普勒信号;

生成单元,根据上述多普勒信号进行频率解析,生成多普勒频谱;

亮度信息控制单元,根据与频率解析的对象的频率相应的亮度修正值,控制上述多普勒频谱的亮度信息;以及

显示单元,使显示装置显示通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行了控制后的上述多普勒频谱。

2. 如权利要求1记载的超声波诊断装置,

上述亮度信息控制单元,按将上述频率分割而得到的多个频率区域的每个频率区域,决定上述亮度修正值。

3. 如权利要求1或2记载的超声波诊断装置,

上述亮度信息控制单元,按每个上述诊断部位,决定上述亮度修正值的初始值。

4. 如权利要求1~3中任一项记载的超声波诊断装置,

该超声波诊断装置还具有变更上述亮度修正值的界面。

5. 如权利要求1~4中任一项记载的超声波诊断装置,

上述亮度信息控制单元,除了上述频率以外,还根据时刻决定第二亮度修正值,基于上述第二亮度修正值控制上述多普勒频谱的亮度信息。

6. 如权利要求5记载的超声波诊断装置,

上述亮度信息控制单元,按将上述时域分割而得到的多个时间区域的每个时间区域,决定上述第二亮度修正值。

7. 如权利要求4记载的超声波诊断装置,

在上述显示装置的显示面,具有作为上述用户界面的触摸面板。

8. 如权利要求4记载的超声波诊断装置,

该超声波诊断装置具有作为上述用户界面的滑动开关。

9. 如权利要求1~8中任一项记载的超声波诊断装置,

上述亮度信息控制单元,至少利用Gain控制、GammaCurve控制、DynamicRange控制以及Map控制中的任一个以上的控制,控制上述多普勒频谱的亮度信息。

10. 如权利要求1~9中任一项记载的超声波诊断装置,

该超声波诊断装置还具有计测单元,该计测单元利用通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行控制后的上述多普勒频谱,进行与上述多普勒频谱相关的计测,

上述显示单元,显示通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行控制后的上述多普勒频谱,并且显示上述计测单元的计测结果。

11. 一种图像处理装置,具有:

亮度信息控制单元,基于多普勒信号,根据与频率解析的对象的频率相应的亮度修正值,控制多普勒频谱的亮度信息;以及

显示单元,使显示装置显示通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行控制后的上述多普勒频谱。

超声波诊断装置以及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能够提供对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形的超声波诊断装置以及图像处理装置。

背景技术

[0002] 以往的超声波诊断装置中,已知有如下技术:兼用超声波脉冲反射法和超声波多普勒法,通过利用超声波探头的超声波扫描得到诊断部位的断层像和其血流信息,并将该血流信息实时显示。根据通过朝向被检体体内的具有血流等的流动的诊断部位收发的超声波的多普勒效应、接收频率相对于发送频率稍微偏移、该偏移频率(多普勒频率)与血流速度成比例这样的超声波多普勒法的原理,利用了该超声波多普勒法的超声波诊断装置,能够进行多普勒频率的频率解析,并从该解析结果得到血流信息。

[0003] 利用了这样的超声波多普勒法的超声波诊断装置被利用在具有心脏的瓣膜病的患者的检查中。医师等操作者通过利用采用该超声波多普勒法的超声波诊断装置,能够得知具有心脏的瓣膜病的患者的重症度。该情况下,通过如下那样的顺序进行检查。

[0004] 操作者在使用 B 模式或 M 模式观察了心脏整体的运动及瓣膜的运动后,使用彩色模式观察因瓣膜的闭合不全而发生的逆流的状态。接着,操作者为了得知该逆流的程度,将超声波诊断装置的模式从彩色模式转变到 PWD(Pulsed Wave Doppler) 或 SCWD(Steerable Continuous Wave Doppler) 模式,并将 RG(距离选通(range gate)) 位置、Focus 位置(标志(mark) 位置) 设置在逆流的血流、或者 InFlow(流入) 及 OutFlow(流出) 的血流上,观察所显示的多普勒频谱的波形。这时, RG 位置、Focus 位置通常被设定在瓣膜附近。

[0005] 并且,操作者使用超声波诊断装置的计测功能,进行其血流波形的最高流速值及时间间隔的测定,跟踪该血流波形的包络线求出逆流的血液量,由此判断被检体的瓣膜病的重症度。这样,在操作者对具有心脏的瓣膜病的患者进行检查的情况下,操作者得知逆流血流的最高流速值及逆流的血液量对于判断患者的重症度而言是非常重要的。

[0006] 作为与本发明关连的现有技术,例如可以举出专利文献 1。

[0007] 在先技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1:日本特开 2007 — 29711 号公报

[0010] 发明的概要

[0011] 发明要解决的课题

[0012] 但是,即使将 RG 位置或 Focus 位置如上述那样设定在血液的逆流喷出的瓣膜口附近,也由于以下说明的几个理由,从而不一定是易于观看 0Hz 附近的逆流的多普勒波形(多普勒频谱的波形),此外不一定是易于观看逆流的最高流速值的多普勒频谱的波形,无法提供易于跟踪逆流的包络线的多普勒频谱的波形。

[0013] 上述理由中的第 1 个理由在于依赖于具有如下情况的被检体的生物体,该情况是:血液的逆流不一定沿一定方向喷出。此外,第 2 个理由在于,依赖于超声波诊断装置的

性能,具体而言,依赖于超声波诊断装置的灵敏度、信号(特别是,高频成分的逆流 Jet 信号)的 S/N。并且,第 3 个理由在于,依赖于操作者使用超声波诊断装置对被检体扫描超声波时的扫描手法。

[0014] 此外,第 4 个理由在于,在多普勒信号中包含来自心脏壁等的不需要的固定反射信号即杂波信号。当然,该情况下成为问题的、来自血球的多普勒信号以外的不需要的低频成分的杂波信号能够通过 WallFilter 除去。通过该 WallFilter,对截止频率进行变更从而将不需要的低频成分的杂波信号消除。但是,该情况下,存在如下情况:利用 WallFilter 的特性在将瓣膜口附近的血流信号信息消除的同时连必要的多普勒信号也消除,超声波多普勒法的时间间隔计测等变得困难。此外,WallFilter 的滤波器阶数的变更、杂波的偏移频率 f_c 的变更的操作复杂,按每个检查来变更是困难的。

[0015] 虽然也能够不使用 WallFilter 而使用对 DopplerGain 进行控制的方法,但由于是使全频率区域的亮度值颠倒的操作,因此,结果存在如下情况:与 WallFilter 的情况同样地难以观看到必要的血流信号。

[0016] 这样,由于各种理由,难以提供对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形。

附图说明

[0017] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的构成例的图。

[0018] 图 2 是表示本实施方式的超声波诊断装置的收发部 4 以及数据生成部 6 的详细构成的框图。

[0019] 图 3 是表示以往的多普勒频谱的波形的图。

[0020] 图 4 是说明本实施方式的超声波诊断装置的亮度信息控制处理的流程图。

[0021] 图 5 是表示只不过仅进行了 Scale 值、Baseline 值、Gain 值等的统一亮度修正的以往的多普勒频谱的波形的图。

[0022] 图 6 是表示没有进行亮度修正的与以往相当的状态的图。

[0023] 图 7 是表示多普勒频谱的波形的亮度信息的控制方法的第 1 例的图。

[0024] 图 8 是表示在用多普勒模式获得逆流 Jet 信号的情况下、逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断、最高流速值变得难以观看的情况的图。

[0025] 图 9 是表示多普勒频谱的波形的亮度信息的控制方法的第 2 例的图。

[0026] 图 10 是表示图 7 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0027] 图 11 是表示用于在频率轴方向对亮度修正值进行操作的用户界面的一例的图。

[0028] 图 12 是表示根据图 10 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0029] 图 13 是表示采用将 WallFilter 的截止的设定提高的现有方法、将 0Hz 附近的低频成分区域中的信号亮度降低的情况的例子图。

[0030] 图 14 是表示图 9 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0031] 图 15 是表示根据图 14 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0032] 图 16 是表示图 7 及图 9 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0033] 图 17 是表示根据图 16 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的

情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0034] 图 18 是表示通过操作 Gamma Curve 值而进行的 Gamma Curve 控制的具体例的图。

[0035] 图 19 是表示通过操作 Gamma Curve 值而进行的 Gamma Curve 控制的具体例的图。

[0036] 图 20 是表示 Wall Filter 控制的具体例的图。

[0037] 图 21 是表示在频率轴方向及时间轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0038] 图 22 是表示在频率轴方向及时间轴方向对亮度修正值进行操作所用的用户界面的一例的图。

[0039] 图 23 是表示本实施方式的图像处理装置的构成例的图。

具体实施方式

[0040] 参照附图来说明本实施方式的超声波诊断装置以及图像处理装置。

[0041] 本实施方式的超声波诊断装置,为了解决上述课题,具有:收发单元,在与包含被检体内的运动体的诊断部位之间收发超声波;提取单元,根据通过上述收发单元得到的接收信号,提取多普勒信号;生成单元,根据上述多普勒信号进行频率解析,生成多普勒频谱;亮度信息控制单元,根据与频率解析的对象的频率相应的亮度修正值,控制上述多普勒频谱的亮度信息;以及显示单元,使显示装置显示通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行控制后的上述多普勒频谱。

[0042] 本实施方式的图像处理装置,为了解决上述课题,具有:亮度信息控制单元,基于多普勒信号,根据与频率解析的对象的频率相应的亮度修正值,控制多普勒频谱的亮度信息;以及显示单元,使显示装置显示通过上述亮度信息控制单元对亮度信息进行控制后的上述多普勒频谱。

[0043] 根据本实施方式的超声波诊断装置以及图像处理装置,计测等处理变迅速,能够使检查自身的吞吐量(throughput)提高。

[0044] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的整体构成的框图。另外,本实施方式的超声波诊断装置能够对应于以下各种模式进行动作,即:显示超声波断层像(B 模式断层像)的 B 模式,将超声波波束方向的反射源的时间性位置变化作为运动曲线来显示的 M 模式,显示血流信息的多普勒模式(PWD(Pulsed Wave Doppler)模式和 CWD(Continuous Wave Doppler)模式),将血流信息二维地显示的 CFM(彩色血流图或彩色多普勒)模式等。

[0045] 图 1 表示本实施方式的超声波诊断装置 1。超声波诊断装置 1 具备系统控制部 2、基准信号发生部 3、收发部 4、超声波探头 5、数据生成部 6、图像生成部 7、时间序列数据计测部 8、显示数据生成部 9 以及显示装置 10。

[0046] 系统控制部 2 具备 CPU(central processing unit)及存储器。系统控制部 2 统一控制超声波诊断装置 1 的各单元。特别是,系统控制部 2 具备亮度信息控制部 2a,作为本实施方式的超声波诊断装置 1 的特征性结构。

[0047] 亮度信息控制部 2a 控制后述的显示数据生成部 9,按照来自触摸面板 10a(滑动开关 11)的指示,根据频率解析的对象的频率(频率轴方向)决定亮度修正值,根据亮度修正值控制多普勒频谱(多普勒频谱图像)的亮度信息。亮度信息控制部 2a 优选按频率被分割后的多个频率区域的每个频率区域来决定亮度修正值。进而,虽用图 21 及图 22 在后面

叙述,但亮度信息控制部 2a 除了频率以外还能根据时刻(时间轴方向)决定第二亮度修正值,根据第二亮度修正值控制多普勒频谱的亮度信息。亮度信息控制部 2a 优选按时域被分割后的多个时间区域的每个时间区域来决定第二亮度修正值。

[0048] 基准信号发生部 3 按照来自系统控制部 2 的控制信号,对收发部 4 及数据生成部 6 产生例如与超声波脉冲的中心频率大致相等的频率的连续波或矩形波。

[0049] 收发部 4 对超声波探头 5 进行收发。收发部 4 具备发送部 41 和接收部 42,发送部 41 生成用于从超声波探头 5 放射发送超声波的驱动信号,接收部 42 对来自超声波探头 5 的接收信号进行调相加法。

[0050] 图 2 是表示本实施方式的超声波诊断装置 1 的收发部 4 及数据生成部 6 的详细构成的框图。

[0051] 如图 2 所示,发送部 41 具备滞后脉冲(late pulse)发生器 411、发送迟延电路 412 以及脉冲发生器 413。滞后脉冲发生器 411 通过对从基准信号发生部 3 供给的连续波或矩形波进行分频,从而生成决定发送超声波的重复周期的滞后脉冲,将该滞后脉冲向发送迟延电路 412 供给。

[0052] 发送迟延电路 412 由与在发送中使用的超声波振子数量相同的(N 通道(channel))的独立的迟延电路构成,将在发送中为了得到细的波束宽度而将发送超声波收敛于规定的深度所用到的迟延时间、和向规定的方向放射发送超声波所用到的迟延时间提供给滞后脉冲,将该滞后脉冲向脉冲发生器 413 供给。

[0053] 脉冲发生器 413 具有 N 通道的独立的驱动电路,根据上述滞后脉冲,生成用于驱动在超声波探头 5 中内置的超声波振子的驱动脉冲。

[0054] 返回图 1 的说明,超声波探头 5 对被检体进行超声波的收发。超声波探头 5 使其前面接触被检体的表面而进行超声波的收发,在其前端部具有一维排列的多个(N 个)微小的超声波振子。该超声波振子是电声变换元件,具有如下功能:在发送时将电脉冲变换为超声波脉冲(发送超声波),并且在接收时将超声波反射波(接收超声波)变换为电信号(接收信号)。

[0055] 超声波探头 5 小型且质量轻,经线缆连接到收发部 4 的发送部 41 及接收部 42。超声波探头 5 能够对应于区段(sector)扫描、线性扫描、凸面(convex)扫描等,可根据诊断部位任意选择。以下,对利用以心功能计测为目的的区段扫描用的超声波探头 5 的情况进行叙述,但不限于该方法,也可以对应于线性扫描或对应于凸面扫描。

[0056] 接收部 42 如图 2 所示,具备前置放大器 421、A/D(analog to digital)变换器 422、接收迟延电路 423 以及加法器 424。前置放大器 421 由 N 通道构成,将通过超声波振子而被变换为电接收信号的微小信号放大,确保足够的 S/N。在前置放大器 421 中被放大为规定大小的 N 通道的接收信号利用 A/D 变换器 422 被变换为数字信号,被送到接收迟延电路 423。

[0057] 接收迟延电路 423 将汇聚用迟延时间和偏向用迟延时间提供给从 A/D 变换器 422 输出的 N 通道的接收信号的每一个,汇聚用迟延时间用于汇聚来自规定深度的超声波反射波,偏向用迟延时间用于对规定方向设定接收指向性。

[0058] 加法器 424 对来自接收迟延电路 423 的接收信号进行调相加法(匹配于从规定方向得到的接收信号的相位进行加法运算)。

[0059] 返回图 1 的说明,数据生成部 6 根据从收发部 4 得到的接收信号,生成 B 模式数据、

彩色多普勒数据以及多普勒频谱。

[0060] 数据生成部 6 如图 2 所示,具备 B 模式数据生成部 61、多普勒信号检测部 62、彩色多普勒数据生成部 63 以及频谱生成部 64。B 模式数据生成部 61 对从接收部 42 的加法器 424 输出的接收信号生成 B 模式数据。B 模式数据生成部 61 具备包络线检波器 611 及对数变换器 612。包络线检波器 611 对从接收部 42 的加法器 424 供给的调相加法后的接收信号进行包络线检波,其包络线检波信号的振幅通过对数变换器 612 被进行对数变换。

[0061] 多普勒信号检测部 62 对上述接收信号进行正交检波并进行多普勒信号的检测(提取)。多普勒信号检测部 62 具备 $\pi/2$ 移相器 621、混频器(mixer)622a、622b 以及 LPF(低通滤波器)623a、623b。对从接收部 42 的加法器 424 供给的接收信号进行正交相位检波,检测多普勒信号。

[0062] 彩色多普勒数据生成部 63 根据检测出的多普勒信号进行彩色多普勒数据的生成。彩色多普勒数据生成部 63 具备多普勒信号存储部 631、MTI(moving target indicator, 动目标指示)滤波器 632 以及自相关运算器 633。多普勒信号检测部 62 的多普勒信号被暂时保存在多普勒信号存储部 631 中。

[0063] 作为高通用数字滤波器的 MTI 滤波器 632 将在多普勒信号存储部 631 中保存的多普勒信号读出,对该多普勒信号将由脏器的呼吸性移动、搏动性移动等引起的多普勒成分(杂波成分)除去。

[0064] 自相关运算器 633 对通过 MTI 滤波器 632 仅提取出血流信息的多普勒信号计算自相关值,进而,根据该自相关值计算血流的平均流速值、分散值等。

[0065] 频谱生成部 64 对在多普勒信号检测部 62 中得到的多普勒信号进行 FFT 分析,生成多普勒信号的频率谱(多普勒频谱)。频谱生成部 64 具备 SH(采样保持电路)641、LPF(低通滤波器)642、FFT(fast - fourier - transform,快速傅里叶变换)分析器 643。另外,SH641 及 LPF642 都由 2 通道构成,各个通道被供给从多普勒信号检测部 62 输出的多普勒信号的复数成分,即实成分(I 成分)和虚成分(Q 成分)。

[0066] SH641 被供给从多普勒信号检测部 62 的 LPF623a、623b 输出的多普勒信号、和系统控制部 2 将基准信号发生部 3 的基准信号分频而生成的采样脉冲(range gate pulse:距离选通脉冲)。SH641 中,通过采样脉冲将来自所希望的深度 D 的多普勒信号采样保持。另外,该采样脉冲在从决定对发送超声波进行放射的定时的滞后脉冲起经过迟延时间 T_s 后发生,该迟延时间 T_s 能任意设定。

[0067] LPF642 将重叠在从 SH641 输出的深度 D 的多普勒信号上的阶梯状的噪声成分除去。

[0068] FFT 分析器 643 根据所供给的、平滑化后的多普勒信号,生成多普勒频谱。FFT 分析器 643 具备未图示的运算电路和存储电路。从 LPF642 输出的多普勒信号被暂时保存在存储电路中。运算电路在保存在存储电路中的一系列多普勒信号的规定期间进行 FFT 分析,生成多普勒频谱。另外,频谱生成部 64 也可以具备将低频成分的杂波信号除去的 WallFilter。

[0069] 此外,图 2 的情况下,作为多普勒模式,主要说明了利用从基准信号发生部 3 生成的连续波中将一部分提取出的发送波的 PWD(Pulsed Wave Doppler)模式,但将连续波作为发送波使用的 CWD(Continuous Wave Doppler)模式也能够执行。CWD 模式的情况下,多普

勒信号检测部 62 的处理也同样,然后,频谱生成部 64 的 FFT 分析器 643 对从多普勒信号检测部 62 的 LPF623a、623b 输出的多普勒信号进行 FFT 分析,生成多普勒频谱。

[0070] 返回图 1 的说明,图像生成部 7 将通过数据生成部 6 得到的 B 模式数据及彩色多普勒数据对应于扫描方向而保存,从而将作为超声波图像的 B 模式图像及彩色多普勒图像作为数据来生成,并且,通过将针对规定扫描方向而得到的多普勒频谱及 B 模式数据以时间序列的方式保存,从而将作为超声波图像的多普勒频谱图像及 M 模式图像作为数据来生成。

[0071] 图像生成部 7 根据例如通过针对扫描方向 $\theta_1 \sim \theta_P$ 的超声波收发而得到的接收信号,将数据生成部 6 生成的扫描方向单位的 B 模式数据、彩色多普勒数据依次保存,生成 B 模式图像及彩色多普勒图像。进而,图像生成部 7 将通过针对所希望的扫描方向 θ_p ($p = 1, 2, \dots, P$) 的多次超声波收发而得到的 B 模式数据以时间序列方式保存,生成 M 模式图像,将基于通过同样的超声波收发而从扫描方向 θ_p 的距离 D 得到的接收信号的多普勒频谱以时间序列的方式保存,生成多普勒频谱图像。即,在图像生成部 7 的图像数据存储区域中保存多张 B 模式图像及彩色多普勒图像,在时间序列数据存储区域中保存 M 模式图像及多普勒频谱图像。

[0072] 时间序列数据计测部 8 将在图像生成部 7 中保存的规定期间的时间序列数据读出,根据该时间序列数据,计测速度跟踪等诊断参数。此外,时间序列数据计测部 8 按照系统控制部 2 的控制,利用进行了频率轴方向的亮度控制后的多普勒频谱的波形,进行与多普勒频谱相关的各种计测(例如时间间隔计测、最高流速值的计测、血液量的计测等)。

[0073] 显示数据生成部 9 根据规定的显示格式,将由图像生成部 7 生成的超声波图像、由时间序列数据计测部 8 计测出的诊断参数的计测值合成,生成显示数据。

[0074] 显示装置 10 显示由显示数据生成部 9 生成的显示数据。显示装置 10 具备未图示的变换电路及显示部(显示器)、和触摸面板 10a。变换电路对显示数据生成部 9 生成的上述显示数据进行 D/A 变换和电视格式变换,生成影像信号并显示在显示器上。触摸面板 10a 配置多个触摸传感器(未图示),设置于显示器的显示面。医师等操作者通过操作触摸面板 10a,能够向超声波诊断装置 1 输入各种指示。

[0075] 这里,即使将 RG 位置、Focus 位置设定在血液的逆流喷出的瓣膜口附近,也由于各种理由,不一定是易于观看 0Hz 附近的逆流的多普勒波形(多普勒频谱的波形),并且不一定是逆流的最大流速值易于观看的多普勒频谱的波形,无法提供易于跟踪逆流的包络线的多普勒频谱的波形。

[0076] 图 3 是表示以往的多普勒频谱的波形的图。

[0077] 如图 3 所示,在图 3 的区域 A ~ D 中,不能说是对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形,对多普勒的时间间隔计测、最高流速值的计测或逆流的血液量的计测带来妨碍。

[0078] 特别是,其理由之中,依赖于超声波诊断装置的灵敏度及信号(特别是高频成分的逆流 Jet 信号)的 S/N、多普勒信号中含有来自心脏壁等的不需要的固定反射信号即杂波信号成为问题。因此,以下,说明利用上述的亮度信息控制部 2a 的控制、提供对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形所用到的处理。

[0079] 另外,超声波诊断装置 1 中,也可以是,作为触摸面板 10a 的代替、或者除了触摸面

板 10a 之外设置亮度信息控制用的滑动开关 11。滑动开关 11 通过被操作者操作,受理用于控制多普勒频谱的亮度信息的指示输入。滑动开关 11 将与所受理的来自操作者的指示输入相关的信息根据需要而供给到系统控制部 2 的亮度信息控制部 2a。

[0080] 接着,对本实施方式的超声波诊断装置 1 的亮度信息控制处理进行说明。

[0081] 图 4 是表示本实施方式的超声波诊断装置 1 的亮度信息控制处理的流程图。

[0082] 步骤 S1 中,超声波诊断装置 1 采用 B 模式或 M 模式对被检体(被检体内的包含运动体的诊断部位)收发超声波,生成 B 模式图像数据或 M 模式图像数据,通过超声波诊断装置 1 的显示装置 10 对基于 B 模式图像数据的图像或基于 M 模式图像数据的图像进行显示。另外,B 模式图像数据或 M 模式图像数据的生成处理如图 2 中说明的那样,其说明省略。并且,操作者使用 B 模式或 M 模式观察心脏的整体运动及瓣膜的运动。

[0083] 步骤 S2 中,超声波诊断装置 1 采用彩色多普勒模式对被检体收发超声波,生成彩色多普勒图像数据,将基于彩色多普勒图像数据的图像通过显示装置 10 显示。另外,彩色多普勒图像数据的生成处理如图 2 中说明的那样,其说明省略。并且,操作者使用彩色模式观察因瓣膜的闭合不全而发生的逆流的状态。

[0084] 接着,操作者利用触摸面板 10a,在 B 模式图像、M 模式图像或彩色多普勒图像等二维图像上输入 PWD 模式的 RG 标记(marker)或 CWD 模式的声线标记的设定。步骤 S3 中,超声波诊断装置 1 的系统控制部 2 经由触摸面板 10a,受理与 PWD 模式的 RG 标记或 CWD 的声线标记的设定相关的输入,设定 PWD 模式的 RG 标记或 CWD 的声线标记。

[0085] 步骤 S4 中,超声波诊断装置 1 的系统控制部 2 将超声波诊断装置 1 的模式从彩色多普勒模式切换到 PWD 模式或 CWD 模式,转变到 PWD 模式或 CWD 模式。并且,超声波诊断装置 1 的系统控制部 2 对收发部 4、数据生成部 6 等进行控制,在 PWD 模式的情况下,接收所设定的 RG 标记内的信号,生成(提取)多普勒信号(由被检体内的运动体引起的多普勒信号),对所生成的多普勒信号进行 FFT 分析,生成多普勒频谱。此外,超声波诊断装置 1 的系统控制部 2 对收发部 4、数据生成部 6 等进行控制,在 CWD 模式的情况下,接收所设定的声线标记上的信号,生成多普勒信号,对所生成的多普勒信号进行 FFT 分析,生成多普勒频谱。

[0086] 在步骤 S5 中,系统控制部 2 在上述的多普勒频谱的生成处理时对图像生成部 7、显示数据生成部 9 等进行控制,为了使所生成的多普勒频谱成为对操作者而言易于计测的波形,统一调整 Scale 值、Baseline 值、Gain 值、以及 GammaCurve 值、WallFilter 值等。另外,所谓操作者易于计测的多普勒频谱的波形,是指:多普勒信号中包含的来自血球的信号和其他不需要的信号(例如杂波信号等)能够容易地区别、并且能够容易地求出最高流速值及血液量等的波形。

[0087] 这里,对于上述的统一调整结束的多普勒频谱的波形,操作者自身进行是否易于计测的判断。如果在操作者自身判断为是难以计测的波形的情况下,操作者进行将显示器上显示的滑动条 UI(在图 11 中图示)设为按压位置的滑动操作。触摸面板 10a 检测到从该按压位置的滑动操作时,系统控制部 2 的亮度信息控制部 2a 进行调整,以使多普勒频谱的波形变得易于观看。

[0088] 在步骤 S6 中,系统控制部 2 的亮度信息控制部 2a 对显示数据生成部 9 进行控制,按照操作者进行的来自触摸面板 10a 的指示,对由图像生成部 7 生成的多普勒频谱图像在频率轴方向上控制亮度信息。

[0089] 图 5 是表示只不过仅进行了 Scale 值、Baseline 值、Gain 值等的统一亮度修正（调整）的以往的多普勒频谱的波形的图。另外，由于血流的速度与多普勒频率成比例，所以纵轴表示血流的速度和多普勒频率。图 6 是表示没有进行亮度修正的与以往相当的状态的图。

[0090] 本实施方式的超声波诊断装置 1 的情况下，基于亮度信息控制部 2a 的亮度信息控制功能的多普勒频谱的波形的、基于亮度修正值的亮度控制中，考虑如图 6 所示那样将频率轴作为横轴、将亮度修正值作为纵轴的坐标系。这里，在图 6 的情况下，表示与以往相当的状态，是只不过仅进行了 Scale 值、Baseline 值、Gain 值等的统一修正的状态，是没有进行本实施方式的超声波诊断装置 1 中的亮度修正的状态。

[0091] 接着，对由于例如 0Hz 附近的强亮度的杂波信号、从而低频区域的血流信号变得难以观看的情况的亮度信息的控制方法进行说明。

[0092] 图 7 是表示多普勒频谱的波形的亮度信息的控制方法的第 1 例的图。

[0093] 图 7 表示 0Hz 附近的信号的亮度下降那样的亮度修正值的例子。

[0094] 如图 7 所示，频率轴方向上多个亮度修正值的亮度修正值线中，以 0Hz 附近的信号的亮度下降的方式，0Hz 附近的频率区域的亮度修正值向负侧移位规定的量。系统控制部 2a 根据图 7 所示的亮度修正值，对由图像生成部 7 生成的多普勒频谱图像（多普勒频谱）在频率轴方向上控制亮度信息。

[0095] 图 8 是表示在以多普勒模式获得逆流 Jet 信号的情况下、逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断、最高流速值变得难以观看的情况的图。

[0096] 在以多普勒模式获得逆流 Jet 信号的情况下，具有如下情况，即：如图 8 的区域 P 和 Q 的部分所示那样逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断，最高流速值变得难以观看的情况。产生这样的现象的主要原因可以考虑各种因素，特别是可以举出依赖于超声波诊断装置自身的性能（例如 S/N 等）的主要原因。这里，通常超声波诊断装置 1 所设定的 Gain 值的情况下最高流速值难以观看，但若设定成将该 Gain 值等提高则最高流速值也能被显示。但是，以前的以往的方法中，操作者用通常的 Gain 值的旋钮进行操作而变更超声波诊断装置 1 的设定时，Gain 值遍及整个频率统一地上升，所以上述不需要的固定反射信号即强亮度的杂波信号的亮度也同时上升，多普勒频谱的波形整体反而变得难以观看。因此，本实施方式的超声波诊断装置 1 的情况下，仅对高频区域使亮度的修正值向正侧移位即可。

[0097] 图 9 是表示多普勒频谱的波形的亮度信息的控制方法的第 2 例的图。

[0098] 图 9 表示高频区域（图 9 中仅负方向的高频区域）的信号的亮度上升那样的亮度修正值的例子。

[0099] 如图 9 所示，频率轴方向上多个亮度修正值的亮度修正值线中，以高频区域的信号的亮度上升的方式，高频区域的亮度修正值向正侧移位规定的量。系统控制部 2a 根据图 9 所示的亮度修正值，对由图像生成部 7 生成的多普勒频谱图像（多普勒频谱），在频率轴方向上控制亮度信息。由此，在以多普勒模式获得逆流 Jet 信号的情况下，不会使不需要的固定反射信号即强亮度的杂波信号的亮度上升，并且防止逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断，能够使最高流速值变得易于观看。

[0100] 接着，对频率轴方向上的亮度修正值的操作方法的具体例进行说明。

[0101] 图 10 是表示图 7 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0102] 图 10 表示将整个频率预先分为多个例如 12 个频率区域、对各频率区域的亮度修正值进行操作的用户界面,是显示器所显示的滑动条 UI。当然,频率区域不限于 12 等级的情况。

[0103] 图 10 的情况下,使用滑动条 UI,为了使 0Hz 附近的 $\pm$ 的信号亮度减低而进行使 0Hz 附近的频率区域的亮度修正值向负侧滑动的操作,由此,形成图 7 的亮度修正值线。具体而言,针对 0Hz 附近的正侧的信号以使两个频率区域的信号的亮度下降规定量的方式对与该频率区域对应的滑块进行滑动操作,同时,针对 0Hz 附近的负侧的信号以使两个频率区域的信号的亮度下降规定量的方式对与该频率区域对应的滑块进行滑动操作。通过利用滑动条 UI 的滑动操作而形成的亮度修正值线如图 10 所示那样,适于设为进行了光滑(smoothing)处理的曲线。

[0104] 另外,由于能够连续地或分等级地对亮度信息进行控制,所以滑动条 UI 是优选的,但不限于这样的情况,例如也可以是接通断开的开关。该情况下,通过设为接通,亮度上升下降规定的量。

[0105] 图 11 是表示用于在频率轴方向上对亮度修正值进行操作的用户界面的一例的图。

[0106] 图 11 是将整个频率预先分为多个例如 8 个频率区域、对各频率区域的亮度修正值进行操作的用户界面,表示显示器所显示的滑动条 UI。操作者进行将图 11 所示的显示器上显示的滑动条 UI 的各滑块设为按压位置的滑动操作。触摸面板 10a 检测到来自该按压位置的滑动操作时,系统控制部 2 的亮度信息控制部 2a 根据该频率区域的亮度修正值,进行多普勒频谱的亮度信息的控制。

[0107] 另外,图 11 所示的例子中,可以是相对于在全部频率区域中将亮度修正值的初始值(默认)设为 0 的情况、利用滑动条 UI 将亮度修正值变更那样的结构,但不限于该情况。亮度信息控制部 2a 也可以按每个诊断部位来决定亮度修正值的初始值。诊断部位是颈动脉的情况下,由于杂波成分不出现(几乎不出现),所以在全部频率区域中将亮度修正值的初始值设为 0,另一方面,诊断部位是心脏的动脉等情况下,由于杂波成分在 0Hz 附近出现,所以将 0Hz 附近的亮度修正值的初始值设定在负侧。并且,操作者根据亮度修正值的初始值变更亮度修正值。

[0108] 图 12 是表示根据图 10 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。图 13 是表示利用使 WallFilter 的截止的设定上升的以往方法、使 0Hz 附近的低频成分区域中的信号的亮度下降的情况的例子图。

[0109] 图 12 所示的情况下,如上述那样,系统控制部 2a 按照操作者进行的来自触摸面板 10a 的指示,对由图像生成部 7 生成的多普勒频谱图像在频率轴方向控制亮度信息,以使 0Hz 附近的低频成分区域中的信号的亮度下降规定量的方式进行操作。

[0110] 以往的超声波诊断装置中,如图 13 所示,作为使 0Hz 附近的低频成分区域中的信号的亮度下降的方法,采用使 WallFilter 的截止的设定上升的方法。但是,根据 WallFilter 的设定的如何,具有在杂波信号不被显示的同时来自血球的多普勒信号(血流信号)也消失的情况,发生多普勒信号的时间间隔计测无法正确的情况。

[0111] 对此,本实施方式的超声波诊断装置 1,能够防止将时间间隔计测所需要的来自血球的多普勒信号(血流信号)除去,并且,能够适当地使低频成分区域中的信号的亮度下

降,所以能够避免对多普勒信号的时间间隔计测带来妨碍。此时,不同于使 WallFilter 的截止的设定上升的方法,低频成分区域中的信号(杂波信号等)不会全部被完全除去。因而,操作者至少能够识别低频成分区域的信号,还能够识别心脏壁等运动。

[0112] 图 14 是表示图 9 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0113] 与图 10 的情况同样地,图 14 表示将整个频率预先分为 12 个频率区域、对各频率区域的亮度修正值进行操作的用户界面,是显示器所显示的滑动条 UI。

[0114] 图 14 的情况下,使用滑动条 UI,为了使高频区域的亮度上升而进行使高频区域的亮度修正值向正侧滑动的操作,由此,形成图 9 的亮度修正值线。具体而言,针对高频区域的信号,以使三个频率区域的信号的亮度上升规定量的方式对与该频率区域对应的滑块进行滑动操作。通过利用滑动条 UI 的滑动操作而形成的亮度修正值线如图 14 所示那样,适于设为进行了光滑处理的曲线。

[0115] 图 15 是表示根据图 14 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0116] 如图 15 所示,防止逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断,逆流 Jet 信号的前端部分能够以操作者可计测的程度来显示,操作者能够容易地计测逆流 Jet 信号的最高流速值。

[0117] 图 16 是表示图 7 及图 9 所示的控制方法的情况下的亮度修正值的操作方法的图。

[0118] 图 16 中,使用滑动条 UI,进行使 0Hz 附近的频率区域的亮度修正值向负侧滑动的操作,并且,进行使高频区域的亮度修正值向正侧滑动的操作,由此,形成将图 7 及图 9 组合而得的亮度修正值线。即,图 16 表示将上述图 7 的情况(图 10 的情况)和图 9 的情况(图 14 的情况)组合的情况。通过利用滑动条 UI 的滑动操作而形成的亮度修正值线如图 16 所示那样,适于设为进行了光滑处理的曲线。

[0119] 由此,本实施方式的超声波诊断装置 1,防止将时间间隔计测所需要的来自血球的多普勒信号(血流信号)除去,并且能够适当地使 0Hz 附近的低频区域的信号的亮度下降,所以,能够避免对多普勒信号的时间间隔计测带来妨碍,除此之外,还能同时防止逆流 Jet 信号的前端部分在中途截断,能够使最高流速值易于观看。这是以往那样仅通过统一使 Gain 值等上升而无法达到的效果。

[0120] 图 17 是表示根据图 16 所示的亮度修正值、在频率轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0121] 与图 12 所示的情况同样,图 17 显示了 0Hz 附近的低频区域的信号的亮度下降规定量,以逆流 Jet 信号的前端部分能由操作者计测的程度来显示。

[0122] 进而,对系统控制部 2a 对多普勒频谱在频率轴方向上控制亮度信息的情况的具体控制方法进行说明。这里,作为亮度控制(亮度修正值)的方法,可以考虑对 Gain 值进行操作的 Gain 控制、对 Gamma Curve 值进行操作的 Gamma Curve 控制、对 DynamicRange 值进行操作的 DynamicRange(动态范围)控制、利用滤色器(粉色、蓝色等的滤色器)等的 Map 控制等。这些控制能够单独使用,也可以将它们适当组合。

[0123] 图 18 及图 19 是表示对 Gamma Curve 值进行操作的 Gamma Curve 控制的具体例的图。

[0124] 以输入亮度和输出亮度之间的关系成为图 18 所示的直线或图 19 所示的曲线的方

式进行 Gamma Curve 控制。由此,通过利用 Gamma Curve 电路进行 Gamma Curve 控制,能够修正多普勒频谱的波形的亮度。

[0125] 此外,进行对 DynamicRange 值进行操作的 DynamicRange(动态范围)控制的情况下,也能够修正多普勒频谱的波形的亮度。

[0126] 另外,作为亮度控制的方法,也可以是基于 WallFilter 的控制的方法。图 20 是表示 WallFilter 控制的具体例的图。

[0127] 返回图 4 的说明,在步骤 S7 中,系统控制部 2 对时间序列数据计测部 8 进行控制,利用进行了频率轴方向的亮度控制后的多普勒频谱的波形,进行与多普勒频谱相关的各种计测(例如时间间隔计测、最高流速值的计测、血液量的计测等)。由此,由于利用进行了频率轴方向的亮度控制后的多普勒频谱的波形,所以能够正确地进行逆流 Jet 信号的时间间隔计测、最高流速值的计测、血流量的计测等。并且,显示数据生成部 9 按照系统控制部 2 的控制,将时间序列数据计测部 8 的计测结果、和控制了亮度信息后的多普勒频谱图像合并(综合),显示装置 10 对它们进行显示。

[0128] 如以上那样,本实施方式的超声波诊断装置 1,能够任意地控制多普勒频谱的波形的亮度,无需利用 WallFilter 等而能够简单地抑制作为不需要的固定反射信号的杂波信号等的亮度,并且,能够在频率轴方向上适当地确保所需要的来自血球的信号的亮度。由此,本实施方式的超声波诊断装置 1 能够提供易于跟踪包络线的多普勒频谱的波形,能够提供对操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形。结果,本实施方式的超声波诊断装置 1 的计测等处理变得迅速,能够使检查自身的吞吐量提高。

[0129] 另外,图 11 所示的滑动条 UI 不仅能对多普勒频谱的频率轴方向设置,还能对时间轴方向设置。

[0130] 图 21 是表示在频率轴方向及时间轴方向实施了亮度信息控制的情况下的多普勒频谱的波形的图。

[0131] 图 21 的时间区域 R1 ~ R4 中,仅在时间区域 R2、R4 中使频率方向的亮度修正值有效(ON),能够仅在时间区域 R2、R4 中与上述频率轴方向的亮度信息控制同样地实施亮度信息的修正。另一方面,也可以将频率轴方向的亮度控制(亮度修正值)和与其同等的时间轴方向的亮度控制相加(频率轴方向的亮度修正值和时间轴方向的亮度修正值的累计)。由此,能够显示对于操作者而言更加易于计测的多普勒频谱的波形。

[0132] 图 22 是表示用于在频率轴方向及时间轴方向对亮度修正值进行操作的用户界面的一例的图。

[0133] 图 22 是将整个频率预先分为多个例如 8 个频率区域、对各频率区域的亮度修正值进行操作的用户界面,示出在显示器上显示的滑动条 UI。除此之外,图 22 是将整个时间预先分为多个例如 15 个时间区域、对各时间区域的亮度修正值进行操作的用户界面,示出在显示器上显示的滑动条 UI'。操作者进行将图 22 所示的显示器上显示的滑动条 UI、UI' 的各滑块设为按压位置的滑动操作。触摸面板 10a 检测到来自该按压位置的滑动操作时,系统控制部 2 的亮度信息控制部 2a 根据该区域的亮度修正值,进行多普勒频谱的亮度信息的控制。

[0134] 如以上那样,根据本实施方式的超声波诊断装置 1,能够任意地控制多普勒频谱的波形的亮度,无需利用 WallFilter 等而能够简单地抑制作为不需要的固定反射信号的杂

波信号等的亮度,并且能够在频率轴方向及时间轴方向上适当地确保所需要的来自血球的信号的亮度。由此,根据本实施方式的超声波诊断装置 1,能够提供易于跟踪包络线的多普勒频谱的波形,能够提供对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形。结果,根据本实施方式的超声波诊断装置 1,计测等处理变得迅速,能够使检查自身的吞吐量提高。

[0135] 另外,用于得到上述效果的结构不限于设置在超声波诊断装置中的情况。接下来,对用于得到上述效果的结构被设置在图像处理装置(工作站(workstation))中的、情况进行说明。

[0136] 图 23 是表示本实施方式的图像处理装置的整体构成的框图。

[0137] 图 23 表示本实施方式的图像处理装置 101。图像处理装置 101 具备系统控制部 2、时间序列数据计测部 8、显示数据生成部 9、显示装置 10 以及图像取得部 12。图像处理装置 101 中,作为触摸面板 10a 的替代、或者除了触摸面板 10a 以外也可以设置亮度信息控制用的滑动开关 11。图 23 所示的图像处理装置 101 中,对与图 1 所示的超声波诊断装置 1 相同的部件赋予相同符号并省略说明。

[0138] 图像取得部 12 从以往的超声波诊断装置或图像服务器等保存有超声波图像(B 模式图像、彩色多普勒图像、多普勒频谱图像以及 M 模式图像)的装置(未图示)取得超声波图像。例如,图像取得部 12 经由医院基础设施的 LAN(local area network) 等网络接收超声波图像。由图像取得部 12 取得的超声波图像在系统控制部 2 的控制下输出到显示数据生成部 9 以及时间序列数据计测部 8、存储装置(未图示)。

[0139] 如以上那样,根据本实施方式的图像处理装置 101,能够任意地控制多普勒频谱的波形的亮度,无需利用 WallFilter 等而能够简单地抑制作为不需要的固定反射信号的杂波信号等的亮度,并且能够在频率轴方向及时间轴方向适当地确保所需要的来自血球的信号的亮度。由此,根据本实施方式的图像处理装置 101,能够提供易于跟踪包络线的多普勒频谱的波形,能够提供对于操作者而言易于计测的多普勒频谱的波形。结果,根据本实施方式的图像处理装置 101,计测等处理变得迅速,能够使检查自身的吞吐量提高。

[0140] 以上,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示的,并不意味着限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其他各种形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明范围及主旨中,并且包含在权利要求所记载的发明及其均等的范围内。

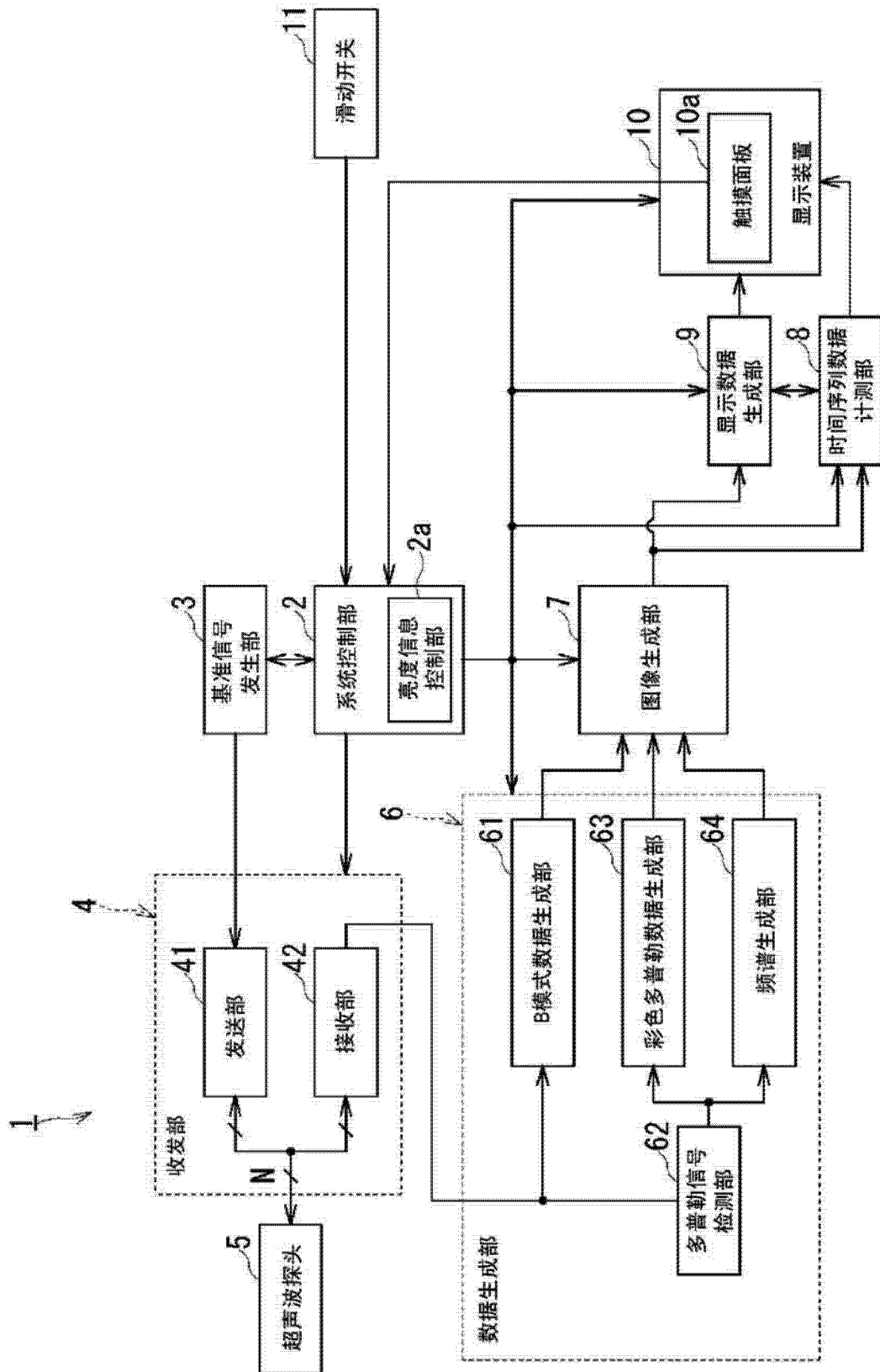


图 1

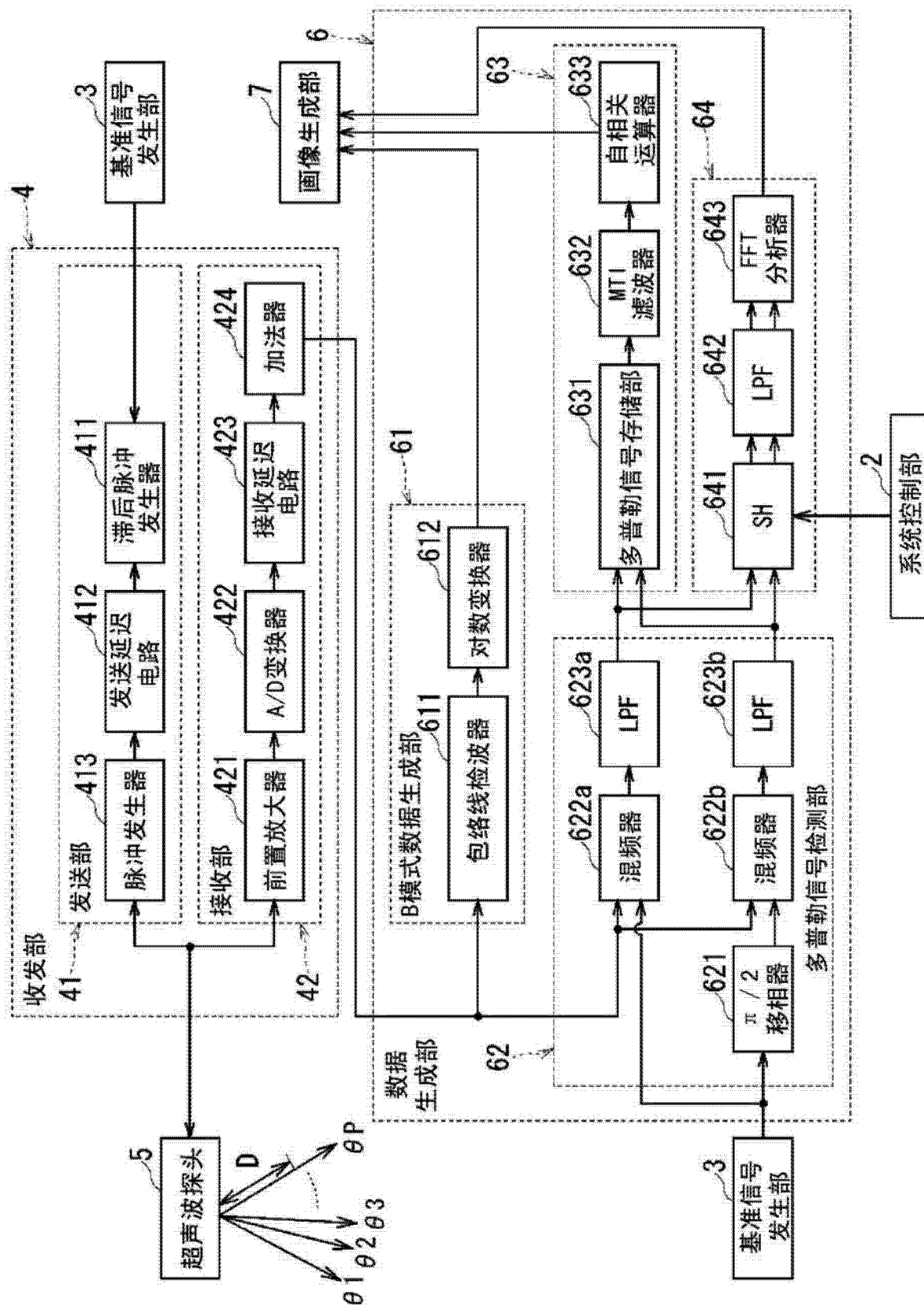


图 2

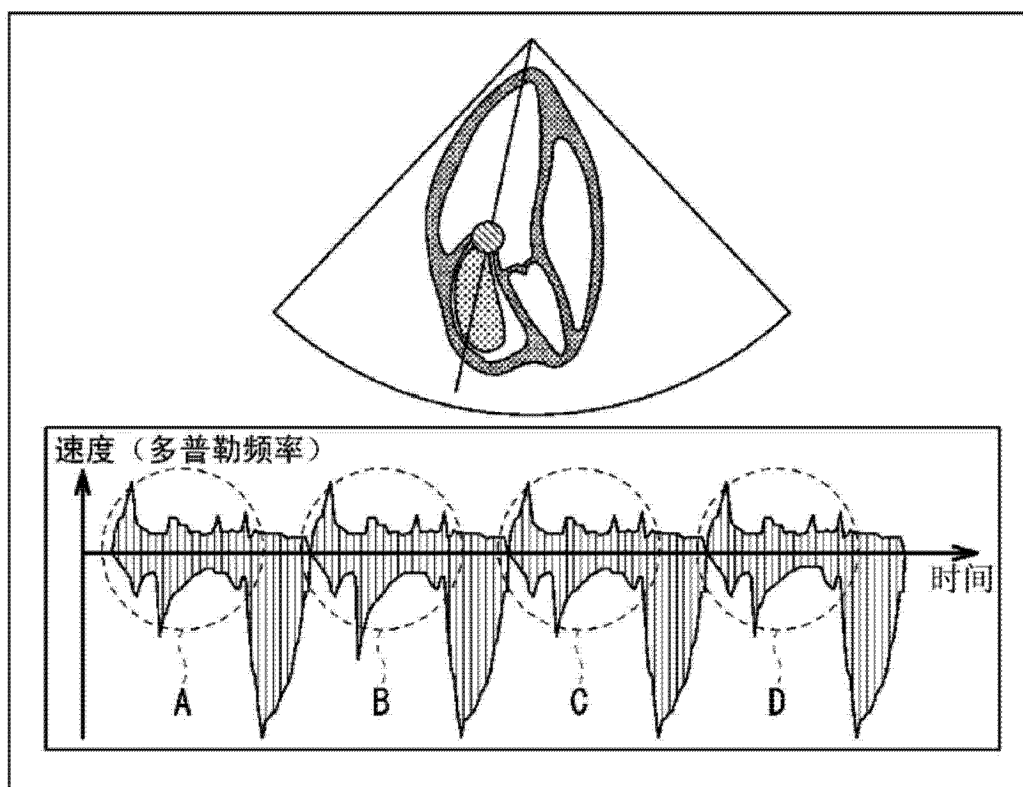


图 3



图 4

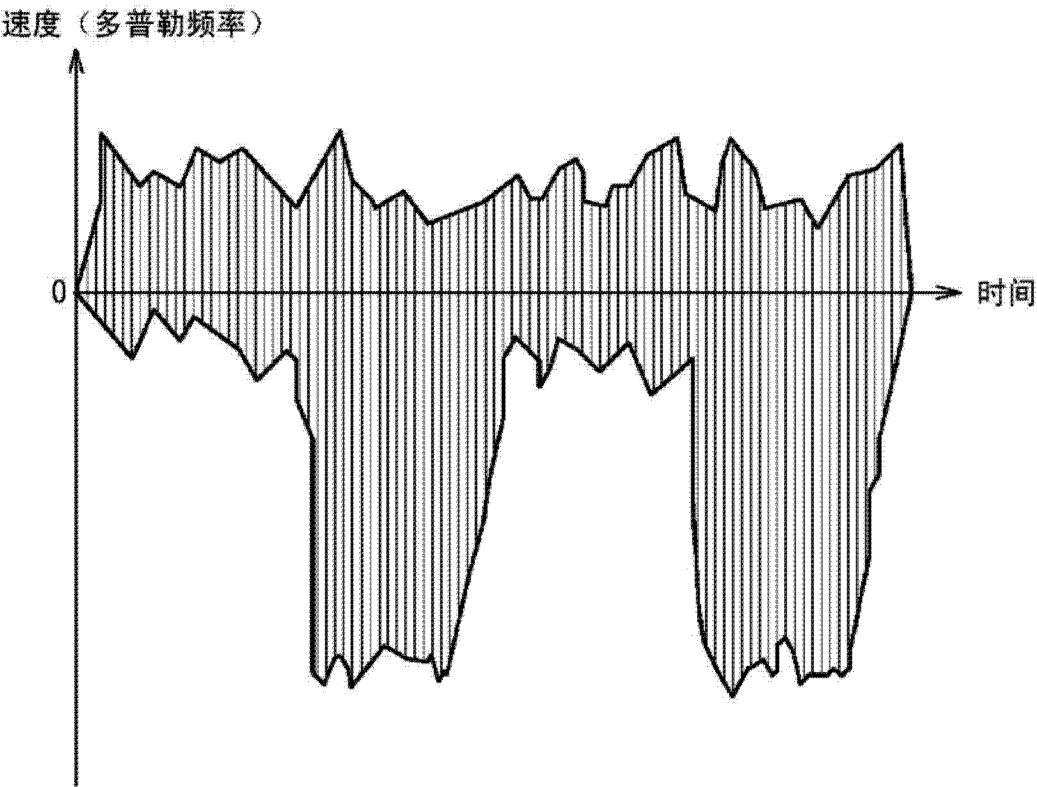


图 5

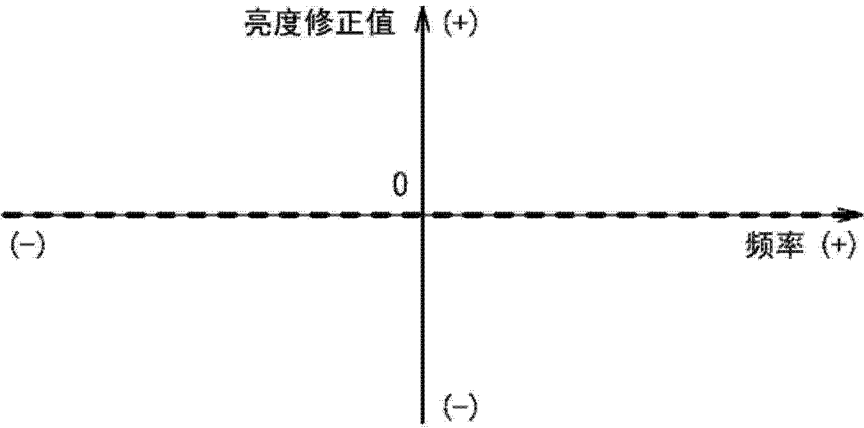


图 6

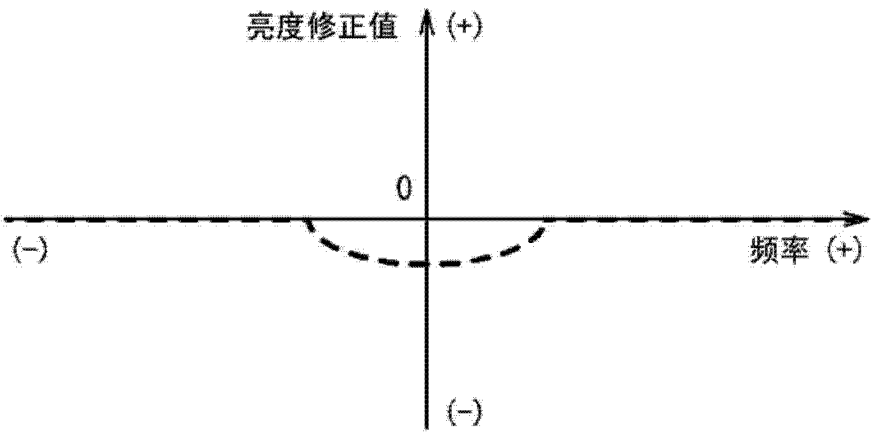


图 7

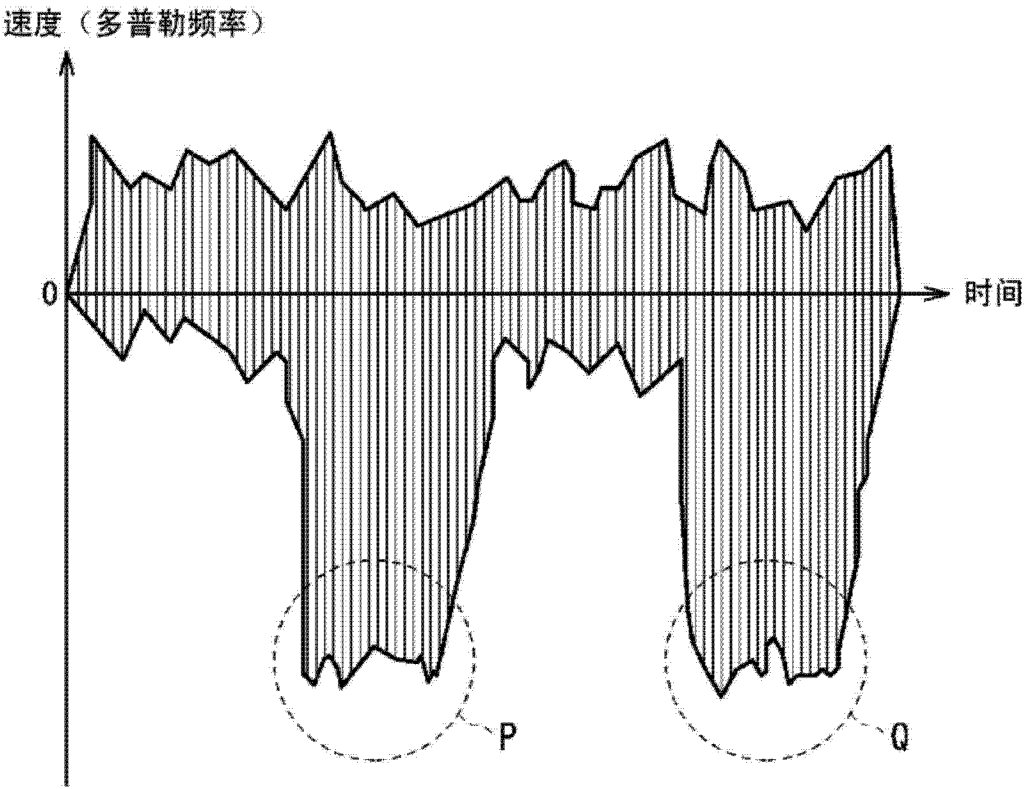


图 8

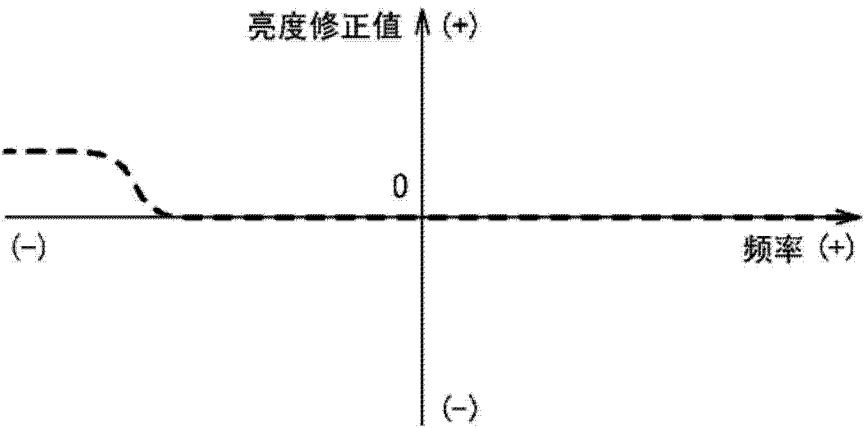


图 9

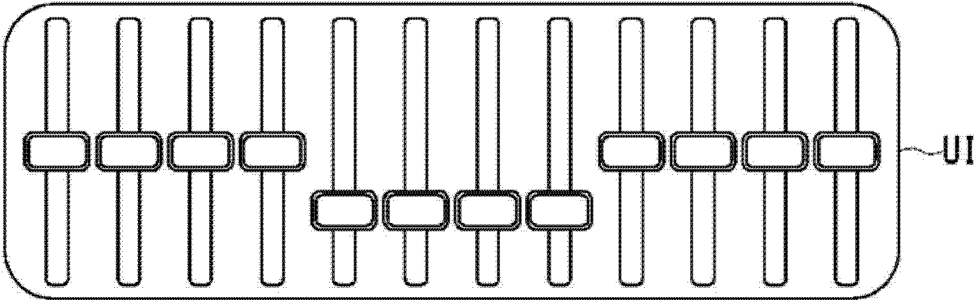
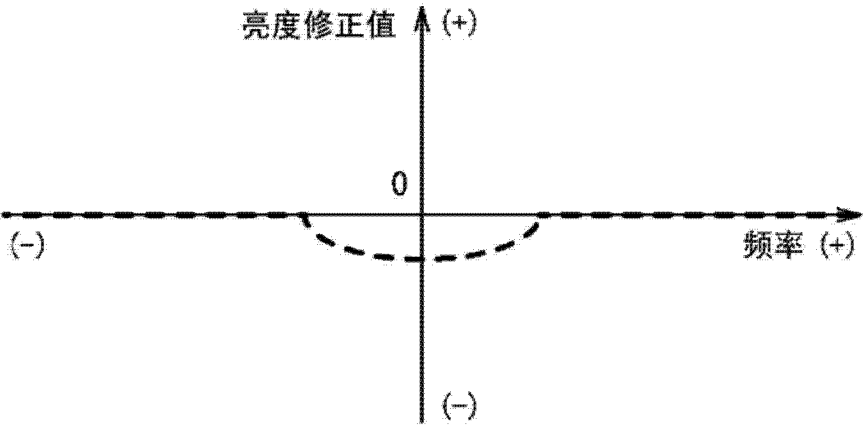


图 10

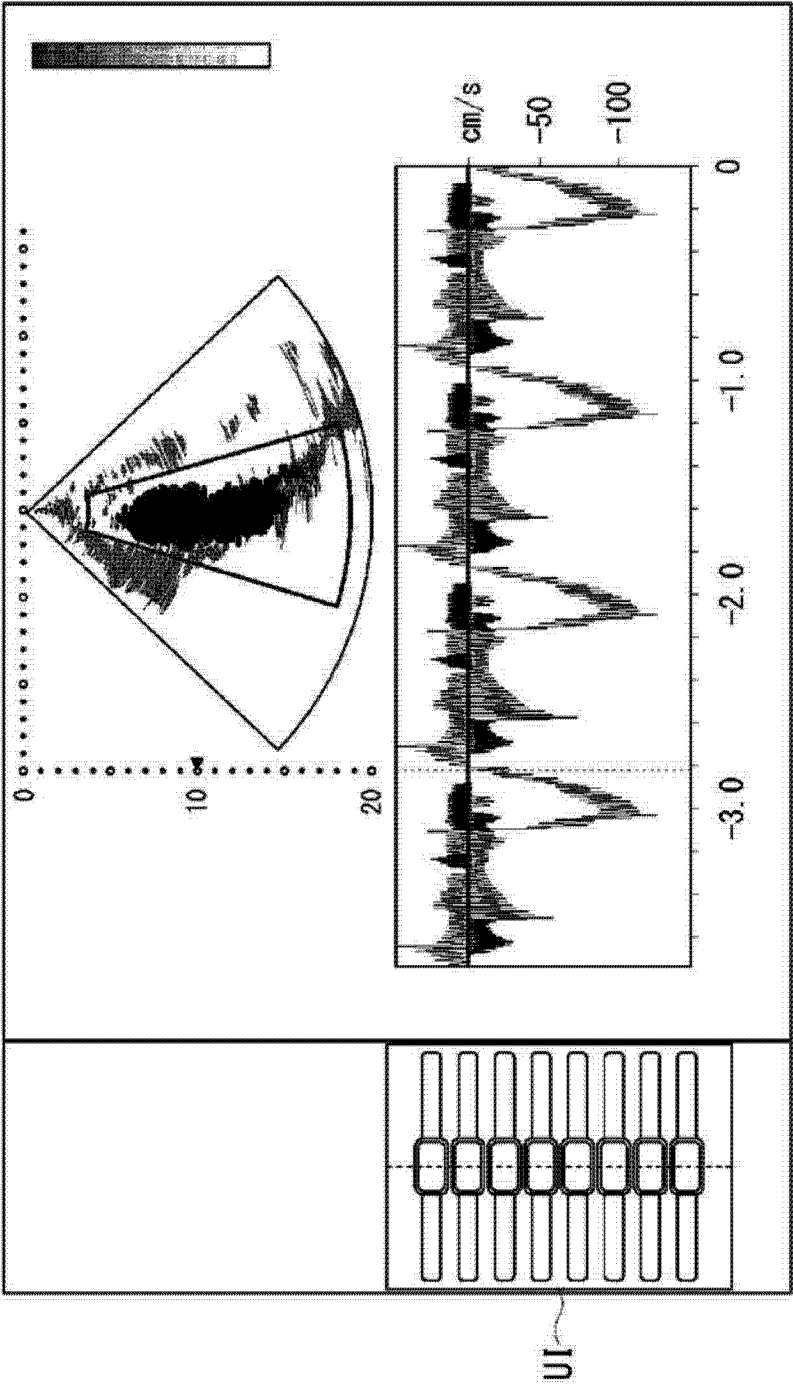


图 11

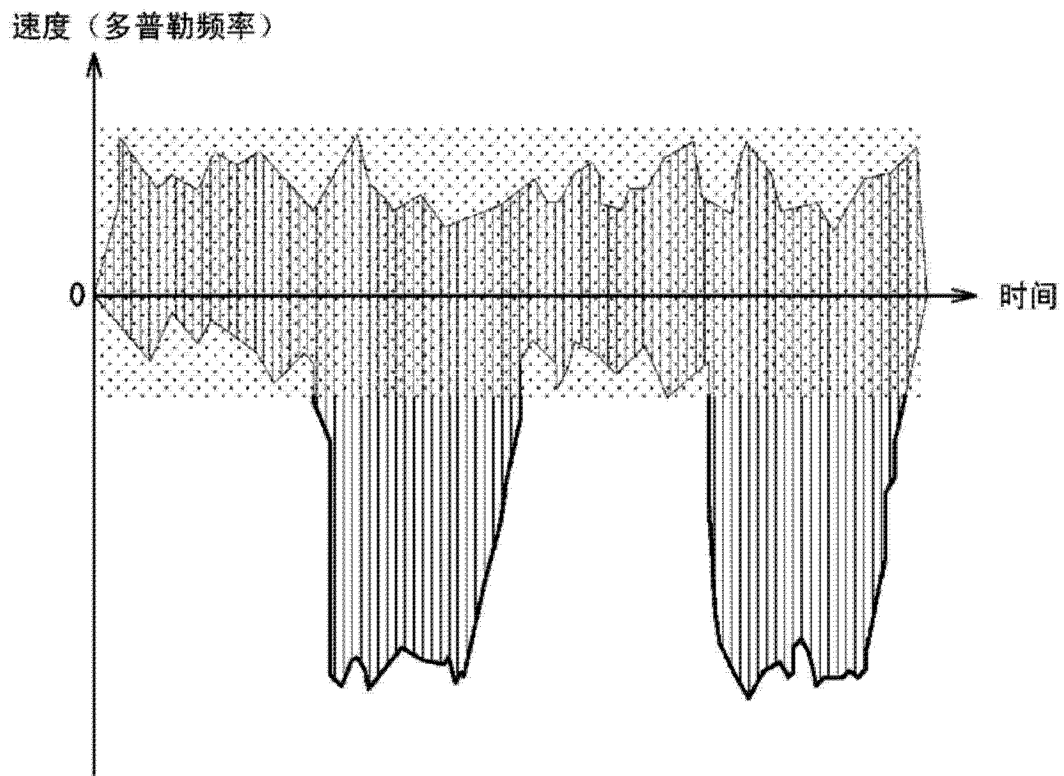


图 12

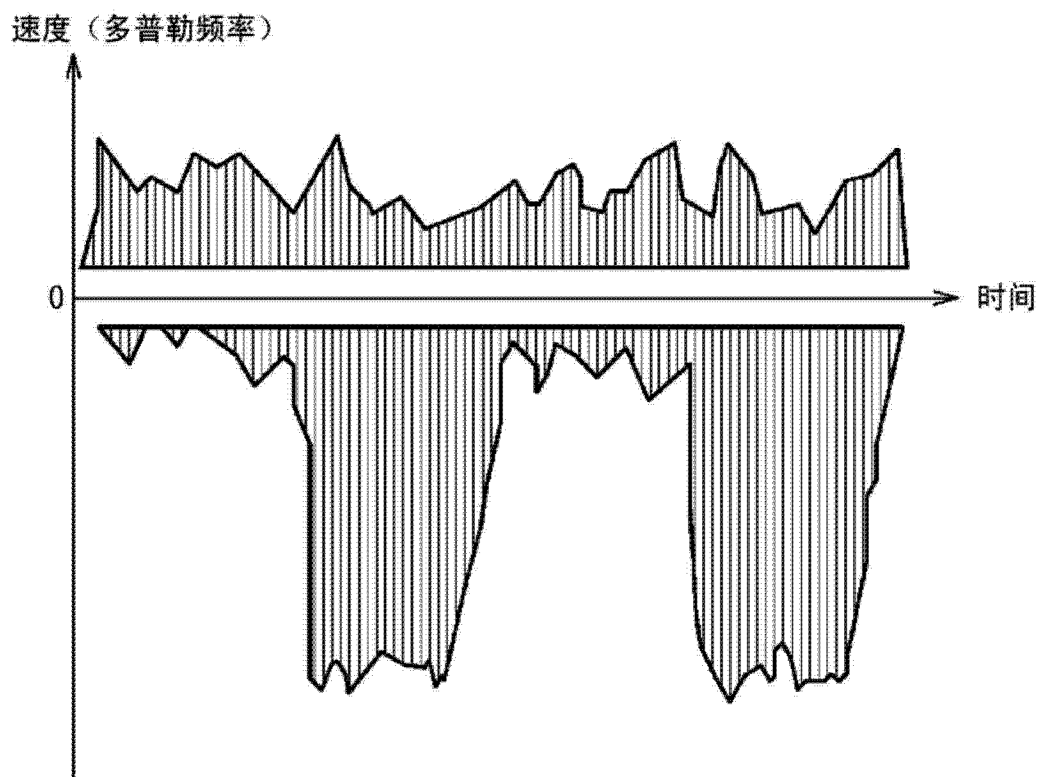


图 13

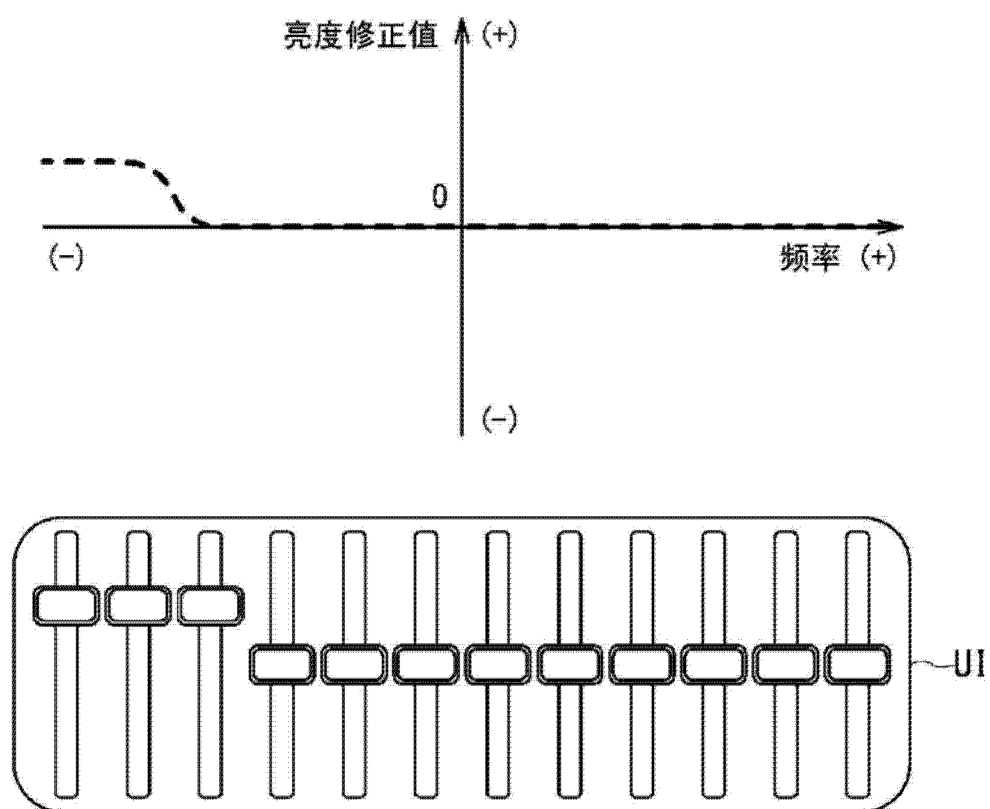


图 14

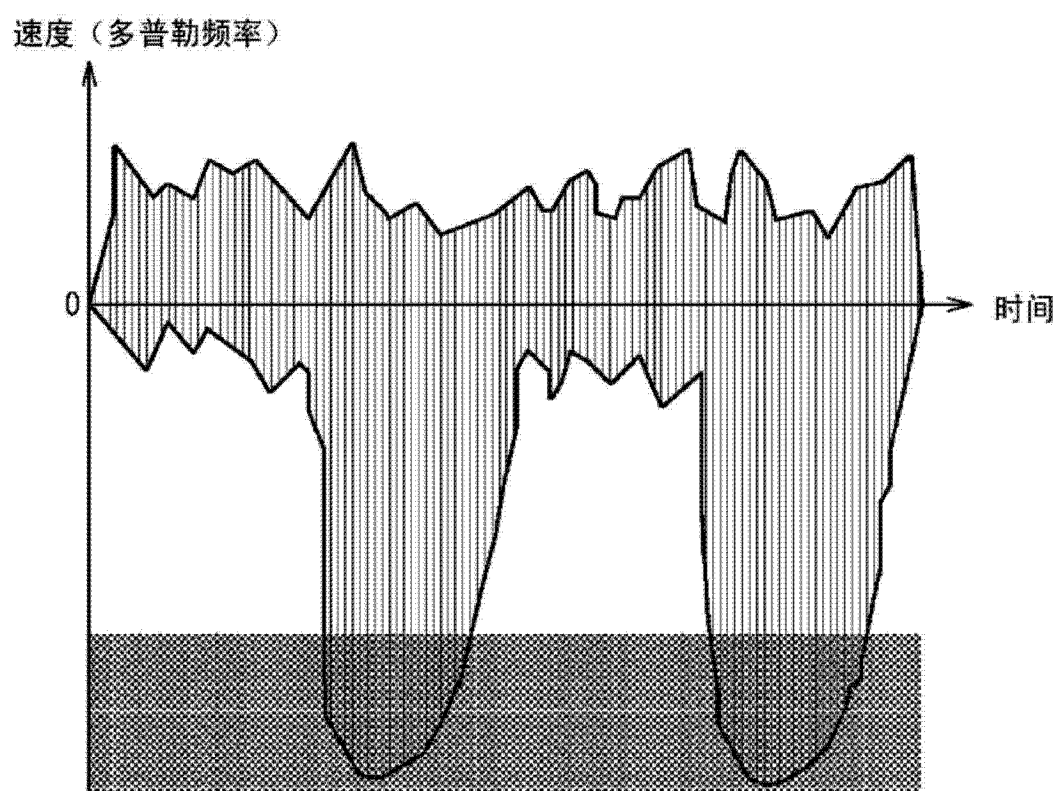


图 15

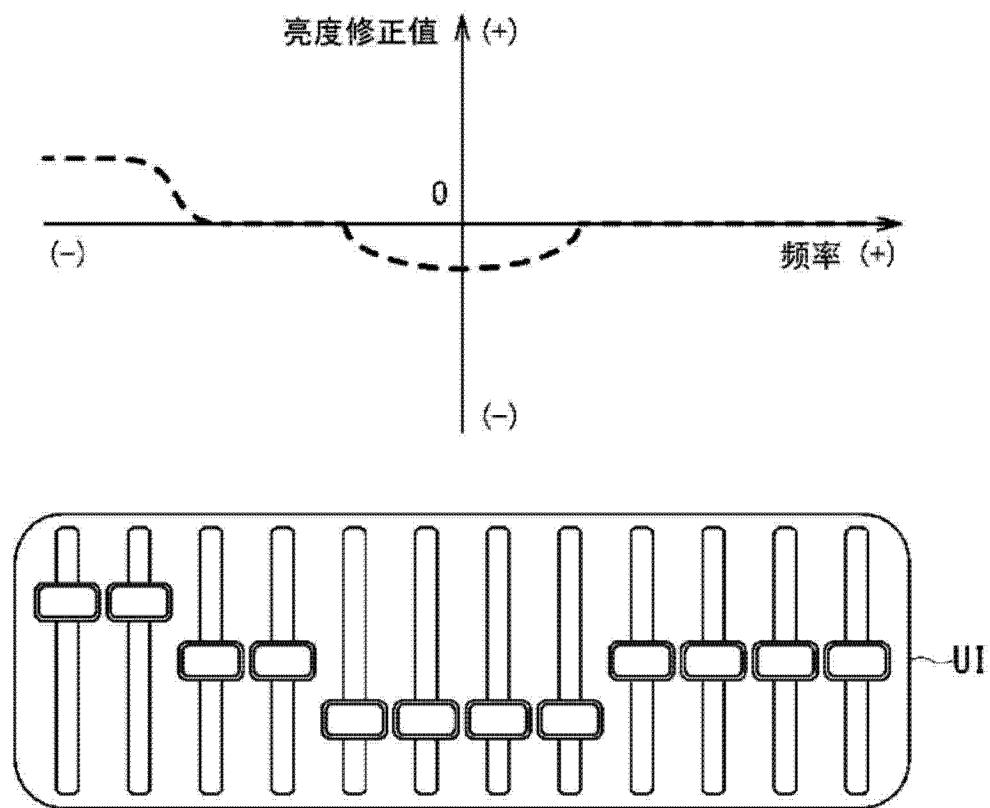


图 16

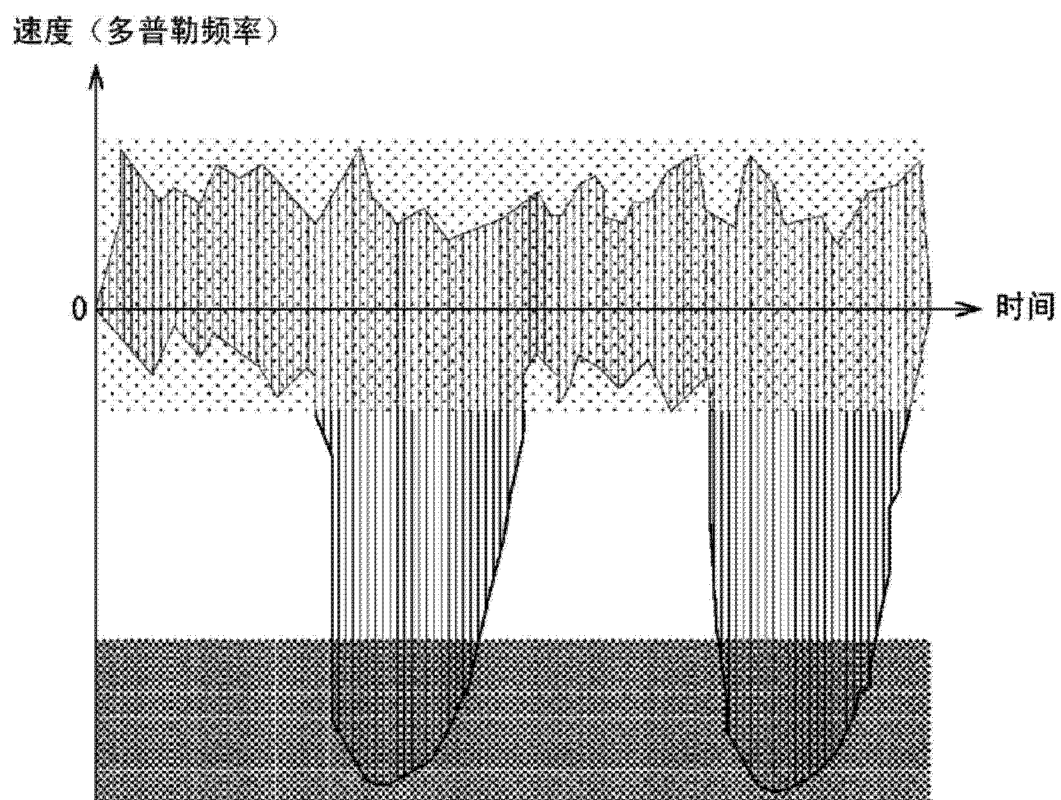


图 17

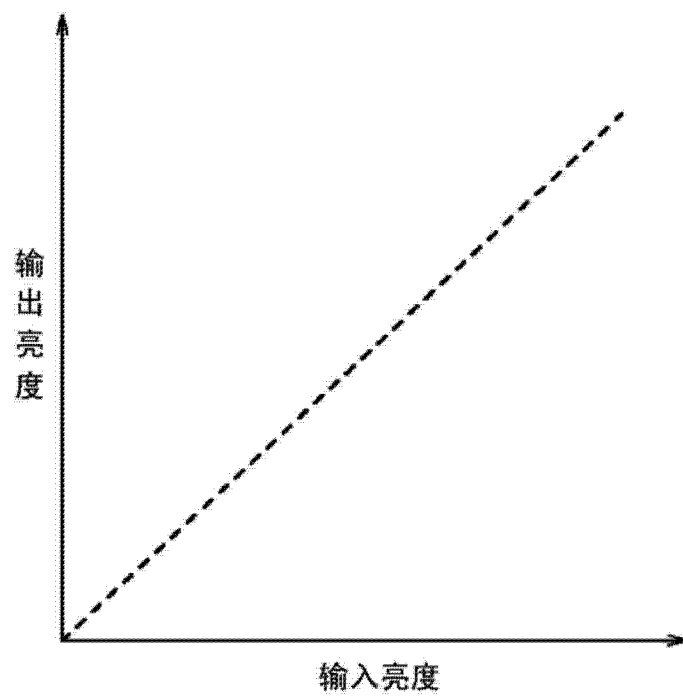


图 18

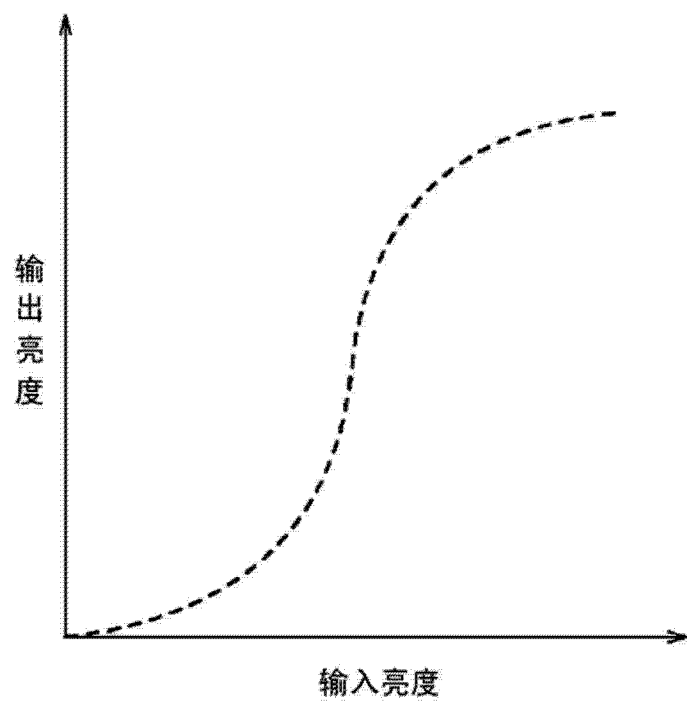


图 19

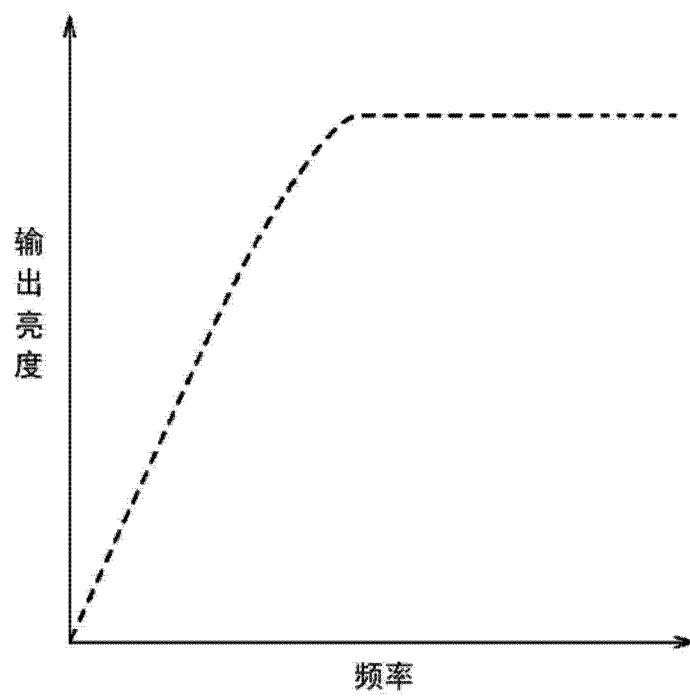


图 20

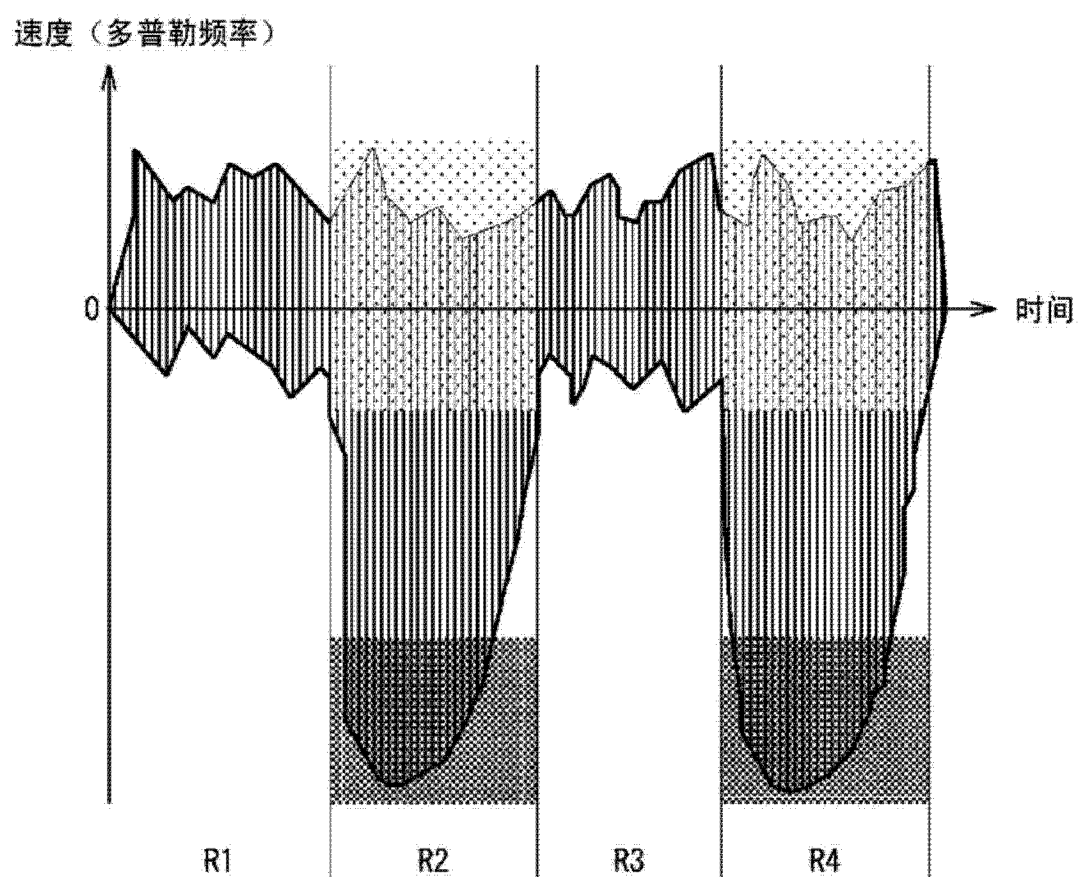


图 21

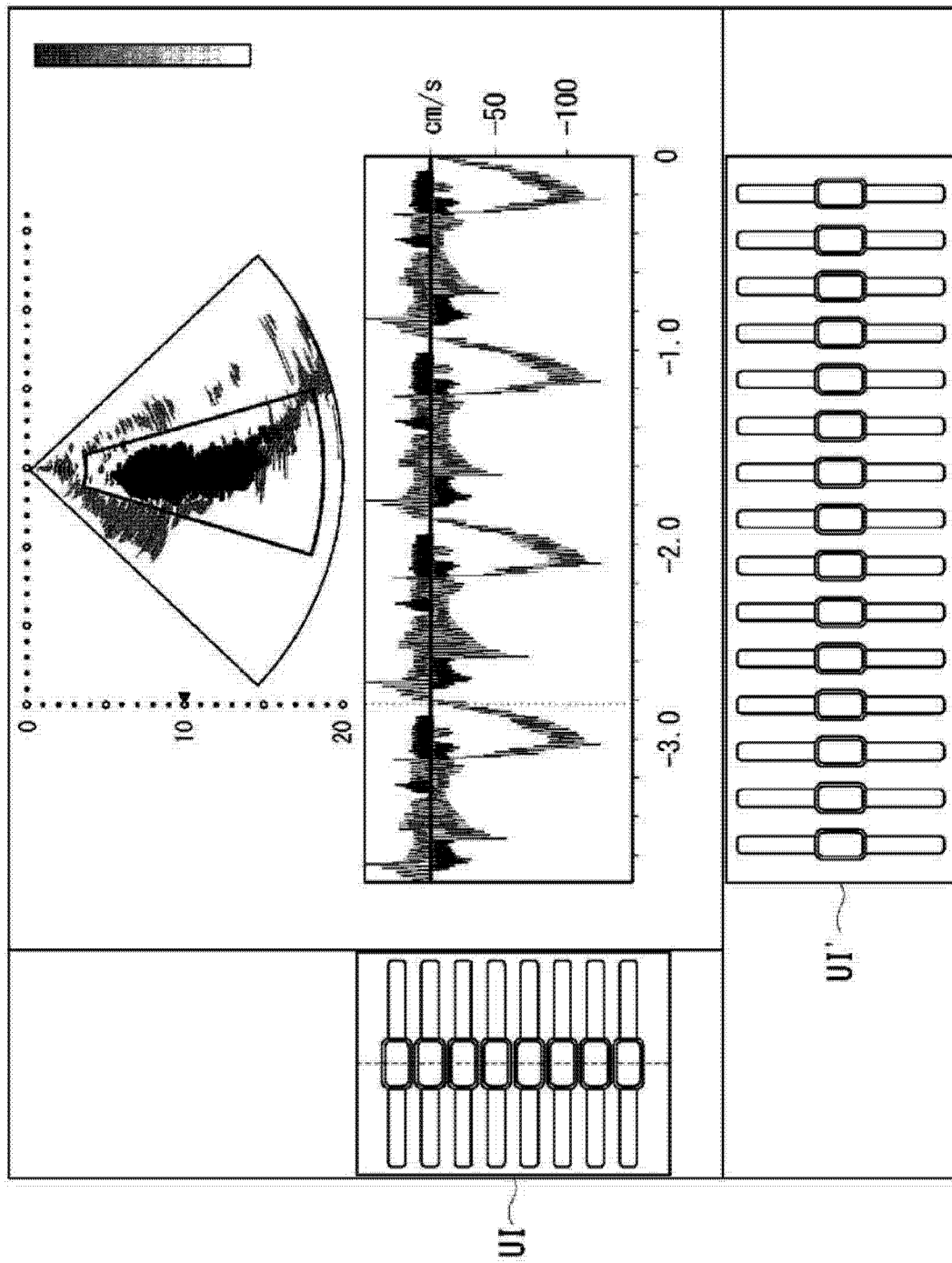


图 22

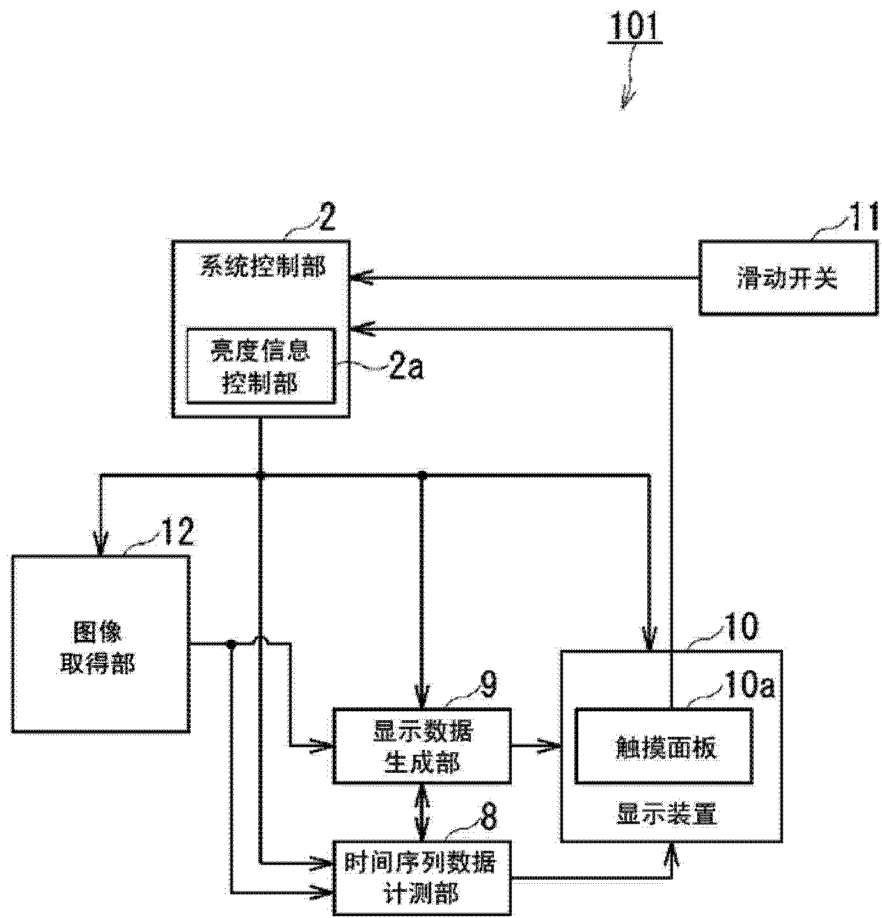


图 23

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN103945771A	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	CN201380002615.1	申请日	2013-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	泷本雅夫		
发明人	泷本雅夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52066 G01S15/8986 G01S15/8988 G16H50/30 A61B8/461 A61B8/54		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2012159203 2012-07-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具有：收发部，在与包含被检体内的运动体的诊断部位之间收发超声波；多普勒信号检测部，根据通过收发部得到的接收信号，提取多普勒信号；频谱生成部，根据多普勒信号进行频率解析，生成多普勒频谱；亮度信息控制部，根据与频率解析的对象频率相应的亮度修正值，控制多普勒频谱的亮度信息；以及显示装置，显示通过亮度信息控制部对亮度信息进行控制后的多普勒频谱。

