

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510092355.9

[43] 公开日 2006年2月15日

[11] 公开号 CN 1732854A

[22] 申请日 2005.3.24
[21] 申请号 200510092355.9
[30] 优先权
[32] 2004.3.24 [33] JP [31] 2004-086749
[71] 申请人 株式会社东芝
地址 日本东京都
共同申请人 东芝医疗系统株式会社
[72] 发明人 泷本雅夫 今村智久

[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
代理人 李德山

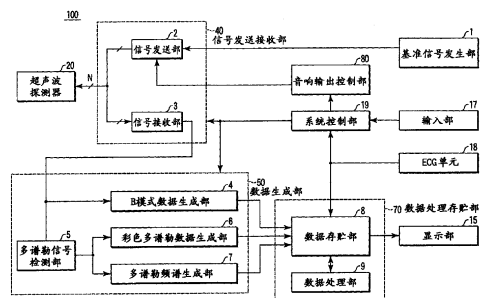
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 17 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明的课题是在超声波多普勒频谱方法中控制压电振子的驱动方法，遵守发热限制或音响输出功率限制，而且高灵敏度观察多普勒频谱。超声波诊断装置具有：超声波探测器(20)，带有多个压电振子，向被检测体发送超声波，接收被检测体的反射波；信号发送部(2)，为了从压电振子发生超声波，分别对应多个压电振子产生多个驱动信号；多普勒信号检测部(5)，根据反射波检测多普勒信号；频谱数据生成部(7)，根据检测的多普勒信号生成频谱数据；显示频谱数据的显示部(15)。还设置有控制部(80)，为了与被检测体的生物信号同步切换驱动信号的振幅比较高的高功率模式和驱动信号的振幅比较低的低功率模式，控制信号发送部(2)。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

5 超声波探测器，具有多个压电振子，用于向被检测体发送超声波并接收上述被检测体的反射波；

驱动部，为了使上述压电振子发生上述超声波，而发生分别对应于上述多个压电振子的多个驱动信号；

10 控制部，为了与上述被检测体的生物信号同步切换上述驱动信号的振幅比较高的高功率模式和上述驱动信号的振幅比较低的低功率模式，而控制上述驱动部；

多普勒信号检测部，用于根据上述反射波来检测多普勒信号；

频谱数据生成部，用于根据上述检测的多普勒信号来生成频谱数据；和
显示部，用于显示上述频谱数据。

15 2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述高功率模式选择在上述被检测体的心搏周期内的一部分期间。

3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：还包括用于对上述被检测体的心搏周期设定上述一部分期间进行操作的操作部。

4、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于：还包括与对应于上述一部分期间的线标记一起来显示上述被检测体的心电波形的显示部。

20 5、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于：按照上述操作部的操作来调整相对于上述显示的心电波形的上述线标记的位置和上述线标记的长度，按照上述线标记的位置和长度，通过上述控制部来设定上述一部分期间。

6、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述高功率模式选择在上述被检测体的一个或连续的规定数目的心搏期间。

25 7、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具有用于分别设定上述高功率模式持续的心搏数和上述低功率模式持续的心搏数的操作部。

8、根据权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述高功率模式持续的心搏数初期设定为1，上述低功率模式持续的心搏数初期设定为3。

30 9、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述高功率模式的驱动信号的电压振幅比上述低功率模式的驱动信号的电压振幅高。

10、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述高功率模式的驱动信号的中心频率与上述低功率模式的驱动信号的中心频率大致相同。

5 11、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述显示部与表示作为上述生物体信号的心电波形和上述高功率模式持续期间的高功率指示器一起显示上述频谱数据。

12、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具有：为了使上述超声波的每单位时间的发送音响输出不达到规定的上限值而根据上述高功率模式的驱动电压、上述高功率模式的持续期间和上述低功率模式的驱动电压来确定上述低功率模式的持续期间的确定部。

10 13、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具有显示数据生成部，结合在上述高功率模式下获得的频谱数据来生成显示数据。

14、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述驱动部在每个上述高功率模式的持续期间用上述超声波探测器的第一压电振子和第二压电振子来交替切换在上述高功率模式下驱动的压电振子。

15 15、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

超声波探测器，具有多个压电振子，用于向被检测体发送超声波并收上述被检测体的反射波；

驱动部，为了用上述超声波扫描上述被检测体内部而发生分别对应上述多个压电振子的多个驱动信号；

20 控制部，为了与上述被检测体的生物信号同步地切换上述驱动信号的振幅比较高的高功率模式和上述驱动信号的振幅比较低的低功率模式，而控制上述驱动部；

图象数据生成部，用于根据上述反射波来生成图象数据；和
显示部，用于显示上述图象数据。

超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，特别是涉及显示对被检测体进行超声波的发送接收而获得的多普勒信号的频谱数据，并根据所述频谱数据来进行各种计量的超声波诊断装置。

10 背景技术

超声波诊断装置把放置在超声波探测器内的压电振子发出的超声波脉冲或者连续波发射到被检测体内，被检测体组织的声阻抗差异产生的超声波反射波被上述压电振子接收，在显示器上显示。所述诊断方法有使用超声波脉冲显示二维图象的超声波断层法和所谓超声波多普勒频谱法。在超声波多普勒频谱法中，分析超声波脉冲或者超声波连续波照射到被检测体内的移动反射体（例如血液或组织）情况下产生的多普勒漂移成分的频率，显示获得的多普勒频谱时间变化（下面称为频谱数据）。

超声波断层法有显示反射强度二维分布的B模式方法和利用多普勒成分二维彩色显示血液和组织速度信息的彩色多普勒方法，这些方法只通过超声波探测器与体表接触的简单操作就能够容易地观察实时二维图象，因此在各种脏器的形态诊断和机能诊断方面广泛应用。

一方面，超声波多普勒频谱法与上述超声波断层法情况相同，有利用脉冲波的方法（脉冲多普勒法）和利用连续波的方法（连续波多普勒法），用于定量测量任何情况下血流或组织移动速度的场合。特别是，在距离方向（超声波发送和接收方向）需要分解能，流速或者移动速度比较缓慢的病例适用脉冲多普勒法，而如同心脏瓣膜疾病患者的情况，血流速度非常快所以多普勒频谱重重反复的病例适用连续波多普勒法。

上述超声波频谱法中的频谱数据通常以如下曲线形式显示，显示图象的横轴对应于时间轴，纵轴对应于频率成分，亮度对应于各频率成分的功率大小。因此，为了判断心脏瓣膜疾病患者等的严重程度，一般利用上述曲线形式显示

的逆流成分频谱的最大频率成分值（最大流速值）或者根据所述频谱的最大频率成分产生的轨迹波形。

图 16 示出以前的频谱数据生成方法。图 16 (a) 是对利用脉冲多普勒法或者连续波多普勒法从被检测体获得的超声波多普勒信号进行 FFT（快速傅立叶变换）分析获得的多普勒频谱 151，纵轴对应于多普勒漂移频率，横轴对应于频谱大小（功率）。而且，图 16 (b) 示出表示多普勒频谱 151 的时间变化的频谱数据 152，如上所述，纵轴对应于多普勒漂移频率，横轴对应于观测时间，多普勒频谱 151 的功率通过亮度表示。而且，同时显示与所述频谱数据 152 一起采集的心电波形（ECG 波形）153。一方面，图 16 (c) 表示采集上述频谱数据过程中从超声波探测器的压电振子发射的超声波的大小（以下称为发送音响输出功率）的时间变化，如图 16 (c) 所示，以前一般使用一定的发送音响输出功率。

但是，众所周知，向被检测体发射的超声波被移动反射体反射时在反射波之间发生随机干涉，结果多普勒频谱中产生干涉噪声（斑纹噪声）。即，如图 16 (a) 所示，计算出来的多普勒频谱 151（实线）相对于真实的多普勒频谱 154（虚线）由于干涉噪声产生凸凹。因此，在示出所述多普勒频谱 151 时间变化的图 16 (b) 的频谱数据 152 中也由于上述干涉噪声的影响产生不连续图案，难以正确观察最大频率成分（最大流速）等的时间变化。

而且，所述干涉噪声的影响在从移动反射体反射的强度小因而多普勒频谱的 S/N 小的情况下显著，例如，通过频谱数据中负的最大频率成分的轨迹 155 判断心脏瓣膜疾病患者等的严重程度情况下存在如下问题，即不仅难以正确自动跟踪或者人工跟踪，而且在人工跟踪情况下，所需要的跟踪时间长，完成所述跟踪的操作者负担增大等。

针对上述问题，提出了如下降低上述干涉噪声的方法，即以频谱数据的各个频率成分单位平均移动观测时间方向（例如专利文献 1 的第 4-6 页和图 1-2）。

根据该方法，由于能够降低干涉噪声的影响，能够连续而且平滑地显示频谱数据的边缘部分，即最大频率成分等，提高了跟踪数据的识别性。可是，为了获得上述效果，必须在比较长的观测时间内进行上述移动平均处理，频谱数据的对比度大幅度下降。

一方面，考虑提高超声波探测器发送音响的输出功率作为改善超声波多普

勒信号的 S/N 的方法，但是由于 FDA（美国食品药品监督管理局）等制定的发热限制或者音响输出功率限制，因此是有限的。特别是上述发送音响输出功率由于对超声波探测器的表面温度的限制或者生物组织温度上升的限制（所谓热指数），其上限是确定的，由于通常的装置利用已经接近允许值上限的发送信号音响输出功率产生频谱数据，因此进一步增大所述发送音响的输出功率是不可能的。

5 专利文献 1—特开平 6-327672 号发明专利公报

发明内容

本发明的目的是提供一种超声波诊断装置，该装置在超声波多普勒频谱方法中通过控制压电振子的驱动方法，能够在遵守发热限制或音响输出功率限制的同时，以高灵敏度观察根据从被检测体获得的超声波多普勒成分而生成的多普勒频谱或者频谱数据。

根据本发明第一个方面的超声波诊断装置，具有：超声波探测器，具有多个压电振子，用于向被检测体发送超声波并收上述被检测体的反射波；驱动部，为了从上述压电振子发生上述超声波，分别对应上述多个压电振子产生多个驱动信号；控制部，为了与上述被检测体的生物信号同步切换上述驱动信号的振幅比较高的高功率模式和上述驱动信号的振幅比较低的低功率模式，控制上述驱动部；多普勒信号检测部，根据上述反射波检测多普勒信号；频谱数据生成部，根据上述检测的多普勒信号生成频谱数据；显示上述频谱数据的显示部。

20 根据本发明的第二个方面的超声波诊断装置，具有：超声波探测器，具有多个压电振子，用于向被检测体发送超声波并收上述被检测体的反射波；驱动部，为了用上述超声波扫描上述被检测体内部，分别对应上述多个压电振子产生多个驱动信号；控制部，为了与上述被检测体的生物信号同步切换上述驱动信号的振幅比较高的高功率模式和上述驱动信号的振幅比较低的低功率模式，控制上述驱动部；图象数据生成部，根据上述反射波生成图象数据；显示上述图象数据的显示部。

25 根据本发明，通过控制超声波多普勒频谱法中的压电振子的驱动方法，在遵守发热限制或音响输出功率限制的同时，能够高灵敏度观察根据从被检测体获得的超声波多普勒成分生成的多普勒频谱或者频谱数据的观察部分。

30

附图说明

- 图 1 是示出本发明第一实施例中超声波诊断装置的整体结构的方框图；
- 图 2 是示出第一实施例中的信号发送接收部和数据生成部结构的方框图；
- 图 3 是示出第一实施例中多普勒信号检测部和多普勒频谱生成部的基本操作的时间图；
- 5 图 4 示出第一实施例的 FFT 分析方法；
- 图 5 示出第一实施例的连续波多普勒方法中压电振子驱动方法的图；
- 图 6 是示出第一实施例中压电振子驱动方法和通过该驱动获得的频谱数据的图；
- 10 图 7 是示出第一实施例中频谱数据生成顺序的流程图；
- 图 8 是示出第一实施例中设定高功率模式和低功率模式中驱动电压的图；
- 图 9 是示出第一实施例中低功率模式中获得的频谱数据和 B 模式图象数据及彩色多普勒图象数据的图；
- 图 10 是示出第一实施例中合成高功率模式中获得的频谱数据生成显示数据的图；
- 15 图 11 是示出第一实施例中压电振子驱动方法和通过该驱动获得的频谱数据的其他具体例子的图；
- 图 12 是示出第一实施例的变形例中切换压电振子的驱动方法图；
- 图 13 是示出本发明第二实施例中频谱数据生成顺序的流程图；
- 20 图 14 是示出第二实施例的压电振子驱动方法和通过该驱动获得的频谱数据的图；
- 图 15 是示出第二实施例中频谱数据和输入等待时间的显示例子的图；
- 图 16 是示出以前的方法中压电振子驱动方法和通过该驱动获得的频谱数据的图；
- 25 图 17 是示出第一实施例中高功率模式持续期间的设定画面例子的图；
- 图 18 是示出第一实施例中高功率模式持续期间的其他设定画面例子的图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的实施例。

- 30 (第一实施例)

下面描述的本发明第一实施例的特征是交替反复以采集诊断信息为目的的高功率模式驱动和以监视装置动作等为目的的低功率模式驱动，采集频谱数据，根据被检测体的生物信号开始上述高功率模式驱动。

(装置的结构)

5 下面利用图 1 至图 6 说明本实施例的超声波诊断装置的结构和各个单元的动作。而且，图 1 是示出本实施例的超声波诊断装置的整体结构的方块图，图 2 是构成该超声波诊断装置的信号发送和接收部和数据生成部的方块图。

图 1 中示出的超声波诊断装置 100 具有：超声波探测器 20，相对于被检测体发送和接收超声波；信号发送和接收部 40，相对于超声波探测器 20 发送和接收电信号；数据生成部 50，对从信号发送和接收部 40 获得的接收信号进行信号处理，生成 B 模式数据、彩色多普勒数据以及多普勒频谱；数据处理和存储部 70，保存所述数据生成部 50 产生的上述数据，生成二维 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据、以及频谱数据，进一步利用所述频谱数据生成显示数据并保存；显示部 15，显示生成的 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据以及
15 频谱数据。

而且，超声波诊断装置 100 在超声波断层法或超声波多普勒频谱法的情况下具有：音响输出功率控制部 80，控制发送信号的音响输出功率；基准信号发生部 1，对信号发送和接收部 40 或者数据生成部 50 产生与超声波脉冲的中心频率或者连续超声波的频率 (f_0) 大致相同频率的连续波或者矩形波；输入部
20 17，通过操作者输入被检测体的信息、设定条件、以及命令信号等；系统控制部 19，统一控制上述超声波诊断装置 100 的各个单元；特别设计采集被检测体的心电波形的 ECG 单元 18。

超声波探测器 20 的前面与被检测体表面接触，发送和接收超声波，它的前端具有线性排列的多个 (N 个) 微小压电振子。所述压电振子是电气音响变换
25 元件，具有如下功能，即发送信号时把电脉冲或者连续波变换为发送超声波信号，而且在接收信号时把反射超声波 (接收超声波) 变换为电信号 (接收信号)。结构为小型且轻便的超声波探测器 20 通过电缆与信号发送和接收部 40 连接。超声波探测器 20 有对应于局部扫描、对应于线性扫描和对应于凸面扫描等，根据诊断部位任意选择。虽然下面是针对利用以诊断心脏疾病为目的的对应于局
30 部扫描的超声波探测器 20 情况进行说明，但是不限于该方法，也可以对应于线

性扫描或者对应于凸面扫描等。

图2所示的信号发送接收部40具有：信号发送部2，用于产生从超声波探测器20发送超声波信号的驱动信号；信号接收部3，用于从上述超声波探测器20接收超声波信号。

5 因此，信号发送部2具有比例脉冲发生器41、发送信号延迟电路42、驱动电路43；比例脉冲发生器41在B模式方法、彩色多普勒方法和脉冲多普勒方法中把基准信号发生部1供给的连续波分频，产生确定反复发送超声波的周期(T_r)的比例脉冲。一方面，在连续波多普勒方法中，基准信号发生部1供给的连续波原样供给它后面的发送信号延迟电路42。

10 发送信号延迟电路42使比例脉冲发生器41供给的比例脉冲或者连续波延迟一段时间，即为了在发送信号时获得窄波束，把发送超声波信号会聚规定深度的延迟时间，以及使在规定的方向上发送超声波的延迟时间。一方面，驱动电路43根据上述比例脉冲或者连续波生成用于驱动装在超声波探测器20内的压电振子的驱动信号。所述驱动电路43根据从音响输出控制部80供给的控制信号，在B模式方法或者彩色多普勒方法中生成通常功率模式和低功率模式驱动信号，或者在超声波多普勒频谱法中生成高功率模式和低功率模式的驱动信号。

15 一方面，信号接收部3具有前置放大器44、接收信号延迟电路45和加法器46。前置放大器44把通过压电振子变换为电信号(接收信号)的微小信号放大，确保足够的S/N。而且，接收信号延迟电路45使前置放大器44的输出产生如下时间延迟，即为了获得窄接收波束使从规定深度接收的超声波会聚的延迟时间，以及对来自规定方向的接收超声波信号设定强接收信号方向性的延迟时间，然后被给予规定延迟时间的接收信号延迟电路45的输出被送入加法器46，进行加法计算(相位调整相加)。

25 而且，信号发送部2中的发送信号延迟电路42和驱动电路43、信号接收部3中的前置放大器44和接收信号延迟电路45通常具有与超声波探测器20的压电振子数目大致相同的独立通道数，但是在连续波多普勒方法中上述N个压电振子分割为两部分获得第一压电振子组和其余的第二压电振子组，利用与所述第一压电振子组连接的信号发送部2发送信号，与所述第二压电振子组连接的信号接收部3用于接收信号。

30 其次，数据生成部50具有：B模式数据生成部4，对从信号接收部3的加

法器 46 输出的接收信号进行信号处理,生成 B 模式数据;多普勒信号检测部 5,对上述接收信号进行正交检波,检测多普勒信号;彩色多普勒数据生成部 6,对检测的多普勒信号进行信号处理,生成彩色多普勒数据;多普勒频谱生成部 7,分析上述多普勒信号的频率,生成多普勒频谱。

- 5 高功率模式中多普勒频谱的功率值升高。因此典型的是显示亮度提高。低功率模式中多普勒频谱的功率值降低。因此典型的是显示亮度降低。高功率模式和低功率模式中亮度不同。高功率模式和低功率模式中 S/N 不同。高功率模式和低功率模式中频谱的波形(功率的频谱分布)本质上相似。

B 模式数据生成部 4 具有包络线检测器 51、对数变换器 52 和 A/D 转换器 10 53。包络线检测器 51 对 B 模式数据生成部 4 的输入信号即从信号接收部 3 的加法器 46 输出的接收信号进行包络线检波,对数变换器 52 对检波信号的振幅进行对数变换相对提高弱信号。然后, A/D 变换器 53 把所述对数变换器 52 的输出信号变换为数字信号,生成 B 模式数据。

一方面,多普勒信号检测部 5 具有: $\pi/2$ 移相器 54、混频器 55-1 和 55-2、15 LPF (低通滤波器) 56-1 和 56-2,通过后面所述操作对信号发送接收部 40 的信号接收部 3 供给的接收信号进行正交相位检波,检测多普勒信号。

而且,彩色多普勒数据生成部 6 具有:两个通道构成的 A/D 转换器 57、多普勒信号存储电路 58、MTI 滤波器 59、自相关运算器 60。因此, A/D 转换器 57 把多普勒信号检测部 5 的 LPF56-1 和 56-2 输出的多普勒信号即正交相位检波的模拟信号变换为数字信号,存储在多普勒信号存储部 58。然后,作为高频滤波用数字滤波器的 MTI 滤波器 59 读出一度存储在多普勒信号存储部 58 内的上述多普勒信号,对所述多普勒信号除去脏器呼吸性移动或者拍动性动作所引起的多普勒成分(杂波成分)。而且,自相关运算器 60 对 MTI 滤波器 59 取出的只有血流信息的多普勒信号计算自相关值,而且,根据所述自相关值计算血流平均速度或者分散值等。25

一方面,多普勒频谱生成部 7 具有切换电路 65、SH (取样保持电路) 61、HPF (高通滤波器) 62、A/D 转换器 63、FFT 分析器 64。因此,对多普勒信号检测部 5 获得的多普勒信号进行 FFT 分析。而且,上述 SH61、HPF62、A/D 转换器 63 中的任何一个都由两个通道构成,把从多普勒信号检测部 5 输出的多普勒信号的复数成分即实部成分(I 成分)和虚部成分(Q 成分)供给各个通道。30

下面,参照图3所示时间图进一步详细说明在本实施例中的频谱数据生成中作为重要结构要素的上述多普勒信号检测部5和多普勒频谱生成部7的基本动作。

图3示出利用脉冲多普勒方法生成频谱数据的情况下的时间图,图3(a)是基准信号发生部1输出的基准信号,图3(b)是信号发送接收部40的比例脉冲发生器41输出的周期 T_r 的比例脉冲,图3(c)示出从信号接收部3的加法器46获得的接收信号。而且,图3(d)是从多普勒信号检测部5的LPF56输出的正交相位检波输出信号,图3(e)是为了确定多普勒频谱生成部7中的SH61的取样(距离选通脉冲)位置系统控制部19供给的取样脉冲,图3(f)是SH61取样保持的多普勒信号,图3G是通过HPF62平滑化的上述距离选通脉冲中的多普勒信号。

即,图2的信号接收部3输出的接收信号(图3(c))输入到多普勒信号检测部5的混频器55-1和55-2的第一输入端。一方面,频率 f_0 与该接收信号的中心频率大致相同的基准信号发生部1的基准信号(图3(a))直接供给混频器55-1的第二输入端,在 $\pi/2$ 移相器54中移相90度的基准信号发送到混频器55-2的第二输入端。因此,混频器55-1和55-2的乘法输出信号输出到LPF56-1和56-2,除去多普勒信号检测部5的输入信号的频率和基准信号发生部1供给的基准信号的频率(f_0)的和分量($2f_0$ 附近分量),只把差分量(零频率附近的分量)取出作为多普勒信号(图3(d))。

然后,把上述LPF56-1和56-2输出的多普勒信号及系统控制部19分频基准信号发生部1的基准信号生成的取样脉冲(距离选通脉冲)供给SH61(图3(e)),通过所述取样脉冲把来自规定距离的多普勒信号取样保持(图3(f))。而且,所述取样脉冲是在确定发送超声波发送时间的比例脉冲(图3(b))延迟时间 T_s 之后发生的,所述延迟时间 T_s 在输入部17可以任意设定。

即,操作者通过变更取样脉冲的延迟时间 T_s 可以从超声波探测器20取出所希望距离 L_g 处的多普勒信号。而且,此时,如果被检测体内的音速为 C ,则延迟时间 T_s 和所希望距离 L_g 满足关系 $2L_g/C=T_s$ 。

然后,HPF62除去重叠在SH61输出的所希望距离 L_g 的多普勒信号上的台阶状的噪声成分(图3(g)),而且,平滑化的上述多普勒信号通过A/D转换器63变换为数字信号之后,供给FFT分析器64。

FFT 分析器 64 具有图中未示出的运算电路和存储电路, A/D 转换器 63 输出的多普勒信号一旦保存在上述存储电路, 上述运算电路对上述存储电路中保存的一系列多普勒信号的规定期间进行 FFT 分析。

5 一方面, 连续波多普勒方法情况下, 多普勒信号检测部 5 的输出通过多普勒频谱生成部 7 的切换电路 65 直接输入到 A/D 转换器 63, 变换为数字信号之后在 FFT 分析器 64 进行频率分析。而且, 连续波多普勒方法不具有距离分解能, 因此把通过规定超声波发送接收方向不同深度的移动反射体获得的多个多普勒信号成分重叠接收。

10 图 4 模拟示出 FFT 分析器 64 中的 FFT 分析方法, 图 4 (a) 示出输入到 FFT 分析器 64 的多普勒信号 A_0 , 图 4 (b) 示出对所述多普勒信号 A_0 的规定期间进行 FFT 分析获得的频率频谱 B_x ($x=1, 2, \dots$)。因此, 对于多普勒频谱生成部 7 的 A/D 转换器 63 输出的离散多普勒信号 (图 4 (a)) 中例如 q_1 乃至 q_m 共 m 个多普勒信号成分进行 FFT 分析, 对于频谱成分 p_1 乃至 p_m 测量最初的频率频谱 B_1 。然后, 对时间 ΔT 之后的 m 个多普勒信号成分 q_{1+j} 乃至 q_{m+j} 15 进行 FFT 分析, 测量新的频率频谱 B_2 。而且, 图 (a) 示出 $j=3$ 的情况。

下面, 同样, 对时间 $2\Delta T$ 之后的 q_{1+2j} 乃至 q_{m+2j} 、时间 $3\Delta T$ 之后的 q_{1+3j} 乃至 q_{m+3j} ... 的 m 个多普勒信号成分顺次进行 FFT 分析, 对于频谱成分 p_1 乃至 p_m 测量频率频谱 B_3 、 B_4 ... (图 4 (b))

20 然后, 返回图 1, 数据处理存储部 70 具有数据存储部 8 和数据处理部 9, 数据存储部 8 顺次存储数据生成部 50 中在扫描方向单位生成的 B 模式数据、彩色多普勒数据和多普勒频谱, 生成二维 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据和频谱数据。而且, 保存数据处理部 9 利用上述频谱数据生成的显示数据。

25 一方面, 数据处理部 9 对 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据进行图象处理和扫描变换 (扫描变换)、对频谱数据的最大频率成分产生跟踪数据, 而且通过音响输出控制部 80 的控制对生成的高功率模式的频谱数据进行合成, 生成显示数据等。

30 然后, 音响输出控制部 80 具有图中未示出的运算电路和存储电路, 进行脉冲多普勒法或者连续波多普勒方法中的高功率模式和低功率模式的种种设定。图 5 示出连续波多普勒方法中压电振子驱动方法, 虽然下面是对通过压电振子驱动电压和驱动期间控制发送信号音响输出的情况进行说明, 但是并不限于此,

例如在脉冲多普勒方法情况下，也可以控制驱动脉冲的数量。

即，图 5 (a) 示出从被检测体获得的 ECG 波形，而且图 5 (b) 示出与所述 ECG 波形同步从信号发送部 2 的驱动电路 43 施加在探测器 20 的压电振子上的电压波形。例如，从 ECG 波形的 R 波开始预先设定的规定延迟时间 τ_1 之后开始驱动电压（振幅电压） V_H 的高功率模式驱动，所述高功率模式持续 τ_2 期间之后，变成驱动电压 V_L 的低功率模式。高功率模式的驱动电压的中心频率与低功率模式的驱动电压的中心频率大致相同。而且，所述低功率模式在 τ_3 期间之后，再变成驱动电压 V_H 的高功率模式。而且，图 5 (b) 示出的驱动电压 V_M 是以前的连续波多普勒方法中的驱动电压，满足关系 $V_L < V_M < V_H$ 。

其中，如果单位时间允许的发送信号音响输出的上限值为 W_0 ，上述驱动电压 V_L 、 V_M 、 V_H 和驱动期间 τ_2 及 τ_3 之间存在下面式 (1) 的关系。但是， W 是本实施例中单位时间发送信号音响输出， K 是比例常数。

$$W = K(V_H^2\tau_2 + V_L^2\tau_3)/(\tau_2 + \tau_3) < W_0 \approx KV_M^2 \quad \dots \quad (1)$$

即，根据式 (1)，单位时间的发送信号音响输出 W 通过高功率模式的驱动期间 τ_2 和驱动电压 V_H 及低功率模式的驱动期间 τ_3 和驱动电压 V_L 决定，所述 4 个参数中 3 个参数由操作者设定，对于剩余参数的允许音响输出 W_0 可以计算出最佳值。具体地，通过设定高功率模式的驱动电压 V_H 和驱动期间 τ_2 和低功率模式的驱动电压 V_L ，计算出低功率模式的期间 τ_3 ，即高功率模式的反复周期 τ_4 ($\tau_4 = \tau_2 + \tau_3$)，是最适当的，但是计算参数不是特别限定的。

音响输出控制部 80 的上述存储电路中预先存储由根据式 (1) 的运算程序，上述运算电路例如利用所述计算程序和通过系统控制部 19 从输入部 17 提供的 3 个参数值计算剩余参数的最佳值。

然后，显示部 15 具有图中未示出的显示用数据生成电路和变换电路及显示器，数据处理存储部 70 中生成的 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据和频谱数据以及所述频谱数据的显示数据在上述显示用数据生成电路中合成，生成显示用数据，所述显示用数据在变换电路中进行 D/A 变换和电视格式转换，在显示器上显示。

一方面，输入部 17 在操作面板上具有显示面板、键盘、跟踪球、鼠标、选择按钮、输入按钮等输入装置，进行患者信息的输入、数据采集模式和显示条件等的设定，以及各种命令信号的输入等。特别是，在脉冲多普勒方法或者连

续波多普勒方法中，设定高功率模式中的驱动开始时间和驱动期间 t_2 、高功率模式以及低功率模式的驱动电压 V_H 和 V_L 、用于数据采集的发送接收信号方向(θD)或者距离选通脉冲位置(Lg)。而且，高功率模式中的驱动开始时间通常根据图5所示被检测体的ECG信号进行设定，但是操作者利用输入部17的
5 输入装置(输入按钮)直接设定也可以。

图17和图18中示出系统控制部19生成的多普勒条件设定画面的例子。图17中示出在心搏周期的一部分期间内设定高功率模式，在剩余期间设定低功率模式情况的画面。图18示出在被检测体的一个或连续的规定数量的心搏周期内设定高功率模式，在被检测体的连续规定数量的心搏周期内设定低功率模式情况的设定画面。画面中表示出距离选通脉冲203重叠的B模式图象200和被检测体的心电波形215。而且，画面中同时示出标记为[Vmax]的按钮、[All Wave]和标记按钮、增减按钮209、211及表示高功率模式的持续期间的线标记213。
10 线标记213之外的期间是低功率模式持续期间。

高功率模式在心搏周期的一部分期间设定，使标记为[Vmax]的按钮对应于
15 利用高S/N检测最高流速的目的。在按下标记为[Vmax]的按钮时，如图17所示，系统控制部19把线标记213设置在从适合于最高流速检查的R波开始只延迟时间(初期值) t_1 的位置，长度相当于适合于最高流速检测的时间宽度 t_2 。与线标记213同时，把延迟时间 t_1 和持续时间 t_2 分别表示在数值框217、219中。按下标记为[Vmax]的按钮时，增减按钮209、211变成非选择状态。操作者
20 操作输入部17，把线标记213移动到所希望的位置，调整为所希望的长度。或者操作者操作输入部17，直接把延迟时间 t_1 和持续时间 t_2 的数值输入到数值框217、219内也可以。这样分别设定高功率模式和低功率模式的时间和持续期间。

在被检测体的1个或连续的规定数量的心搏周期设定高功率模式，使[All
25 Wave]和标记按钮对应于在被检测体的连续规定数量的心搏周期设定低功率模式的目的。在按下[All Wave]和标记按钮时，增减按钮209、211变成可以操作的选择状态。在按下[All Wave]和标记按钮时，如图18所示，系统控制部19把长度相当于初期设定的1个心搏周期的多个线标记213，以长度相当于初期设定的3个心搏周期的间隔设定。线标记213的长度对应于高功率模式的持续期间。
30 成对线标记213的间隔对应于低功率模式的持续期间。在增减高功率模式

的持续期间时，操作者操作增减按钮 209。高功率模式持续期间以心搏周期为单位增减。线标记 213 的长度对应于高功率模式的持续期间的增减而伸缩。在增减低功率模式的持续期间时，操作者操作增减按钮 211。低功率模式持续期间也以心搏周期为单位增减。对应于低功率模式持续期间的增减，成对线标记 5 213 的间隔扩大或缩小。

系统控制部 19 具有图中未示出的 CPU 和存储电路，操作者从输入部 17 预先输入或者设定的上述各种信息存储在存储电路中。因此，CPU 根据这些信息统一控制信号发送接收部 40、数据生成部 50、数据处理存储部 70、音响输出控制部 80 以及显示部 15 和整个系统。

10 然后，ECG 单元 18 是为了采集被检测体的心电波形具备的，根据由所述 ECG 单元 18 获得的心电波形的 P 波、Q 波、R 波、S 波和 T 波中的任何一个设定脉冲多普勒方法或者连续波多普勒方法中的高功率模式的驱动开始时间。

下面，利用图 6 说明本实施例的脉冲多普勒方法或者连续波多普勒方法中压电振子驱动方法及通过该驱动获得的频谱数据。

15 图 6 示出根据 ECG 单元 18 供给的 ECG 波形设定高功率模式的驱动开始时间 t_1 、 t_3 ...和驱动期间 τ_2 和驱动期间 τ_4 的情况，图 6 (a) 示出高功率模式和低功率模式的驱动电压 V_H 、 V_L 和驱动期间 τ_2 、 τ_3 。一方面，图 6 (b) 示出周期 τ_5 从被检测体获得的 ECG 波形 161 和表示高功率的驱动期间的高功率指示器 162 和利用图 6 (a) 的驱动电压生成的频谱数据 163。因此，ECG 波形 161、20 高功率指示器 162 与频谱数据 163 同时显示在显示部 15 的显示器上。

而且，首先根据初期设定的高功率模式的驱动开始时间和驱动期间显示上述高功率模式指示器 162，操作者利用输入部 17 的输入装置更新所述指示器的位置和长度，可以重新设定高功率模式的驱动期间。

(频谱数据的生成顺序)

25 下面，利用图 1 乃至图 12 说明本实施例中生成频谱数据的顺序。但是，图 7 是示出本实施例中上述生成顺序的流程图。而且，在该实施例中，虽然以脉冲多普勒法为中心进行了说明，但是连续波多普勒方法中也可以相同的顺序生成频谱数据。

30 在开始采集超声波数据之前，操作者首先从输入部 17 输入患者信息、选择 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据和频谱数据的采集模式。然后，操作者

设定如图 8 所示脉冲多普勒方法的高功率模式和低功率模式中的驱动电压 V_H 、 V_L 、B 模式方法中的通常模式及低功率模式中的驱动电压 V_{BH} 、 V_{BL} 、彩色多普勒方法中的通常模式和低功率模式中的驱动电压 V_{CH} 、 V_{CL} ，进一步设定高功率模式的驱动开始时间 τ_1 和驱动期间 τ_2 。然后，这些信息存储在系统控制部 19 的图中未示出的存储电路中（图 7 的步骤 S1）。

在上述初期设定完成之后，操作者把超声波探测器 20 的前端（超声波发送接收面）固定在被检测体表面的规定位置，为了获得通常模式中第一扫描方向（ θ_1 方向）的 B 模式数据而发送和接收超声波。即，图 2 的比例脉冲发生器 41 把基准信号发生部 1 供给的基准信号分频，生成决定超声波脉冲的反复周期 T_r 的比例脉冲，把所述比例脉冲供给发送信号延迟电路 42。

然后，发送信号延迟电路 42 把用于采集规定深度超声波的集束用延迟时间和用于在第一扫描方向（ θ_1 ）上发送超声波的偏转延迟时间给予比例脉冲，把所述比例脉冲供给驱动电路 43。因此，驱动电路 43 通过比例脉冲的驱动生成的驱动电压 V_{BH} 的驱动信号通过电缆供给超声波探测器 20 中的 N 个压电振子，对上述第一扫描方向发射超声波脉冲。

向被检测体发射的超声波脉冲一部分在声音阻抗不同的脏器之间的边界面或者组织反射。而且，所述超声波被心脏壁或者血细胞等运动的反射体反射情况下，所述超声波频率发生多普勒偏移。

被检测体的组织或者血细胞反射的超声波反射波（接收超声波信号）被超声波探测器 20 的压电振子接收变换为电信号（接收信号），所述接收信号在信号接收部 3 的 N 通道的独立前置放大器 44 增幅，发送到 N 通道的接收信号延迟电路 45。

接收信号延迟电路 45 把用于使来自规定深度的超声波集束的集束延迟时间和用于使在上述第一扫描方向上接收信号具有强指向性的偏转延迟时间供给上述接收信号，发送给加法器 46。因此，加法器 46 把接收信号延迟电路 45 输出的 N 通道的接收信号相加合成，汇集成一个接收信号之后，供给 B 模式数据生成部 4。

然后，加法器 46 的输出信号在 B 模式数据生成部 4 中进行对数变换、包络线检波、A/D 转换之后，存储在图 1 的数据处理存储部 70 中的数据存储部 8 中。

一方面，在通常模式中生成彩色多普勒图象数据过程中，为了求出接收信

号的多普勒偏移,按照与上述相同顺序,在上述第一扫描方向连续多次(L次)发送接收超声波,对此时获得的接收信号进行频率分析。

即,系统控制部19把驱动电路43的驱动电压设定为 V_{CH} ,对第一扫描方向发送接收彩色多普勒用的最初超声波。然后,把获得的接收信号供给多普勒信号检测部5,通过混频器55-1、55-2和LPF 56-1、56-2正交相位检波,生成2通道复数信号。然后,所述复数信号的实部分量和虚部分量分别在彩色多普勒数据生成部6的A/D转换器57变换为数字信号之后,存储在多普勒信号存储部58。通过对上述第一扫描方向进行2次乃至L次超声波发送和接收获得的接收信号进行相同的处理,采集复数信号,存储在多普勒信号存储部58。

通过对第一扫描方向进行L次超声波发送和接收获得的复数信号存储在多普勒信号存储部58之后,系统控制部19从多普勒信号存储部58中存储的复数信号中顺次读出对应于规定位置(深度)的复数信号成分,供给MTI滤波器59。然后,MTI滤波器59对供给的复数信号成分进行滤波处理,排除例如心肌等组织运动产生的组织多普勒成分(杂波成分),只提取出血流引起的血流多普勒成分。

接收供给的上述复数信号的自相关运算器60利用所述复数信号进行自相关处理,而且根据自相关处理结果计算血流平均速度值、分散值或者功率值等。对第一扫描方向的其他位置(深度)进行上述运算,把计算出的血流平均速度值、分散值或者功率值等存储在图1的数据处理存储部70的数据存储部8。

然后,系统控制部19对于第二扫描方向(θ_2)乃至第M扫描方向(θ_M)同样进行超声波发送和接收。然后,把此时获得的B模式数据和彩色多普勒数据存储在数据存储部8。

按照上述顺序,以扫描方向单位获得的B模式数据和彩色多普勒数据顺次存储在数据存储部8,并生成B模式图象数据和彩色多普勒图象数据,在数据处理部98完成图象处理和扫描变换。然后,显示部15的显示用数据生成电路合成扫描变换后的图象数据生成显示用数据,而且,把所述显示用数据供给变换电路进行D/A变换或者TV格式变换,在显示器上显示(图7的步骤S2)。

然后,操作者相对于显示的这些图象数据,利用输入部17的输入装置移动表示采集频谱数据的扫描方向(θ_D)的标记(方向标记)和表示距离(L_g)的标记(距离选通脉冲标记),设定在最佳位置(图7的步骤S3)。然后,如果确

定了频谱数据的采集位置，通过输入部 17 输入高功率模式的驱动开始命令（图 7 的步骤 S4）。

接收所述命令信号的系统控制部 19 一旦停止生成 B 模式数据和彩色多普勒数据，然后，音响输出控制部 80 控制信号发送部 2 的驱动电路 43，使压电振子驱动电压变成 V_H 。然后，为了对扫描方向 θD 采集频谱数据而发送和接收超声波，把加法器 46 的输出信号（接收信号）供给多普勒信号检测部 5。

如图 3 所示，多普勒信号检测部 5 把对上述接收信号进行正交相位检波获得的复数信号供给多普勒频谱生成部 7 的 SH61。一方面，与操作者设定的距离选通脉冲位置 L_g 对应的取样脉冲通过系统控制部 19 供给 SH61，根据所述取样脉冲使上述复数信号被取样保持。然后，通过对扫描方向 θD 以周期 T_r 进行多次发送接收超声波获得的 SH61 的输出在 HPF62 被平滑化之后，在 A/D 转换器 63 被变换为数字信号，保存在 FFT 分析器 64 的图中未示出的存储电路中。

图中未示出的 FFT 分析器 64 的运算电路如图 4 所示对于连续采集的多普勒信号多次设定规定期间 (ΔT) 移位期间，在各个所述期间内对多普勒信号进行 FFT 分析，生成多普勒频谱。

即，如图 4 (a) 所示，FFT 分析器 64 的运算电路对于以比例脉冲周期 T_r 的周期获得的离散多普勒信号，例如读出 q_1 乃至 q_m 的 m 个信号成分进行 FFT 分析，计算出频谱成分 p_1 乃至 p_m 构成的多普勒频谱 B1。然后，计算出的多普勒频谱 B1 供给数据处理存储部 70 的数据存储部 8。

然后，同样，对图 4 所示的时间 ΔT 之后、时间 $2\Delta T$ 之后、时间 $3\Delta T$ 之后... 的 m 个多普勒信号成分，多普勒频谱生成部 7 的 FFT 分析器 64 计算出多普勒频谱 B2、B3、B4...。然后，计算出的多个多普勒频谱以超声波曲线形式存储在数据存储部 8，生成高功率模式的频谱数据，在显示部 15 显示所述频谱数据（图 7 中的步骤 S5）。

如果上述高功率模式的驱动期间达到预先设定的期间 t_2 （图 7 中的步骤 S6），系统控制部 19 恢复生成 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据，然后，音响输出控制部 80 设定低功率模式中 B 模式用驱动电压 V_{BL} ($V_{BL} < V_{VBH}$)、彩色多普勒用驱动电压 V_{CL} ($V_{CL} < V_{VCH}$) 以及脉冲多普勒用驱动电压 V_L ($V_L < V_H$)。

然后，按照与上述相同顺序生成 B 模式数据、彩色多普勒数据和多普勒频谱数据，数据处理存储部 70 根据这些数据生成的 B 模式图象数据、彩色多普勒

图象数据和频谱数据在显示部 15 的显示器显示 (图 7 中的步骤 S7)。

一方面, 音响输出控制部 80 通过把高功率模式时的驱动电压 V_H 和驱动期间 τ_2 、以及低功率模式时的驱动电压 V_L 代入上述式 (1) 中预先计算出低功率模式的驱动期间 τ_3 , 如果上述低功率模式的驱动期间达到上述 τ_3 , 再次返回高功率模式 (图 7 中的步骤 S8)。而且, 低功率模式中的 B 模式用驱动电压 V_{BL} 以及彩色多普勒用驱动电压 V_C 大致等于脉冲多普勒用驱动电压 V_L 情况下, 可以原样适用式 (1), 但是不同场合必须补正低功率模式时驱动电压, 计算出驱动期间 τ_3 。

以上述顺序交替进行高功率模式和低功率模式中频谱数据的生成和显示, 而且, 与上述低功率模式的频谱数据并行, 如图 9 所示生成和表示低功率模式的 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据 164 (图 7 中的步骤 S5 乃至 S8)。

一方面, 数据处理存储部 70 的数据处理部 9 如图 10 所示, 从交替反复高功率模式和低功率模式获得的频谱数据 163 中抽出高功率模式的频谱图象数据 163h, 生成显示数据 165 (图 7 中的步骤 S9), 存储在数据存储部 8 的显示数据存储领域, 同时根据需要在显示部 15 的显示器上显示。

而且, 虽然在图 6 中说明了高功率模式的驱动期间 τ_4 比心搏周期 τ_5 大的情况, 但是如图 11 所示, 也能够适用于 $\tau_4 < \tau_5$ 的情况。即, 如图 11 所示, 根据 ECG 波形 161 设定高功率模式的驱动开始时间 t_1 、 t_3 、 t_5 、 t_7 ...、驱动期间 τ_2 以及驱动期间 τ_4 情况下, 把高功率模式的驱动期间 τ_2 只设定在 1 个心动节拍中例如获得最大频率成分 (最大流速值) 的部分, 能够更好地感应和观察临床上的重要信息。

而且, 在上述实施例中, 以脉冲多普勒方法生成和显示频谱数据为例进行了说明, 但是连续波多普勒方法中也能够按照同样顺序获得频谱数据。即, 信号发送部 2 的驱动电路 43 根据通过发送信号延迟电路 42 供给的基准信号发生部 1 的连续波生成连续波驱动信号, 供给超声波探测器 20 的第一振子组。一方面, 通过超声波探测器 20 的第二振子组获得的接收信号通过信号接收部 3、多普勒信号检测部 5、多普勒频谱生成部 7 的 A/D 转换器 63 及 FFT 分析器 64 发送到数据处理存储部 70, 生成频谱数据。

(变形例)

下面, 利用图 12 说明本实施例的变形例。该变形例的特征在于, 通过连续

波多普勒方法生成高功率模式的频谱数据时，超声波探测器 20 中的 N 个压电振子被分成第一振子组和与该振子组相邻的第二振子组，交替切换作为发送信号用振子组和接收信号用振子组使用。

5 图 12 示出以 ECG 波形的一个心动周期反复高功率模式和低功率模式生成频谱数据的情况，与图 6 的情况相同，图 12 (a) 示出高功率模式和低功率模式的驱动电压 V_H 和 V_L 及驱动期间 τ_2 和 τ_3 。一方面，图 12 (b) 示出与 ECG 波形 161 及高功率指示器 162 同时获得的频谱数据 163，而且，图 12 (c) 示出各个高功率模式期间 τ_2 发送信号和接收信号使用的超声波探测器 20 的振子组 22。

10 构成超声波探测器 20 的 N 个压电振子 21-1 乃至 21-N 例如分成由压电振子 21-1 乃至 21-N/2 构成的第一振子组 22-1 和压电振子 21-(N/2+1) 乃至 21-N 构成的第二振子组 22-2，在时刻 t_1 乃至 t_2 的第一高功率模式期间内，利用第一振子组 22-1 发射发送信号超声波，利用第二振子组 22-2 检测接收超声波。一方面，在时刻 t_3 乃至 t_4 的第二高功率模式期间内，利用第一振子组 22-1 接收信号，利用第二振子组 22-2 发送信号，而且在时刻 t_5 乃至 t_6 的第三高功率模式期间内，与第一高功率模式期间相同，利用第一振子组 22-1 发送信号，利用第二振子组 22-2 接收信号。

15 通过这样一边交替切换发送信号用的振子组和接收信号用的振子组进行高功率模式的超声波信号发送和接收，使第一振子组 22-1 或者第二振子组 22-2 中的热量与不进行上述切换的以前情况比较大约降低 1/2。

20 如上所述，根据上述第一实施例，超声波多普勒频谱方法中频谱数据生成期间区分为发送信号音响输出比以前方法高的高功率模式期间和发送信号音响输出比以前方法低的低功率模式期间进行超声波的发送和接收，不增大单位时间的发送信号音响输出，能够生成高灵敏度的频谱数据。

25 特别是，由于根据发热限制或者音响输出限制设定高功率模式的发送信号音响输出和驱动期间及低功率模式中发送信号音响输出和驱动期间，使整体功率降低，遵守上述限制，而且可以在高功率模式期间以高灵敏度获得临床上要求的多普勒频谱或者频谱数据的观察部分。因此，容易对频谱数据的例如最大频率成分产生跟踪数据，减少操作者的负担，同时提高诊断效率。

30 一方面，虽然不适合利用在低功率模式期间生成的低灵敏度频谱数据进行

诊断，但是通过观察所述数据，能够确认装置正常操作。

而且，对于低功率模式期间显示的 B 模式图象数据或者彩色多普勒图象数据也能够获得与上述相同的效果。即，通过在这些图象数据上示出的方向标记或者距离选通标记通常能够监视频谱数据的采集位置，在该位置不适当情况下
5 利用输入部的输入装置可以变换到最佳位置。

而且，根据上述第一实施例的变形例，连续波多普勒方法中每次返回高功率模式时切换使用发送信号用的振子组和接收信号用的振子组，能够降低超声波探测器中的发热量。因此，能够提高高功率模式的驱动电压，进一步以高灵敏度生成频谱数据。

10 (第二实施例)

下面，利用图 13 乃至图 15 说明本发明的第二实施例。本实施例的特征在于，根据操作者从输入部输入的驱动开始命令信号在高功率模式中进行频谱数据生成。

该第二实施例中超声波诊断装置的结构与图 1 和图 2 所示的第一实施例的
15 超声波诊断装置 100 相同，省略其说明，下面根据图 13 的流程图说明本实施例中生成频谱数据的顺序。但是，在该流程图中，省略与图 7 所示的第一实施例的流程图相同步骤的详细说明。而且，虽然本实施例中也以脉冲多普勒方法为中心进行说明，但是连续波多普勒方法也能够按照大致相同顺序生成频谱数据。

在采集超声波数据之前，与上述第一实施例的情况相同，操作者首先设定
20 驱动电压和驱动期间等（图 13 的步骤 S11），例如，按照与图 7 的步骤 S7 相同的顺序生成低功率模式中的 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据，以及显示和生成暂定采集位置的频谱数据（图 13 的步骤 S12）。

然后，操作者对显示的 B 模式图象数据或彩色多普勒图象数据把确定频谱
25 数据采集位置的方向标记和距离选通脉冲标记设定在希望位置（图 13 的步骤 S13），观察此时显示的频谱数据的操作者，在所希望的时间通过输入部 17 输入高功率模式驱动开始命令（图 13 的步骤 S14）。

接收该命令信号的系统控制部 19 一旦停止生成 B 模式数据和彩色多普勒数据，然后，音响输出控制部 80 设定驱动电路 43 的驱动电压为 V_H 。然后，对扫描方向 θD 发送和接收用于采集频谱数据的超声波信号，按照与图 7 的步骤 S5
30 相同的顺序生成和显示高功率模式中的频谱数据（图 13 的步骤 S15）。

如果上述高功率模式发送接收超声波和频谱数据生成期间达到预先设定的期间 τ_2 (图 13 的步骤 S16), 系统控制部 19 恢复生成 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据, 然后, 音响输出控制部 80 设定低功率模式中 B 模式用驱动电压 V_{BL} 、彩色多普勒用驱动电压 V_{CL} 以及脉冲多普勒用驱动电压 V_L 。

5 然后, 按照与图 13 中的步骤 S12 相同的顺序生成低功率模式中 B 模式数据、彩色多普勒数据和多普勒频谱, 获得的 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据和频谱数据在显示部 15 的显示器显示 (图 13 中的步骤 S17)。

图 14 示出上述实施例中压电振子驱动方法、通过该驱动方法获得的频谱数据, 是高功率模式期间 τ_2 相当于 ECG 波形的大致 3 个心搏节拍的情况。在该
10 实施例中, 高功率模式驱动根据操作者通过输入部 17 输入的驱动开始命令信号进行, 输入该驱动开始命令之前通过低功率模式显示 B 模式图象数据、彩色多普勒图象数据和频谱数据。

一方面, 音响输出控制部 80 通过把高功率模式的驱动电压 V_H 和驱动期间
15 τ_2 、以及低功率模式的驱动电压 V_L 代入上述式 (1) 中预先计算出低功率模式的驱动期间 τ_3 , 根据上述低功率模式的数据生成期间 τ_x 和驱动期间 τ_3 计算驱动开始命令信号的输入等待时间 τ_w ($\tau_w = \tau_3 - \tau_x$)。然后该输入等待时间 τ_w 通过系统控制部 19 和数据处理存储部 70 供给显示部 15, 显示部 15 把与上述输入等待时间 τ_w 相关的信息和上述频谱数据等合成, 显示在显示器上 (图 13 中的步骤 S18)。

20 图 15 是输入等待时间的显示例子, 同时显示 ECG 波形 161、高功率指示器 162、频谱数据 163 和低功率模式中数据生成时间 τ_x 的最新数据的生成时间条 166、表示输入等待时间 τ_w 的等待时间表示框 167。然后, 操作者如果确认上述输入等待时间 τ_w 变成零 (图 13 中的步骤 S19), 就返回图 13 中的步骤 S14, 然后, 重复上述步骤 S14 乃至 S19。

25 根据上述第二实施例, 与上述第一实施例相同, 超声波多普勒频谱方法中频谱数据生成期间区分为发送信号音响输出比以前方法高的高功率模式期间和发送信号音响输出比以前方法低的低功率模式期间进行超声波的发送和接收, 在高功率模式期间生成诊断用的高灵敏度频谱数据, 在低功率模式期间能够确认装置正常工作或者数据采集位置等。因此, 能够针对高功率模式期间获得的
30 高灵敏度频谱数据容易地生成跟踪数据, 减少操作者的负担, 同时提高诊断效

率。

而且，根据发热限制或者音响输出限制设定的容许发动信号音响输出、高功率模式的发送信号音响输出和驱动期间及低功率模式中发送信号音响输出表示高功率模式驱动开始之前的等待时间，操作者能够根据该等待时间输入高功率模式驱动开始命令，因此遵守确定的限制，同时能够在所希望的时间获得临床上要求的高灵敏度多普勒频谱或者频谱数据。

而且，在说明上述第二实施例中，叙述了在显示部显示输入等待时间的方法，但是在低功率模式中数据生成期间 t_x 等于预先设定的驱动时间（持续时间） t_3 时显示部显示该意思也可以，而且也可以通过图中未示出的音响输出部利用音响。

而且，在该实施例中，根据连续波多普勒方法生成频谱数据时，交替切换超声波探测器中的第一振子组和与该振子组相邻的第二振子组，进行高功率模式信号发送和接收，能够降低超声波探测器的发热。

上面描述了本发明的实施例，但是本发明不限于上述实施例，可以变形实施。例如，为了进一步增大高功率模式中发送信号音响输出，使低功率模式中的驱动电压为零，即停止超声波的发送接收波也可以，同样不显示低功率模式中B模式图象数据和彩色多普勒图象数据也可以。

一方面，上述实施例中使用的 ECG 单元安装在超声波诊断装置的内部也可以，但是也可以独立设置。而且，图 12 示出了具有 $N/2$ 个压电振子的发送信号用压电振子组和接收信号用压电振子组，但是各个振子组中的压电振子数不相等也可以。而且，虽然说明对上述实施例中频谱数据的最大频率成分生成跟踪数据，但是不限于此，例如，也可以是平均频率成分或者中心频率成分。而且，包括高功率模式期间和低功率模式期间的 ECG 波形的心搏节拍数也不限于上述实施例中所述的数目。

一方面，虽然对上述实施例中的信号接收部的模拟方式进行了说明，但是也可以是数字方式。而且，通过该超声波诊断装置生成的 B 模式图象数据和彩色多普勒图象数据不限于二维图象数据，也可以是三维图象数据。因此，为了生成三维图象数据，超声波探测器的压电振子排列成二维也可以。

而且，本发明不限于上述实施例的形式，在实施时在不脱离其构思范围内可以具体变换构成要素。而且，在上述实施例中公开的多个结构要素适当组合，

能够形成各种发明。例如，也可以从所示实施例的全部构成要素中去掉几个构成要素。而且，也可以把构成不同实施例的要素适当地组合。

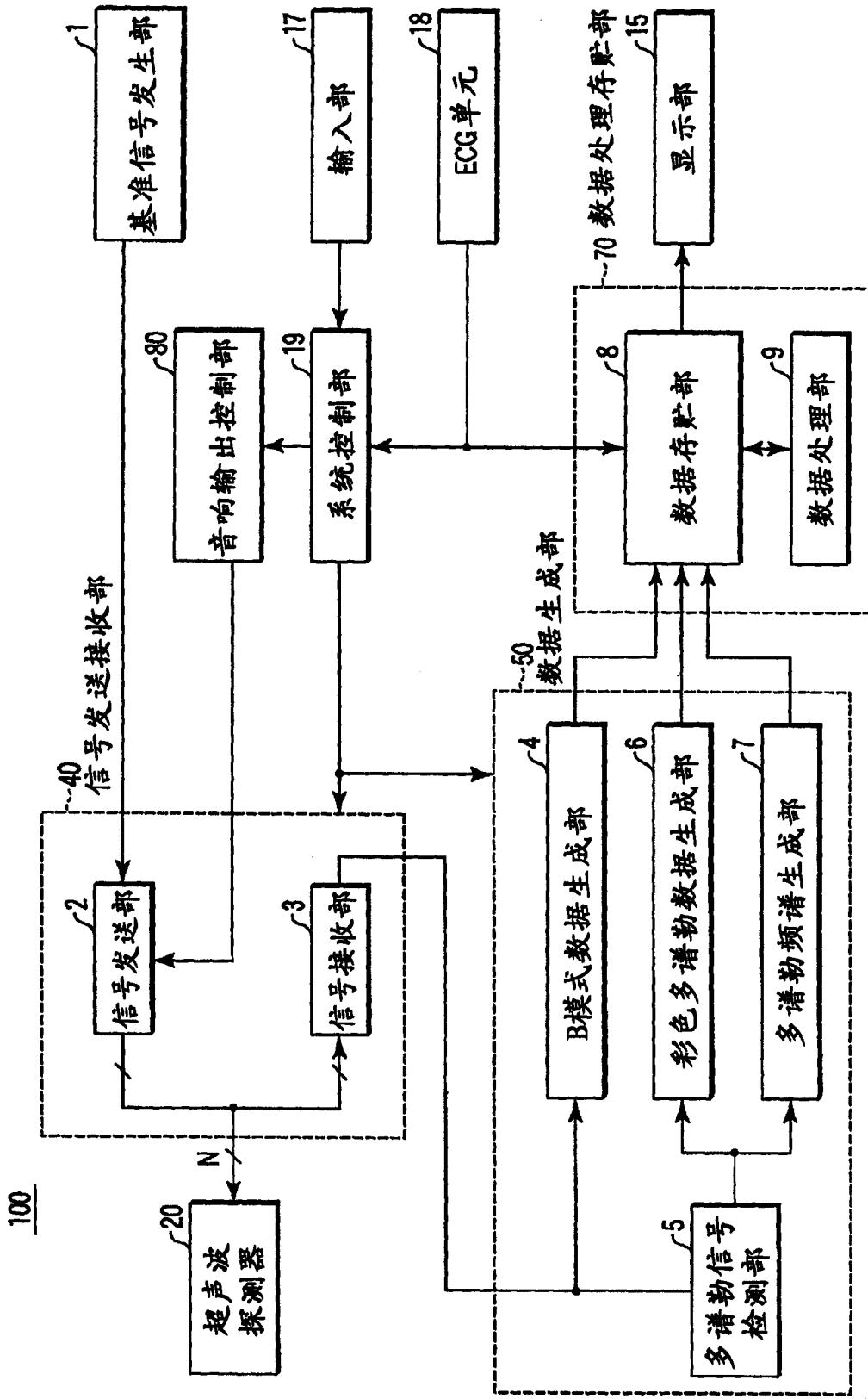


图1

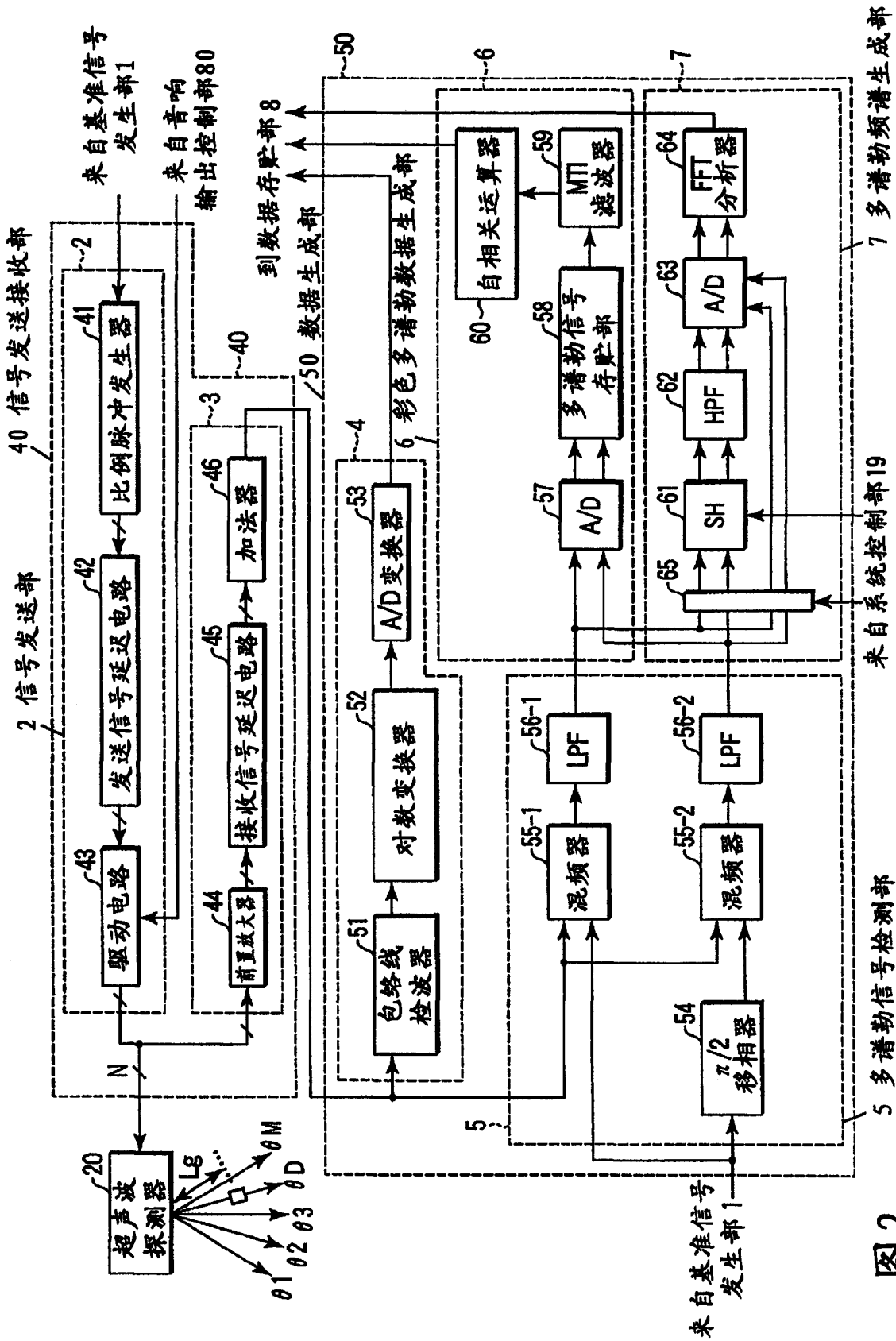


图2

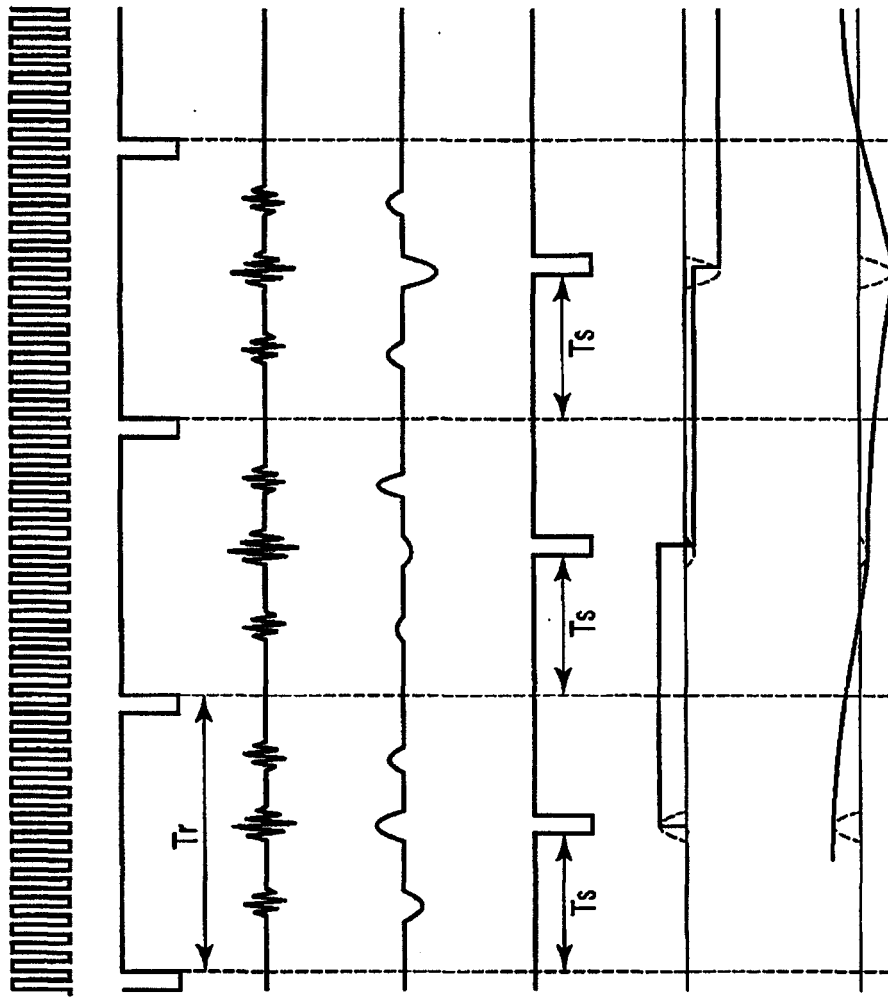


图 3A 基准信号
(基准信号发生器1输出)

图 3B 比例脉冲
(比例脉冲发生器41输出)

图 3C 接收信号
(信号接收部3输出)

图 3D 正交相位检波输出
(LFF56输出)

图 3E 取样脉冲
(系统控制部10输出)

图 3F 多谱勒信号 (SH61输出)

图 3G 多谱勒信号 (HPF62输出)

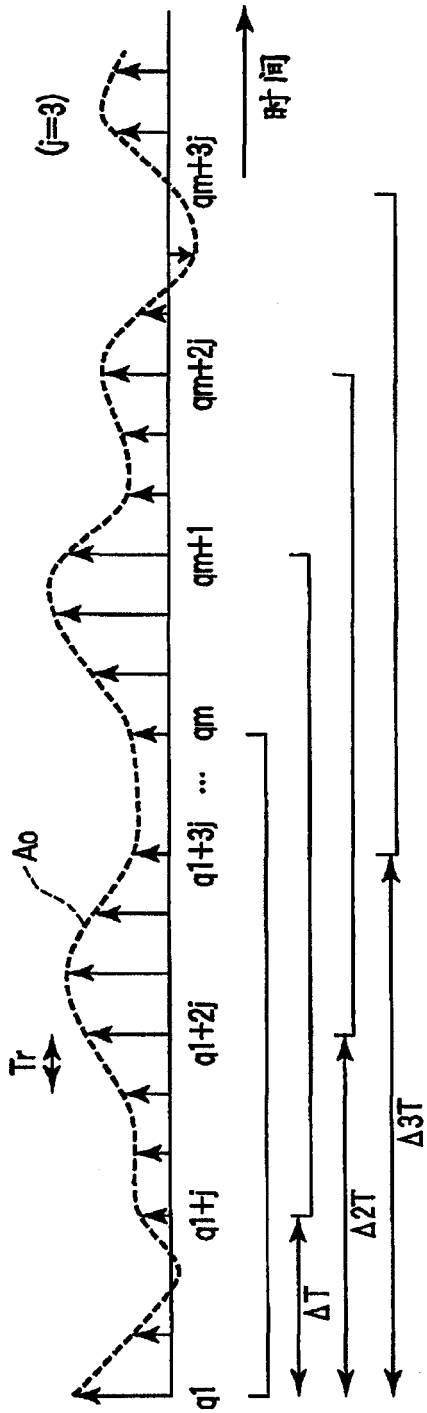


图 4A

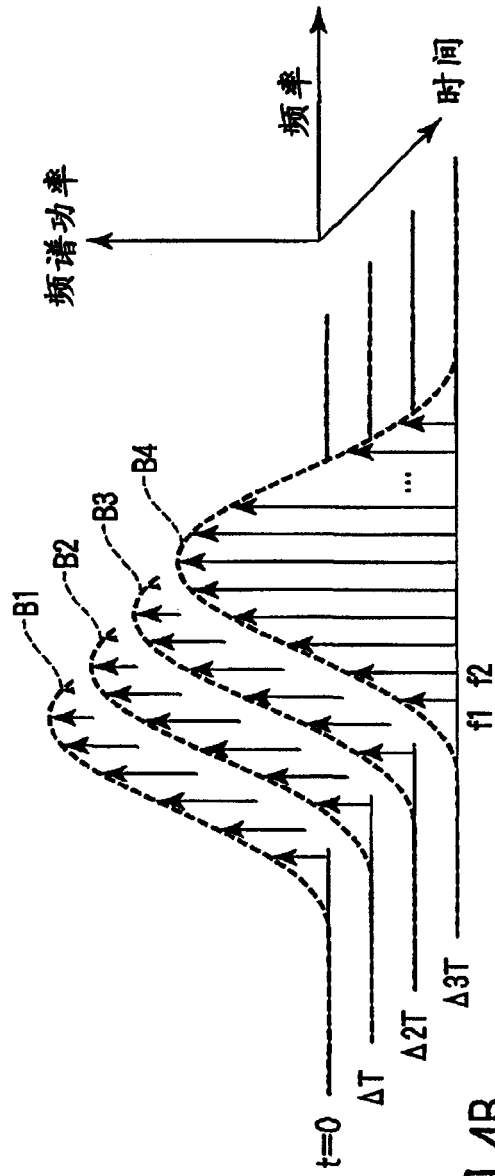
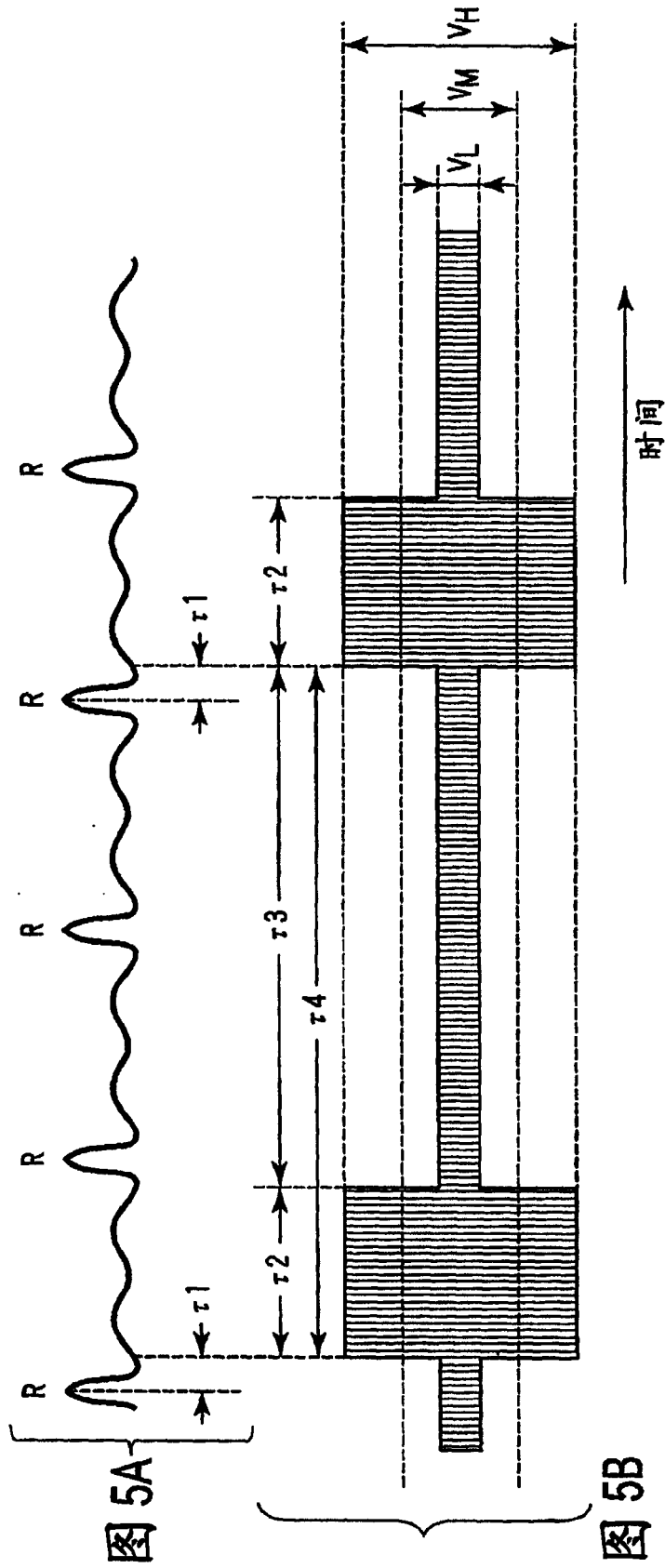


图 4B



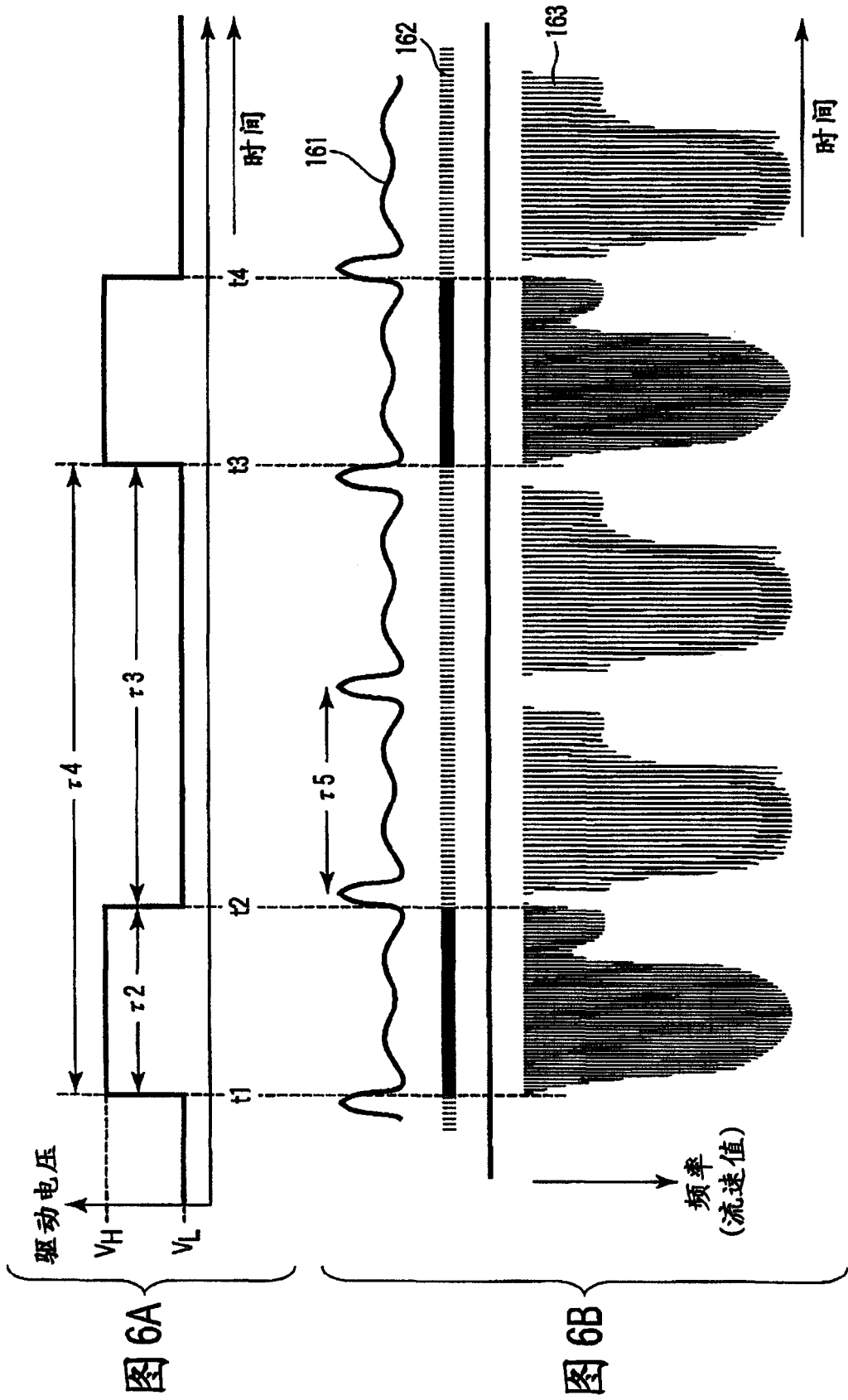
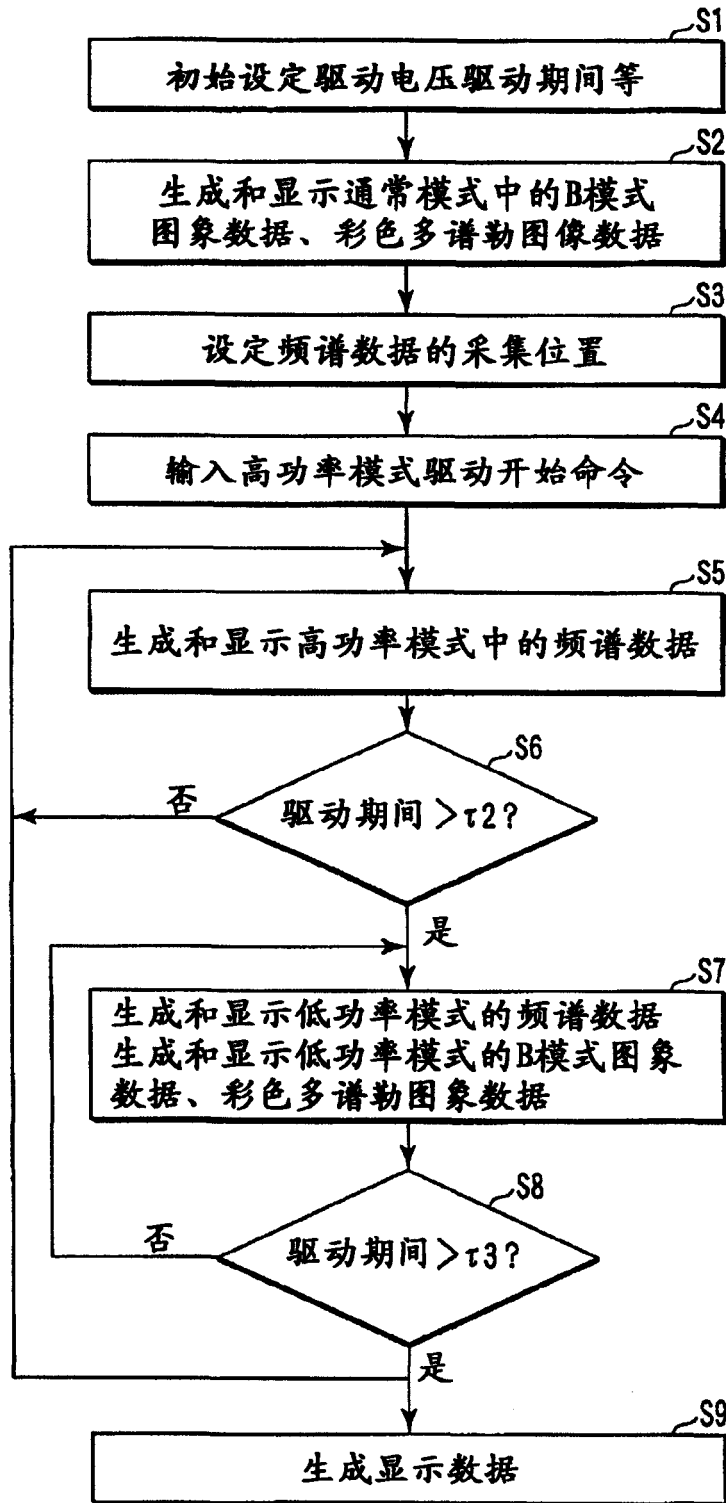
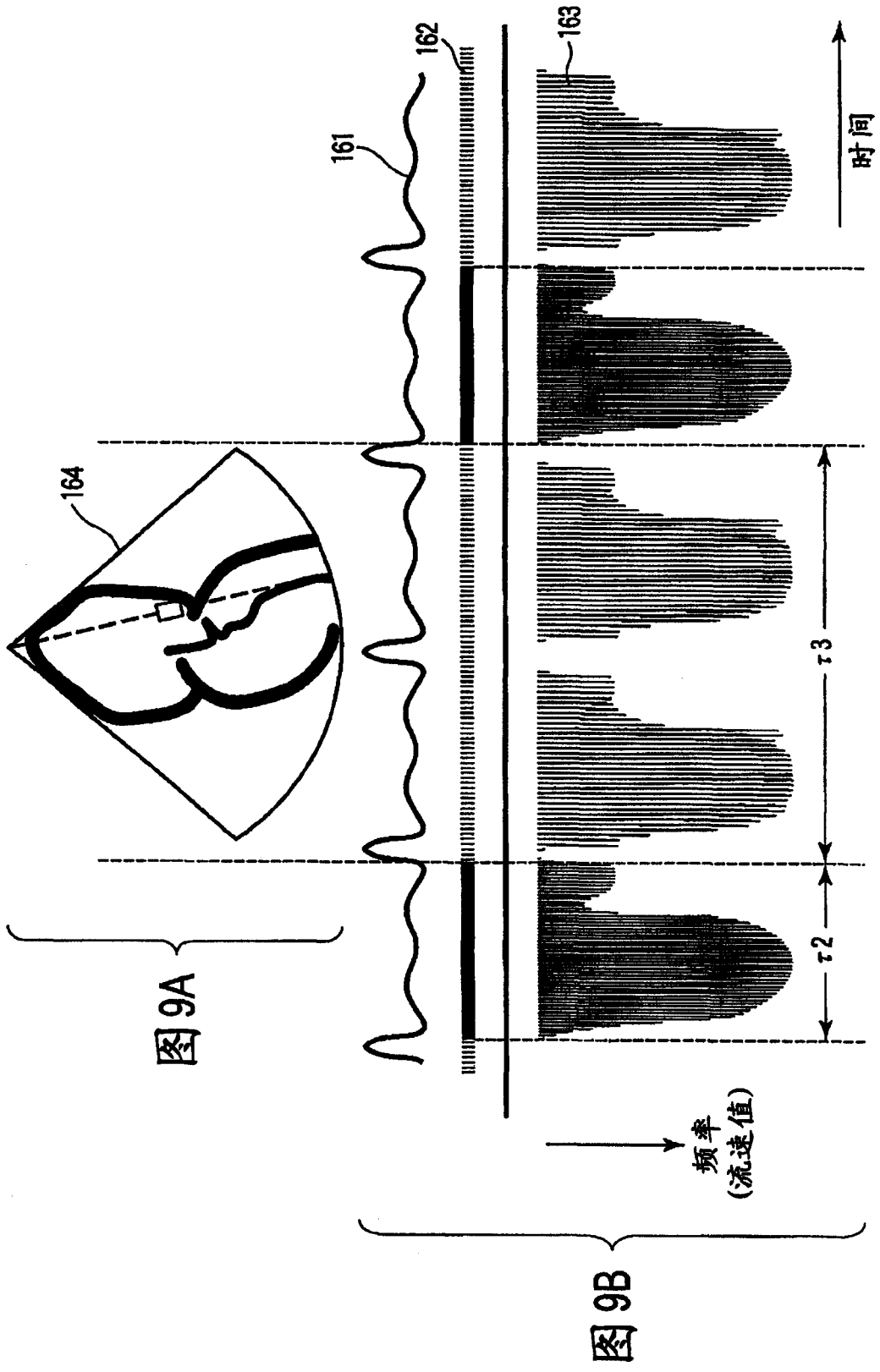


图7



	通常模式	高功率模式	低功率模式
脉冲多谱勒法	——	V_H	V_L
B模式法	V_{BH}	——	V_{BL}
彩色多谱勒法	V_{CH}	——	V_{CL}

图 8



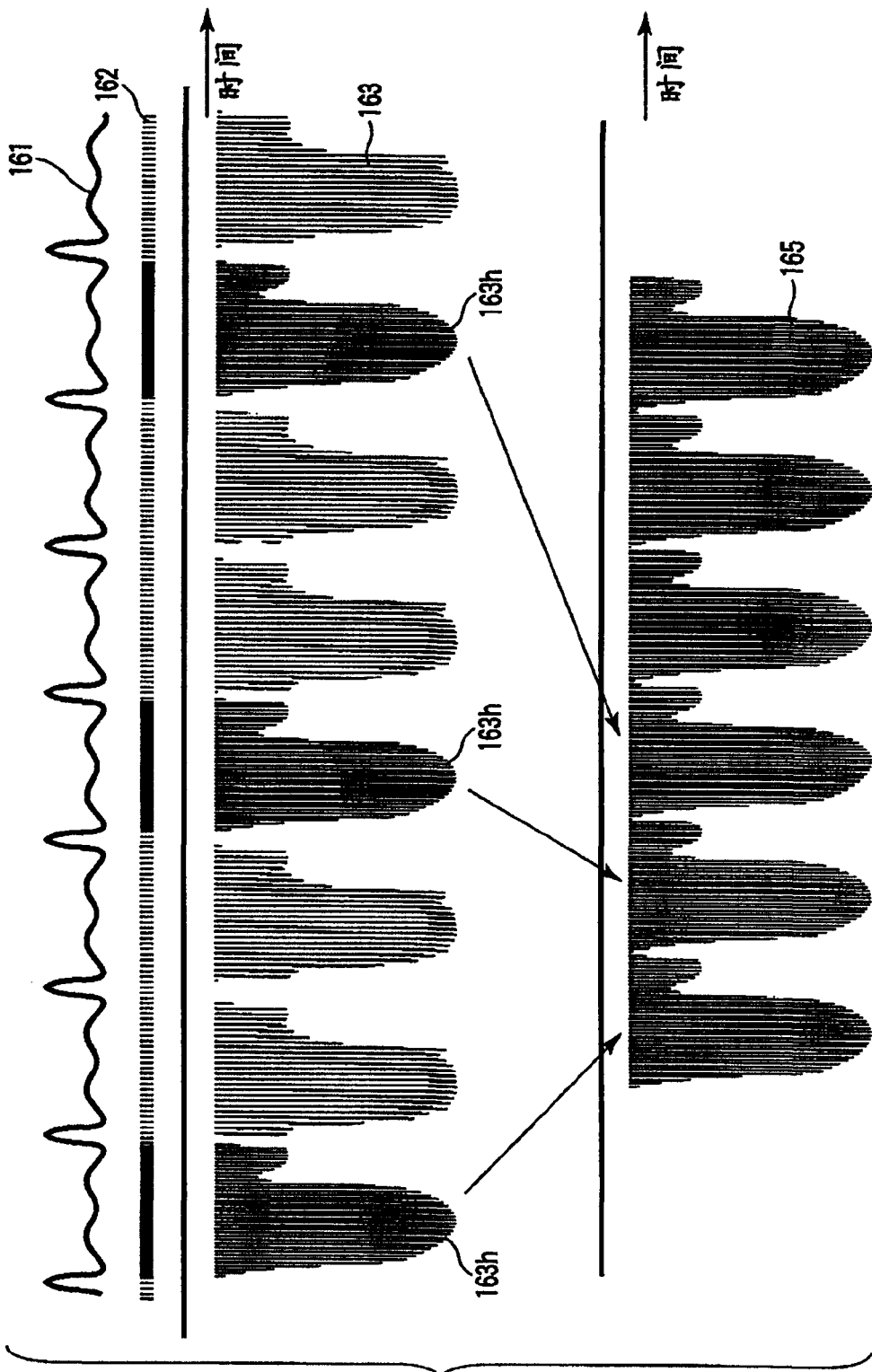


图10

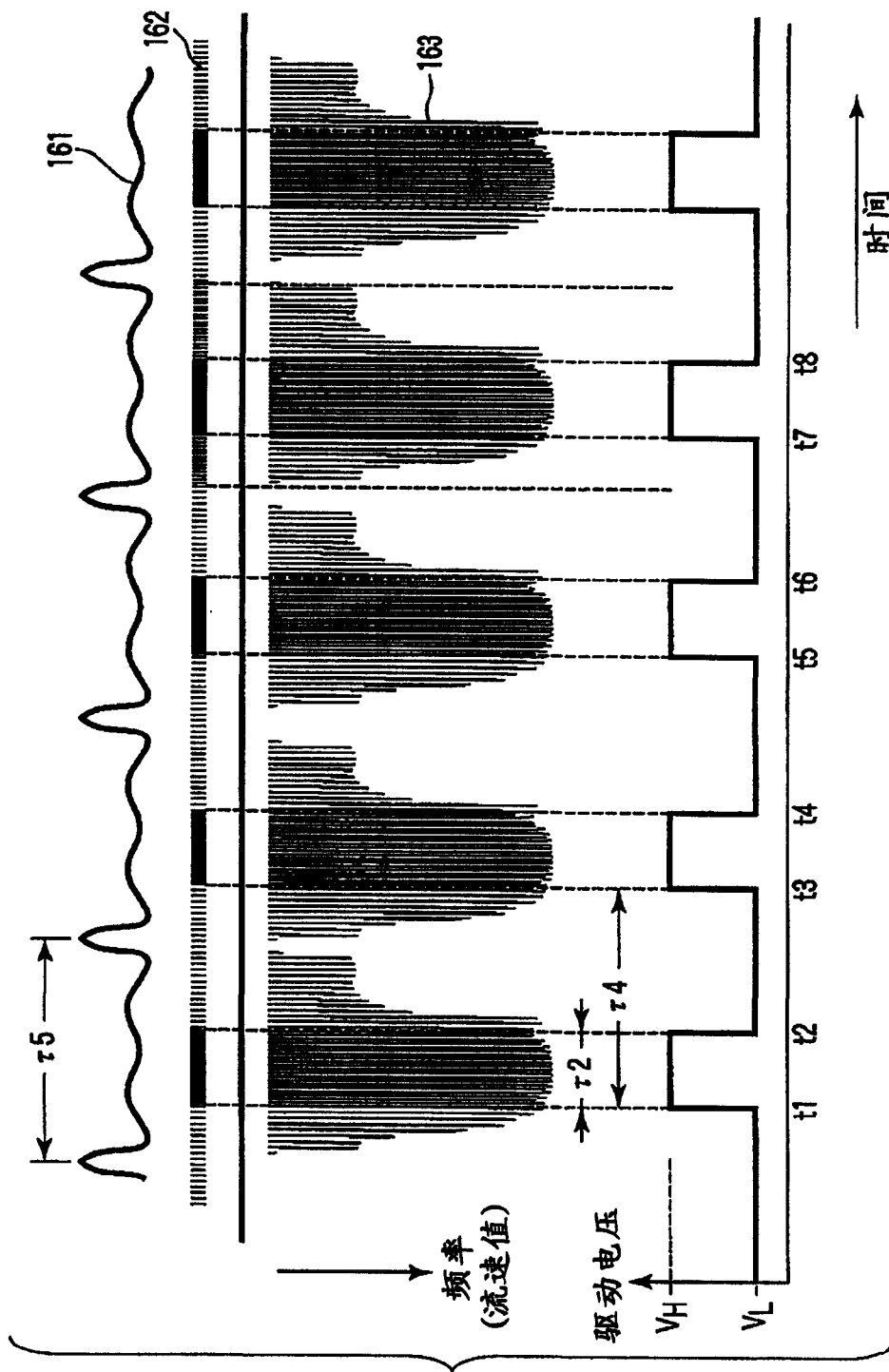


图11

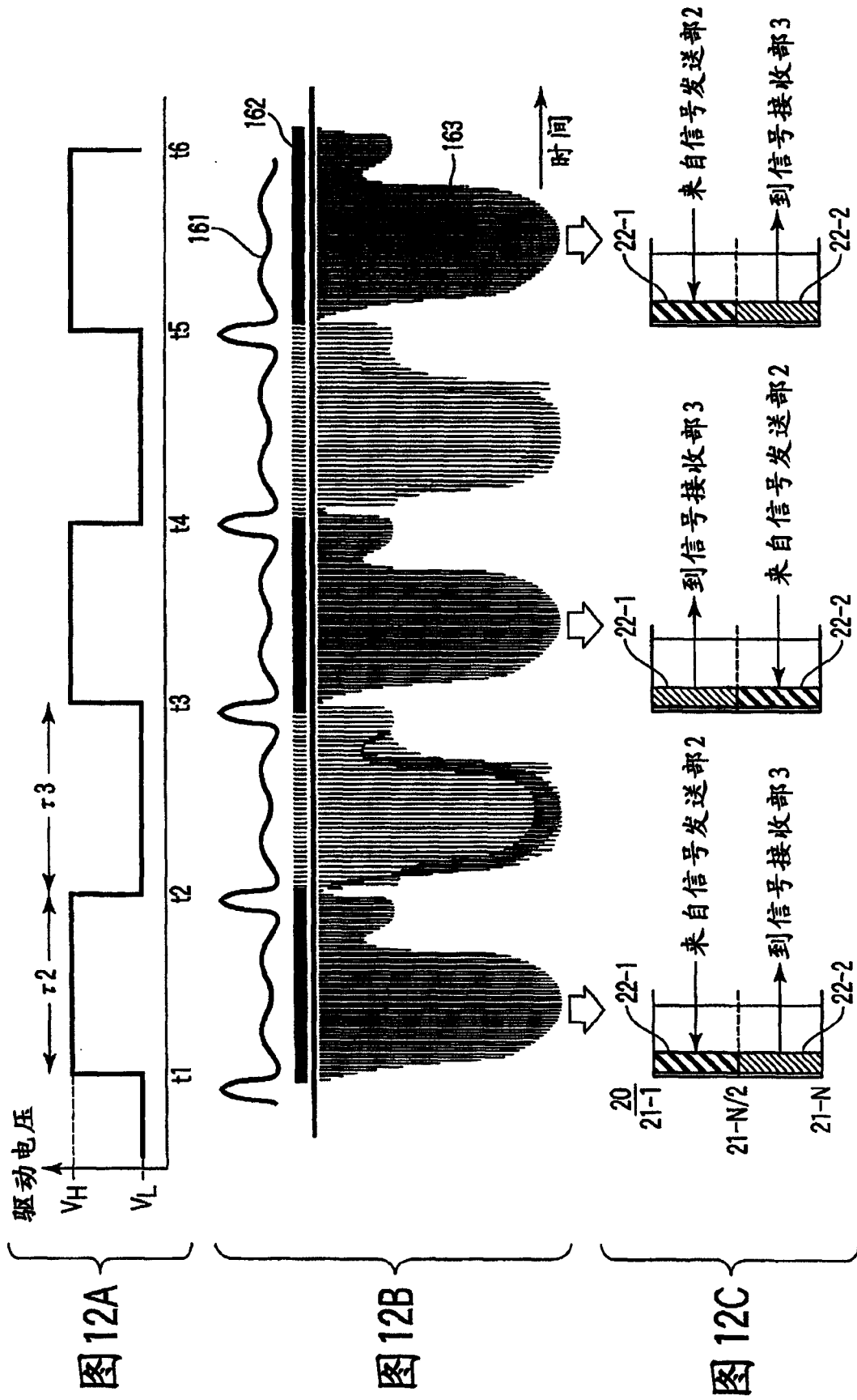
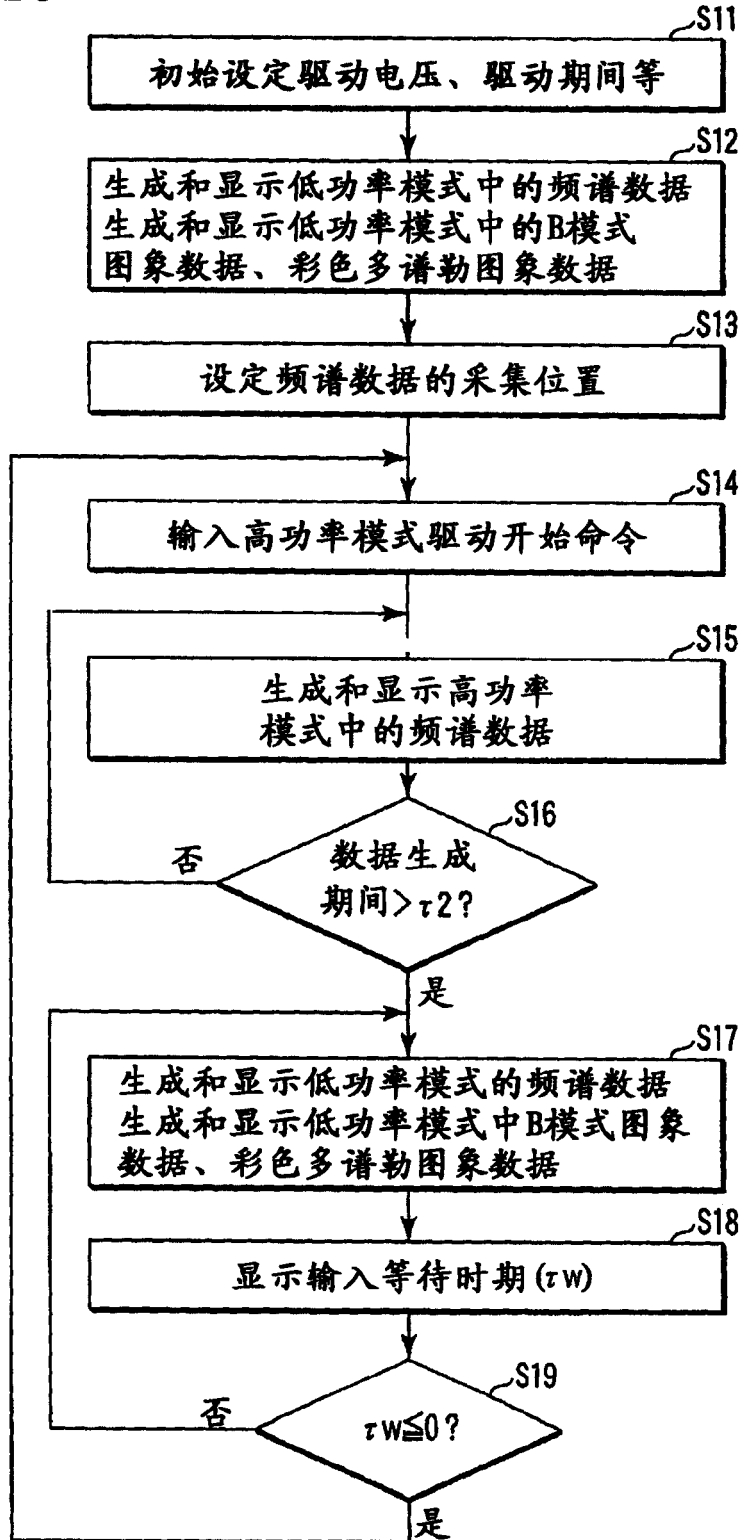
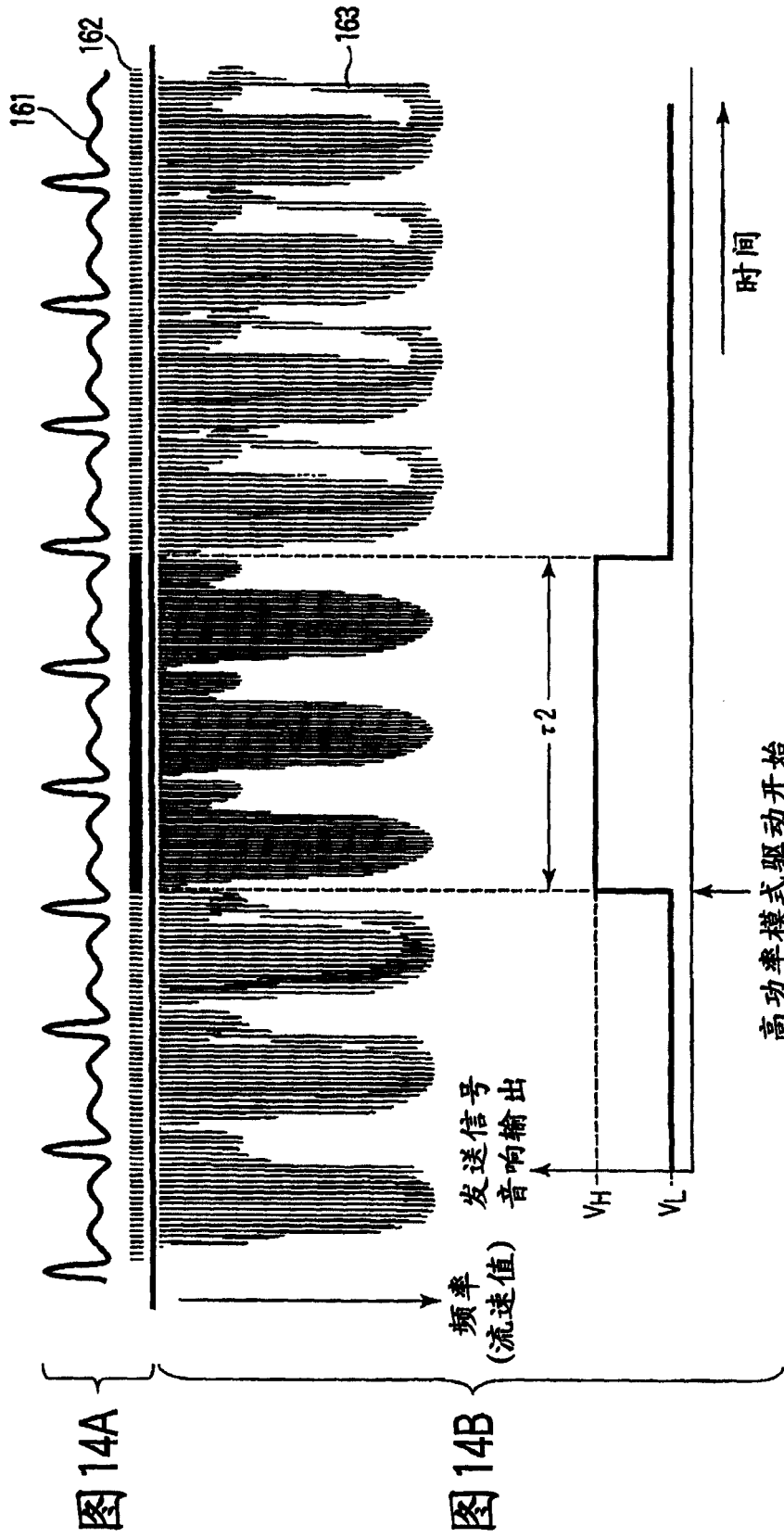


图 13





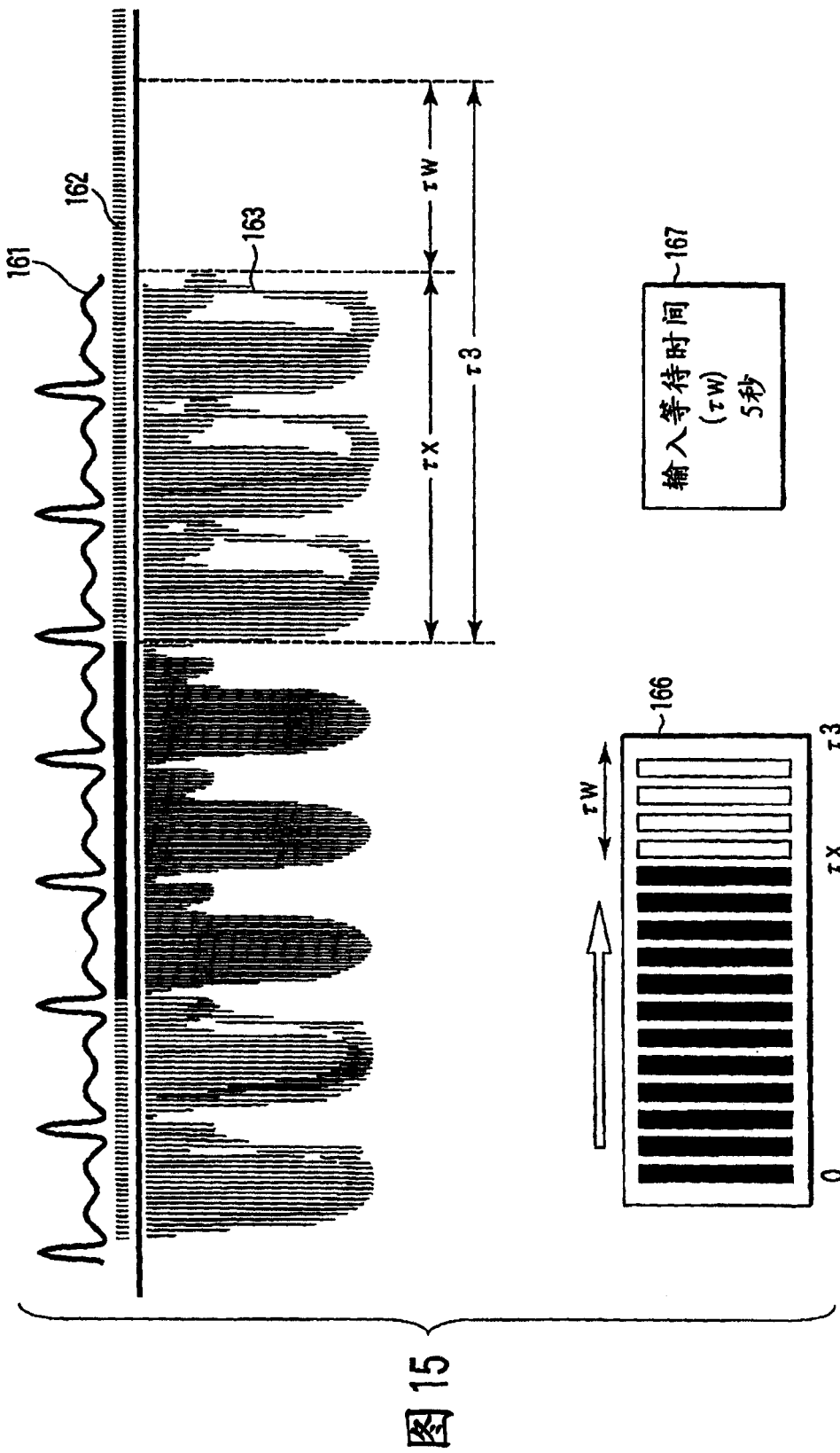
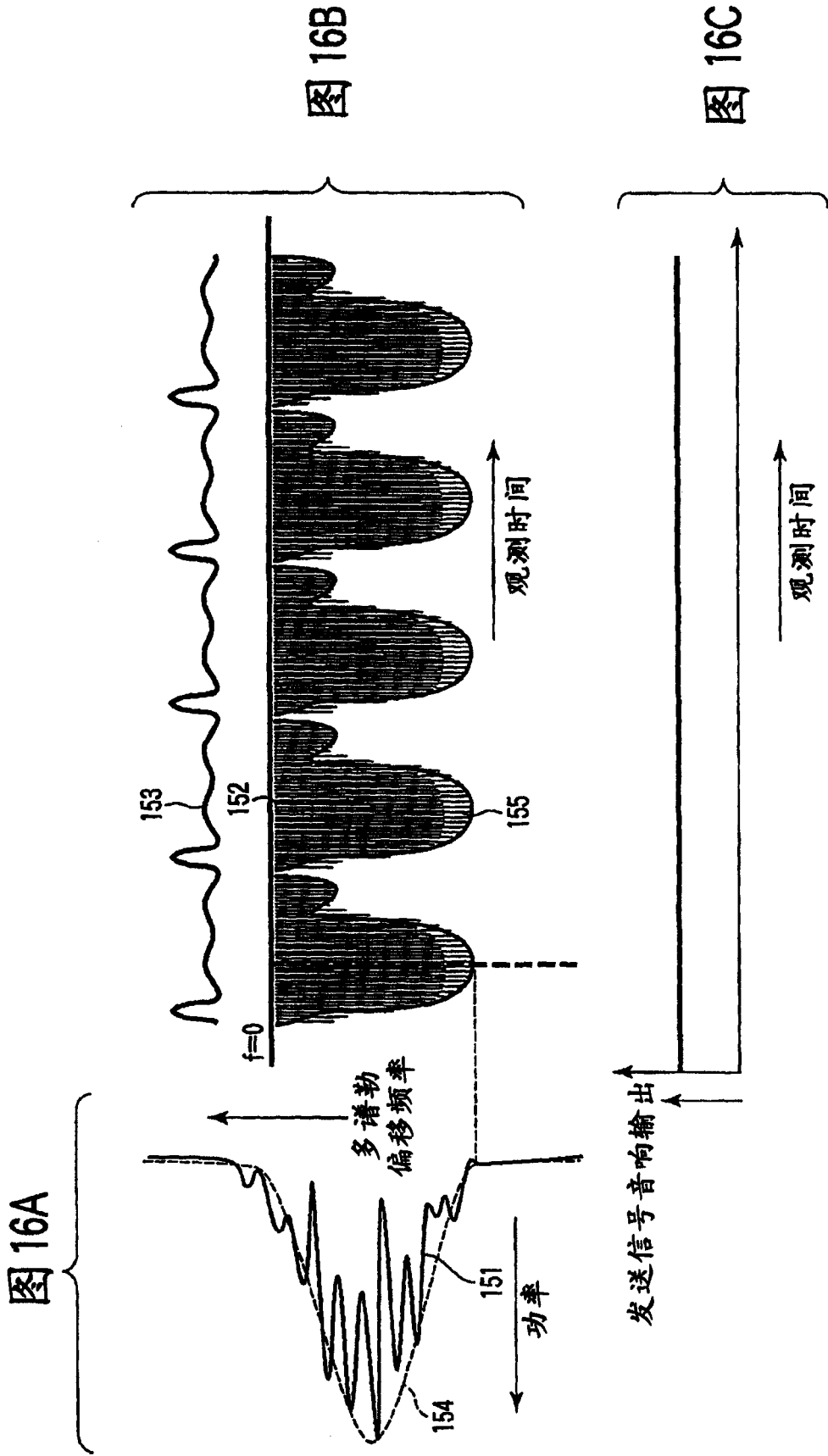


图 15



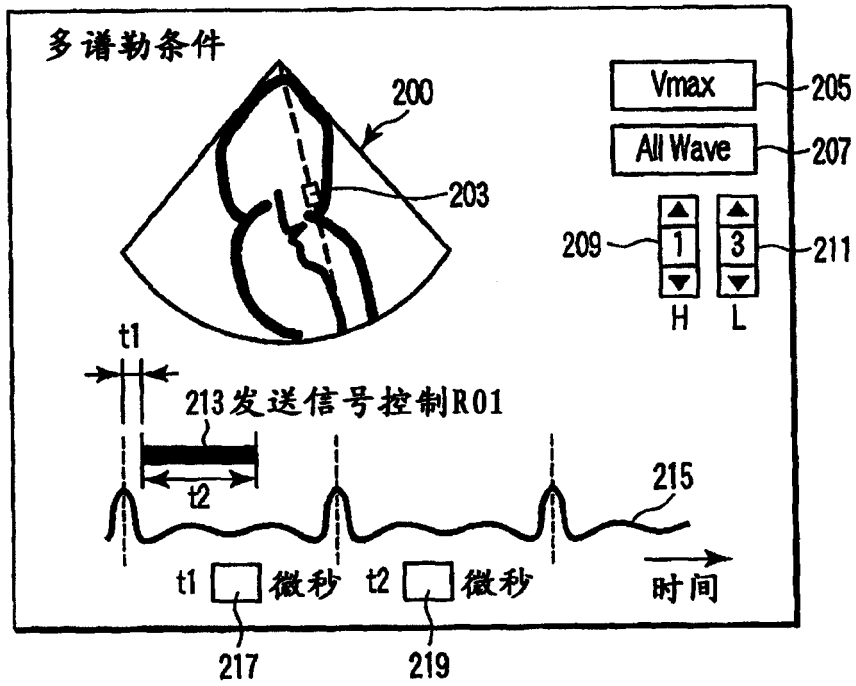


图 17

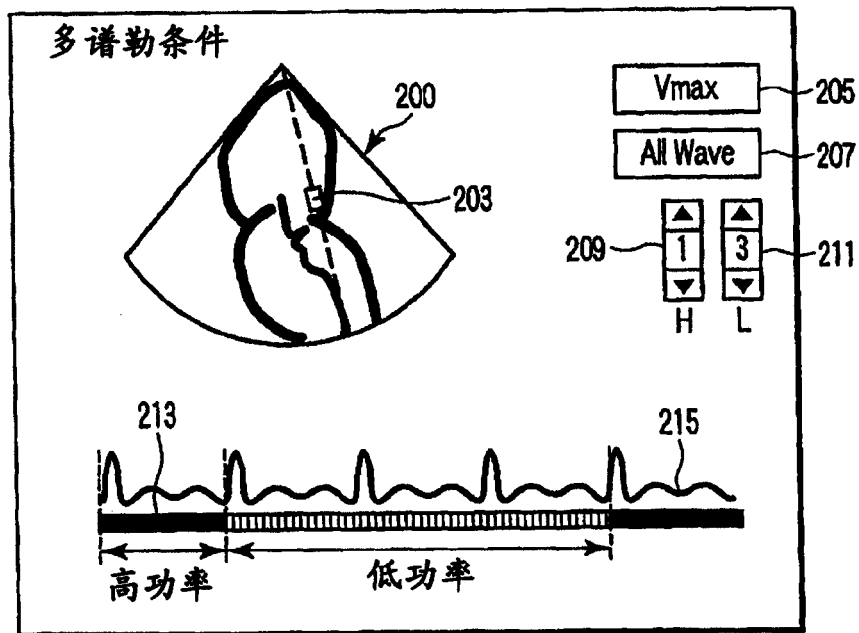


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1732854A	公开(公告)日	2006-02-15
申请号	CN200510092355.9	申请日	2005-03-24
[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 今村智久		
发明人	泷本雅夫 今村智久		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
代理人(译)	李德山		
优先权	2004086749 2004-03-24 JP		
其他公开文献	CN100518660C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的课题是在超声波多普勒频谱方法中控制压电振子的驱动方法，遵守发热限制或音响输出功率限制，而且高灵敏度观察多普勒频谱。超声波诊断装置具有：超声波探测器(20)，带有多个压电振子，向被检测体发送超声波，接收被检测体的反射波；信号发送部(2)，为了从压电振子发生超声波，分别对应多个压电振子产生多个驱动信号；多普勒信号检测部(5)，根据反射波检测多普勒信号；频谱数据生成部(7)，根据检测的多普勒信号生成频谱数据；显示频谱数据的显示部(15)。还设置有控制部(80)，为了与被检测体的生物信号同步切换驱动信号的振幅比较高的高功率模式和驱动信号的振幅比较低的低功率模式，控制信号发送部(2)。

