



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580024048.5

[43] 公开日 2007 年 6 月 20 日

[11] 公开号 CN 1984607A

[22] 申请日 2005.10.19

[21] 申请号 200580024048.5

[30] 优先权

[32] 2004.10.20 [33] JP [31] 306009/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/019227 2005.10.19

[87] 国际公布 WO2006/043603 日 2006.4.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.1.16

[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 马场达朗 宫岛泰夫 佐藤武史

川岸哲也 濑尾育式 嶺喜隆

[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 王以平

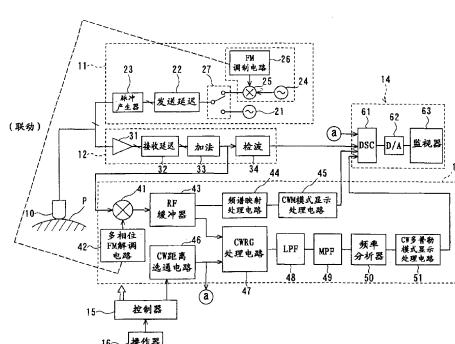
权利要求书 4 页 说明书 21 页 附图 28 页

[54] 发明名称

超声波多普勒诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种与向距离方向发送超声波连续波并行地接收上述超声波连续波的反射波的超声波多普勒诊断装置，该装置具备：对超声波连续波实施频率调制，使得相位与距离方向的距离对应地变化的调制单元；与频率调制联动地对距离方向的每个距离分别解调反射波，在分离了的状态下生成距离内的接收信号的解调单元；使用基于接收信号的多普勒成分的信号，提示信息的提示单元。



1. 一种超声波多普勒诊断装置，与向距离方向发送超声波连续波并行地接收上述超声波连续波的反射波，其特征在于包括：

对上述超声波连续波实施频率调制，使得相位与上述距离方向的距离对应地变化的调制单元；

与上述频率调制联动地对上述距离方向的每个距离分别解调上述反射波，在分离了的状态下生成上述距离内的接收信号的解调单元；

使用基于上述接收信号的多普勒成分的信号，提示信息的提示单元。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述提示单元具有：除去来自上述距离外的接收信号，抽出上述距离内的多普勒成分的信号的单元。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

所述解调单元构成为：通过使用上述频率调制和上述解调所使用的上述频率调制的互补的成对检波信号，对每个上述距离分离为上述距离内和上述距离外地进行检波，而生成上述接收信号。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述提示单元具有：与上述接收信号的斜率的方向对应地改变时间方向，执行频率分析的频率分析单元。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述提示单元具备：

对每个上述距离抽出上述距离内的固定物成分的信号和多普勒成分的信号的单元；

向对每个上述距离得到的上述固定物成分的信号附加黑白的灰度等级，并且向上述多普勒成分的信号附加彩色，显示纵轴表示上述距离并且横轴表示时间的分布图的第一显示单元。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述提示单元具备：

对每个上述距离抽出上述距离内的固定物成分的信号和多普勒成分的信号的第一抽出单元；

向对每个上述距离得到的上述固定物成分的信号附加黑白的灰度等级，并且向上述多普勒成分的信号附加彩色，显示纵轴表示上述距离并且横轴表示时间的分布图的第一显示单元；

设置能够任意地调整上述距离方向上的位置和宽度的作为关注区域的距离选通的距离选通设置单元；

抽出与上述距离选通对应的距离内的多普勒成分的第二抽出单元；

作为纵轴表示频率并且横轴表示时间的分布图，显示与上述距离选通对应的距离内的多普勒成分的能量频谱的第二显示单元。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于还包括：

设置能够任意地调整上述距离方向上的位置和宽度的作为关注区域的距离选通的距离选通设置单元。

8. 根据权利要求 3 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述解调单元构成为作为上述成对检波信号，使用相互用具有向上斜率和向下斜率的调制频率进行了扫描的 2 个线性调频脉冲波，

具备：控制上述 2 个线性调频脉冲波的斜率的符号为相互相反的区域的时间宽度的区域控制单元。

9. 根据权利要求 3 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述解调单元构成为作为上述成对检波信号，使用相互用具有向上斜率和向下斜率的调制频率进行了扫描的 2 个线性调频脉冲波，

具备：与对于通过发送上述超声波连续波而进行各波束上的扫描是使时间分辨率优先还是使频率分辨率优先的模式选择对应地，控制与上述 2 个线性调频脉冲波的调制周期的倒数相当的调制频率和上述 2 个线性调频脉冲波的扫描频率的单元。

10. 根据权利要求 3 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述解调单元构成为作为上述成对检波信号，使用相互用具有向上

斜率和向下斜率的调制频率进行了扫描的 2 个线性调频脉冲波，

具备：除去上述 2 个线性调频脉冲波的斜率符号相互相反的区域，外插频率轴上和时间轴上的任意一个信号的外插单元。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于还包括：

抽出与由上述距离选通设置单元设置了的上述距离选通对应的距离内的多普勒成分的单元；

对上述距离内的多普勒成分进行加权相加，作为纵轴表示频率并且横轴表示时间的分布图，显示上述距离内的多普勒成分的能量频谱的第二显示单元。

12. 根据权利要求 5 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述解调单元构成为作为互补成对的检波信号，使用相互用具有具有向上斜率和向下斜率的调制频率进行了扫描的线性调频脉冲波，生成上述接收信号，

上述第一显示单元构成为根据上述线性调频脉冲波的多个周期的多相位解调数据，计算在沿着波束的上述距离方向的各距离得到的上述固定物成分的频谱和上述多普勒成分的频谱，根据对上述线性调频脉冲波的每个周期计算出的频谱在上述距离方向的 A 模式像上作成上述固定物的能量，在 A 模式彩色像上作成上述多普勒成分的能量、平均频率和分散的至少一个参数，与上述线性调频脉冲波的扫描速度对应地，针对上述线性调频脉冲波的每个周期对上述 A 模式像和上述 A 模式彩色像进行平均化，并作为连续波 M 模式进行显示。

13. 根据权利要求 8 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述区域控制单元构成为控制与上述 2 个线性调频脉冲波的调制周期的倒数相当的调制频率和上述距离方向的位置的至少一个。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述解调单元构成为作为互补成对的检波信号，使用相互用具有向上斜率和向下斜率的调制频率进行了扫描的线性调频脉冲波，生成上述接收信号，

上述第二显示单元构成为根据上述线性调频脉冲波的多个周期的多相位解调数据，计算在上述距离方向的各距离得到的上述固定物成分的频谱和上述多普勒成分的频谱，根据对上述线性调频脉冲波的每个周期计算出的频谱，计算出通过高通滤波器和带通滤波器的任意一个进行了频带分离的与上述距离选通对应的上述多普勒成分的信号，与上述线性调频脉冲波的扫描速度对应地针对上述线性调频脉冲波的每个周期对所得到的上述多普勒成分的信号进行平均化，并作为连续波频谱图像进行显示。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波多普勒诊断装置，其特征在于：

上述区域控制单元构成为与上述距离方向的位置对应地自动地控制上述调制频率。

超声波多普勒诊断装置

技术领域

本发明涉及超声波多普勒诊断装置，特别涉及作为超声波而使用了连续波（CW：continuous wave）来实施连续波多普勒（CWD：continuous wave Doppler）的装置，即能够最大限度地灵活运用连续波多普勒的所谓没有折叠的优点，并且通过使距离方向具有分辨率而能够观测流过距离方向的特定区域的血流的动态信息的超声波多普勒诊断装置。

背景技术

为了观测被检体内的血流，超声波多普勒诊断装置现在成为了必须的设备。当然没有X射线诊断装置那样的X射线辐射，但只能通过将探头对准被检体的体表来进行诊断，因此其方便性适合于医疗现场的需求。

在该超声波多普勒诊断装置中实施的超声波多普勒法中，基本上有脉冲多普勒（PWD：pulsed wave Doppler）法和连续波多普勒（CWD）法。其中，脉冲多普勒法能够使用脉冲波作为发送超声波，只检测出某特定深度的血流信息，主要用于心腔内和大血管。但是，脉冲多普勒法由于其脉冲循环频率（PRF：pulse repetition frequency）的限制，所以会产生所谓的折叠现象，对可测量的血流速度的范围有限制。

另一方面，连续波多普勒法使用连续波作为发送的超声波，由于对重叠了超声波波束的全部方向的多普勒信号的反射超声波信号进行处理，所以有没有距离分辨率的问题。另外，由于收集了波束上的全部反射信号，所以在多普勒成分以外还包含大能量的杂波（clutter）成分，因此为了通过连续波多普勒法得到充分的多普勒灵敏度，就需要动态范

围 (dynamic range) 广且急剧的截止滤波器 (wall filter)。因此，连续波多普勒法主要用于检测心脏的泵逆流喷射的速度。

但是，连续波多普勒法与脉冲多普勒法不同，有显著的优点。由于通过连续波而收集血流信息，所以能够相当地提高多普勒范围（严谨地说，是频率分析器的采样频率有上限），即使喷射流那样的高速血流，也能够得到没有折叠的频谱多普勒像。

但是，在最近的超声波多普勒法中，对“希望没有折叠地对被检体内的更深部位并且高速的血流进行检测”的需求提高。最终在上述脉冲多普勒法和连续波多普勒法中，无法对应该需求。因此，作为能够对应该需求的方法试验了若干种方法。其中之一是脉冲多普勒的 HPRF (High PRF) 法。但是，即使是该 HPRF 法，在近距离时第二距离选通 (range gate) 容易产生饱和，处于不一定能够确实地收集到来自深部的信号的状况。

另外，例如在专利文献 1、2 中提出了对应上述需求的其他方法。该方法基于使用了 2 维阵列超声波探头的连续波多普勒法的聚焦技术。具体地说，不是现有的 1 维的超声波探头，而是使用具有在高度 (elevation) 方向上扩展了的阵列的 1.5 维或 2 维的阵列型超声波探头，使发送和接收的聚焦位置可变，而选择性地收集焦点附近的多普勒信号的方法。

但是，在该公报所记载的聚焦法的任意一个的情况下，是将焦点附近的灵敏度提高为比其他范围的灵敏度高一些的方法，在同一波束上有大能量的固定物成分/移动物成分的情况下，无法得到充分的距离分辨率。另外，由于根据由焦点附近的发送接收音场分布决定的灵敏度分布进行检测，所以检测出宽幅度区域的信号，而无法得到充分的距离分辨率。

专利文献 1：专利第 2500937 号公报

专利文献 2：专利第 3069910 号公报

发明内容

本发明就是鉴于上述现有技术所面对的状况而提出的，其目的在于：提供一种能够根据高速度地流过被检体内的更深部位的血流，灵敏度更好地收集没有折叠的血流信息的超声波多普勒诊断装置。

为了达到上述目的，在本发明中，是与向距离方向发送超声波连续波并行地接收上述超声波连续波的反射波的超声波多普勒诊断装置，具备：对上述超声波连续波实施频率调制，使得相位与上述距离方向的距离对应地变化的调制单元；与上述频率调制联动地对上述距离方向的每个距离分别解调上述反射波，在分离了的状态下生成上述距离内的接收信号的解调单元；使用基于上述接收信号的多普勒成分的信号，提示信息的提示单元。

根据这样的本发明，即使是高速地流过被检体内的更深部位的血流，也能够没有折叠地灵敏度更好地收集血流信息。

附图说明

图 1 是表示本发明的一个实施例的超声波多普勒诊断装置的概要结构的框图。

图 2 是说明在实施例的超声波多普勒诊断装置中执行的距离选通 CW 模式的概要的图。

图 3 是概要地说明在实施例的超声波多普勒诊断装置中执行的发送接收的信号处理的说明图。

图 4 是说明解调信号的频谱的图。

图 5 是频谱的时间变化的 6 个区域的说明图。

图 6 是说明 Rx 解调的线性调频脉冲（chirp）频率位置与频谱的关系的图。

图 7 是说明根据 ON 距离和 OFF 距离的杂波和血流辨别信号成分的算法的图。

图 8 是说明交叉区域的产生的模拟图。

图 9 是用于说明交叉区域的宽度控制的图。

图 10 是用于说明交叉区域的制约和控制方式的图。

图 11 是说明用于控制时间分辨率和频率分辨率的输入输出参数的图。

图 12 是用于说明 CWM 模式的处理算法的图。

图 13 是用于说明 CW 多普勒模式中的距离选通 CW (RGCW) 处理的算法的图。

图 14 是说明本发明的第一变形例子的处理的概要的图。

图 15 表示在图 14 所示的范围 R3 中在线性调频脉冲波的 (A) 区域和线性调频脉冲波的 (D) 区域中得到的频谱和从该频谱中除去固定物的成分。

图 16 是用于说明其他变形例子的时序图。

图 17 是表示与图 16 的比较例子的图。

图 18 是说明其他变形例子的信号抽出的处理的图。

图 19 是说明适用于模拟的仿真模型 (fantom) 和试验条件的图。

图 20 是说明模拟的每个距离的时序信号和频谱的时间变化的图。

图 21 是用于说明模拟中的交叉区域的信号推测的处理的图。

图 22 是时间上扩大了图 21 的图。

图 23 是用于说明模拟中的频谱合成处理的图。

图 24 是表示各距离的合成信号、频谱的和成分/差成分以及 ON 距离的频谱成分的图。

图 25 是说明 CWM 模式图像的显示参数的计算处理的图。

图 26 是表示用于距离选通 CW 用连续波的生成处理中的各距离的 ON 距离频谱成分的图。

图 27 是表示对图 26 的频谱的时间成分进行逆 FFT/比例缩放处理而合成的连续波的图。

图 28 是说明距离选通 CW 用连续波的合成和 CW 距离选通 (CWRG) 的图。

图 29 是示例 CW 频谱多普勒信号处理的步骤和 RGCW 频谱图像的显示状态的说明图。

图 30 是说明用于控制与线性调频脉冲波的条件对应的频率分辨率

降低的处理方法的图。

具体实施方式

以下，说明本发明的超声波多普勒诊断装置的实施例。

该超声波多普勒诊断装置提供本发明的使用连续波作为发送超声波信号而检测具有距离分辨率的移动物（血流等）的速度信号成分的方法，本发明人将该方法称为“距离选通 CW (range gate continuous wave Doppler: RGCW) 模式”。在本实施例中，根据该距离选通 CW 模式，提供 CWM (continuous wave motion) 模式图像和作为 CW 多普勒模式像的 CW 频谱图像。

该超声波多普勒诊断装置如图 1 所示，具备与超声波探头 10 连接的发送模块 11、B 模式接收模块 12、距离选通 CW 模式接收模块 13、与两个模块 12 和 13 等连接的显示模块 14、控制器 15、操作器 16。

超声波探头 10 由将形成多个信道的多个压电振子排列为阵列状的 1 维探头构成，与从发送模块 11 提供的每个信道的驱动脉冲应答地产生超声波信号，同时接收其反射信号而从各压电元件输出电气量的接收信号。

发送模块 11 在具有具备 B 模式用脉冲产生器 21、使每个发送信道延迟的发送延迟电路 22、产生驱动脉冲的脉冲产生器 23 的 B 模式用的发送电路以外，还具有具备距离选通 CW 模式用的信号产生器 24、混合器 25、FM (Frequency Modulation) 调制电路 26、插入到脉冲产生器 21 和发送延迟电路 22 之间的切换开关 27 的距离选通 CW 模式用的发送电路。

信号产生器 24 为了发送超声波连续波，而连续振荡产生正弦波。FM 调制电路 26 例如在一定的扫描频率范围内使调制频率上升后，再使其下降，由此通过调制频率从上升斜率到下降斜率循环的线性调频脉冲波而实施频率调制。混合器 25 对信号产生器 24 和 FM 调制电路 26 双方的输出信号进行混合并输出。

切换开关 27 能够与来自控制器 15 的切换控制信号应答地，选择性

地将其路径切换到 B 模式用脉冲产生器 21 和距离选通 CW 模式用的混合器 25 侧。

B 模式接收模块 12 对每个接收信道具备：前置放大器 31；对每个接收信道进行用于整相相加的接收延迟的接收延迟电路 32；对各接收信道的进行了延迟控制后的接收信号进行相加的加法器 33；包络线检波用的检波器 34。由此，从检波器得到位于杂波上的各采样点上的 B 模式信号，并发送到显示模块 14。

距离选通 CW 模式接收模块 13 与上述距离选通 CW 模式用的发送电路（24、25、26）一起进行本发明的距离选通 CW 模式的图像收集。该接收模块 13 如图 1 所示，作为共通电路具备混合器 41、作为相位位移进行解调的多相位 FM 解调电路 42、以及 RF（射频）缓冲器 43，并且还具备 CWM 模式用的电路群和 CW 多普勒模式用的电路群。

其中，CWM 模式用的电路群具备与 RF 缓冲器 43 连接的频谱映射处理电路 44、与该处理电路 44 连接的 CWM 模式显示处理电路 45。由该显示处理电路 45 处理后的 CWM 模式的图像数据被发送到显示模块 14。另外，CW 多普勒模式用的电路群具备产生距离选通的 CW 距离选通电路 46、与该选通电路 46 和 RF 缓冲器 43 连接的 CWRG 处理电路 47、LPF（低通滤波器）48、HPF（高通滤波器）49、频率分析器 50、CW 多普勒模式显示处理电路 51。由该显示处理电路 51 处理后的 CW 频谱图像的数据被发送到显示模块 14。另外，将在后面详细说明该距离选通 CW 模式接收模块 13 的处理和动作。

显示模块 14 具备：接收来自 B 模式处理模块 12 和距离选通 CW 模式接收模块 13 的图像数据的数字扫描变换器（DSC）61；D/A（数字到模拟）变换器 62；显示用的监视器 63。DSC61 在对发送来的模拟量的 B 模式用图像信号实施了 A/D（模拟到数字）变换后，实施扫描变换，生成显示用的图像数据。

控制器 15 除了经由操作器 16 提供的使用者的操作信息以外，还基于与预先内置的规定算法对应的程序控制装置全体的动作定时和显示模式。

以下，以距离选通 CW 模式接收模块 13 的处理和动作为中心进行说明。

本实施例的超声波多普勒诊断装置如图 2 所示那样，能够显示经由超声波探头 10 接收到的基于频率调制后的超声波连续波的反射波的 CWM 模式图像和作为 CW 多普勒像的 CW 频谱图像。CWM 模式图像是向对沿着各光栅（扫描线）的距离方向的每个距离得到的固定物成分的信号赋予黑白灰度等级，并且向移动物成分的信号赋予颜色，用纵轴表示距离（光栅方向的深度）并且用横轴表示时间的分布图。另外，CW 频谱图像是抽出与设置在 B 模式断层像上的希望的距离选通（CW 距离选通）对应的距离的多普勒成分，对该多普勒成分进行加权相加，用纵轴表示频率，用横轴表示时间地表示多普勒成分的能量频谱的分布图。

（发送接收的信号处理）

图 3 表示由安装在发送模块 11 中的距离选通 CW 模式用的发送电路和距离选通 CW 模式接收模块 13 构成的信号处理模块的概要。

该信号处理模块构成了用于从接收到的反射波的信号中相互分离地抽出由距离与距离方向的各距离（RG）符合的杂波（固定物）/血流（移动物）的信号成分、距离与各距离不符合的杂波/血流的信号成分构成的合计 4 种信号成分的电路群。

由信号产生器 24 产生的正弦波在由 FM 调制电路 26 和混合器 25 实施了基于线性调频脉冲波的频率调制后，经由超声波探头 10，作为超声波连续波被沿着各光栅向被检体 P 的内部发送。经由超声波探头 10 接收被该被检体 P 的组织成分和血流成分反射的超声波反射波，由混合器 41 和多相位 FM 解调电路 42 在每个距离方向上，与发送调制联动地执行多相位 FM 解调。该联动是指隔着一定时间地用同步的线性调频脉冲波对与发送连续波对应的频率调制用的线性调频脉冲波进行 FM 解调。多相位是指使发送调制和接收调制的相位对于距离方向（波束方向）的每个距离变化。

作为数字数据，由 RF 缓冲器 43 的未图示的 A/D 变换器存储通过

该解调得到的检波信号。RF 缓冲器 43 作为相位扫描缓冲器而发挥功能，通过该存储而对 FM 调制的 Nfm 周期的量的与距离方向的分辨率对应的多相位的采样数据进行映射。

在此，图 4 示例了通过多相位解调而解调了的信号的频谱。多相位解调方式是指使发送调制和接收调制的相位对于每个距离都变化的方式。因此，如根据图 4 所示的频谱可知的那样，发送时的频率调制和接收时的多相位 FM 解调每隔一定时间间隔联动，因此在多相位 FM 解调的结果所得到的信号中，混合了距离与各范围距离（range）一致（ON 距离）的杂波信号成分和血流（多普勒）成分、距离与各范围距离不一致（OFF 距离）的杂波信号成分和血流（多普勒）成分、交叉区域的信号成分。交叉区域是指发送调制时的频率的调制斜率和接收解调时的频率的调制斜率的符号相互相反（向上斜率和向下斜率）的时间带。

如根据图 4 的下部分的频谱可知的那样，ON 距离的杂波的信号成分为 DC（直流：Direct Current）成分，但 ON 距离的血流（多普勒）的信号成分只在一个极性侧有一定的偏移而成为连续波。与此相对，OFF 距离的杂波的信号成分在两极侧分开对称地出现，但 OFF 距离的血流（多普勒）的信号成分在两极侧分开非对称地出现。

这样，根据多相位 FM 解调，根据对于每个距离是否是 ON 距离、以及是否是来自血流（多普勒）的信号成分，其信号成分的频谱上的出现方式不同，因此能够利用该出现方式的不同，抽出 ON 距离的杂波和来自血流的信号成分。

在交叉区域中混入有各种伪像，在图像数据的显示处理中不使用。

图 5 和图 6 表示图 4 的说明图。通过多相位 FM 解调方式检测出的信号相对于由向上斜率的线性调频脉冲波和向下斜率的线性调频脉冲波构成的互补的对，ON 距离的信号成分 R1 + D1（固定物成分 + 移动物成分）和 OFF 距离信号成分 R2 + D2（固定物 + 移动物成分）的频谱的时间变化可以分类为图 5 那样的 6 个区域 ($R_A \sim R_F$)。

即，如图 6 所示，在向上斜率的线性调频脉冲波的最小频率和向下斜率的线性调频脉冲波的最大频率附近的 R_A （图 6 (A)）、 R_D （图 6

(C)) 中, 只存在 ON 距离 R1 的固定物成分和多普勒成分。ON 距离 R1 为连续的频谱。

对于该距离选通 CW 模式中的 CW 频谱图像所需要的只有 ON 距离 R1 的多普勒成分 (在距离间隔小的情况下几乎是单一的频率成分), 因此可以根据 R_A 、 R_D 的区域的频谱计算出除去了 DC 成分 (HPF) 后的频谱的中心频率/离散, 在与之对应的时间轴上进行 BPF (带通滤波) 处理, 抽出连续成分。

在发送连续波 Tx 和其接收波 RX 的频率调制的符号相反的 R_C 、 R_F 的区域 (称为交叉区域) 中, 由于混合了多个频谱成分而成为伪像, 所以不在频谱推测中使用。

(信号成分的辨别算法)

为了从通过上述多相位 FM 解调方式检波出的信号中抽出 ON 距离成分, 而适用图 7 所示的辨别算法。具体地说, 计算出除了交叉区域以外的向上斜率线性调频脉冲波和向下斜率线性调频脉冲波的信号的复数频谱 (图 7 (A)), 计算出它们的和成分/差成分的频谱的绝对值 (图 7 (B))。接着, 计算出它们的和成分/差成分的频谱的绝对值的差分 (图 7 (A))。由此, 能够辨别 ON 距离的固定物成分 (杂波) 和移动物成分 (多普勒)。

进而, 对抽出的信号, 即除去了成为伪像的 OFF 距离的信号成分的信号, 适用带通滤波 (HPF 和 LPF) (图 7 (D)), 分离为 ON 距离的固定物成分和移动物成分 (图 7 (E))。

(交叉区域的宽度控制和处理)

如上所述, 由于在交叉区域中包含伪像, 所以在频谱分析中不使用, 而废弃该交叉区域的信号。因此, 理想的是进行控制使得交叉区域的宽度 (时间宽度) 尽量小。在实施例中, 在 Depth = 50mm、100mm 时分别有杂波成分和 30kHz 的多普勒成分的模型中, 进行以下这样的多相位 FM 解调: FMCW (频率调制) 参数: 采样频率 fsample = 10MHz, 扫描开始频率 fsweepstart = 1MHz, 扫描结束频率 fsweepend = 1.5MHz, 扫描频率 Δf (= fsweepend - fsweepstart) = 500kHz, 调制

频率 $fmod = 500Hz$, 128 点 FFT, $fscaling = 1MHz$, $CWRG = 50mmDepth$, 执行的结果得到图 8 所示的结果。由此可知, 产生交叉区域的宽度依存于 CWRG 的深度(距离方向的距离范围)、Fmod(线性调频脉冲波的调制周期的倒数)频率。因此, 为了减少该交叉区域, 在减少时可以降低 Fmod 频率, 或使 CWRG 的位置变浅。

在此, 如果根据图 9 所示的图考虑交叉区域的比例, 则为

$$T1 = 1 / (2 \times fmod)$$

$$T2 = 2 \times CWRGposition/C \quad (\text{公式 } 1)$$

(在此, 实际上, 由于有 CWM 模式, 所以相当于 CWRG 的位置 $CWRGposition = Depth$ (深度))

因此, 用 $T2/T1$ 来表示交叉区域的比例。如上所述, 废弃交叉区域的信号, 通过 MSE (missing signal estimation) 推测来作成外插的信号而代替它。因此, 为了容易并且确实地进行该外插入, 理想的是控制交叉区域的宽度使得 $T2/T1$ (交叉区域的比例) 为小于规定值(例如小于 30%) 的值。

实际上, 如图 10 所示, $T1$ 时间与调制频率 fm 成反比(图 10 (A)), $T2$ 时间与 $Depth$ (深度) 成正比(图 10 (B))。用下式表示除去了交叉区域后剩余的能够在频谱(频率)分析中使用的有效区域,

$$\text{Valid} (\%) = 100 \times (T1 - T2) / T1 \quad (\text{公式 } 2)$$

作为用调制频率和 $Depth$ (深度) 表示的等高线来表现该有效区域 Valid (图 10 (C))。因此, 在控制交叉区域的宽度的情况下, 理想的是与 CWRG 的位置对应地自动控制调制频率, 使得上述有效区域 Valid 例如确保为 80% 或以上。

接着, 说明各距离方向的频率分辨率和时间分辨率的控制。为了提高该频率分辨率, 可以增加 $T1 - T2$ 的观测时间。为此, 可以降低调制频率 $fmod$, 但时间分辨率也降低同样的量。另一方面, 为了提高时间分辨率, 可以增大 $\Delta f / \Delta t$ 的斜率。为此, 必须提高扫描频率, 但杂波的节拍(beat)频率变高, 必须提高采样频率。因此, 进行分辨率控制, 使得找到频率分辨率和时间分辨率的折中点, 或使任意一方优先。

在显示频谱的情况下，其显示的最大距离和频率分辨率由频率分析器的采样频率和观测时间长度决定，因此通过降低信号频带进行比例缩放或采样，能够使观测时间长度和采样频率变化。

如果总结以上的时间分辨率和频率分辨率的控制方式，则其处理算法使用图 11 所示的各参数。即，(1) 根据 CWRGpositon (与 Depth 相当)，计算出覆盖杂波的节拍距离和最大多普勒距离的采样频率 Fsampling 及其前处理的 ScalingLPF 的截止频率。(2) 接着，与时间分辨率优先还是频率分辨率优先等的模式对应地，根据上述采样距离的制约，计算出 fmod、 Δf 。(3) 接着，根据上述最大距离求出采样频率，根据最小距离求出观测时间，并计算出与它们对应的频率分析器的 FFT (Fast Fourier Transform) 数。

这样，在交叉区域中，由于发送调制的线性调频脉冲波和接收解调的线性调频脉冲波的调制频率的符号不同，所以混合了各种频谱成分成为伪像，因此原样地使用会使后级的频谱推测精度降低。因此，删除该交叉区域，而插入根据前后的频谱和时序信号推测出的信号成分来代替它。特别在本实施例的距离选通 CW (RGCW) 模式显示的情况下，由于以连续波为基础进行频谱分析，所以外插连续的时序信号成分进行合成，生成连续波。

说明 2 种该信号外插的具体例子。第一个例子利用时序信号。利用除了交叉区域以外的时序信号，从交叉区域的缺失区域前后的观测区域使用 AR (Auto Regressive) 数学模型（或称为统计模型）等，利用系统统一了的参数并根据噪声等信号源，进行缺失区间的信号的预测。这时，可以采用从过去数据顺方向地推测的情况、从未来数据逆方向地推测的情况、以及从其双方向进行推测的情况的任意一种。另外，为了保持信号的连续性，使缺失部分和元信号部分叠加而附加窗口函数等加权进行相加，合成连续信号。另外，在本实施例中，作为交叉区域的信号外插法，使用利用了该时序信号的方法。

第二个利用除了交叉区域以外的向上和向下的一对频谱。从交叉区域的缺失区域前后的观测区域利用 AR 统一了的参数等，进行缺失区间

的频谱的推测。这时，可以采用从过去数据顺方向地推测的情况、从未 来数据逆方向地推测的情况、以及从其双方向进行推测的情况的任意一 种。另外，为了保持频谱的时间变化的连续性，使缺失部分和元频谱叠 加而附加窗口函数等加权进行相加，合成连续的频谱。对合成频谱进行 逆傅立叶变换，产生连续的时序信号。

(CWM 模式的处理和显示)

接着，使用图 12 说明频谱映射处理电路 44 和 CWM 模式显示处理 电路 45 执行的处理。在作为相位扫描缓冲器的 RF 缓冲器 43 中，如上 所述，对线性调频脉冲波的多个周期的多相位解调数据进行映射。因 此，从 RF 缓冲器 43 逐次读出该多相位解调数据，计算在该距离得 到的固定物频谱和多普勒频谱。接着，根据对线性调频脉冲波的每个周 期计算频谱所得到的结果，在距离方向的 A 模式图像中生成固定物的 能量，作为 A 模式的彩色图像生成多普勒成分的能量、平均频率、分散等 参数。针对这些图像数据与扫描速度对应地对线性调频脉冲波的每个周 期进行平均化，经由 DSC61 发送到监视器 63，作为 CWM 模式显示。

在图 12 所示的 CWM 模式图像中，纵轴与距离方向的各距离对 应，横轴是时间轴，实时地进行显示。用黑白表示杂波，用彩色表示血 流。

(CW 多普勒模式的处理和显示)

进而，使用图 13 说明 CW 距离选通电路 46、CWRG 处理电路 47、LPF48、HPF49、频率分析器 50 和 CW 多普勒模式显示处理电路 51 执行的处理。在 RF 缓冲器 43 中，如上所述，对线性调频脉冲波的 多个周期的多相位解调数据进行映射。因此，从 RF 缓冲器 43 逐次读 出属于所设置的距离选通（CWRG）的距离的多相位解调数据，计算出 在各距离得到的固定物频谱和多普勒频谱。在图 13 的例子的情况下， 距离选通 CWRG 与距离 R3～R6 对应。接着，根据对线性调频脉冲波 的每个周期计算频谱的结果，通过 HPF 得到频带分离了的多普勒成 分。与扫描速度对应地针对线性调频脉冲波的每个周期对该多普勒成分 进行平均化计算，计算出 CW 频谱图像的数据。经由 DSC61 将该数据

发送到监视器 63，显示 CW 频谱图像。其结果如图 13 所示，显示出纵轴为多普勒成分的能量频谱、横轴为频率的 CW 频谱图像。

另外，在距离方向的频谱加法计算时，除了在距离方向上单纯进行加法计算以外，还可以进行加权加法计算。

上述距离选通电路 46 产生具有指定的位置和宽度的距离选通 RG 的指定信息，并将其发送到 CWRG 处理电路 47 和 DSC61。DSC61 接收该指定信息，在 B 模式断层像上显示表示距离选通 RG 的指定位置的标志。

作为标志例如如图 2 所示，是 2 条并行的短直线。通过观察该标志，操作者能够识别距离选通 RG 在断层像上的位置，通过将扫描切换到距离选通 CW 模式，来分析与该指定位置对应的 CW 频谱。CWRG 处理电路 47 接收该指定信息，如上所述那样分析与指定的位置和宽度的距离选通对应的 CW 频谱。

因此，在希望变更距离选通 RG 的位置和宽度时，操作者操作操作器 16，向控制器 15 提供变更信息的信号。由此，从控制器向 CW 距离选通电路 46 发送控制信号，作成新的位置和/或宽度的距离选通的指定信息，根据该位置和宽度能够进行频谱分析。

（基于仿真模型的模拟和距离选通 CW 模式的信号处理的例子）

在此，使用上述实施例的超声波多普勒诊断装置，表示基于仿真模型的模拟和信号处理的具体例子。

如图 19 所示，针对仿真，试验条件为

$F_{sample} = 10\text{MHz}$, $F_{tx} = 1\text{MHz}$, $D_{sweep} = 1\text{kHz}$,

$F_{mod} = 500\text{kHz}$, $A_{noise} = -80\text{dB}$ (对于杂波) (公式 3)

在以下的 5 个位置的距离 RG 处进行多相位调制。距离宽度是 0.5mm。

RG 46mm, RG 48mm, RG 50mm, RG 52mm, RG 54mm (公式 4)

通过针对该仿真实施的多相位调制所得到的每个距离的时序信号 (IQ 数据) 和频谱的时间变化为图 20 所示那样。这些信号和时间变化相当于对积蓄在 RF 缓冲器 43 中的解调数据进行分析的结果。

图 21 和对图 21 进行时间放大的图 22 表示了交叉区域的信号推测处理。根据该信号推测，首先除去了交叉区域的时序数据，将该区域的数据固定为 DC (0)。接着，使用时序方向上的交叉区域的前后的有效数据，在 AR 模型中进行系统统一，求出数学模型的参数。接着，使用统一了的参数，根据噪声而稍微增多（使用实数据和窗口函数能够得到重复区域的程度）地产生交叉区域的预测信号。接着，在重复区域中进行窗口加权将实数据和推测数据相加，生成连续波。在图 21 和图 22 的处理例子中，附加“COS 函数的 $0 \sim \pi/2$ ”的权重。

接着，根据嵌入交叉区域而生成的连续波，进行向上斜率线性调频脉冲波的频谱和向下斜率线性调频脉冲波的频谱的分析，计算出在 CWM 模式中必需的每个距离的固定物（杂波成分）的能量、移动物（主要是血流多普勒成分）的能量和平均速度。

接着，向上成分和向下成分的频谱的合成处理如图 23 所示那样。具体地说，(1) 切取出向上时序和向下时序，使得交叉区域位于窗口函数的端部。(2) 对各个时序数据实施 Hanning 窗口函数，并进行复数傅立叶变换。(3) 计算向上成分频谱和向下成分频谱的和成分和差成分。(4) 计算所计算出的和成分和差成分的相互的差，抽出各距离的深度 (depth) 一致的 ON 距离成分。在图 24 中表示各距离的合成信号 (图 24 (A))、频谱的和成分/差成分 (图 24B) 和 ON 距离的频谱成分 (图 24 (C))。

对于 CWM 模式图像，图 25 表示其显示参数的计算处理。具体地说，如图 25 (A) 所示那样在各距离进行多相位检波，使用除去了伪像后的频谱，如图 25 (B) 那样计算通过了 LPF 的 DC 附近的能量成分，另外，计算通过了 HPF 后的移动物的成分，进而根据通过了 HPF 后的移动物成分计算负载平均后的移动物的平均速度。接着，如图 25 (C) 所示那样，在每个距离对固定物能量附加黑白的灰度等级，并将移动物的能量和平均速度变换为彩色数据，实时地显示纵轴表示距离方向而横轴表示时间方向的 CWM 图像。

另一方面，显示作为 CW 多普勒模式像的 CW 频谱图像的 CW 距

离选通处理如下。

根据嵌入交叉区域而生成的连续波，进行向上斜率线性调频脉冲波的频谱和向下斜率线性调频脉冲波的频谱的分析，除去距离不符合的 OFF 距离的固定物和移动物的伪像成分。直到该除去处理为止的步骤与 CW 模式处理一样，因此使用其处理结果。进而，从 ON 距离的频谱中除去 ON 距离的固定物成分，只抽出 ON 距离的移动物成分。对该 ON 距离的移动物成分实施与后级的频率分析器的采样频率和观测时间对应的频带限制处理、频谱补插放大处理、逆傅立叶变换、基于窗口加权加法的连续波的合成处理，在距离方向上进行加权加法处理。将经过了该处理的信号输出到频率分析器。

如果使用图 26 和图 27 详细说明距离选通 CW 用连续波的生成处理，则根据除去了图 26 的伪像后的 ON 距离的频谱，对时间成分实施逆 FFT，生成连续波。在此，通过 HPF 处理从频谱中除去杂波成分，但在该处理例子中，降低 LPF 使杂波成分通过。接着，对进行了逆 FFT 后的复数信号实施 Hanning 窗口，对后级的频率分析器的采样所需要的时序数据进行重复相加，生成图 27 的波形。在该处理例子中，由于为了降低模拟负荷而提高了调制频率，所以进行间距变换（频谱的补插和切取 DC 中心部分的比例缩放），降低后级的频率分析负荷。

图 28 和图 29 表示距离选通 CW 用连续波的合成、CW 距离选通处理及其显示处理。在通过 Hanning 窗口切取出在向上斜率和向下斜率线性调频脉冲波的成对周期区间中生成的连续波（图 28 (A)）后，进行重复相加而生成连续波（图 28 (B)）。对每个距离生成该连续波。这时，也考虑到加权地对与距离选通的宽度和位置对应（包含在距离选通中）的多个距离的信号（时间成分或频率成分）进行相加，生成一个连续波（图 28 (C)）（将其称为连续波距离选通（CWRG 处理））。另外，在多个距离相加时的加权可以选择与距离选通的宽度相当的 Gauss 函数、矩形函数、台形函数等加权。

接着，通过 CW 频谱多普勒信号处理（在工学上称为周期图（periodogram）处理）对通过上述 RGCW 处理生成的连续信号进行频

谱分析(图29(A)、(B)),显示CW频谱图像(图29(C))(纵轴为频率,横轴为时间)。另外,图29(A)与图28(B)所示的连续波的IQ信号的频谱对应,图29(B)与图28(C)所示的连续波的IQ信号的频谱对应。

(作用效果)

如上所述,根据本实施例,使用超声波连续波,提供一种被称为距离选通CW模式的超声波多普勒诊断法。即,对发送的超声波连续波实施频率调制,以一定的定时与该调制时的向上斜率线性调频脉冲波和向下斜率线性调频脉冲波联动(同步)地,对接收超声波进行多相位解调。该进行了多相位解调后的信号具有同一超声波波束上的距离方向的信息,并且具有与波束上的各距离(深度)符合的固定物和移动物的信号成分、与各距离不符合的固定物和移动物信号成分相互不同的特性。利用该特性抽出与各距离符合的固定物和移动物的信号成分。以该结构为基础,提供以下的模式:用黑白和彩色作为CWM模式图像显示波束上的固定物(杂波)和移动物(血流)的距离方向(即时间方向)的信息的CWM模式;作为CW频谱图像,显示与波束上的距离选通(ROI: region of interest)对应的数据的频谱时间变化的CW多普勒模式。因此,能够得到没有连续波的折叠的优点,能够通过距离选通避开杂波区域而选择观测有血流信号的区域。因此,特别能够大幅度提高视野深度深并且血流速度快的多普勒分析能力。

因此,可以认为特别在观测心脏的泵逆流和中间缺损的情况下,本发明在临幊上是有用的。

(变形例子)

以下,说明能够通过上述实施例的超声波多普勒诊断装置而适用的变形例子。

(第一变形例子)

第一变形例子涉及只使用ON距离区域的信号成分逐次进行计算而作成频谱图的处理。该变形例子可以追加到上述实施例的处理中实施,也可以单独地实施。

即，在距离方向上逐次地计算图 5 (A) 所示的区域 R_B 的信号成分（图 6 (B)）和 R_A 的信号成分（图 6 (A)）的差成分“ $R_B - R_A$ ”、区域 R_E 的信号成分（图 6 (D)）和 R_D 的信号成分（图 6 (C)）的差成分“ $R_E - R_D$ ”，作成频谱图（图 5 (B)）。

参考图 14 和图 15，说明使用在向上斜率线性调频脉冲波的区域 R_A 和向下斜率线性调频脉冲波的区域 R_D 中得到的频谱的例子（即，使用 CWM 模式的计算过程的数据的一部分的例子）。

例如，根据在距离 R_3 在线性调频脉冲波的 R_A 区域和线性调频脉冲波的 R_D 区域中得到的频谱（图 15 (A)），计算根据上述差分除去了固定物（DC 附近）的成分所得到的频谱（图 15 (B)）的中心频率 F_c 和频带宽度 fbw 。根据与各距离对应的上述多普勒信号成分的信息，对各距离的时间轴（连续的）信号进行 HPF 处理、复数 BPF 处理，抽出该距离的多普勒成分。在信号中有时混入有频率一致的伪像成分，但通过距离方向的加法，改善了该混合所带来的恶化。

将进行了距离选通加法的连续波信号提供给现有的多普勒分析处理和频谱显示。

(第二变形例子)

第二变形例子如图 16 所示那样，涉及用频率调制了的超声波连续波进行接收，将发送限定为发送连续波 Tx 的频率调制，对该连续波 Tx 还实施振幅 (AM: Amplitude Modulation) 调制，只发送与 CW 距离选通相当的区间的例子。另外，作为比较例子，图 17 表示不执行振幅调制的情况。

通过该发送波 Tx 的 AM 调制，能够有效地使用连续波的发送能量。另外，还有距离 R_1 附近以外的伪像的影响少等优点。

但是，由于接收波 Rx 的频谱是断续的，所以必须锁定选通的连续信号，对连续正弦波成分进行信号处理（切除 DC 成分）。

具体地说，将选通的连续波输入到相位比较器的一个输入，对输出的误差信号实施 LPF（循环滤波）而抽出低频成分，进行正弦波信号产生处理而产生与该 DC 值的大小成正比的频率偏移，将其输出输出到相

位比较器的另一个输入。在此产生频率偏移的正弦波信号产生处理的中心频率是接收距离方向的固定物的中心频率 (DC)，与正负双方的频率 (符号相反) 对应。因此，通过所谓的 PLL (Phase Locked Loop) 处理，连续生成与移动物对应的连续波成分。

由此，能够得到高 SN (Signal - to - Noise) 的多普勒成分 (根据短脉冲 (burst) 预测生成)。

(第三变形例子)

本第三变形例子涉及单相位解调方式。该单相位解调方式是不使发送调制和接收调制的相位对每个距离都变化的方式。

多相位解调方式必须进行多个距离的检波处理，因此信号处理负荷重，而通过单相位解调方式，只要硬件规模小的装置就可以，能够更简便地提供 CWM 模式显示。这样，即使是单相位，也可以实现与多相位一样的处理。

具体地说，对每个距离搜索中心频率 F_c 变化的 BPF，通过 DFT (Discrete Fourier Transform) 逐次地进行频率分析。对每个距离修正该 DFT 的频率轴，在线性调频脉冲波区间中进行连接而作成杂波成分和多普勒成分的累积图。

根据累积图计算出全部频率区域的频谱的差分，计算各距离的信息。即，计算固定物成分的能量和移动物成分的能量并进行合计。

该单相位解调方式容易受到伪像的影响，适合于距离方向成分的分析，但也有难以进行任意的处理生成连续波成分的不便等，但如上所述，具有只要小规模硬件就可以的优点等的情况很多。为了减少该不便，作为应用范围也可以同时在 CWM 模式下利用杂波和多普勒的能量成分的显示 (相当于超声波血管造影的 M 模式)。

(第四变形例子)

根据图 18 说明第四变形例子。本变形例子涉及检测 ON 距离的固定物/移动物的能量的其它结构。

在本第四变形例子中，为了检测 ON 距离的固定物/移动物的能量，从向上斜率、向下斜率的线性调频脉冲波的能量频谱的合成成分中，检

测并抽出成为向上侧的能量频谱（或向下侧的能量频谱）的约 2 倍的成分。

在图 18 中，表示从该向上斜率、向下斜率的线性调频脉冲波的能量频谱的合成成分中抽出 ON 距离成分的算法的概要。即，首先，计算向上斜率、向下斜率的线性调频脉冲波的能量频谱的和成分 Padd (f)、向上斜率的线性调频脉冲波的能量频谱成分 Pup (f)、向下斜率的线性调频脉冲波的能量频谱成分 Pdn (f)。

接着，根据上述频谱，作为 ON 距离上的成分抽出同时满足以下公式(1)和公式(2)的 Padd (f)。

$$Pup (f) \times \alpha < Padd (f) / 2 < Pup (f) \times \beta \quad \text{公式 (1)}$$

$$Pdn (f) \times \alpha < Padd (f) / 2 < Pdn (f) \times \beta \quad \text{公式 (2)}$$

(系数 α 、 β 是可变的参数) (公式 5)

另外，系数 α 、 β 可以由操作者分多个阶段地改变，例如设置如下那样的 3 个阶段。

设置 1: $\alpha = 0.9$, $\beta = 1.1$

设置 2: $\alpha = 0.8$, $\beta = 1.2$

设置 3: $\alpha = 0.7$, $\beta = 1.3$ (公式 6)

在设置 1 的情况下，与设置 3 相比，检测灵敏度降低，但难以受到伪像的影响。

(第五变形例子)

根据图 30 说明第五变形例子。该变形例子涉及利用用于抑制与线性调频脉冲波的条件对应的频率分辨率降低的处理方法的结构。根据本变形例子，能够进一步提高距离分辨率。

图 30 (A) 是用于发送时的频率调制的线性调频脉冲波，横轴表示时间，纵轴表示频率。图 30 (B) 用于接收时的多相位 FM 解调，是与图 30 (A) 所示的线性调频脉冲波成对的线性调频脉冲波。图 30 (C) 是通过图 30 (B) 所示的线性调频脉冲波的多相位解调而解调了的解调信号，横轴表示时间，纵轴表示频率。

如图 30 (A) 所示那样，如果设线性调频脉冲波的 1 个周期为 Δt ，频率的变化量为 Δf ，则根据线性调频脉冲波的 Δt 、 Δf 的条件，有在图 30 (C) 所示的 ON 距离的杂波成分和多普勒成分中出现无法忽视的倾斜的情况。图 30 (D) 表示具有倾斜的 ON 距离的杂波信号的一个例子。如图 30 (D) 所示那样在 ON 距离的信号中存在倾斜的情况表示在 ON 距离信号的频率方向上有幅度 ΔB 。

确认了线性调频脉冲波的倾斜越大，即在 Δt 越小则 Δf 越大的情况下，在 ON 距离信号中出现的倾斜越显著。另外，如图 30 (D) 所示那样，在 ON 距离信号中出现的倾斜的方向交替变化，显示出与线性调频脉冲波的倾斜的方向一样的倾向。因此，推测因线性调频脉冲波的斜率而在 ON 距离信号中出现倾斜。对于更具体并且正确的原因，需要详细的分析，但作为原因之一，推测是因为频率分析器的分辨率有限度。

另一方面，如上所述，为了分离为 ON 距离信号和 OFF 距离信号，而对解调信号的频谱实施加法处理和减法处理。因此，在 ON 距离信号中存在方向交替变化那样的倾斜，如果在频率方向上出现幅度，则会产生频率分辨率的恶化。

因此，通过与 ON 距离信号和线性调频脉冲波的任意一个的倾斜方向对应地改变频率分析 (FFT) 的时间方向，能够避免上述那样的因线性调频脉冲波的倾斜而产生的频率分辨率的恶化。即，由于实质上 ON 距离信号的倾斜方向不交替变化，倾斜是一定的，所以降低了 ON 距离信号的倾斜对频谱的影响。如图 30 (D) 所示的箭头表示频率分析中的时间方向。这些时间方向的双方可以是反方向的。

即使在 ON 距离信号中存在倾斜，也能够维持一定的频率分辨率。能够更大地设置线性调频脉冲波的倾斜 ($2\Delta f/\Delta t$)。如果能够更大地设置线性调频脉冲波的倾斜，则能够更小地设置图 30 (A) 所示的线性调频脉冲波的 Δt 和与图 30 (B) 所示的深度方向对应的多相位 FM 解调用的线性调频脉冲波的相位偏移量 $\Delta t'$ 。其结果是能够提高距离分辨率。即，通过改变频率分析中的时间方向，避免在 ON 距离信号中出现的倾斜的影响，从而能够采用维持频率分辨率同时提高距离分辨率的条件。

以上说明了本实施例及其变形例子，但本发明的超声波多普勒诊断装置并不必须限定于这样的结构，在权利要求记载的本发明的宗旨的范围内，也可以进一步适当地组合公知技术进行实施，本发明的宗旨也包含这样的进一步变形了的结构。

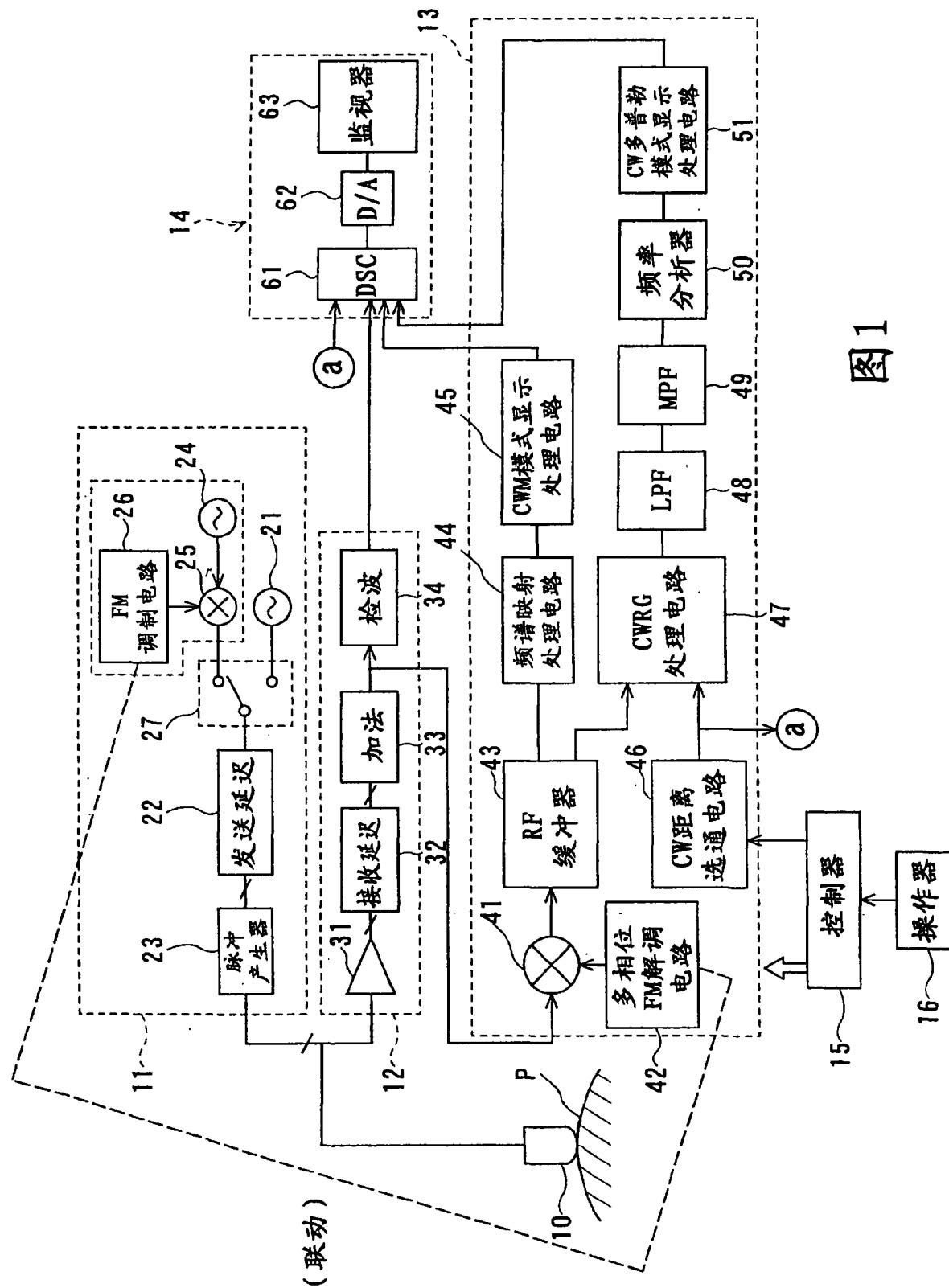


图 1

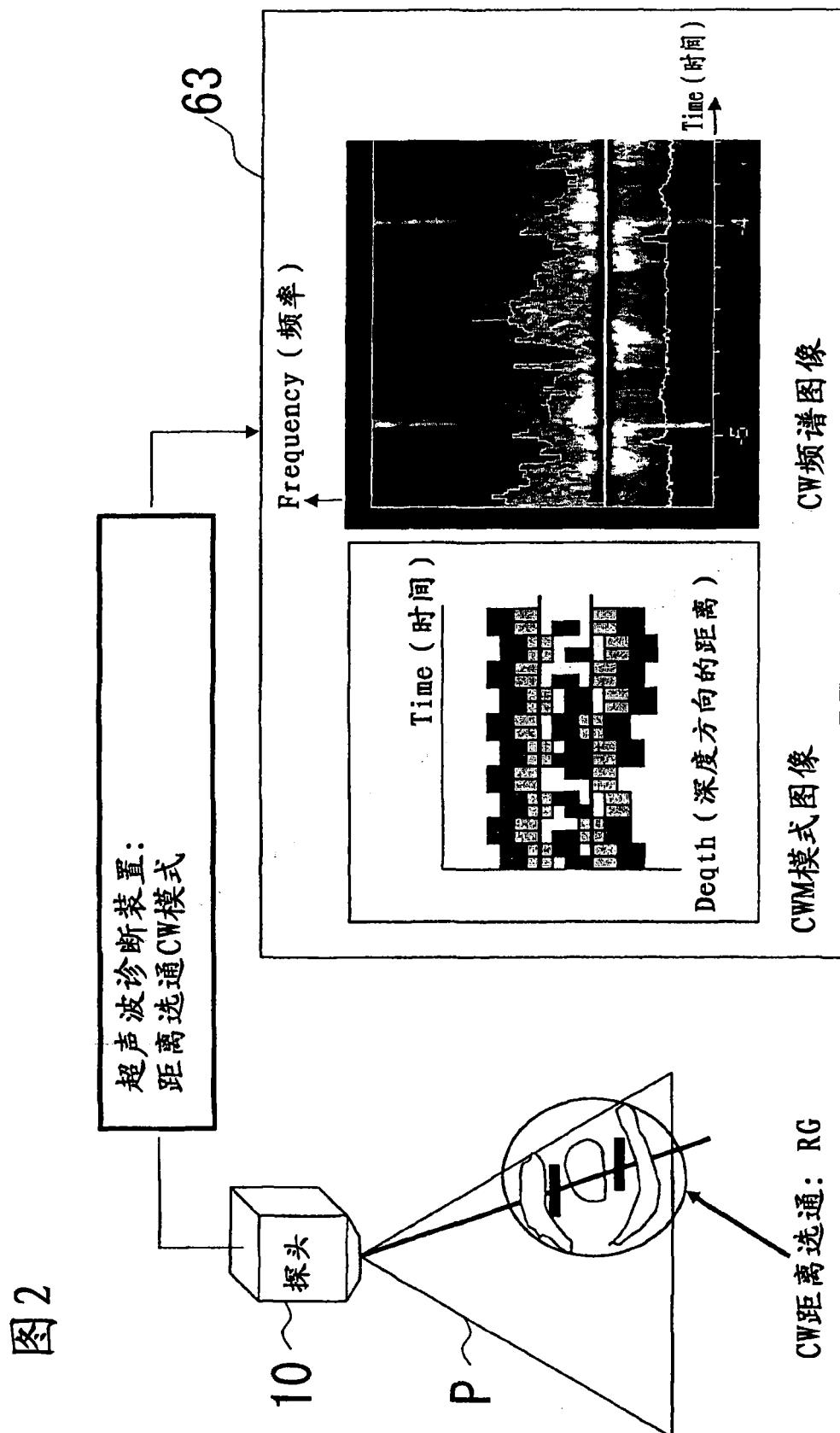


图 3

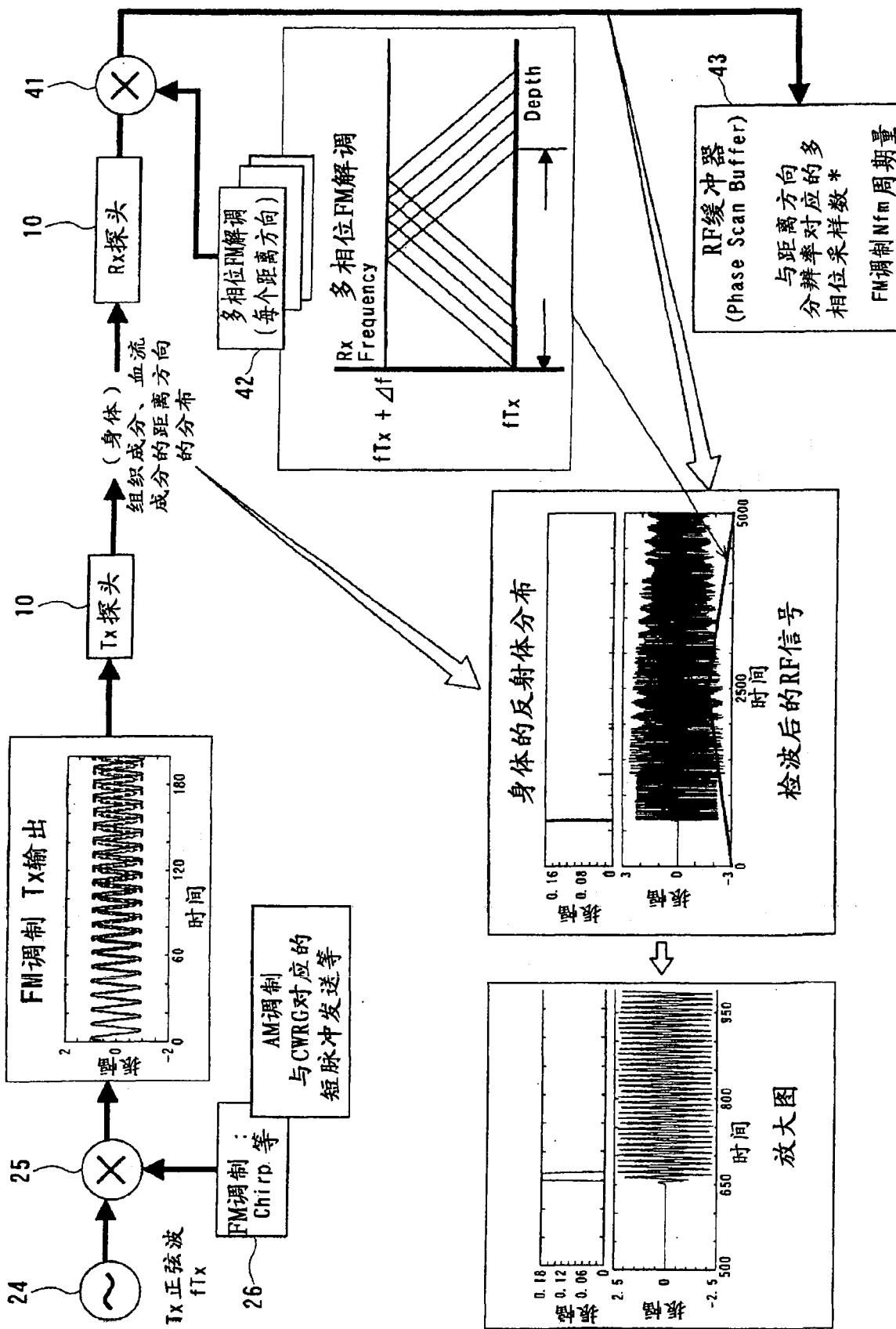


图 4

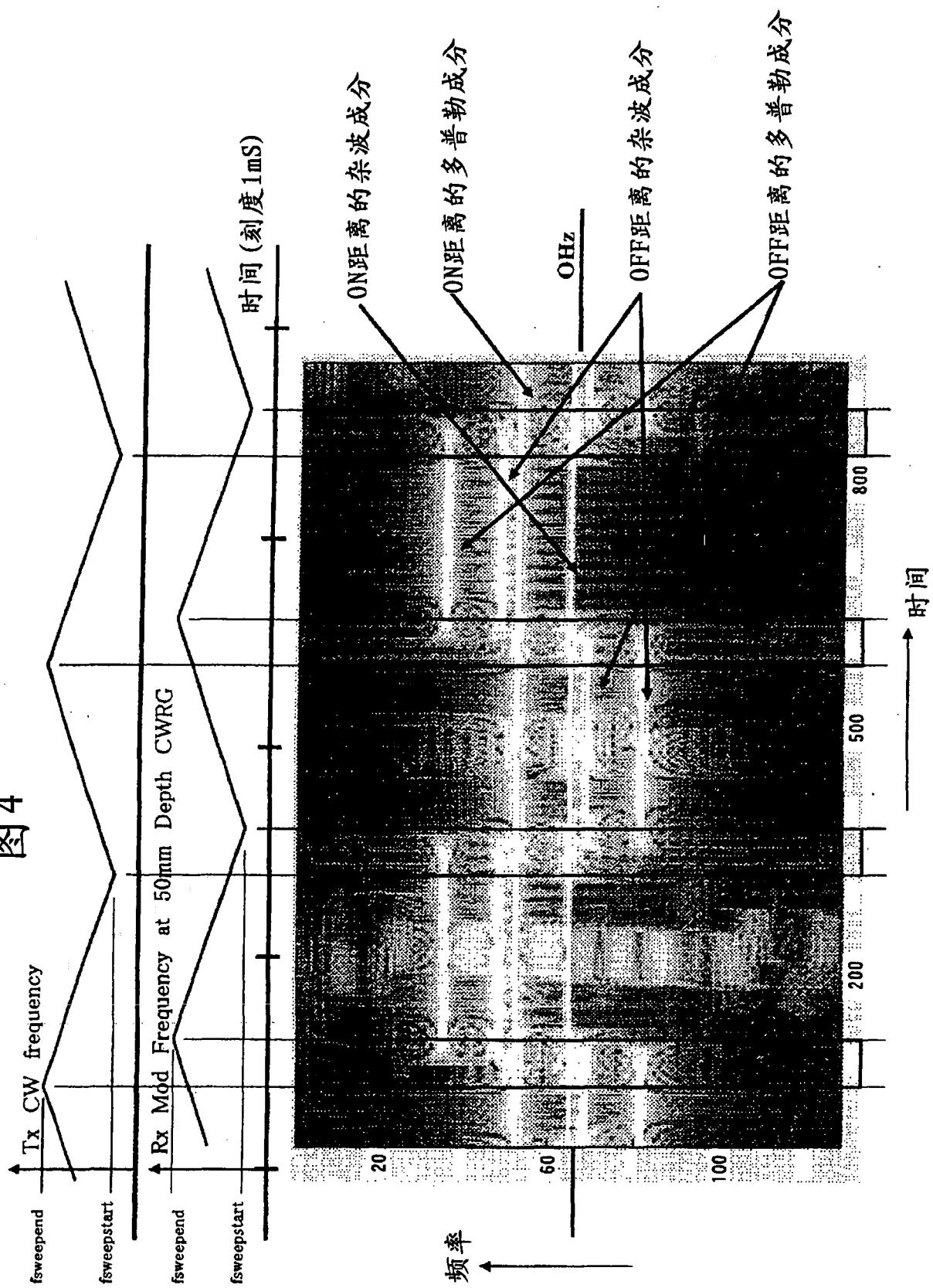


图 5

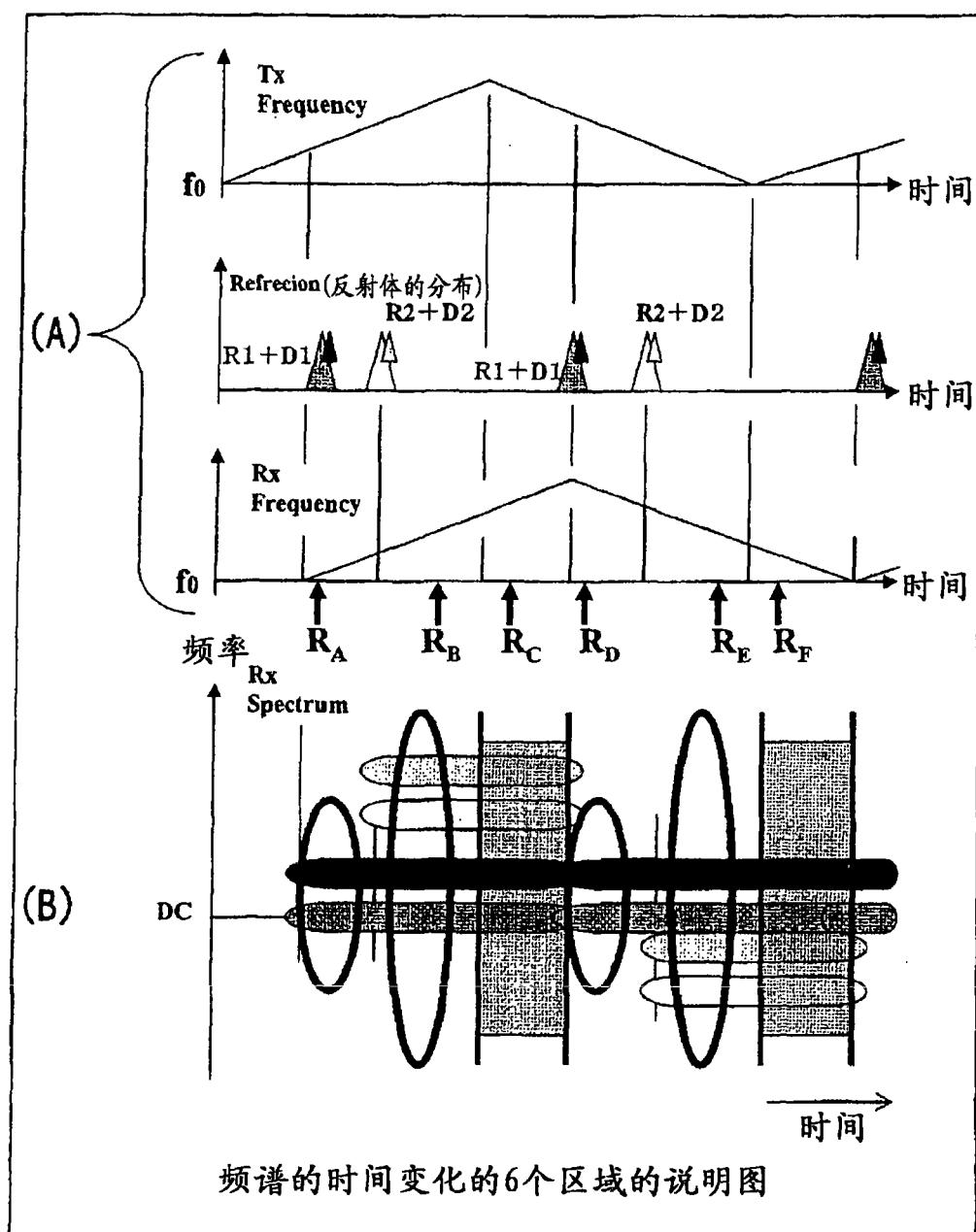


图 6

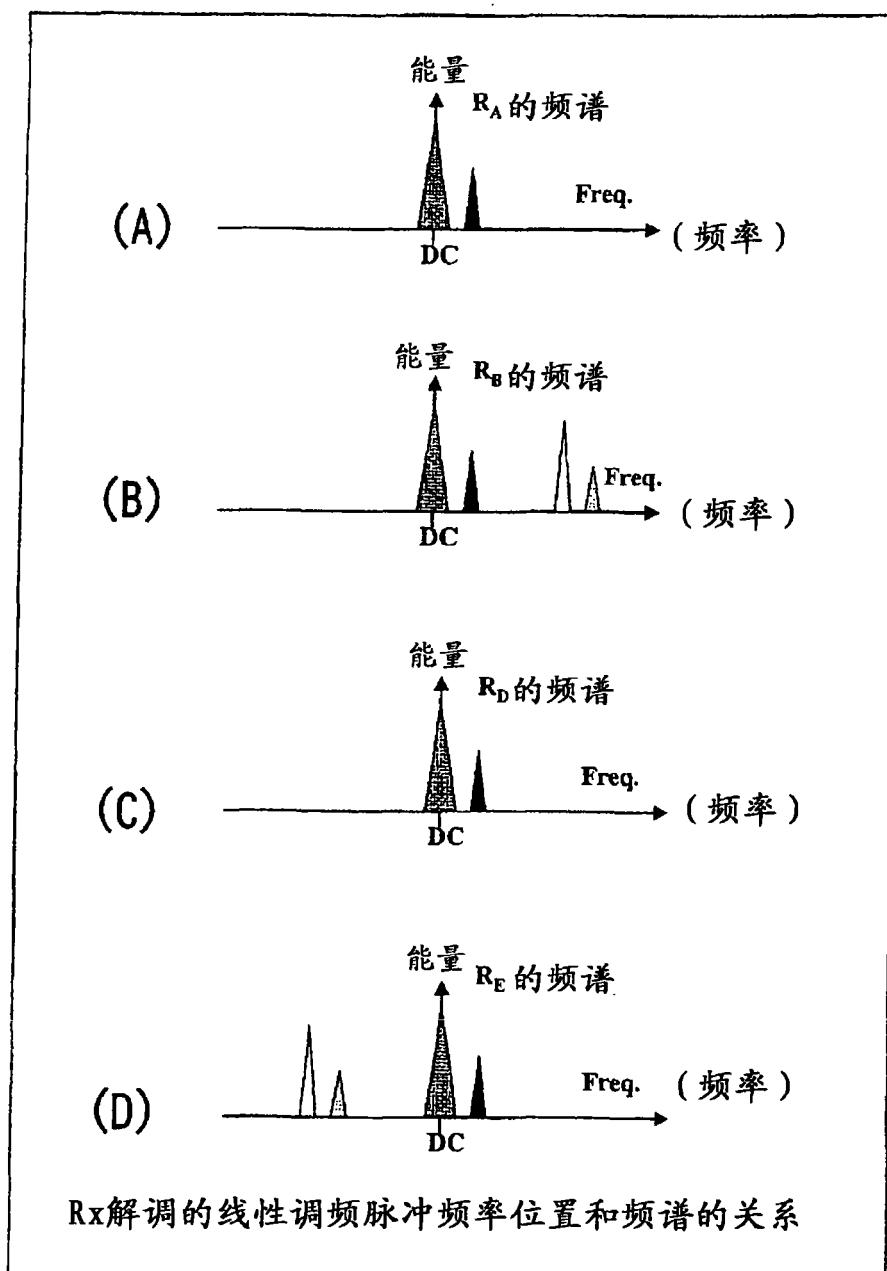
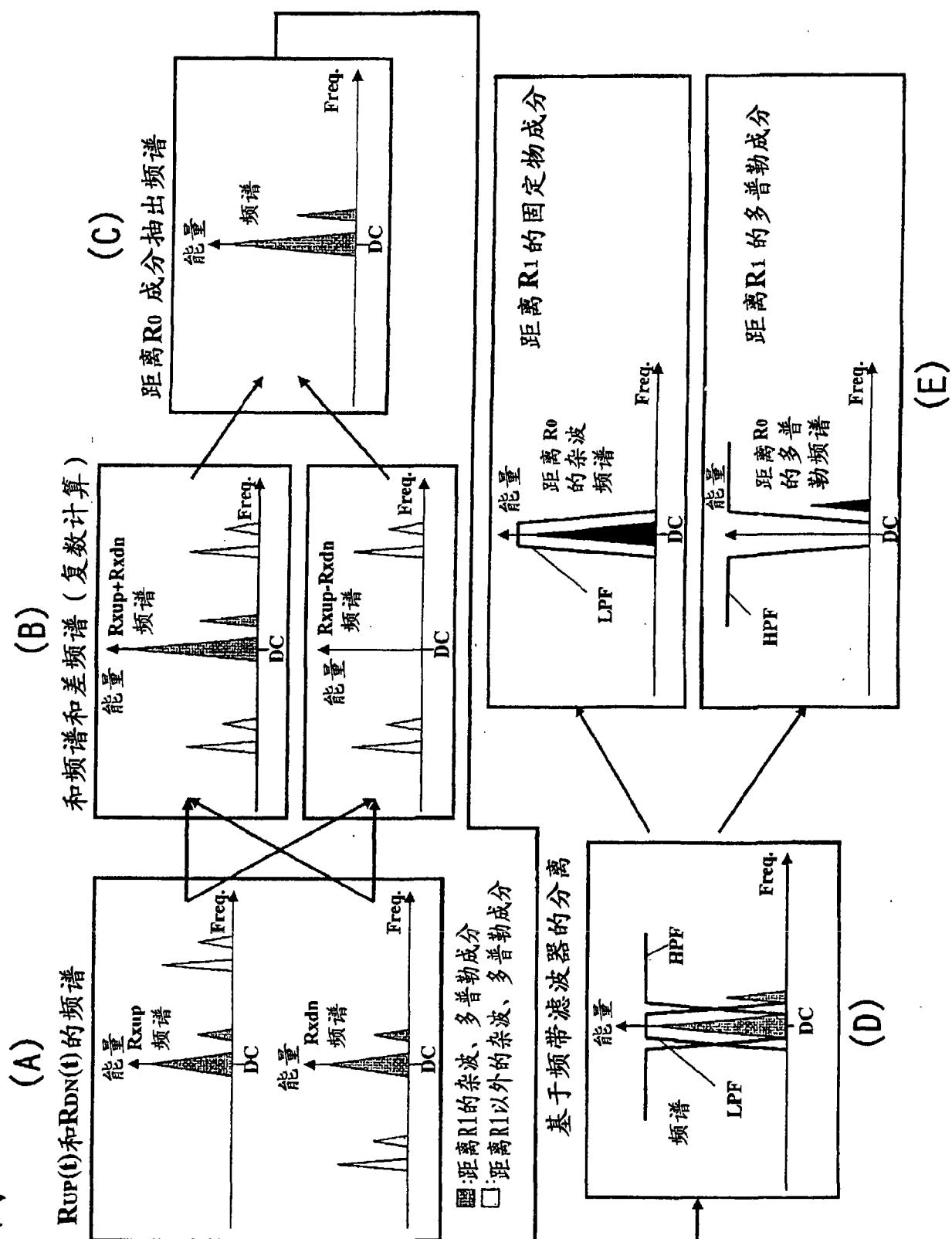


图 7



模型：在 Depth 50mm,100mm 下分別有杂波成分和 30KHz 的多普勒成分
 FMCW 参数：
 $\text{fsample} = 10\text{MHz}$, $\text{fsweepstart} = 1\text{MHz}$, $\text{fsweepend} = 1.5\text{MHz}$, $\text{fmod} = 500\text{Hz}$,
 128 point FFT, $\text{fscaling} = 1\text{MHz}$, $\text{CWRG} = 50\text{mm Depth}$

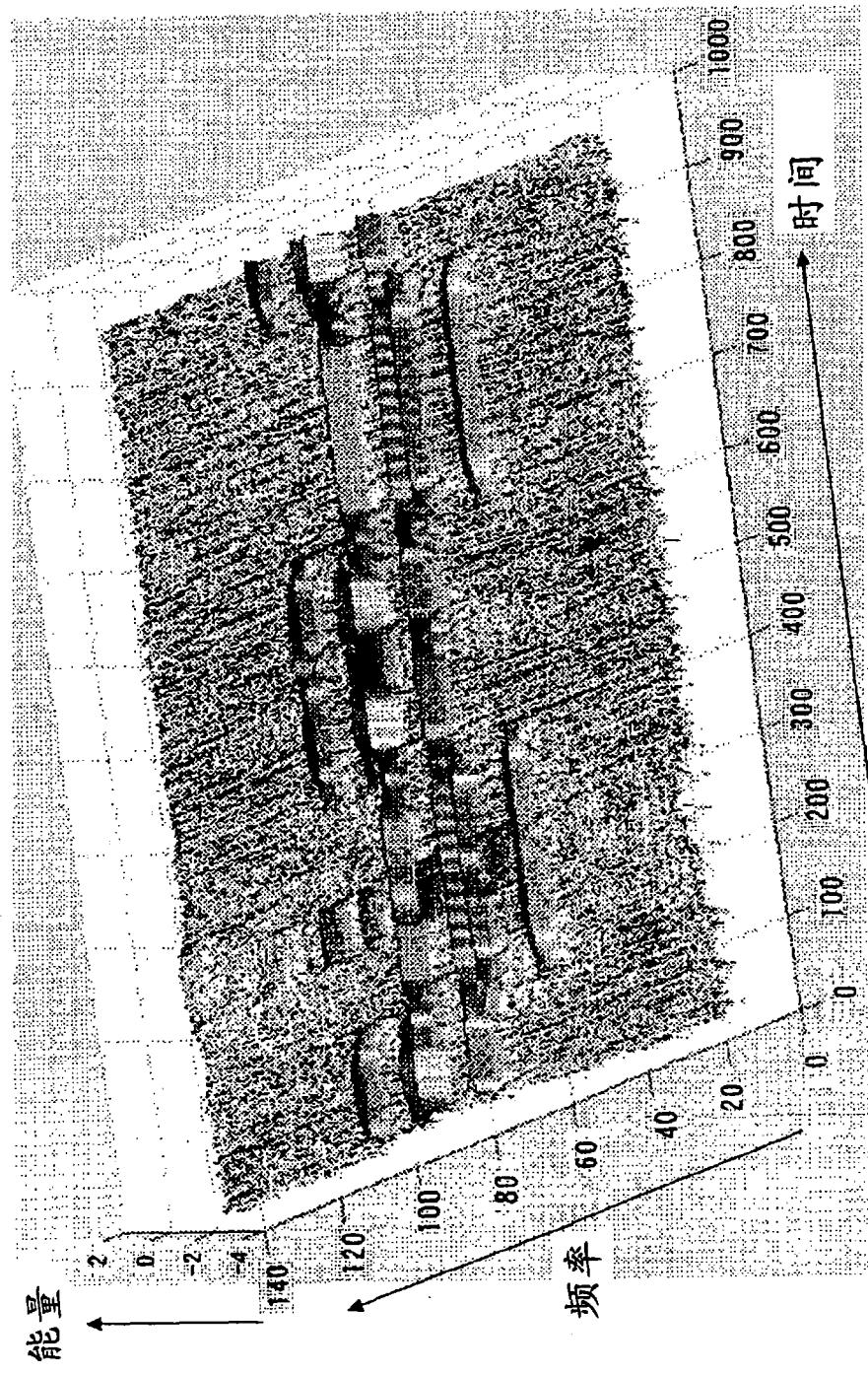
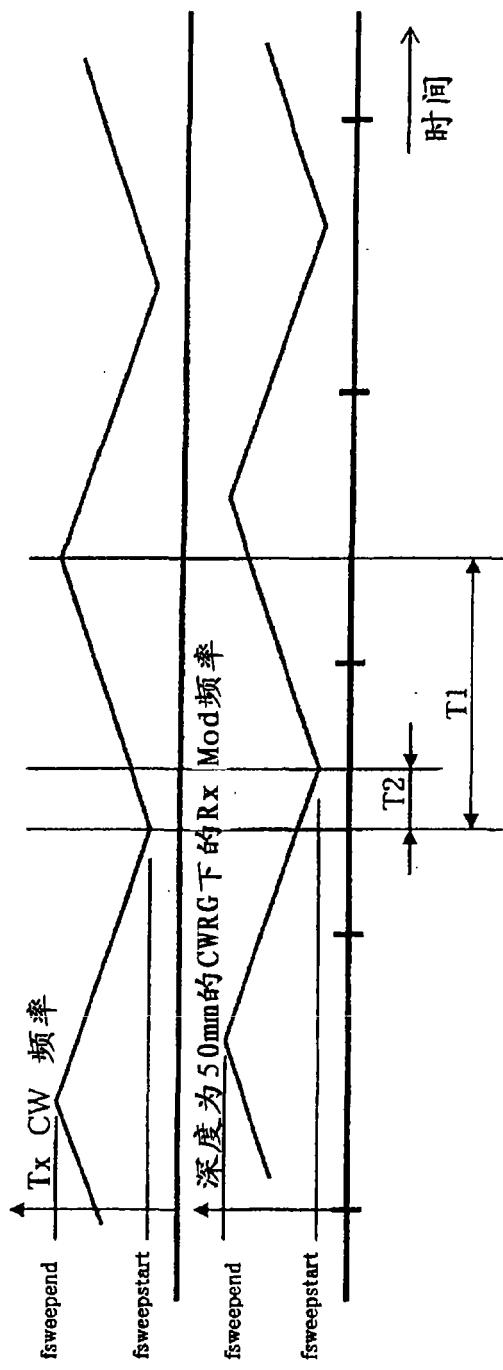


图 8

图 9



$$\left. \begin{array}{l} T1 = 1 / (2 * f_{mod}) ; \\ T2 = 2 * CWRGposition / C ; \end{array} \right\} \text{(实际上, 由于CWM模式, 所以相当于CWRGposition=Depth.)}$$

图 10

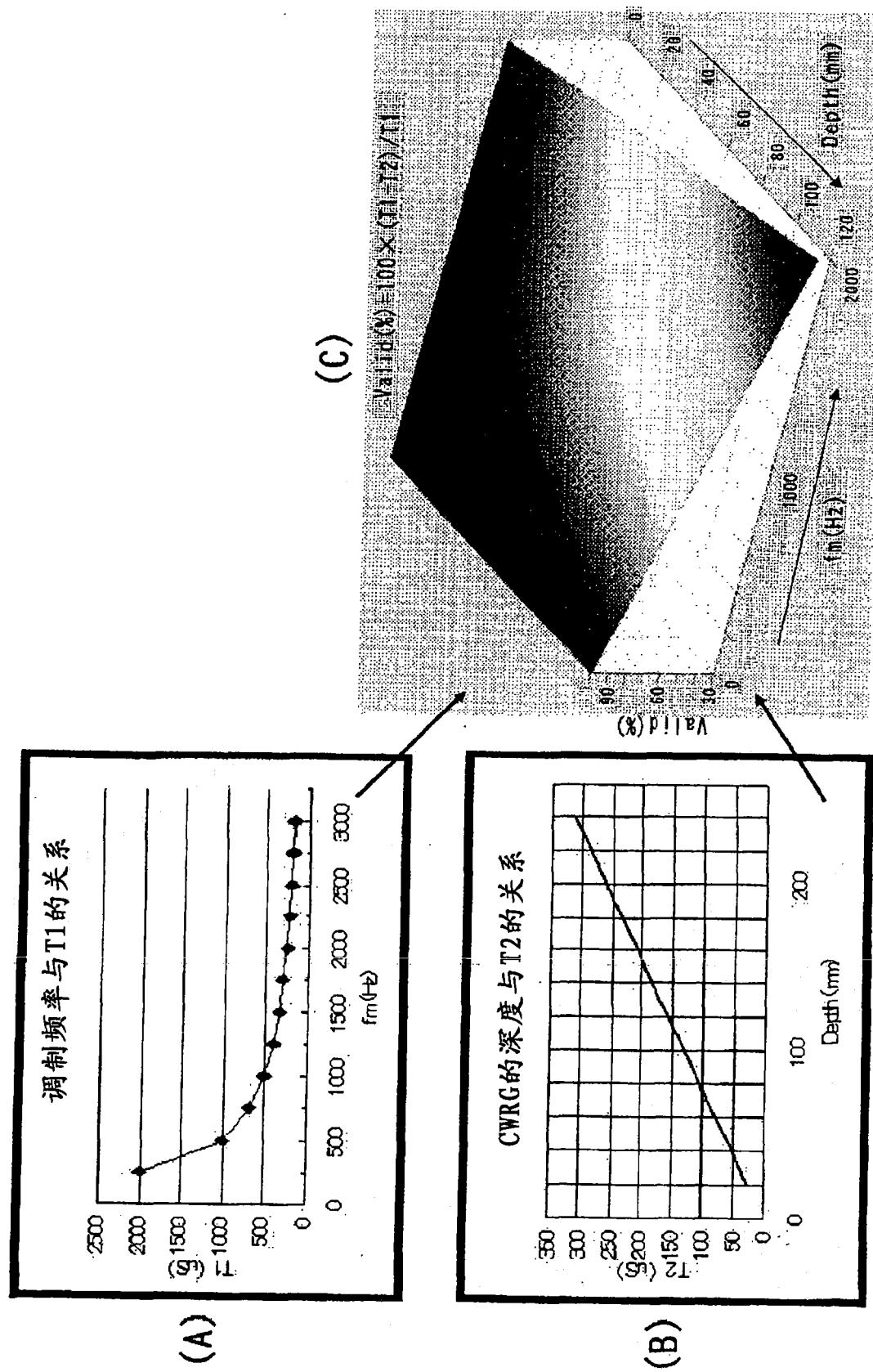


图 11

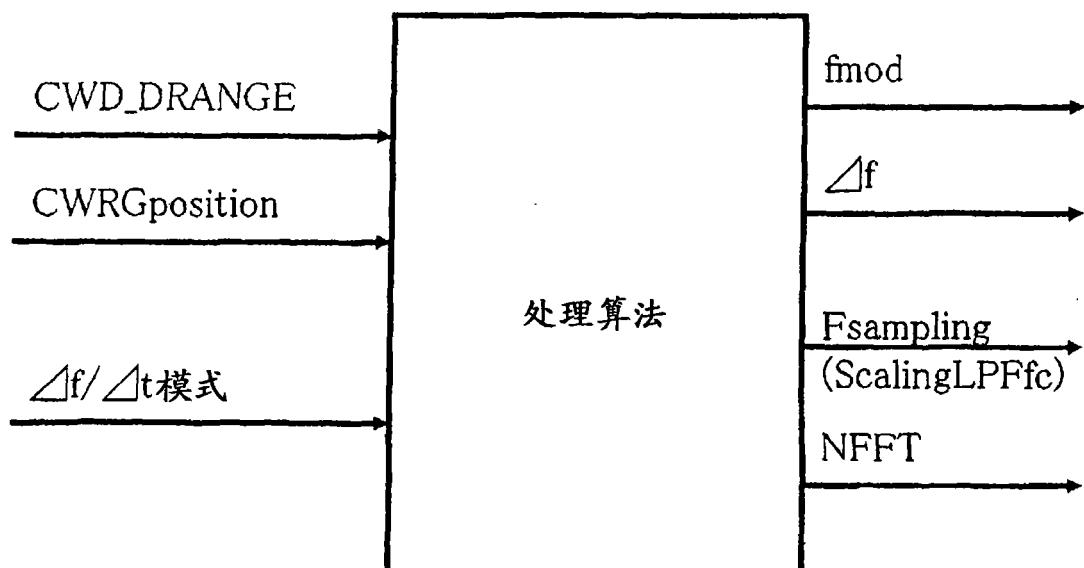
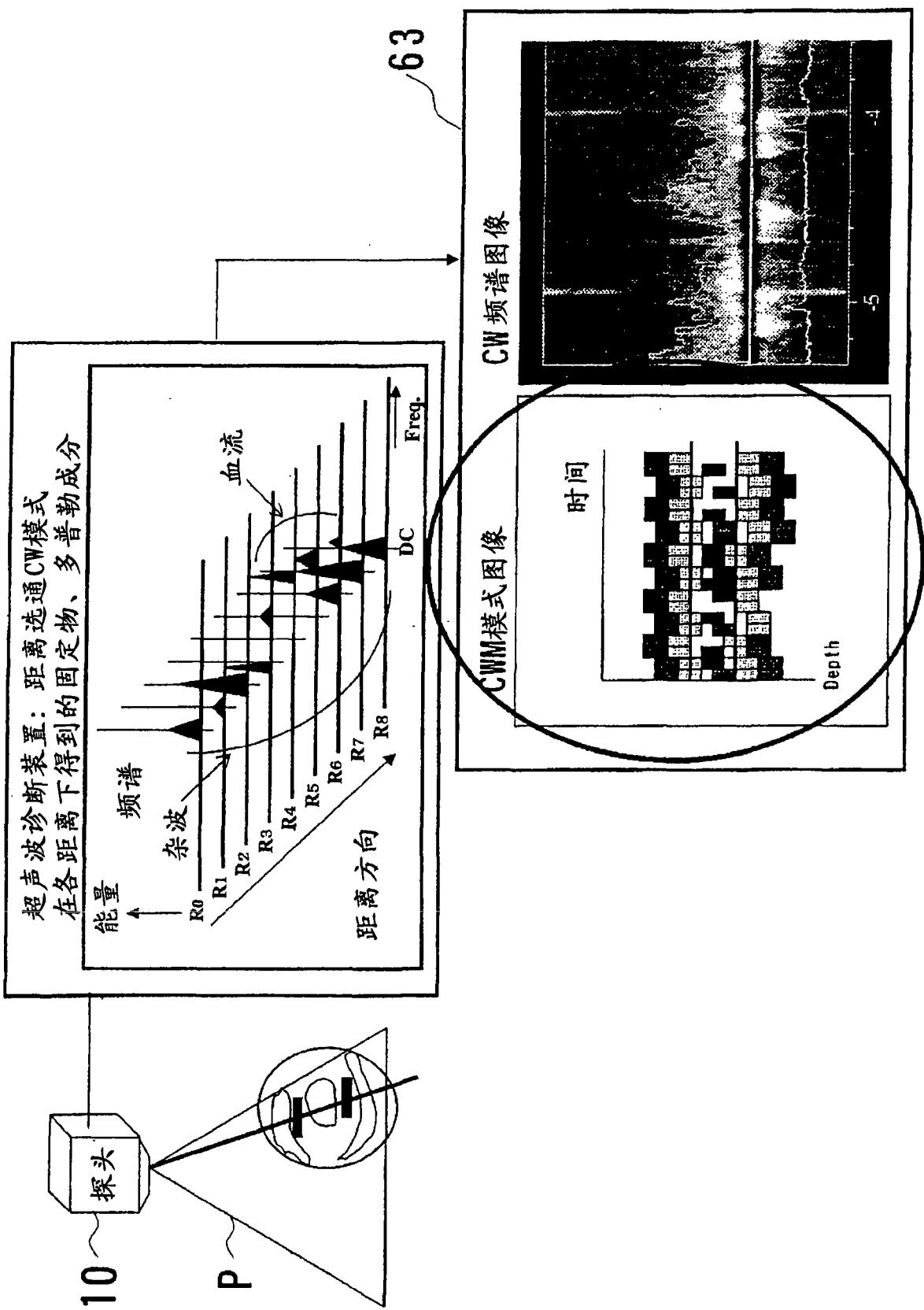


图 12



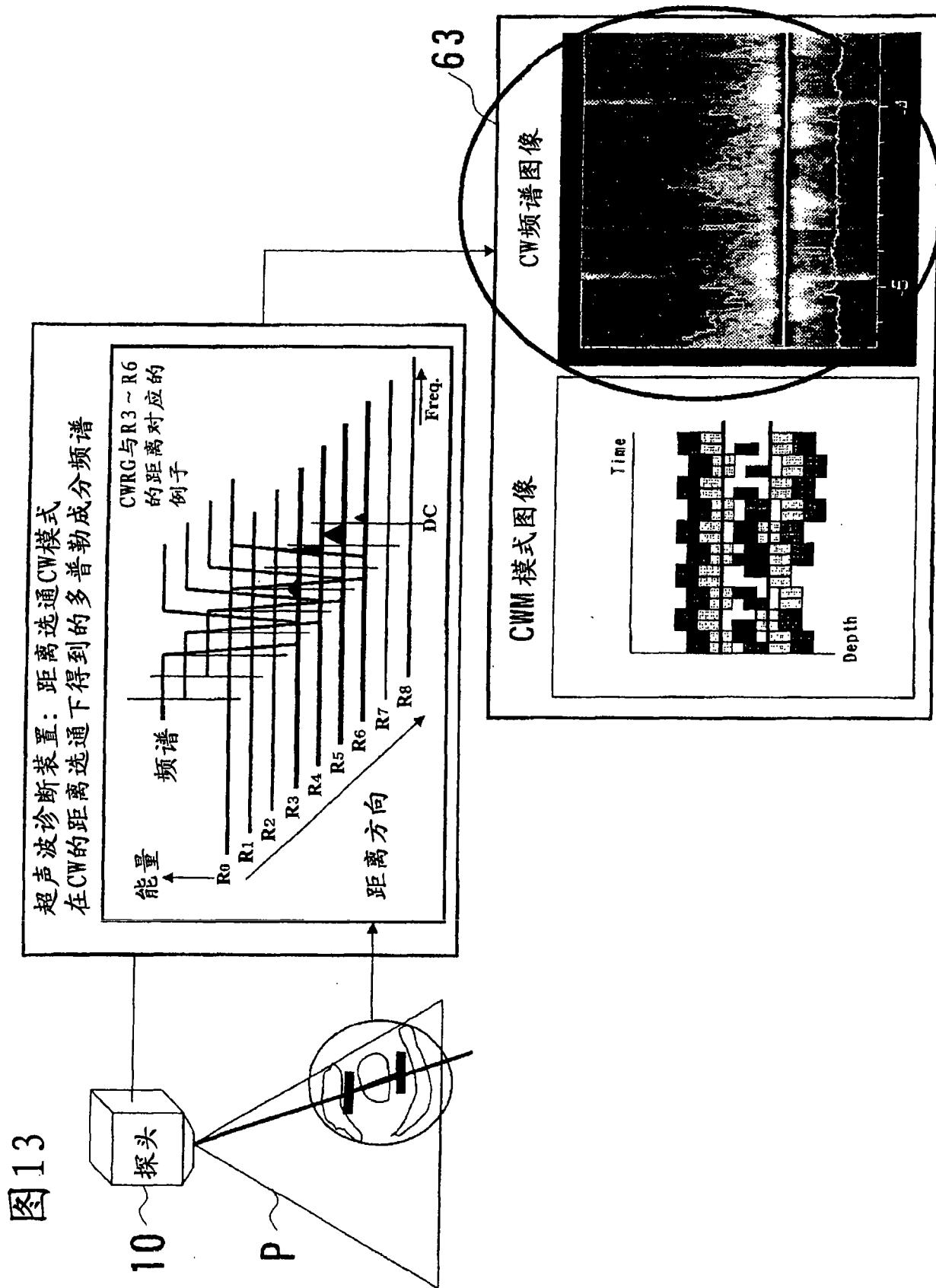


图 14

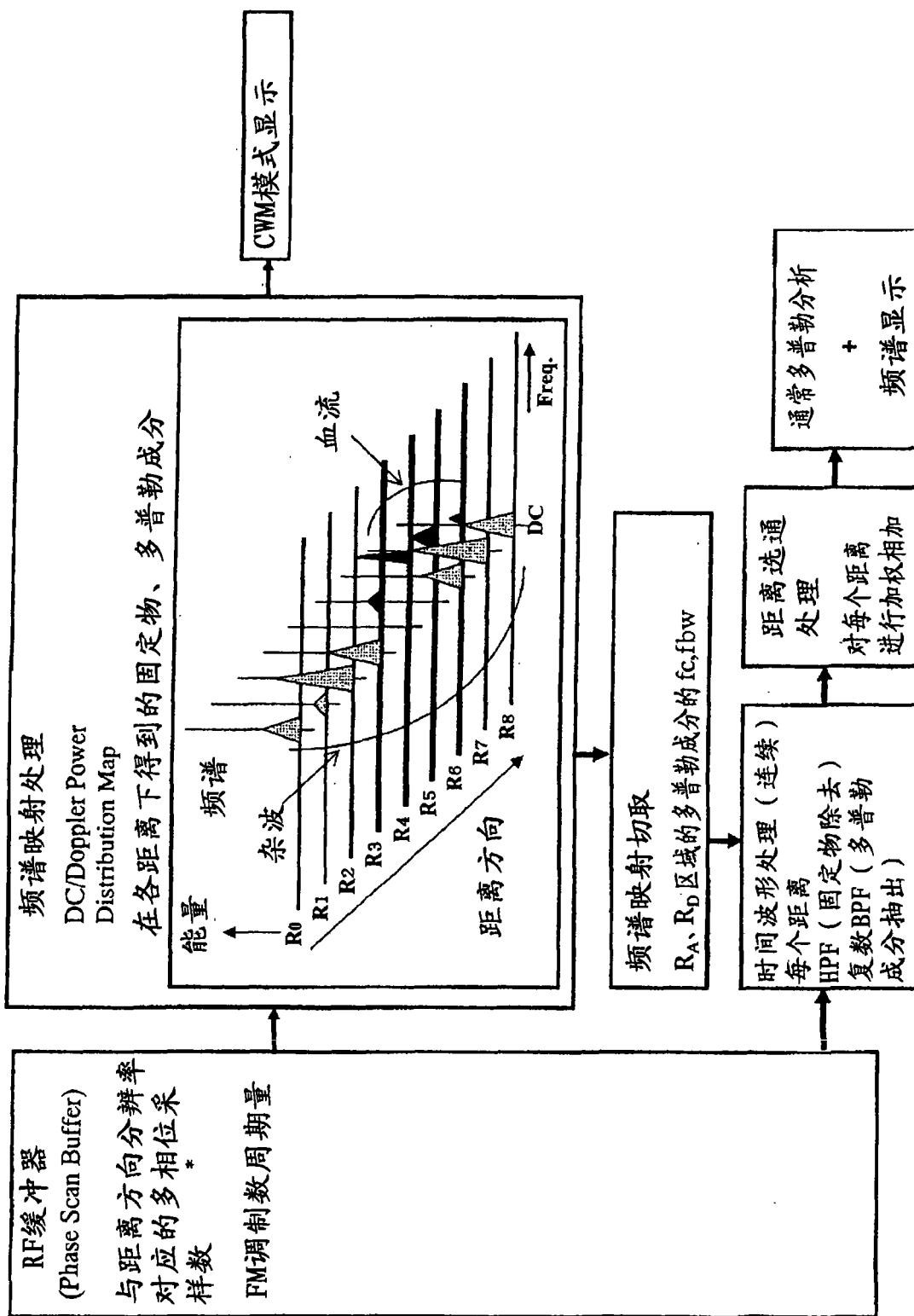


图 15

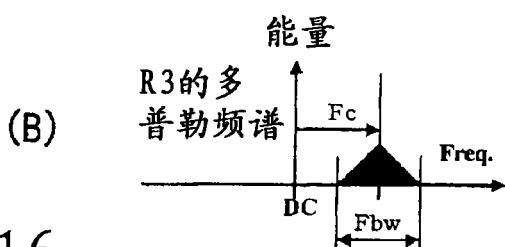
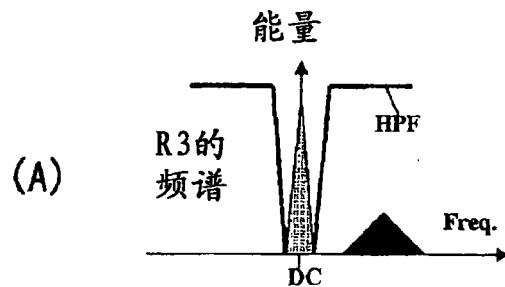


图 16

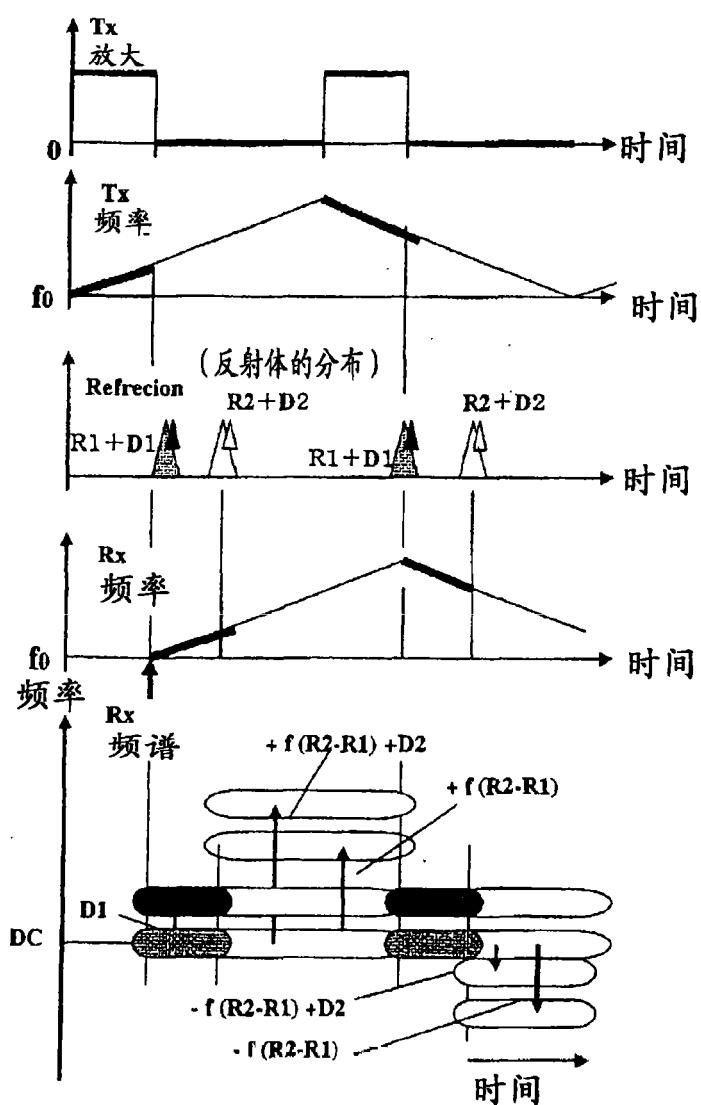


图 17

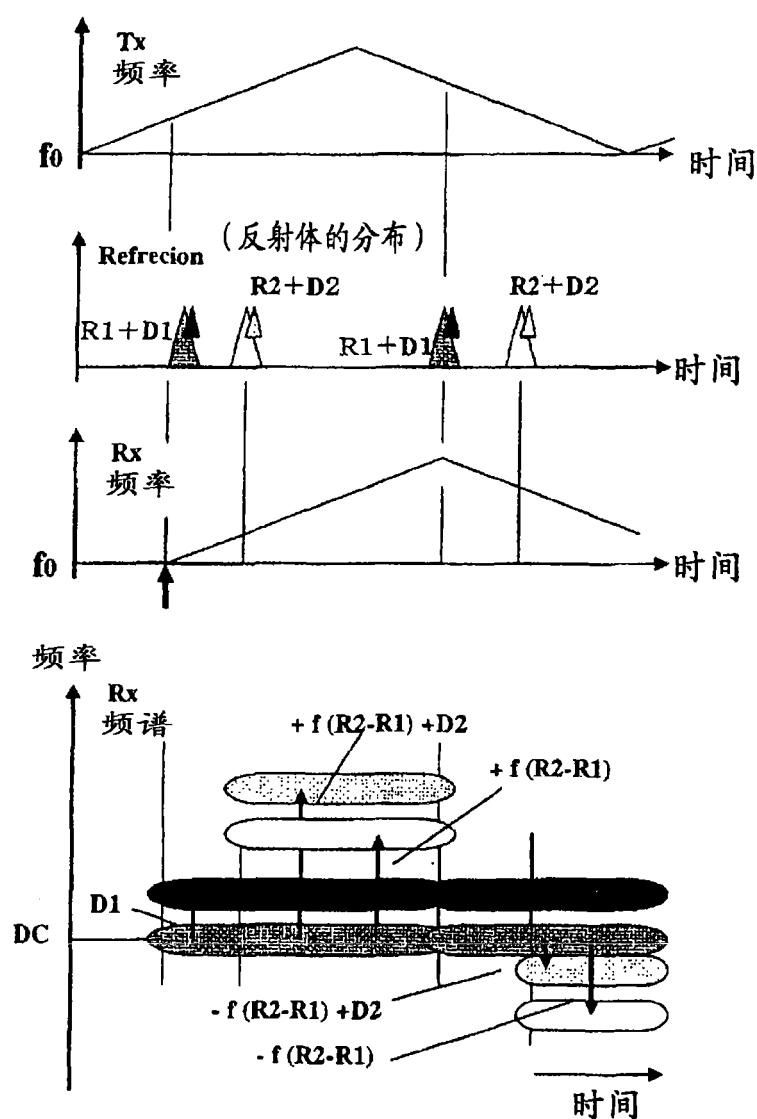
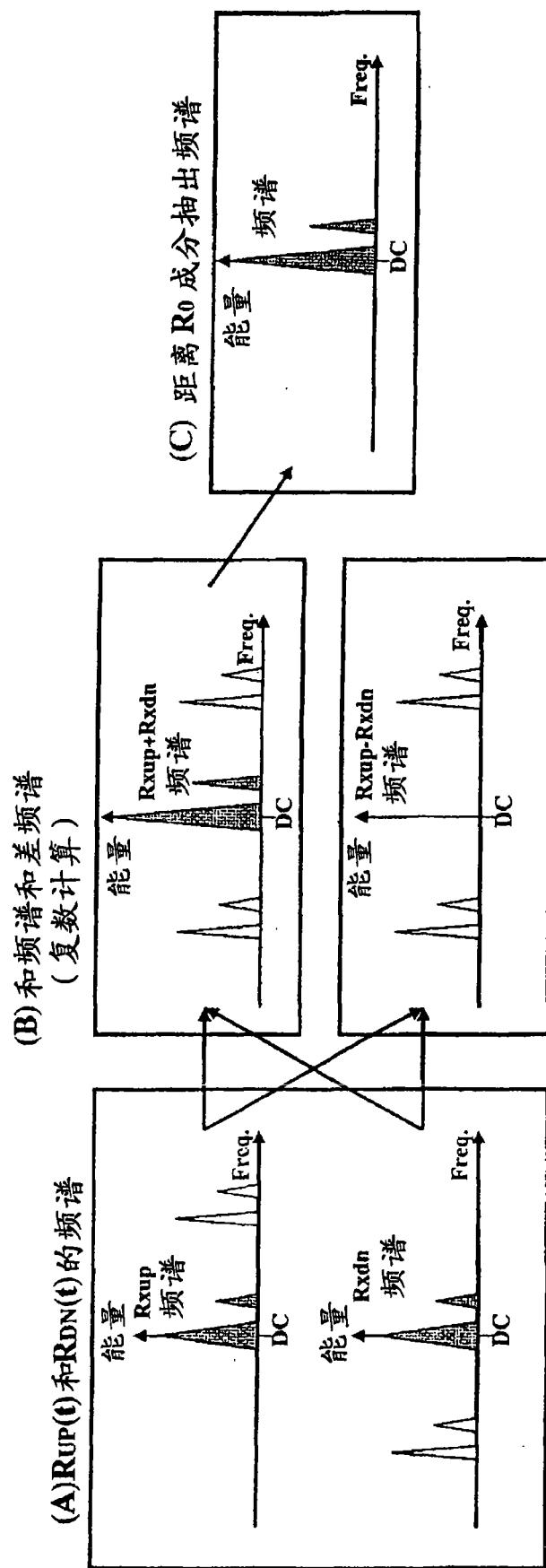


图 18



■:距离 R_1 的杂波、多普勒成分
□:距离 R_1 以外的杂波、多普勒成分

图 19

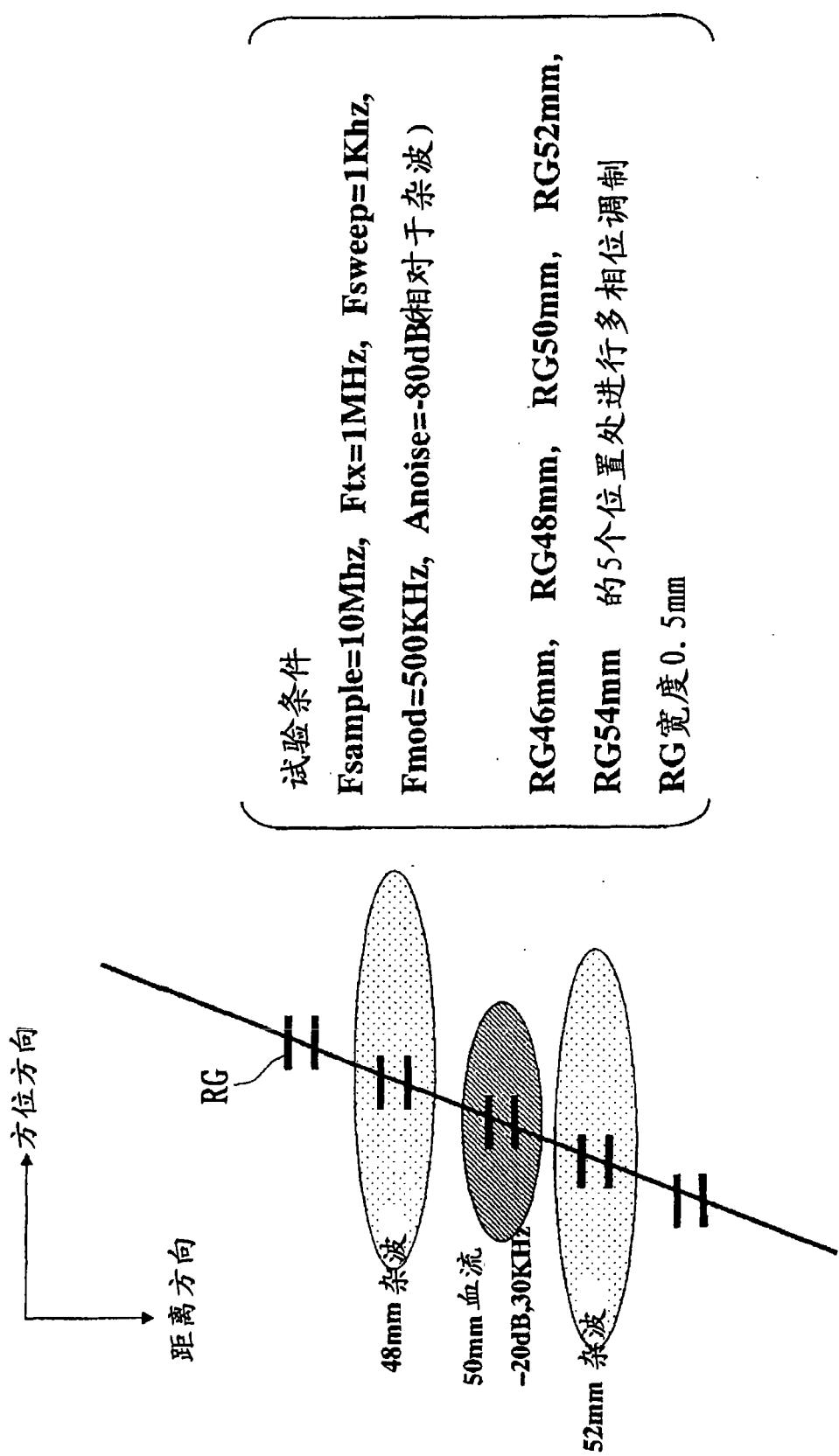


图 20

信号波形

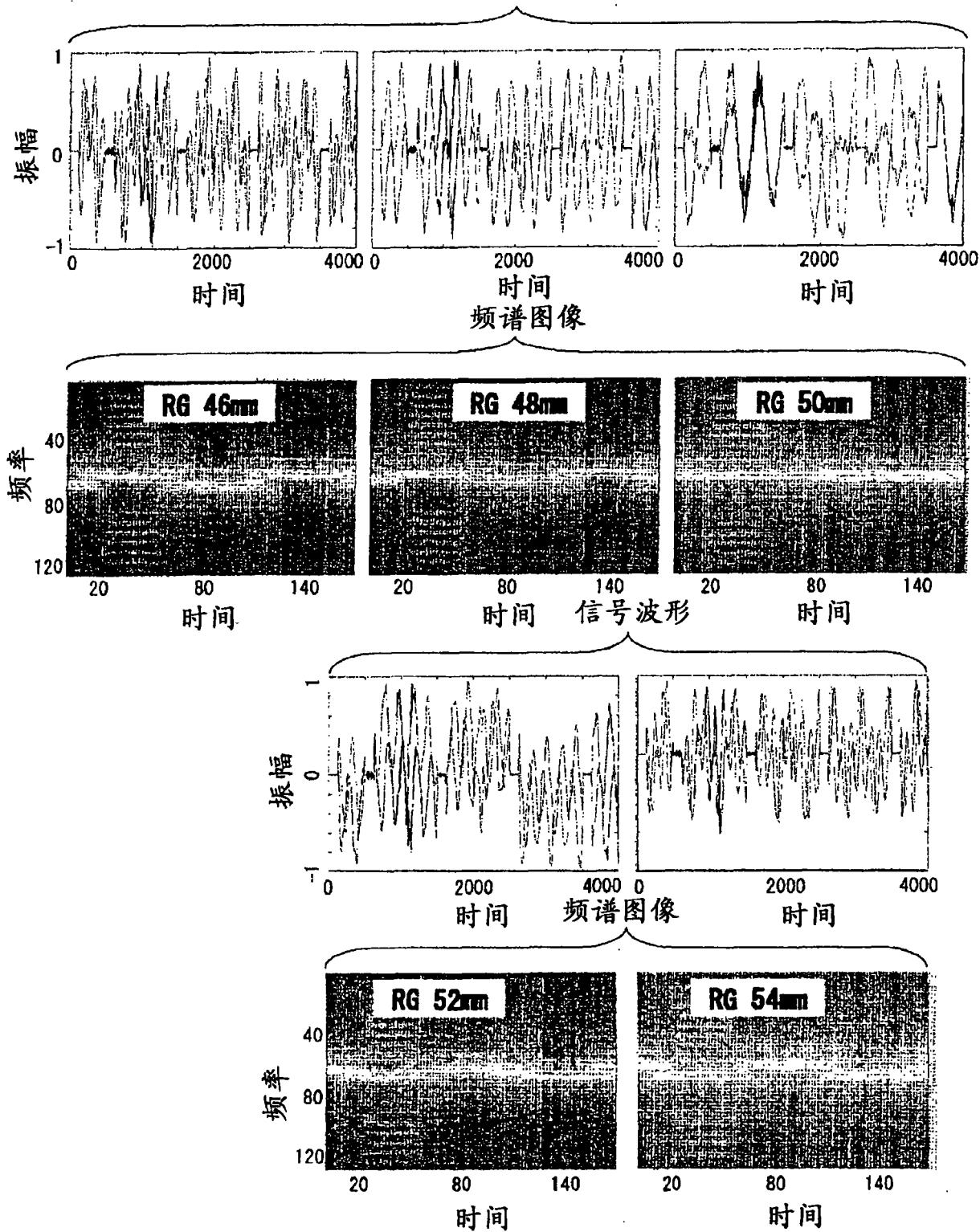
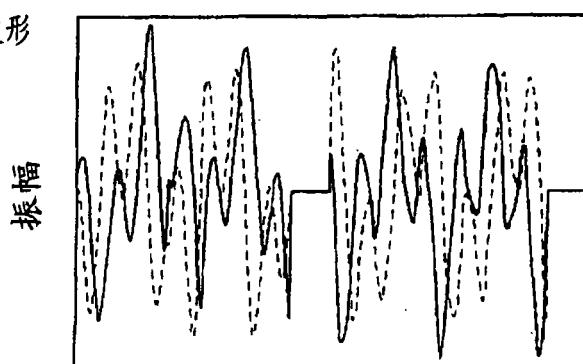


图 21

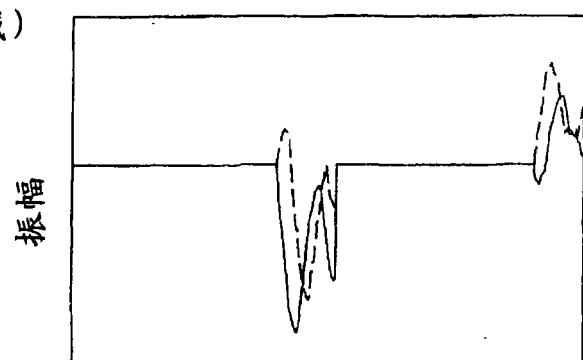
(A) AR模型(3次)下的交叉区域推测波形

实线：实数成分
虚线：虚数成分



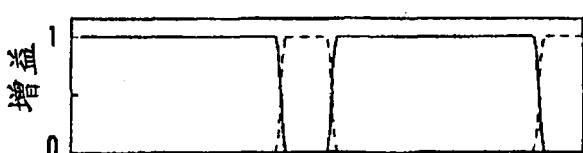
(B) RG46mm下的IQ波形(除去交叉区域)

实线：实数成分
虚线：虚数成分



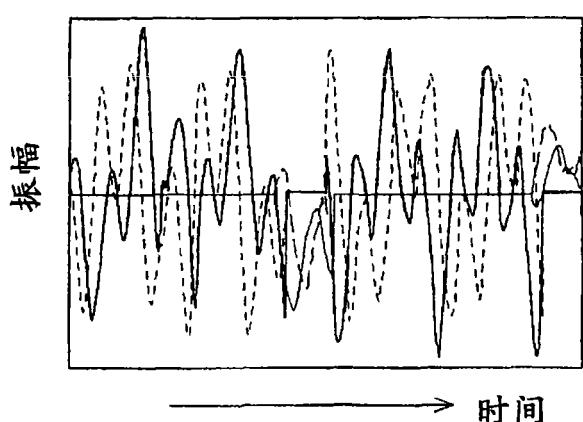
(C) IQ信号和推测信号的加权相加

实线：IQ信号的加权
虚线：推测信号的加权



(D) 混合后的连续波形

实线：实数成分
虚线：虚数成分



上行chirp/下行chirp的对区间

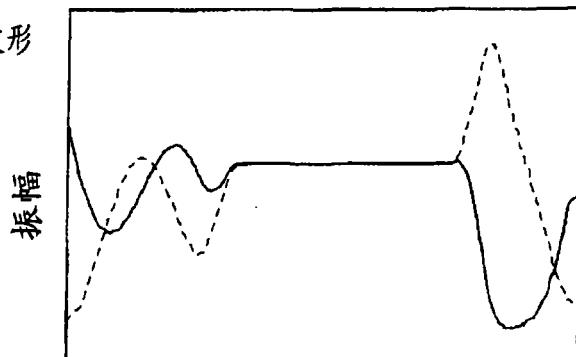
图 22

(A)

AR模型(3次)下的交叉区域推测波形

实线: 实数成分

虚线: 虚数成分

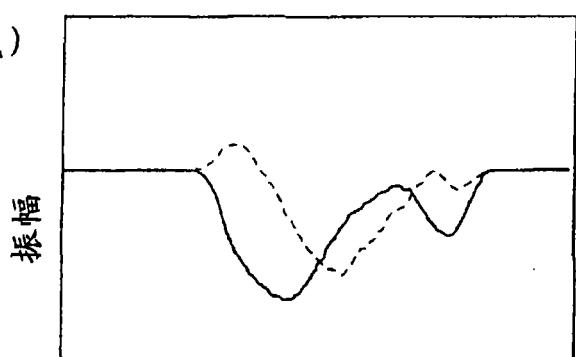


(B)

RG46mm下的IQ波形(除去交叉区域)

实线: 实数成分

虚线: 虚数成分

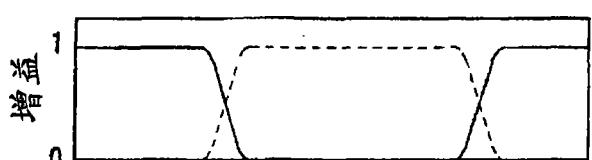


(C)

IQ信号和推测信号的加权相加

实线: IQ信号的加权

虚线: 推测信号的加权



(D)

混合后的连续波形

实线: 实数成分

虚线: 虚数成分

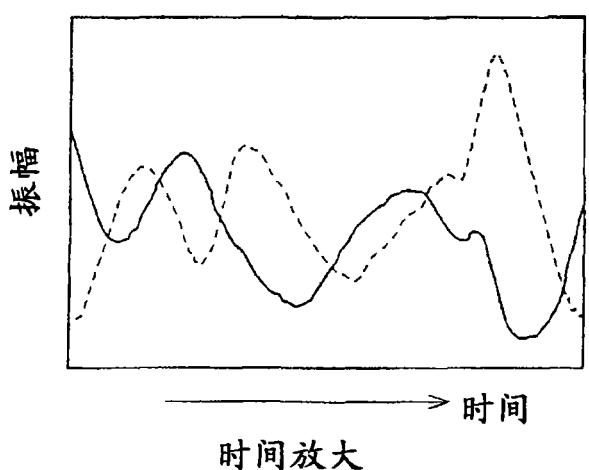
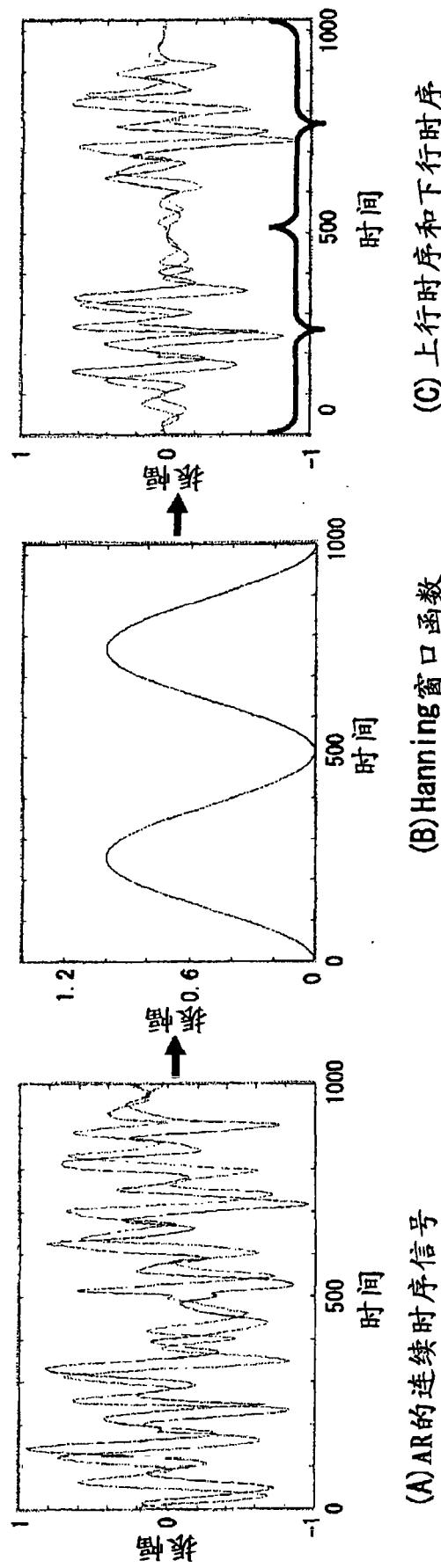


图 23



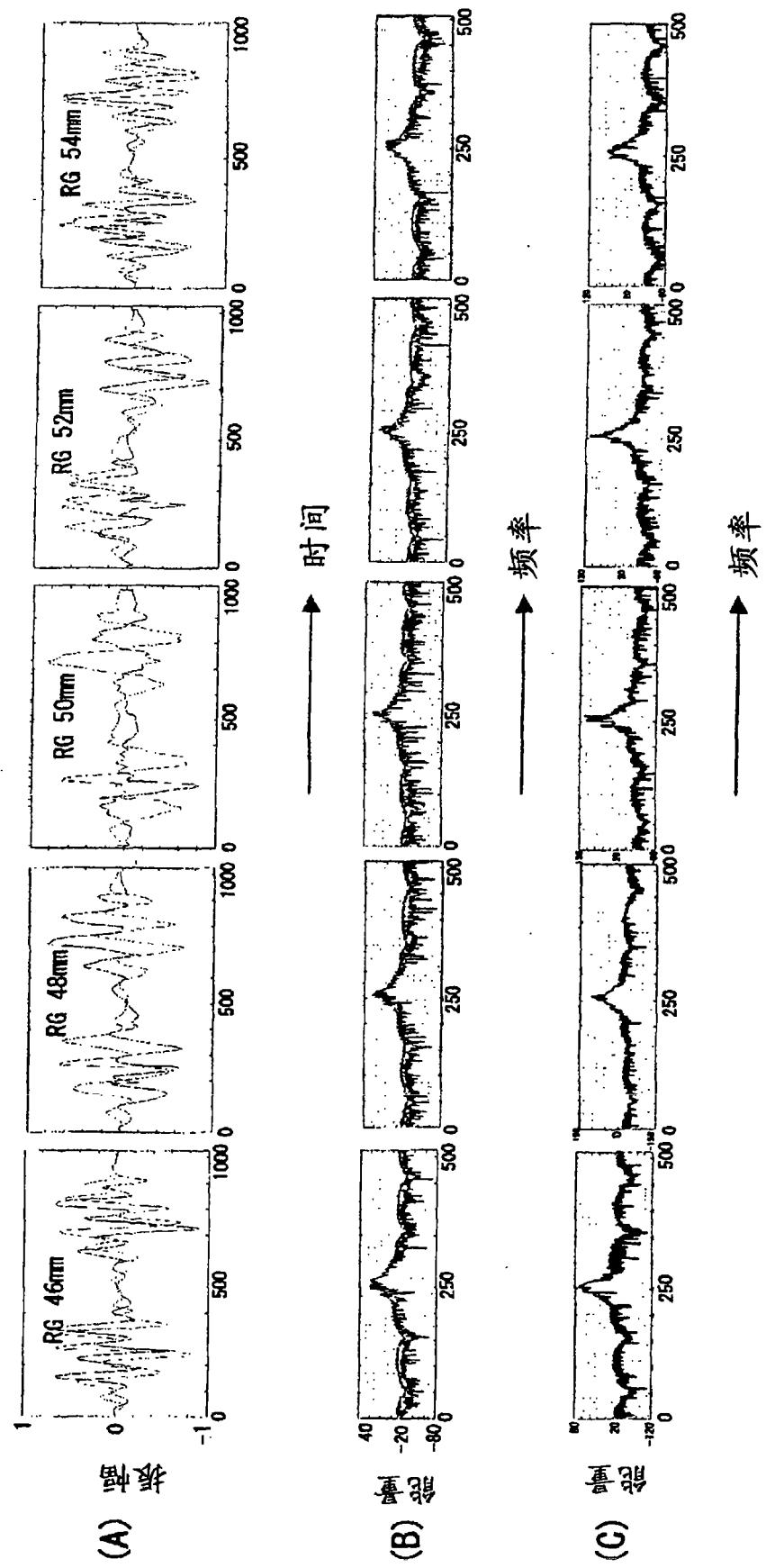
(A) AR的连续时序信号

(B) Hanning 窗口函数

(C) 上行时序和下行时序

上行成分和下行成分的合成处理

图 24



RG 46、48、50、52、54mm位置的和成分/差成分和ON距离成分

图 2.5

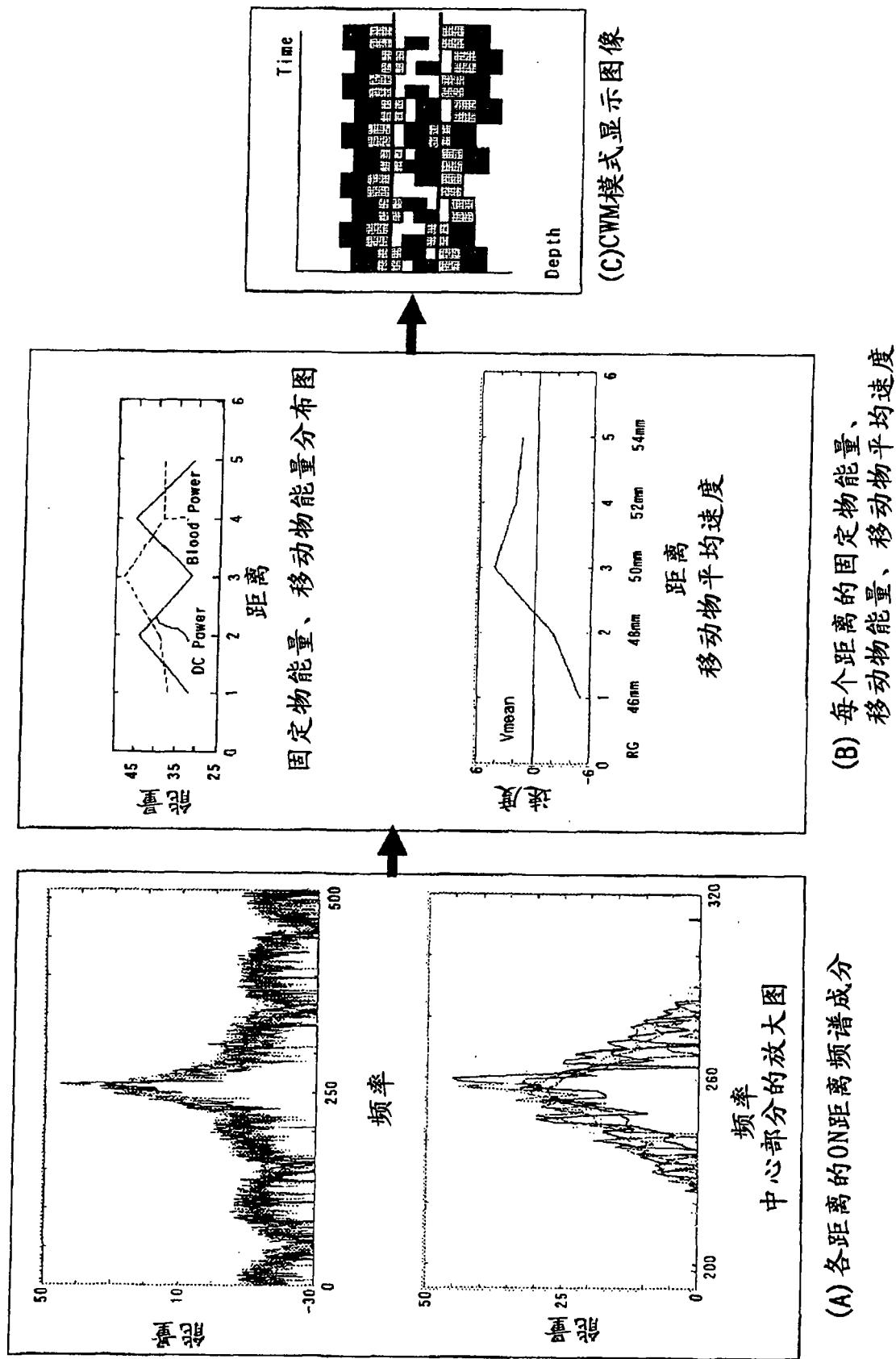
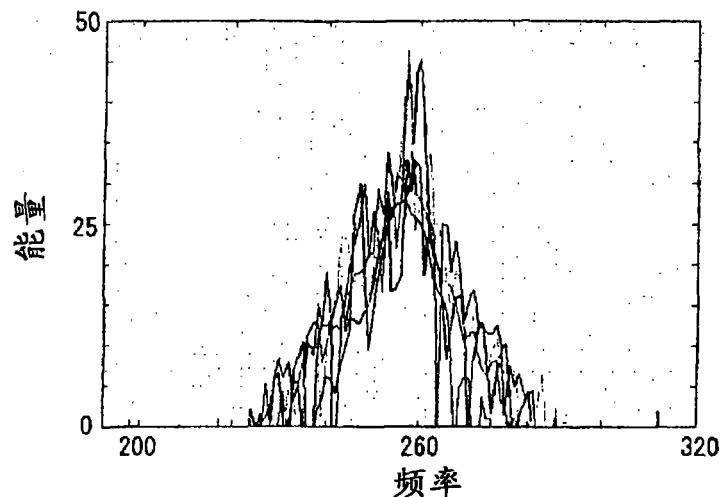
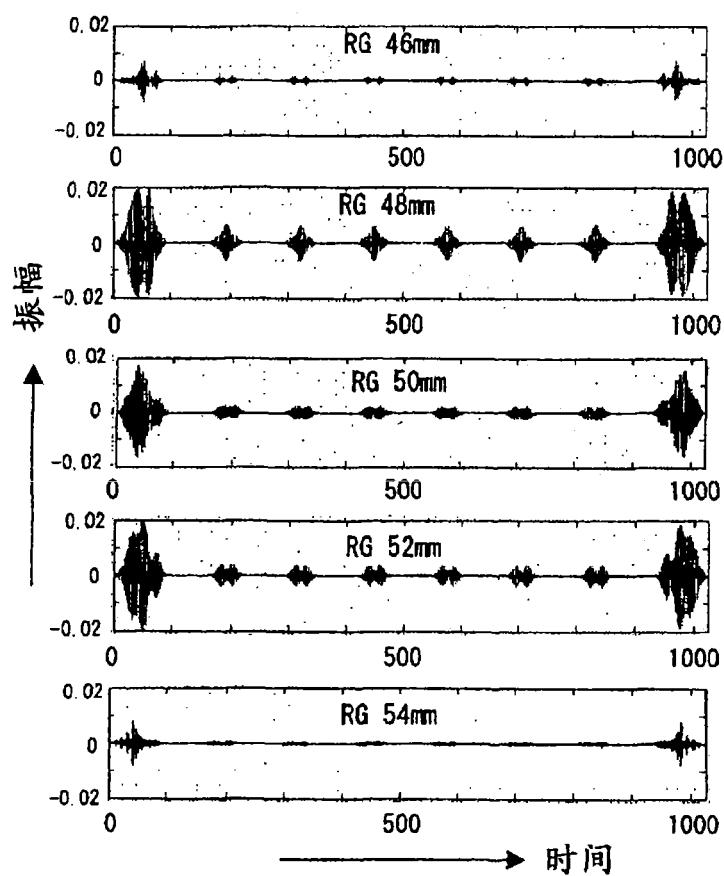


图 26



各距离的ON距离频谱成分

图 27



通过逆FFT/比例缩放处理合成的连续波

图 28

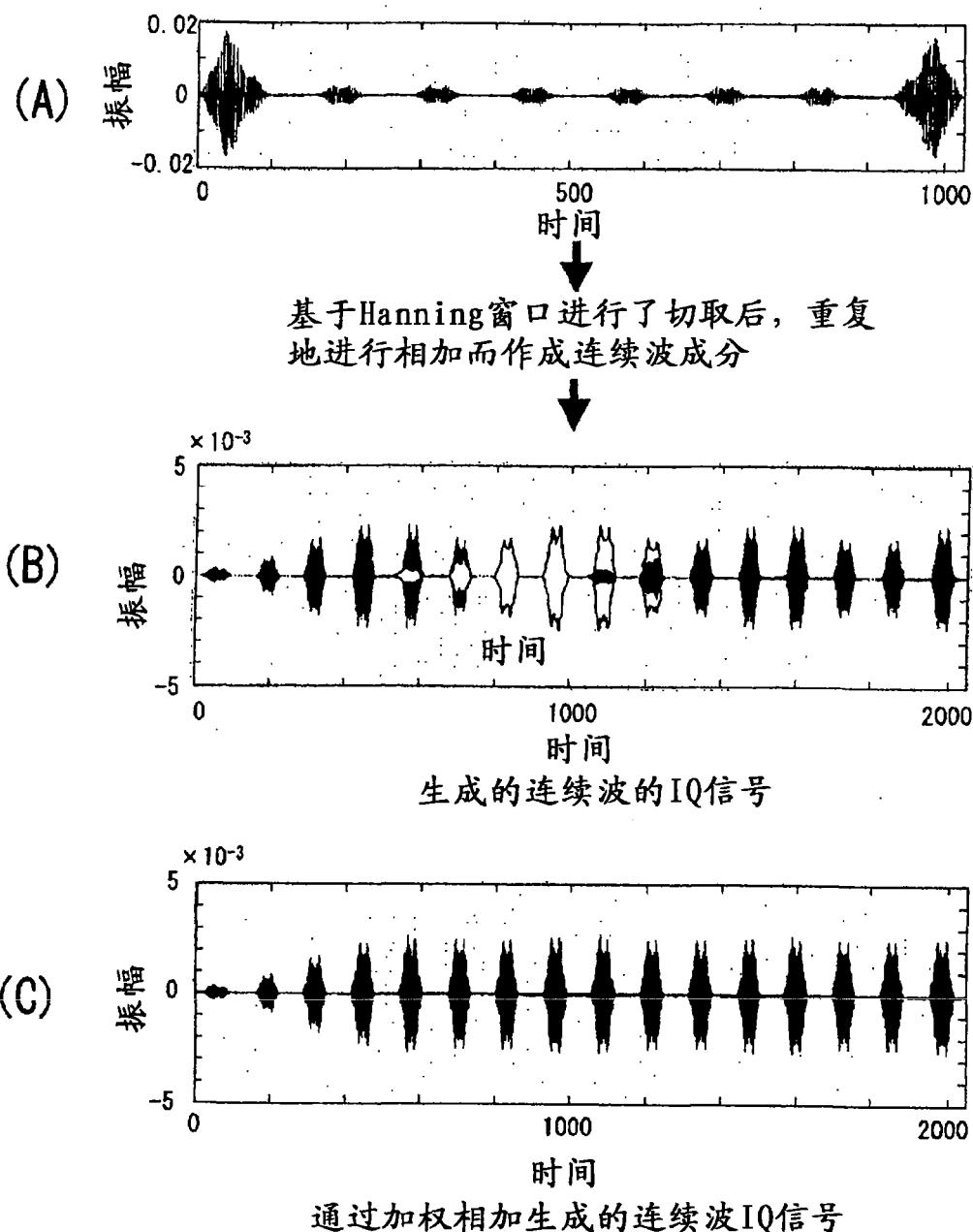


图 29

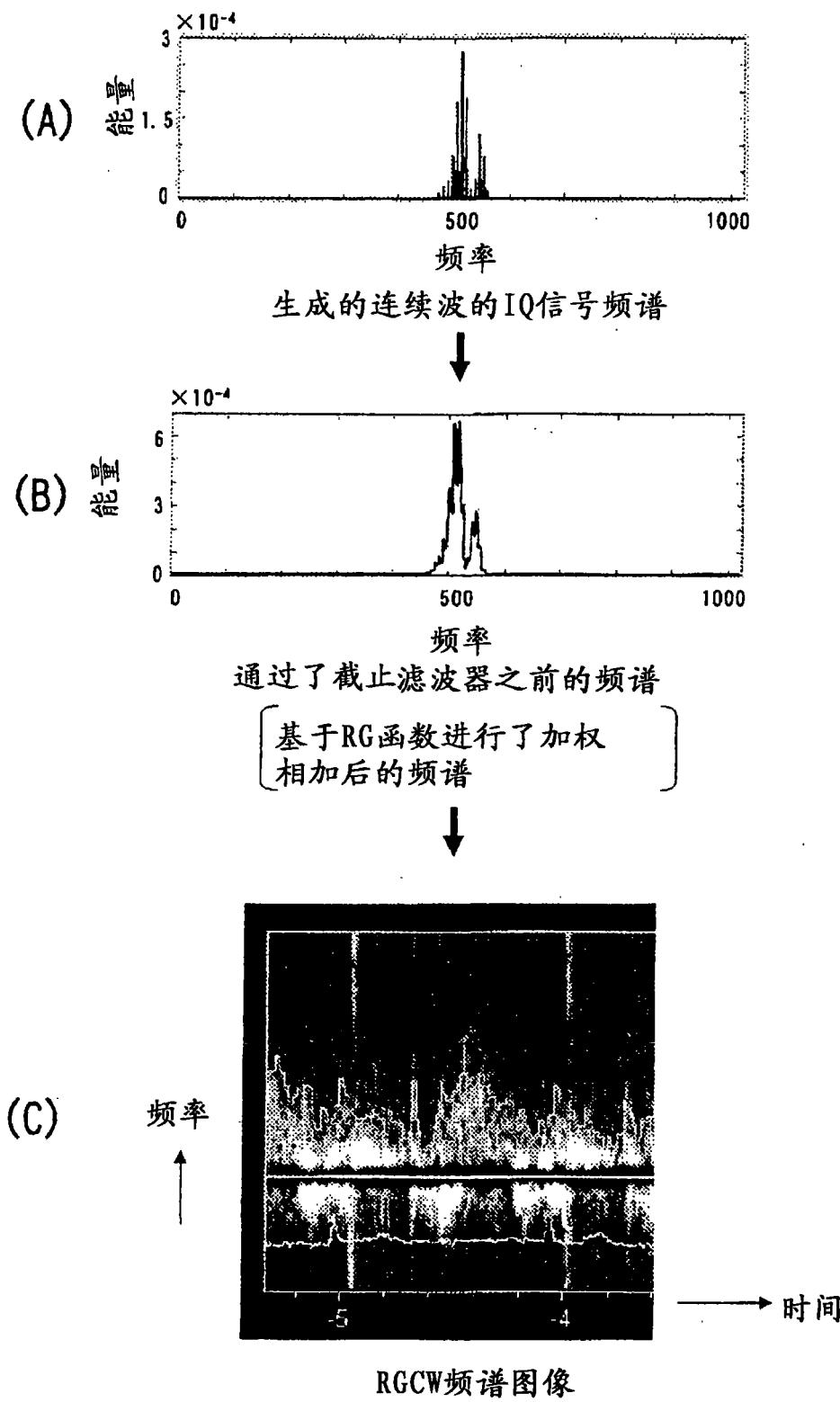
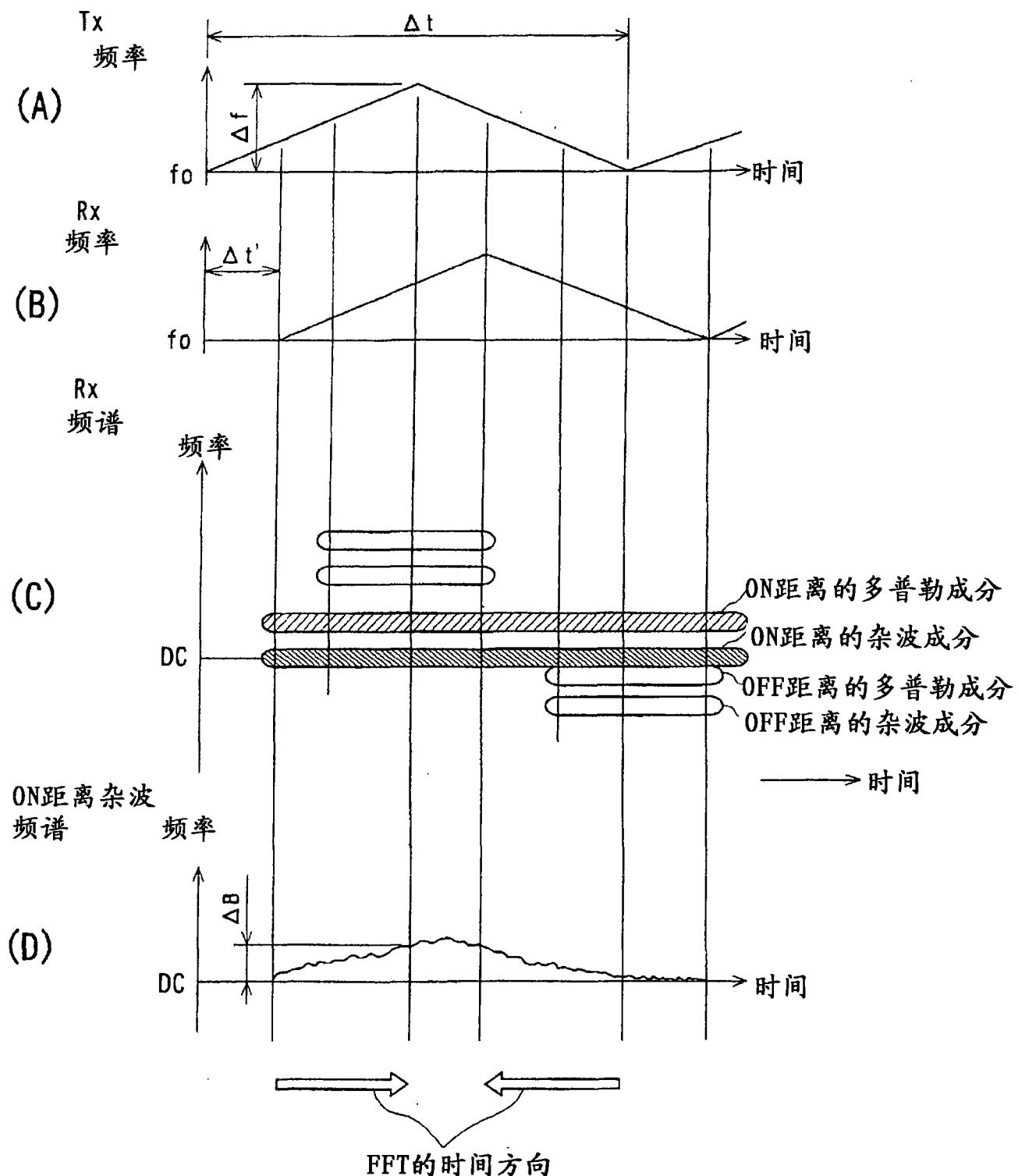


图 30



专利名称(译)	超声波多普勒诊断装置		
公开(公告)号	CN1984607A	公开(公告)日	2007-06-20
申请号	CN200580024048.5	申请日	2005-10-19
[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	马场达朗 宫岛泰夫 佐藤武史 川岸哲也 瀬尾育式 嶺喜隆		
发明人	马场达朗 宫岛泰夫 佐藤武史 川岸哲也 瀬尾育式 嶺喜隆		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 G01S15/8954 G01S7/52071 G01S15/8979		
优先权	2004306009 2004-10-20 JP		
其他公开文献	CN100536788C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种与向距离方向发送超声波连续波并行地接收上述超声波连续波的反射波的超声波多普勒诊断装置，该装置具备：对超声波连续波实施频率调制，使得相位与距离方向的距离对应地变化的调制单元；与频率调制联动地对距离方向的每个距离分别解调反射波，在分离了的状态下生成距离内的接收信号的解调单元；使用基于接收信号的多普勒成分的信号，提示信息的提示单元。

