



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103222883 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201310039572. 6

(22) 申请日 2013. 01. 31

(30) 优先权数据

2012-018844 2012. 01. 31 JP

2012-236554 2012. 10. 26 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 马场达朗

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1440726 A, 2003. 09. 10, 全文.

CN 101711684 A, 2010. 05. 26, 全文.

EP 2387947 A1, 2011. 11. 23, 全文.

JP 特開 2011-217898 A, 2011. 11. 04, 全文.

CN 1911177 A, 2007. 02. 14, 全文.

审查员 赵秋芬

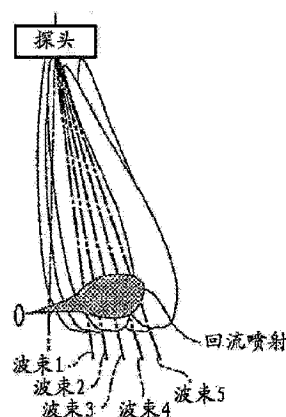
权利要求书3页 说明书12页 附图21页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。通过在将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行调频之后进行多路复用来连续地产生驱动信号,通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给驱动信号,来经由超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波。通过以按各超声波振子而不同的延迟时间将各超声波振子接收到的各回波信号相加,按各中心频率来进行分离,产生与各方位方向对应的多个波束信号,对该多个波束信号进行解调,对解调后的多个波束信号进行频率解析,计算具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号。使用该多个波束信号,检测各方位方向各深度中的多普勒偏移频率。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

发送单元,其通过在将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行调频之后进行多路复用,来连续地产生驱动信号,通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号,来经由上述超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波;

接收单元,其以按上述各超声波振子而不同的延迟时间来对上述各超声波振子接收到的各回波信号进行相加,按上述各中心频率进行分离,来产生与上述各方位方向对应的多个波束信号,对与上述各方位方向对应的多个波束信号进行解调,对上述解调后的多个波束信号进行频率解析,计算具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号;

频率解析单元,其使用具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号,来检测各方位方向的各深度的偏移频率频谱;以及

图像生成单元,其根据上述各方位方向的各深度的偏移频率频谱来生成超声波图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收单元使用与和上述调频相关的带宽宽度对应并按上述中心频率而设置的带通滤波器,来提取与上述多个方位方向对应的多个波束信号。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收单元使用上述多个波形的复共轭波形来对上述多个波束信号进行解调。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收单元根据多个波形的调制区间,对与根据超声波传播速度换算出的距离方向观测区间对应的发送波形进行复共轭的解调,

上述图像生成单元生成由相当于全部观测区间的频率解析得到的频谱的频率分布与距离方向反射强度分布对应的上述超声波图像。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述发送单元通过使对上述多个超声波振子供给的上述各驱动信号相位延迟,来执行与上述各方位方向相关的波束转向。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述发送单元响应于上述驱动信号使上述各超声波振子发送的具有多个中心频率的超声波重复,

上述接收单元通过区别由于具有上述多个中心频率的超声波而得到的回波信号的频带,来产生上述方位方向的多个超声波波束。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述频率解析单元根据上述各方位方向各自的多普勒偏移频率,来计算与上述各方位方向相关的多普勒测量值的分布。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述发送单元对相对于任意方位角 θ 的中心波束对称的二个方位方向分配不同的频率,

上述频率解析单元根据从上述对称的二个方位方向得到的多普勒偏移速度,来推定被检体的血流方向以及血流大小中的至少一个。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述发送单元对相对于任意方位角 θ 的中心波束对称的二个方位方向分配不同的频率,

上述频率解析单元根据从上述对称的二个方位方向得到的多普勒偏移速度, 来校正上述中心波束的角度。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述超声波探头是上述多个超声波振子被二维状地排列而成的二维探头,

上述发送单元对上述多个超声波振子分别供给与规定的频率对应的上述驱动信号, 以使得形成将同一频率的发送超声波声场被同心圆状地分段而成的三维声场。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述超声波诊断装置还具备计算单元, 该计算单元使用上述各方位方向各自的多普勒偏移频率来计算规定的诊断指标。

12. 一种超声波诊断装置, 其中, 具备:

发送单元, 其通过将多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行多路复用, 来连续地产生驱动信号, 通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号, 来经由上述超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波;

接收单元, 其通过以按上述各超声波振子而不同的延迟时间来对上述各超声波振子接收到的各回波信号进行相加, 按上述各中心频率进行分离, 来产生与上述各方位方向对应的多个波束信号; 以及

多普勒处理单元, 其使用与上述各方位方向对应的多个波束信号, 来检测上述各方位方向各自的多普勒偏移频率。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述发送单元通过使对上述多个超声波振子供给的上述各驱动信号相位延迟, 来执行与上述各方位方向相关的波束转向。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述发送单元响应于上述驱动信号使上述各超声波振子发送的具有多个中心频率的超声波重复,

上述接收单元通过区别由于具有上述多个中心频率的超声波而得到的回波信号的频带, 来产生上述方位方向的多个超声波波束。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述多普勒处理单元根据上述各方位方向各自的多普勒偏移频率, 来计算与上述各方位方向相关的多普勒测量值的分布。

16. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述发送单元对相对于任意方位角 θ 的中心波束对称的二个方位方向分配不同的频率,

上述多普勒处理单元根据从上述对称的二个方位方向得到的多普勒偏移速度, 来推定被检体的血流方向以及血流大小中的至少一个。

17. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述发送单元对相对于任意方位角 θ 的中心波束对称的二个方位方向分配不同的频

率，

上述多普勒处理单元根据从上述对称的二个方位方向得到的多普勒偏移速度，来校正上述中心波束的角度。

18. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其中，

上述超声波探头是上述多个超声波振子被二维状地排列而成的二维探头，

上述发送单元对上述多个超声波振子分别供给与规定的频率对应的上述驱动信号，以使得形成将同一频率的发送超声波声场被同心圆状地分段而成的三维声场。

19. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其中，

上述超声波诊断装置还具备计算单元，该计算单元使用上述各方位方向各自的多普勒偏移频率来计算规定的诊断指标。

20. 一种超声波诊断装置控制方法，其中，具备：

通过在将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行调频之后进行多路复用，来连续地产生驱动信号；

通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号，来经由上述超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波；

以按上述各超声波振子而不同的延迟时间对上述各超声波振子接收到的各回波信号进行相加；

通过按上述各中心频率进行分离，来产生与上述各方位方向对应的多个波束信号；

对与上述各方位方向对应的多个波束信号进行解调；

对上述解调后的多个波束信号进行频率解析；

计算具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号，

使用具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号，来检测各方位方向的各深度的偏移频率频谱，以及

根据上述各方位方向的各深度的偏移频率频谱来生成超声波图像。

21. 一种超声波诊断装置控制方法，其中，具备：

通过将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行多路复用，来连续地产生驱动信号，

通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号，来经由上述超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波，

以按上述各超声波振子而不同的延迟时间对上述各超声波振子接收到的各回波信号进行相加，

通过按上述各中心频率进行分离，来产生与上述各方位方向对应的多个波束信号，

使用与上述各方位方向对应的多个波束信号，来检测上述各方位方向各自的偏移频率频谱。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

[0001] 本申请主张 2012 年 1 月 31 日申请的日本专利申请号 2012-018844 及 2012 年 10 月 26 日申请的日本专利申请号 2012-236554 的优先权，并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及当实施使用连续超声波(CW:continuous wave)的连续波多普勒(CWD:continuous wave Doppler)测量时,能够同时对方位方向进行测量的超声波诊断装置以及其控制方法。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置是对被检体内放射从设置在超声波探头上的振子产生的超声波脉冲,由上述振子接收由于被检体组织的声阻抗的差异而生成的超声波反射波,来收集生物体信息的装置。仅仅通过使超声波探头与体表相接触这样的简单操作,就能够实时显示图像数据,例如,由于能够观察心脏等具有活动的对象物,因此可广泛地应用于循环器官领域、各种脏器的形态诊断或功能诊断。

[0004] 在使用了这样的超声波诊断装置的超声波诊断中,存在被称为“CWD 法”的血流速度的测量方法。该方法是通过使用连续波的超声波进行多普勒成像,来测量血流速度的方法,一般地用于深部的高速血流的测量。

[0005] 专利文献 1:日本特开 2008-63829 号公报

[0006] 专利文献 2:日本特开 2005-23391 号公报

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 以往的 CWD 法与 PWD 法不同,没有距离分辨率。另外,也不能同时收集多个波束。对于前者最近正在研究 FMCW 技术,能够对应的可能性较大,但对于后者存在一边发送连续波一边波束发生摆动这样的原理性问题,难以解决。

[0009] 本发明鉴于上述问题而完成,其目的在于,提供一种当在超声波诊断中进行使用了 CWD 法的测量时,能够同时对方位方向进行测量的超声波诊断装置或者其控制方法、或者能够进行具有针对方位方向以及深度方向(距离方向)的分辨率的同时测量的超声波诊断装置或者其控制方法。

发明内容

[0010] 一个实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:发送单元,其通过在将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行调频之后进行多路复用,来连续地产生驱动信号,通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号,来经由上述超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波;接收单元,其以按上述各超声波振子而不同的延迟时间来对上述各超声波振子接收到的上述各回波信号进行相加,按上述各中心频率进行分离,从而产生与上述各方位方向对应的多个波束信号,对与上述

各方位方向对应的多个波束信号进行解调,对上述解调后的多个波束信号进行频率解析,计算具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号;多普勒处理单元,其使用具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号,来检测各方位方向各深度的多普勒偏移频率;以及图像生成单元,其根据上述各方位方向各深度的多普勒偏移频率来生成超声波图像。

[0011] 根据以上的本发明,能够实现一种当在超声波诊断中进行利用了 CWD 法的测量时,能够对方位方向同时进行测量的超声波诊断装置。

附图说明

[0012] 图 1 是实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的框结构图。

[0013] 图 2 是用于说明同时多方向 CWD 功能的图。

[0014] 图 3 是表示对不同的 3 个方位方向分配的电压波形的一个例子的图。

[0015] 图 4 是表示图 3 所示的 3 个电压波形的多重波的图。

[0016] 图 5 是表示发送图 4 所示的多重波而得到的接收波束的频谱分布的图。

[0017] 图 6 是由带通滤波器对由多重波发送得到的接收波束进行分离后的频谱分布的图。

[0018] 图 7 是表示针对不同的 13 个各方位方向,设方位方向 0 度为频率 2.0MHz,以 0.05MHz 的间隔分配不同的频率时的一个例子的图。

[0019] 图 8 是用于说明以往的 CDW 法的图。

[0020] 图 9 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 1 的图。

[0021] 图 10 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 1 的图。

[0022] 图 11 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 2 的图。

[0023] 图 12 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 2 的图。

[0024] 图 13 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 2 的图。

[0025] 图 14 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 3 的图。

[0026] 图 15 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 3 的图。

[0027] 图 16 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 3 的图。

[0028] 图 17 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 3 的图。

[0029] 图 18 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 4 的图。

[0030] 图 19 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 4 的图。

[0031] 图 20 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 5 的图。

[0032] 图 21 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 5 的图。

[0033] 图 23 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 5 的图。

[0034] 图 23 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 6 的图。

[0035] 图 24 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 6 的图。

[0036] 图 25 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 6 的图。

[0037] 图 26A 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的结构的图。

[0038] 图 26B 是表示实现分频出的 FMCWD 功能的超声波发送单元 21 的结构的图。

[0039] 图 27 是用于说明按照分频出的 FMCWD 功能的发送处理的图。

- [0040] 图 28 是用于说明按照分频出的 FMCWD 功能的发送处理的图。
- [0041] 图 29 是用于说明按照分频出的 FMCWD 功能的发送波束的图。
- [0042] 图 30 是表示实现本分频出的 FMCWD 功能的超声波接收单元 22 的结构图。
- [0043] 图 31 是用于说明按照分频出的 FMCWD 功能的接收处理的图。
- [0044] 图 32 是用于说明本应用例所涉及的解调处理的概念图。
- [0045] 图 33A 是用于说明应用例所涉及的解调处理的效果的图。
- [0046] 图 33B 是用于说明应用例所涉及的解调处理的效果的图。
- [0047] 图 34 是用于说明应用例所涉及的解调处理的效果的图。
- [0048] 附图标记说明
- [0049] 1...超声波诊断装置、12...超声波探头、13...输入装置、14...监视器、21...超声波发送单元、22...超声波接收单元、23...B 模式处理单元、24...多普勒 / 血流检测单元、25...图像生成单元、26...图像存储器、27...显示处理单元、28...控制处理器、29...存储单元、30...接口单元。

具体实施方式

[0050] 一般而言, 根据本实施方式, 超声波诊断装置具备: 发送单元、接收单元、以及多普勒处理单元 C。发送单元通过将多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行多路复用连续地产生驱动信号, 通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给上述驱动信号, 来经由上述超声波探头发送连续波。接收单元按上述各超声波振子而不同的延迟时间对上述各超声波振子接收到的上述各回波信号进行相加, 按上述各中心频率进行分离, 来产生与上述各方位方向对应的多个波束信号。多普勒处理单元使用与上述各方位方向对应的多个波束信号, 来检测上述各方位方向各自的多普勒偏移频率。

[0051] 以下, 按照附图说明实施方式。另外, 在以下的说明中, 针对具有大致相同的功能以及结构的构成要素, 标注同一附图标记, 只在必要时进行重复说明。

[0052] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的框结构图。如该图所示, 本超声波诊断装置 1 具备: 超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒 / 血流检测单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、显示处理单元 27、控制处理器 (CPU) 28、存储单元 29、接口单元 30。以下, 针对各个构成要素的功能进行说明。

[0053] 超声波探头 12 是对被检体发送超声波, 接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的设备 (接触元件), 在其前端具有多个超声波振子、匹配层、背衬材料等。超声波振子根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号对扫描区域内的所希望的方向发送超声波, 将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层是设置在该超声波振子上, 用于使超声波能量有效地传播的中间层。背衬材料防止超声波从该超声波振子向后方传播。如果从该超声波探头 12 对被检体 P 发送超声波, 则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射, 作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于反射的不连续面的声阻抗的差。另外, 所发送的超声波脉冲被正在移动的血流反射时的回波会由于多普勒效应, 而依存于移动体的超声波发送接收方向的速度分量, 受到频移。

[0054] 另外, 本超声波探头 12 是具有能够进行 CWD 发送接收的带宽的探头。另外, 也可

以是多个超声波振子被一维地排列而成的一维阵列探头、多个超声波振子被二维地排列而成的二维阵列探头中的任一方。

[0055] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。

[0056] 监视器 14 根据来自显示处理单元 27 的视频信号,显示生物体内的形态学信息、血流信息、或各方位方向各自的多普勒波形等。

[0057] 超声波发送单元 21 具有未图示的振动(oscillation)产生部、发送分频部、发送驱动器等。振动产生部反复产生具有规定的频率 frHz(周期:1/fr 秒)的振动波形。发送分频部对振动产生部进行分频,生成具有所希望的频率的波形。发送驱动器以规定的延迟时间,对各超声波振子供给合成了由分频处理生成的与不同频率对应的多个波形的多重波。

[0058] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、接收延迟部、加法器。在放大电路中,将经由探头 12 取入的回波信号在每个信道中进行放大。在 A/D 转换器中,将放大后的模拟的回波信号转换成数字回波信号。在延迟电路中,对数字转换出的回波信号确定接收指向性,赋予进行接收动态聚焦所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性来形成超声波发送接收的综合性的波束。

[0059] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来加以表现的数据。

[0060] 多普勒/血流检测单元 24 从由接收单元 22 接收到的回波信号中提取/解析血流信号,求得作为多普勒波形/血流数据的平均速度、方差、功率(power)等血流信息。另外,多普勒/血流检测单元 24 按照后述的同时多方向 CWD 功能对各方位方向各自的多普勒偏移频率进行检测,求得各方位方向各自的作为多普勒波形、血流数据的平均速度、方差、功率等血流信息。

[0061] 图像生成单元 25 通过对从 B 模式处理单元 23、图像存储器 26 接收到的二维的或者三维的 RAW 数据进行 RAW-像素转换(或者体素转换),来生成二维或者三维图像数据。另外,图像生成单元 25 对所生成的图像数据进行体绘制、多截面转换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示 CMIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。另外,以使噪音降低或图像的拼接优良为目的,也可以在图像生成单元 25 之后插入二维的滤波器,进行空间平滑化处理。

[0062] 图像存储器 26 例如使用从 B 模式处理单元 23 接收到的多个 B 模式数据,生成二维的或者三维的 B 模式 RAW 数据。

[0063] 显示处理单元 27 对在图像生成单元 25 中生成/处理后的各种图像数据,执行各种动态范围、亮度(明亮度)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等。

[0064] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 31 中读出用于实现后述的同时多方向 CWD 功能的控制程序,在自身所具有的存储器上展开,执行与同时多方向 CWD 相关的控制、使用了由该功能得到的与各方位方向相关的多普勒信号的计算(复合、信号强度的空间分布、自动角度校正、血流速度的血管内分布、诊断指标值等的计算)。

[0065] 存储单元 29 保管有用于实现后述的同时多方向 CWD 功能的控制程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、用于实现散斑除去功能的程序、体部标记生成程序、按每个诊断部位预先设定映像化所使用的彩色数据的范围的转换表、或其他的数据组。另外,根据需要,还能够用于未图示的图像存储器中的图像的保管等。存储单元 29 的数据还能够经由接口单元 30 向外部外围装置转送。

[0066] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据或解析结果等能够由接口单元 30,经由网络与其他的装置进行转送。

[0067] (同时多方向 CWD 功能)

[0068] 接着,针对本超声波诊断装置所具备的同时多方向 CWD 功能进行说明。该功能是通过 CWD 法进行血流测量时,从各超声波振子发送对超声波波束的每个方位方向分配了不同的频率的多重波,根据由该多重波得到的反射波来检测各频率的多普勒偏移频率,来同时执行针对各方位方向的 CDW。

[0069] 图 2 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的图。另外,以下为了简化说明,将针对三方向同时进行 CWD 测量的情况作为例子。

[0070] 在图 2 中,例如对方位方向 θ 分配频率 F ,对方位方向 θ' 分配频率 F' ,对方位方向 θ'' 分配频率 F'' 。此时,发送单元 21 对振动波形进行分频,如图 3 所示,生成对方位方向 θ 分配的驱动电压波形 $V(F)$ 、对方位方向 θ' 分配的驱动波形 $V'(F')$ 、对方位方向 θ'' 分配的波形驱动电压 $V''(F'')$ 。发送单元 21 通过将所生成的波形 $V(F)$ 、波形 $V'(F')$ 、波形 $V''(F'')$ 进行合成(多路复用),来产生图 4 所示的那样的多重波 V_M ,作为具有各超声波振子各自的相位延迟(ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\phi_3 \cdots \phi_N$)的驱动信号,如图 2 所示那样供给至对应的各超声波振子。其结果,将从超声波探头 12 发送与方位方向 θ 对应的波束 M 、与方位方向 θ' 对应的波束 M' 、与方位方向 θ'' 对应的波束 M'' 的多重波。另外,在图 2 的例子中,只示例出与方位方向 θ 对应的发送波束 M 的等相位面。

[0071] 对各超声波振子分别发送分别具有规定的相位延迟的多重波。该发送多重波在被检体的体内被反射,作为反射波被各超声波振子接收。接收单元 22 通过将每个该超声波振子接收到的各反射波放大,延迟相加,来生成接收波束。由于该接收波束是由将频带不同的 3 个波形进行多路复用后的发送多重波而造成的,因此,例如具有图 5 所示的那样的频谱波形。多普勒测量单元 24 通过各带宽的带通滤波器,分离成具有图 6 所示的那样的与各方位方向对应的频谱的回波信号,对各回波信号执行多普勒测量处理。

[0072] 在以上所述的例子中,示例出针对方位方向 θ 、 θ' 、 θ'' 这三方向同时分配彼此不同的频率进行 CWD 测量的情况。然而,并不拘泥于该例子,通过针对 n 个方位方向(其中, n 为 2 以上的任意数),分配不同的频率进行同样的处理,从而能够同时进行 CWD 测量。另外,在图 7 中,示例出针对不同的 13 个的各方位方向,设方位方向 0 度为频率 2.0MHz,以 0.05MHz 间隔分配不同的频率时的一个例子。

[0073] 以上所示的同时多方向 CWD 功能以往不存在。即,在以往,例如如图 8 所示,通过对各超声波振子供给基于使每个超声波振子相位延迟的规定频率 F 的驱动电压,来进行使方位方向 θ 为一个的波束形成。对此,在本同时多方向 CWD 功能中,如图 2 所示的那样,使将对超声波波束的每个方位方向分配了不同的频率的多重波按各超声波振子相位来发生

延迟从而供给至各超声波振子,根据由该多重波得到的反射波来检测各频率的多普勒偏移频率。从而,能够同时执行针对各方位方向的 CDW。

[0074] (应用例 1)

[0075] 当是以往的 CWD 时,对单一频率赋予相位延迟,在图 9 所示的以往的转向区域 R1 中如图 10 所示的那样使波束 B1 偏转。这是由于与 PWD 不同,没有使用时间延迟,因此针对偏转角度在偏转范围产生制约,必须使用非常狭窄的发送接收开口。因此,在超过 2π 的范围内偏转中产生走样(aliasing),将限定波束 B1 的偏转范围。另外,当扩大开口时,存在与伪影(artifact)的平衡(tradeoff),但需要进行等待等开口控制。

[0076] 本应用例 1 是通过本同时多方向 CWD 功能解除上述制约,扩大波束的转向角的例子。即,在本应用例所涉及的同时多方向 CWD 功能中,在图 9 的扩张区域 R2a、R2b 中,对具有与图 10 的波束 B1 不同的频率的波束 B2 赋予相位延迟。由此,在该扩张区域 R2a、R2b 中能够进一步产生 2π 的相位相应的余量。

[0077] 更具体而言,假定设以往的转向范围为 2MHz 驱动,在该以往转向范围的外侧,进一步扩张转向范围的情况。此时,以往转向范围的 2MHz 的偏转延迟数据保持固定,将对扩张的转向范围内的各方位方向分配的驱动频率例如提高到 2MHz ~ 2.4MHz。由此,当设以往的一侧偏转上限为 10° 时,能够将转向范围扩张到 14° 左右。即使在接收中,也同样进行频率联动的接收延迟。由此,根据本同时多方向 CWD 功能,与以往相比,能够确保更广域的转向范围。

[0078] 另外,在强偏转时,与以往相同,需要进行基于切趾法(apodization)的开口缩小,但被认为其影响较小,能够在端部灵敏度降低的缓和利用。另外,在以上的说明中,如图 9、图 10 等所示,说明了通过按照本同时多方向 CWD 功能的波束转向,对以往的转向范围 R1 进一步扩张扩张区域 R2a、R2b 相应的偏光范围的例子。然而,扩张范围并不只限定于扩张区域 R2a、R2b,例如能够通过依次对更大范围的扩张区域分配降低的频率,来进一步扩张偏转界限。

[0079] (应用例 2)

[0080] 应用例 2 是通过由本同时多方向 CWD 功能扩大同时测量范围,来提高血流测量制度的例子。

[0081] 图 11、12、13 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 2 的图。如图 11 所示,在以往以主波束轴 A1 为中心形成声场。此时,同时测量范围依存于基于开口控制(例如,通过使开口变小,在远方聚焦来扩大波束等)的波束形状(声场)的扩大量控制。对此,在本同时多方向 CWD 功能中,如图 12 所示的那样以中心波束的轴 B1 为中心使多个波束声场(N 根波束声场)重叠。对从 N 根波束声场得到的各回波信号如图 13 所示的那样,利用法按各波束而不同的带通滤波器进行检波取出信号,对所得到的波束信息进行复合(取得整体(ensemble)平均)。这样,增加通过使波束的根数为 N 根而得到的信息,能够使 S/N 比为 $(1/N^{1/2})$ 倍。

[0082] (应用例 3)

[0083] 应用例 3 是通过同时多方向 CWD 功能例如能够把握心腔内的回流喷射的形狀的例子。

[0084] 图 14、15、16、17 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 3 的图。如图 14 所

示,在以往的 CWD 测量中,只能够得到依存于波束轮廓的血流信息,只能够捕捉作为容积总数的偏移分量。对此,在本同时多方向 CWD 功能中,如图 15 所示,使 N 根波束重叠,按各频带进行分离,例如如图 16 所示,将各频带中的多普勒偏移频率的频谱检测为波束排列方向(方位方向)的分布。由此,能够测量各波束的血流信息(最大值、功率值等),另外,通过根据这些结果生成例如根据分布值分配了颜色的色表(图 17),从而能够在视觉上推定最大值、功率值的波束排列方向(方位方向)的分布。另外,能够根据这样的最大值等分布,例如把握图 15 所示的那样的回流喷射对哪一方位方向产生了影响(即,回流喷射形状的定量的分布)。

[0085] (应用例 4)

[0086] 应用例 4 是通过同时多方向 CWD 功能自动校正发送角度的例子。另外,以往的角度校正的算法详细内容例如记载在日本特开 2008-301892 号公报中。

[0087] 图 18、19 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 4 的图。首先,使用图 18 说明二维截面中的发送角度校正的例子。如该图所示,能够测量二维截面上的同时来自 2 个方向的血流速度(在此,来自点 P1 的速度或者频率、和来自点 P2 的速度或者频率),如果已知波束角 ϕ 和波束间的角 2ϕ ,则如以下那样,能够计算实际的血流速度 f_0 。

[0088] 首先,来自点 P1 的频率 f_1 、来自点 P2 的频率 f_2 以 θ 为目标的血流向量的方向角,能够使用 f_0 、 ϕ 、 θ 分别如以下那样来表示。

$$[0089] \quad f_2 = f_0 \cdot \sin\{\pi/2 - \theta - \phi\} \quad (1)$$

$$[0090] \quad f_1 = f_0 \cdot \sin\{\pi/2 - \theta + \phi\} \quad (2)$$

[0091] 上述(1)、(2)能够如以下那样变形。

$$[0092] \quad f_2 = f_0 \cdot \cos(\theta + \phi) \quad (3)$$

$$[0093] \quad f_1 = f_0 \cdot \cos(\theta - \phi) \quad (4)$$

[0094] 如果已知 f_1 、 f_2 、 θ ,则 θ 能够由以下的式(5)、(6)求得。

$$[0095] \quad \tan \theta = \{(f_1 + f_2) / (f_2 - f_1)\} \cdot \tan \phi \quad (5)$$

$$[0096] \quad \theta = \tan^{-1}\{(f_1 + f_2) / (f_2 - f_1)\} \cdot \tan \phi \quad (6)$$

[0097] 另外,角度校正后的 f_0 能够由以下的式(7)求得。

$$[0098] \quad f_0 = 1/2 \{ (f_1 + f_2)^2 / \cos^2 \phi + (f_2 - f_1)^2 / \sin^2 \phi \}^{1/2} \quad (7)$$

[0099] 从而,当实际上在二维截面上应用同时多方向 CWD 功能时,对相对中心波束方位方向(方位角)对称的 2 组的偏转波束对,例如设中心波束为 2MHz,当对的一方为 1.8MHz,另一方为 2.2MHz 时分配频率执行发送接收。由此,能够基于从各个方位方向得到的多普勒偏移速度,来推定实际的血流方向和血流大小,使角度校正(手动)自动化。另外,通过利用多个 2 组的对,还能够提高推定精度。例如,使用 1.9MHz 和 2.1MHz、1.8MHz 和 2.2MHz、1.7MHz 和 2.3MHz、1.6MHz 和 2.4MHz 这多个对来执行上述计算进行平均化。由此,能够以高精度进一步实现角度校正。

[0100] 三维地展开上述角度校正。如图 19 所示,例如,设来自点 P1、P2、P3、P4 的频率分别为 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ,分别使用二维的方法来计算从点 P1、P2 到方位方向的截面(X-Z 平面)、从点 P3、P4 到的上升方向的截面(Y-Z 平面)的投影向量。其结果,能够分别如以下的式(8)、(9)、(10)、(11)那样取得方位方向的截面的校正角 θ_a 、校正速度 f_a 、上升方向的截面的校正角 θ_e 、校正速度 f_e 。

$$[0101] \quad f_a = 1/2 \{ (f_1 + f_2)^2 / \cos^2 \phi + (f_2 - f_1)^2 / \sin^2 \phi \}^2 \quad (8)$$

$$[0102] \quad \theta_a = \tan^{-1} \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} \cdot \tan \phi \quad (9)$$

$$[0103] \quad f_e = 1/2 \{ (f_4 + f_3)^2 / \cos^2 \phi + (f_4 - f_3)^2 / \sin^2 \phi \}^2 \quad (10)$$

$$[0104] \quad \theta_e = \tan^{-1} \{ (f_4 + f_3) / (f_4 - f_3) \} \cdot \tan \phi \quad (11)$$

[0105] 三维的角度校正 f_0 (的绝对值) 能够由以下的式(12)、(13)求得。

$$[0106] \quad |f_0| = \{ f_e^2 + (f_a \cdot \cos \theta_a)^2 \}^{1/2} \quad (12)$$

$$[0107] \quad = \{ f_a^2 + (f_e \cdot \cos \theta_e)^2 \}^{1/2} \quad (13)$$

[0108] 当实际上在三维截面中应用同时多方向 CWD 功能时,与二维的情况相同,也可以相对中心波束方位方向(方位角)对称的 2 组的偏转波束对分配不同的频率执行发送接收。另外,通过利用多个 2 组的对,也同样能够提高推定精度。

[0109] (应用例 5)

[0110] 应用例 5 是由使用二维超声波探头的同时多方向 CWD 功能,取得血流速度的血管内分布的例子。

[0111] 图 20、21、22 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 5 的图。如图 20 所示,由二维超声波探头,执行将同一频率的波束被同心圆状地分段后的三维区域(如竹笋皮那样分段的三维区域)的超声波扫描。例如,如图 21 所示,分别对包含中心轴 A 的同心圆状的段 1、2、3、4 分别分配 2.0MHz、1.9MHz、1.8MHz、1.6MHz,执行同时多方向 CWD。其结果能够根据得到的每段的频率分布取得各段中的血流速度和功率,通过使其与各段的空间位置对应地进行映射,从而能够推定血流速度等三维的血管内分布。特别地,如图 22 所示,如果向端射型(end-fire type)的血管内视镜探头应用,则能够取得血管内的简易的血流速度轮廓。

[0112] (应用例 6)

[0113] 应用例 6 是使用同时多方向 CWD 功能,高精度地测量脉搏波速度等规定的诊断指标值的例子。

[0114] 图 23、24、25 是用于说明本同时多方向 CWD 功能的应用例 6 的图。例如,对二个方位方向分配不同的频率执行同时多方向 CWD 功能,如图 23 所示,根据针对各方位方向得到的多普勒图像,能够计算内膜间的内径变化、外膜间的内径变化,并根据其结果计算血管内径。另外,如图 24 所示,测量由一个方位方向的多普勒波形得到的最高速度(CCA)、和由另一个方位方向的多普勒波形得到的最高速度(ICA),根据所得到的 CCA 和 ICA 之间的差值求得峰值时间差,还能够根据两者的距离计算脉搏波速度 C。另外,能够根据脉搏波速度、血管内径等,由规定的公式计算动脉硬化度。

[0115] 另外,如图 25 所示,设中心波束与血管(血流)所成的角度为 θ 、距离 2 组的对的接收波束的中心波束的角度为 ϕ 。在该情况下,能够根据波束的几何形状和被观测的波束的多普勒分量(速度) f_1 、 f_2 ,推定实际的血管内的速度 V_1 、 V_2 。另外,能够根据推定出的 V_1 、 V_2 ,计算脉搏波的传播速度、和基于压力梯度(pressure gradient)的压力损失。

[0116] (效果)

[0117] 根据本超声波诊断装置,当由 CWD 法进行血流测量时,从各超声波振子发送对超声波波束的每个方位方向分配了不同的频率的多重波,通过根据由该多重波得到的反射波来检测各频率的多普勒偏移频率,从而能够同时执行针对各方位方向的 CDW。从而,即使在 CDW 法中,也能够实现通常的相位延迟以上的波束偏光,与以往相比能够实现广域范围内的

血流测量。

[0118] 另外,通过使方位方向波束声场重复而得到的回波信号进行复合(compounding),从而能够提高 S/N 比。

[0119] 另外,能够根据对方位方向分配的各频率各自的最大值、功率值、其波束排列方向(方位方向)的分布状况,例如把握回流喷射对哪一方位方向产生了影响(回流喷射形状的定量的分布)等。

[0120] 另外,对相对于方位角 θ 的中心波束方位方向(方位角)对称的 2 组的偏转波束对分配不同的频率来执行同时多方向 CWD 功能。作为其结果,能够基于从各方位方向得到的多普勒偏移速度,来推定实际的血流方向和血流大小,使角度校正(手动)自动化。

[0121] 另外,由二维超声波探头,分别对将同一频率的波束声场被同心圆状地分段后的三维区域分别分配不同的频率,执行同时多方向 CWD。其结果,根据所得到的每段的频率分布来取得各段中的血流速度和功率,使其与各段的空间位置对应地进行映射,来推定血流速度等三维血管内分布。

[0122] 另外,对二个方位方向分配不同的频率执行同时多方向 CWD 功能,根据针对各方位方向得到的多普勒图像,能够计算内膜间的内径变化、外膜间的内径变化,并根据该结果计算血管内径。另外,例如测量由一个方位方向的多普勒波形得到的最高速度(CCA)、和由另一个方位方向的多普勒波形得到的最高速度(ICA),根据得到的 CCA 和 ICA 之间的差值求得峰值时间差,根据两者的距离,计算脉搏波速度、血管内径、动脉硬化度等。

[0123] (第 2 实施方式)

[0124] 接着,针对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。本第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置是具备后述的分频后的 FMCWD 功能的装置。

[0125] 本第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的框结构实质上与图 1 所示的结构相同,但在超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22、控制处理器 28 的功能、存储单元 31 所保存的程序等中存在不同。

[0126] 即,如图 26A 所示,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 执行用于实现后述的分频出的 FMCWD 功能的发送、接收。针对超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 各自的功能,之后详细地进行说明。控制处理器 28 从存储单元 31 读出用于实现后述的分频出的 FMCWD 功能的控制程序并在自身所具有的存储器上展开,执行与同时多方向 CWD 相关的控制、使用了由该功能得到的与各方位方向相关的信号的计算(复合、信号强度的空间分布、自动角度校正、血流速度的血管内分布、诊断指标值等的计算)。存储单元 29 保管有用以实现后述的分频出的 FMCWD 功能的控制程序。

[0127] (分频出的 FMCWD 功能)

[0128] 接着,针对本超声波诊断装置 1 所具备的分频出的 FMCWD 功能进行说明。该功能是实现方位方向以及距离方向(深度方向)这双方具有分辨率的 CWD 的技术。即,当由 CWD 法进行血流测量时,对各超声波波束的每个方位方向分配了不同的基本频率的多重波(多频率发送波),一边从各超声波振子以每个带宽进行调频一边发送。另外,通过根据由该调频后的多重波得到的反射波来检测各基本频率的偏移频率,从而识别来自各方位方向的反射波,同时通过对识别出的每个方位方向的反射波进行解调,来实现针对距离方向的分辨率。

[0129] 图 26B 是表示实现本分频出的 FMCWD 功能的超声波发送单元 21 的结构的图。超声波发送单元 21 具有振动产生部 21a、发送分频部 21b、线性调频波产生部 21c、波形合成部 21d 等。

[0130] 振动产生部 21a 反复产生具有规定的频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 的振动波形。发送分频部 21b 对振动波形进行分频, 产生根据方位方向分配了不同的基本频率 f_1 、 f_2 、... f_N 的基本波形。

[0131] 线性(chirp)调频波产生部 21c 具有与各基本频率对应的线性调频产生器 21c-1 ~ 21c-N。对各线性调频产生器 21c-1 ~ 21c-N, 分别从发送分频部 21b 依次输入具有对应的基本频率的基本波形。各线性调频产生器 21c-1 ~ 21c-N 根据输入的基本波形, 设各基本频率 f_1 、 f_2 、... f_N 为中心频率, 分别产生设带宽宽度为 $\Delta f_1 \sim \Delta f_N$ 的线性调频波。由此, 如图 27、图 28 所示, 分别由具有 $f_i \pm \Delta f_i$ (其中, i 是满足 $1 \leq i \leq N$ 的 2 以上的自然数) 的带宽的线性调频波 i 进行带宽分割, 确保与 N 方位方向对应的 N 个波束。

[0132] 波形合成部 21d 如图 28 所示, 通过从各线性调频产生器 21c-1 ~ 21c-N 接收线性调频波并进行相加来进行发送波束成形, 产生将各线性调频波进行多路复用后的发送波形 VM。波形合成部 21d 对所产生的发送波形 VM 赋予按每个超声波振子而不同的相位延迟 (ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 ...、 ϕ_N), 并供给至各超声波振子。其结果, 如图 29 所示, 将从超声波探头 12 连续地发送将与方位方向 θ_1 对应的线性调频波 1、与方位方向 θ_2 对应的线性调频波 2、...、与方位方向 θ_N 对应的线性调频波 N 进行多路复用后的发送波束。另外, 在图 29 的例子中, 示出了设中心偏转角为 θ 的发送波束的例子。

[0133] 所发送的发送波束在被检体的体内被反射, 作为反射波被各超声波振子接收。接收单元 22 对被每个该超声波振子接收的各反射波, 执行按照以下所述的分频出的 FMCWD 功能的接收处理。

[0134] 图 30 是表示实现本分频出的 FMCWD 功能的超声波接收单元 22 的结构的图。超声波接收单元 22 具有带通滤波器阵列 22a、解调部 22b、频率解析部 22c 等。

[0135] 带通滤波器阵列 22a 具有与各频带 $f_1 \pm \Delta f_1 \sim f_N \pm \Delta f_N$ 对应的带通滤波器 22a-1 ~ 22a-N。各带通滤波器 22a-1 ~ 22a-N 从经由超声波探头 12 接收到的接收信号中, 提取出分别对应的频带的信号。由此, 与 N 个方位方向对应的 N 个线性调频波 1 ~ N 分离。

[0136] 解调部 22b 具有与各频带对应的多个解调器 22b-1 ~ 22b-N。各解调器 22b-1 ~ 22b-N 对具有对应的频带的线性调频波 1 ~ N 执行解调处理。由此, 如图 31 所示, 检测与对 $f_1 \pm \Delta f_1 \sim f_N \pm \Delta f_N$ 进行带宽分割的 N 个方位方向对应的 N 个接收波束的功率频谱。

[0137] 频率解析部 22c 具有与频带 $f_1 \pm \Delta f_1 \sim f_N \pm \Delta f_N$ 对应的 N 个频率解析器 22c-1 ~ 22c-N。各频率解析器 22c-1 ~ 22c-N 通过将从各解调器 22b-1 ~ 22b-N 输出的解调信号进行离散傅里叶转换, 来将频率信息转换成距离信息。由此, 针对各方位方向 (即, 每个发送接收波束 1 ~ N) 检测距离信息。

[0138] 图像生成单元 25 针对各方位方向使用距离信息, 生成映射有针对各方位方向各深度的位移频率信息的超声波图像。所生成的超声波图像在显示处理单元 27 中接受了规定的显示处理之后, 在监视器 14 上以规定的方式进行显示。

[0139] (应用例)

[0140] 在各解调器 22b-1 ~ 22b-N 中执行的解调处理也可以是什么处理。在本应用例

中,说明了对作为来自各带通滤波器 22a-1 ~ 22a-N 的输出的线性调频波 1 ~ N,累计在发送时生成的与各频带对应的线性调频波的复共轭波形的解调处理。

[0141] 图 32 是用于说明本应用例所涉及的解调处理的概念图。如该图所示,在本应用例所涉及的解调处理中,通过在与解调部 22b 的各频带对应的各解调器 22b-1 ~ 22b-N 中,根据在波形合成部 21d 中合成前的各线性调频波 60 的上升(或者下降)的调制区间,对根据超声波传播速度换算出的与距离方向观测区间对应的逆向(即,合成前的线性调频波上升时下降,合成前的线性调频波下降时上升)的接收参照线性调频波 63 (即,线性调频波 60 的复共轭波形)进行累计来进行解调。

[0142] 一般而言,1 次的线性调频发送 60 (上升或者下降)和单一接收检波器($\tau=0$)的检波输出中,包含有所有对应的距离方向观测区间的反射体强度信息 61。通过对全部观测区间进行使用该检测输出的 1 次频率解析(离散傅里叶变换:DFT)等,从而能够将距离方向反射强度分布作为频谱来检测。通过该信号处理,能够大幅度地减少硬件/软件。同时,由于能够得到脉冲压缩的效果,因此,与脉冲法相比较,波形的拖尾等较少,能够得到良好的距离分辨率。

[0143] 图 33A 是表示固定了方位方向的距离方向的处理,将多相位解调的范围规定为 0mm,对来自 30mm 位置和 60mm 位置的引脚目标的反射信号进行解调得到的波形的图,横轴(时间轴)的单位是 $1\mu s$,纵轴在振幅中(the fullswing)为 0.1Vpp。另外,由于接收波进行复合解调,因此,波形 A 是 I-phase 信号,波形 B 是 Q-phase 信号。另外,图 33B 是对图 33A 的波形进行频率解析后的结果,开设 Hamming 窗口,128 点 FFT 后计算功率频谱并进行对数压缩得到的 $\pm 500kHz$ 范围中的深度不同的频谱。即,频谱 C 是来自探头表面(体表 0mm)中的反射的分量,频谱 D 是来自 30mm 位置的引脚目标的反射分量,频谱 E 是来自 60mm 位置的引脚目标的反射分量。另外,纵轴与功率 dB 本身对应,横轴没有进行 FFT 输出的排列校正,因此,左端是 0Hz 随着向中央前进频率变高,中央部是 500kHz,右半部分从中央开始变为 -500kHz,负的绝对值减少在右端为 0Hz。

[0144] 图 34 是根据按照图 33A 所示的频谱的 B 模式像制成比较轮廓,在 FMCW 的 A 模式(FFT 点数保持原样,使带宽为 1/2 由 3 章解析提高灵敏度)中,与峰值位置基准一致的图。水中 30mm 和 40mm 的引脚目标的图像信号 P 是将基于通常的脉冲法的反射回波功率进行 STC 校正(与距离对应的增益校正)为了显示用进行对数压缩的信号。另一方面,在基于 FMCW 法的将反射回波功率进行对数压缩后的频谱 F 中,没有进行 STC 校正,但能够使 30mm 位置的引脚目标和 40mm 位置的引脚目标良好地分离。根据该图,在 FMCW 法中,能够确认没有由于脉冲压缩效果而在固定体后方产生拖尾、尽管由于是连续波笔式探头(2MHz),因此距离分辨率良好。

[0145] 另外,在本实施例中,在图 26、图 28、图 29、图 30 等中使用模拟电路(BPF 等)进行说明,但如果对模拟信号和数字信号进行转换的 DA 转换器或 AD 转换器的采样频率足够高,则还能够进行数字处理或基于软件的波形的合成分离。

[0146] (效果)

[0147] 根据本超声波诊断装置,当由 CWD 法进行血流测量时,对于对超声波波束的每个方位方向分配了不同的基本频率的多频率发送波,能够一边由各超声波振子按各带宽进行调频一边发送。另外,通过根据由该调频后的多频率发送波得到的反射波对各基本频率的

多普勒偏移频率进行检测,来辨别来自各方位方向的反射波,同时通过对辨别出的每个方位方向的反射波进行解调,来将频率信息转换成距离信息。由此,即使在 CDW 法中,针对各方位方向(即,每个发送接收波束 1 ~ N)都能够取得每个深度的位移频率信息。

[0148] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段中,在不脱离其要旨的范围内能够对构成要素进行变形来具体化。

[0149] 例如,本实施方式所涉及的功能还能够通过将执行该功能的控制的程序安装在工作站等计算机上,并将其在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序还能够存储在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质上并发布。

[0150] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明要旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

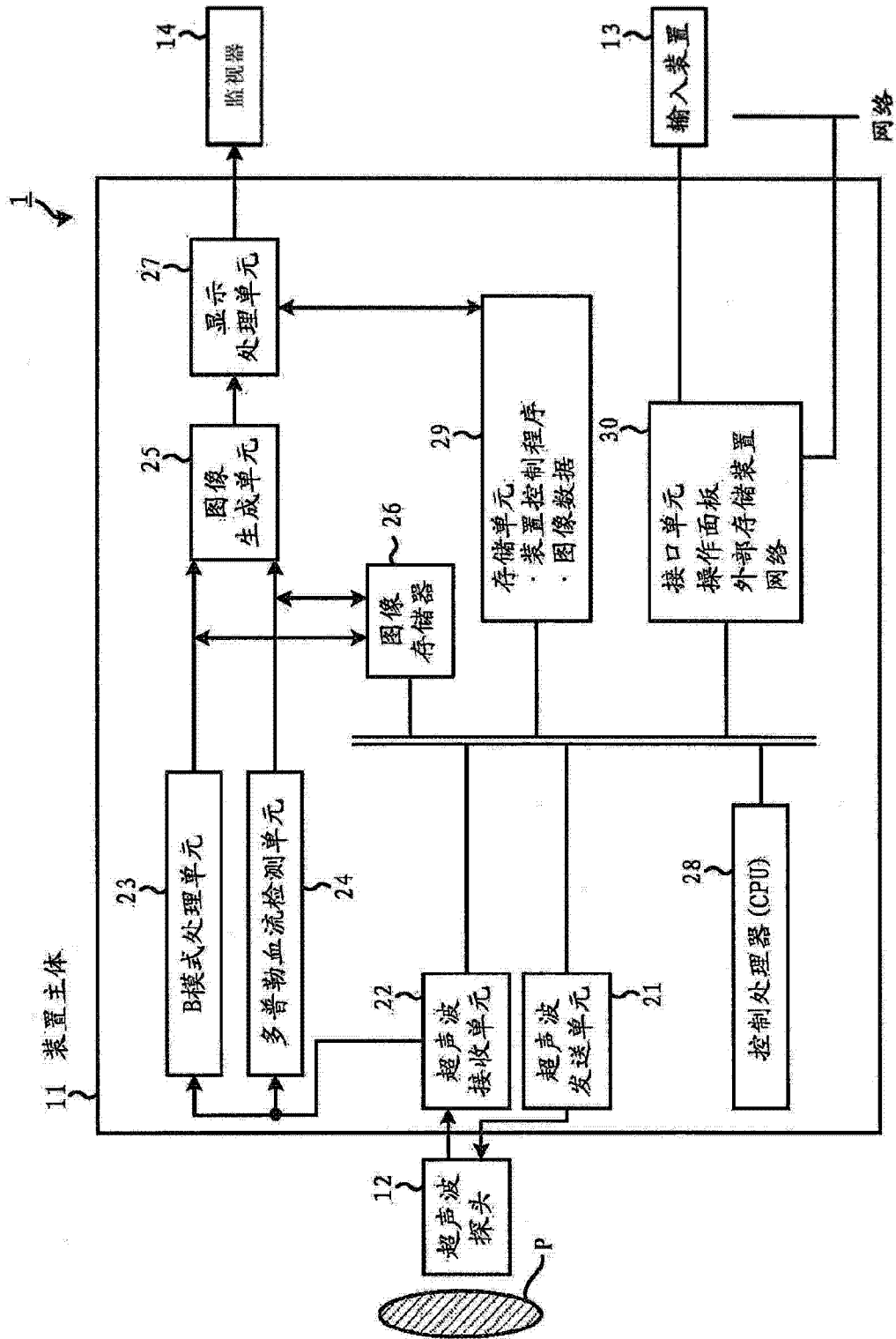


图 1

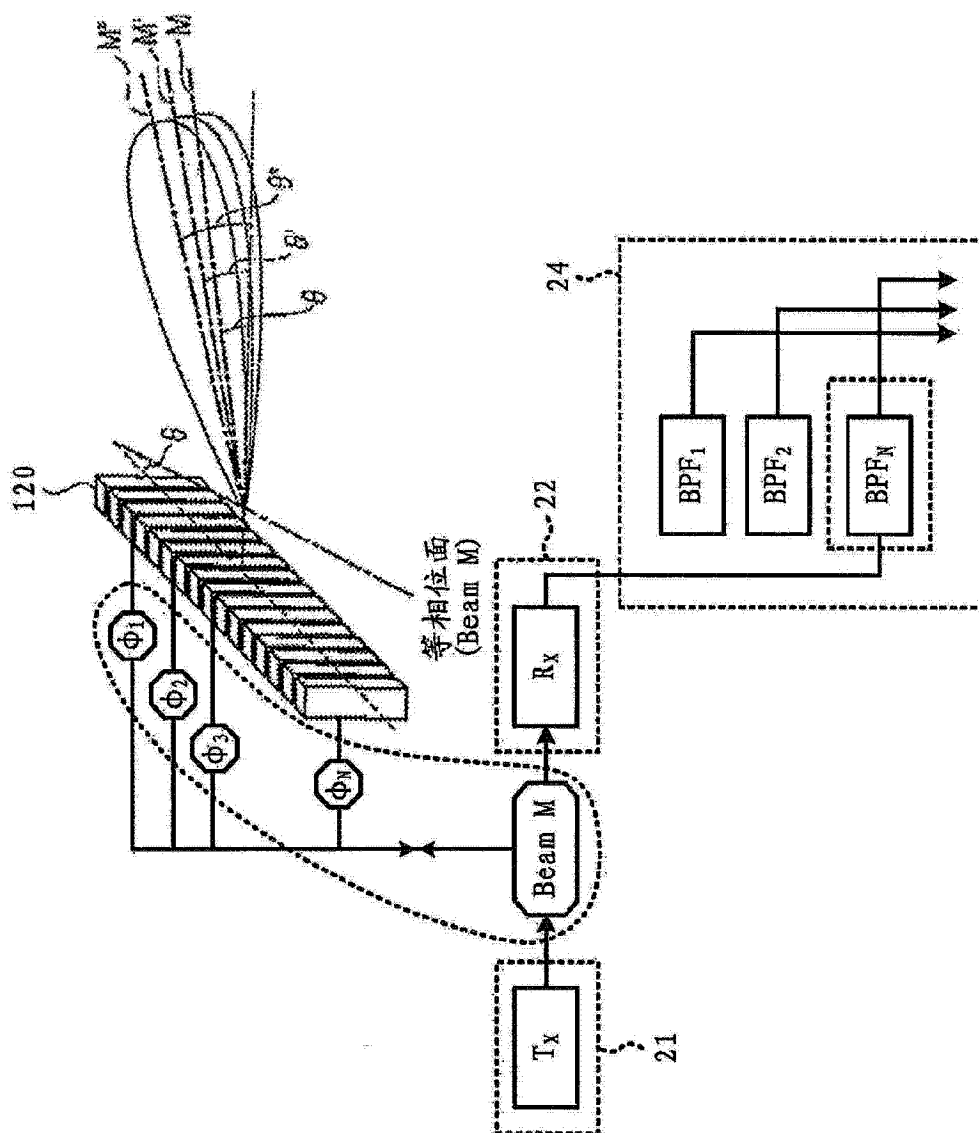


图 2

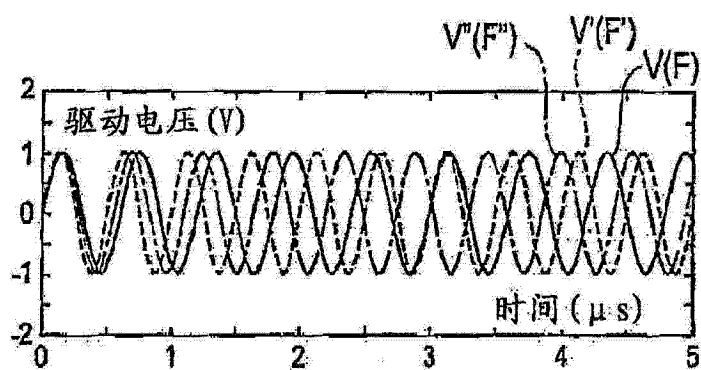


图 3

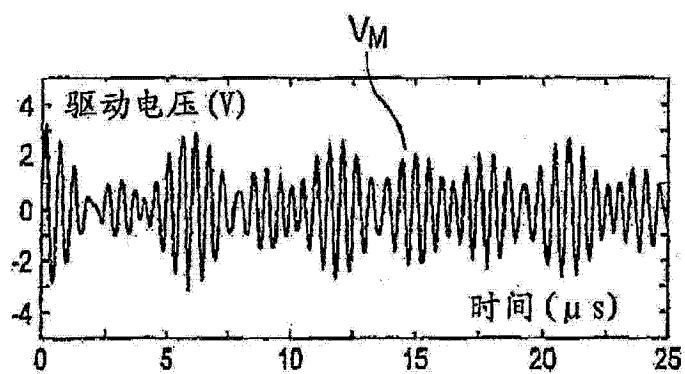


图 4

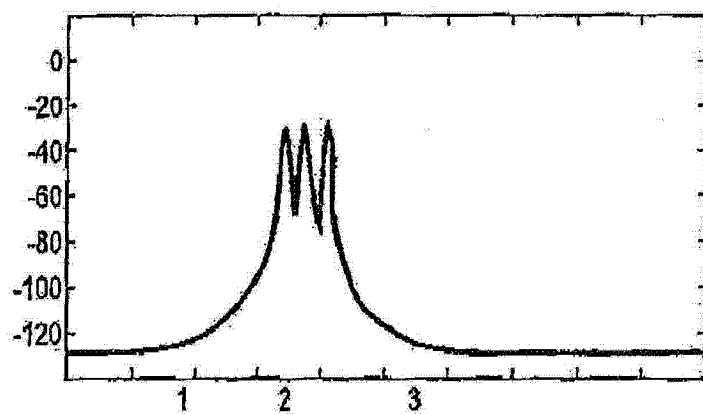


图 5

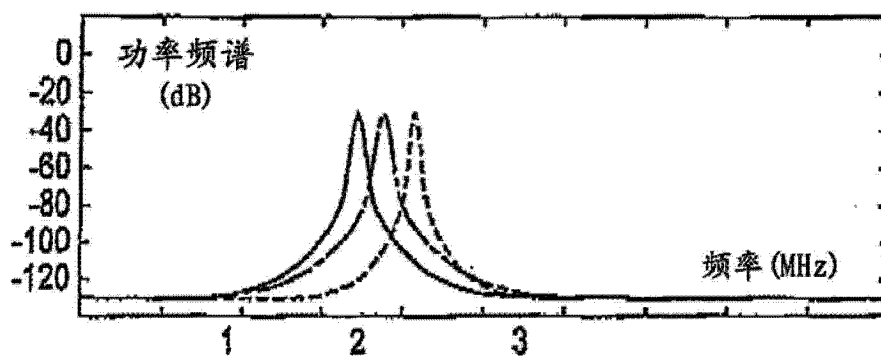


图 6

频率 (MHz)	偏转角度 (°)	自中心的角度差 (°)
1.7	3.8420	-1.638
1.75	4.1155	-1.3645
1.8	4.3888	-1.0912
1.85	4.6620	-0.818
1.9	4.9349	-0.5451
1.95	5.2076	-0.2724
2.0	5.4800	0
2.05	5.7523	0.2723
2.1	6.0242	0.5442
2.15	6.2959	0.8159
2.2	6.5673	1.0873
2.25	6.8384	1.3584
2.3	7.1091	1.6291

图 7

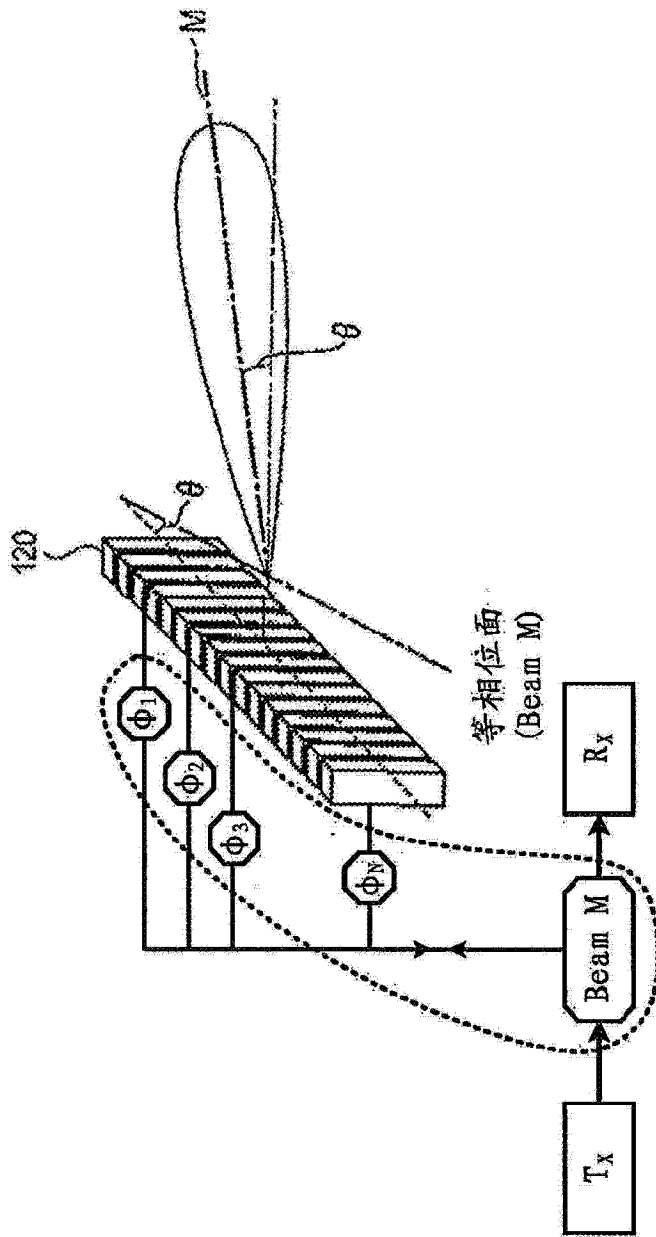


图 8

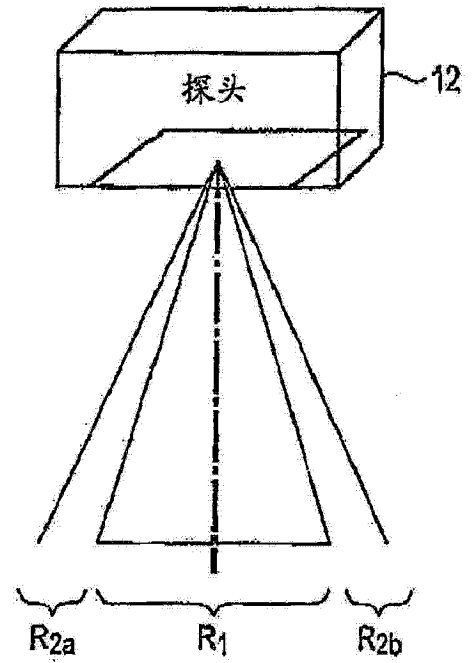
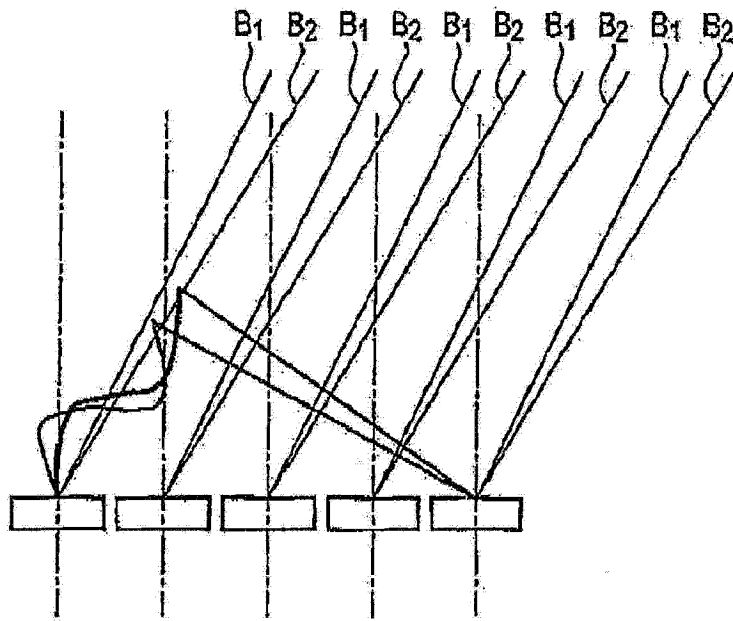


图 9



扩张区域的扫描范围扩大的原理

图 10

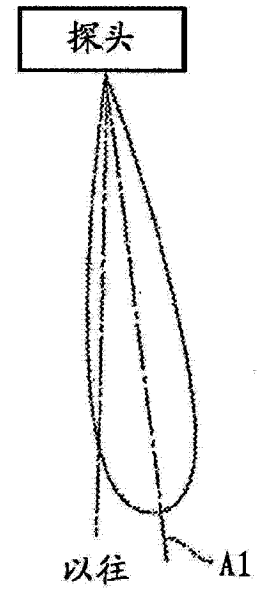


图 11

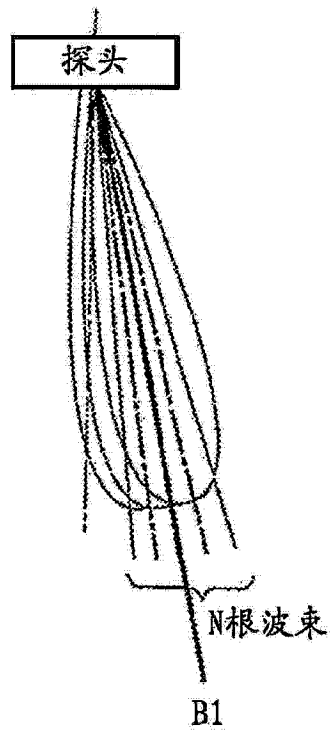


图 12

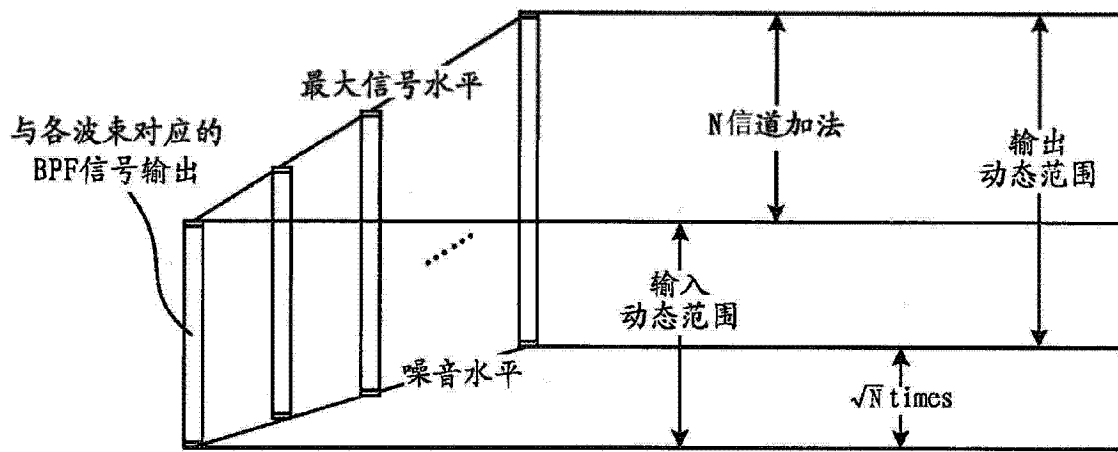


图 13

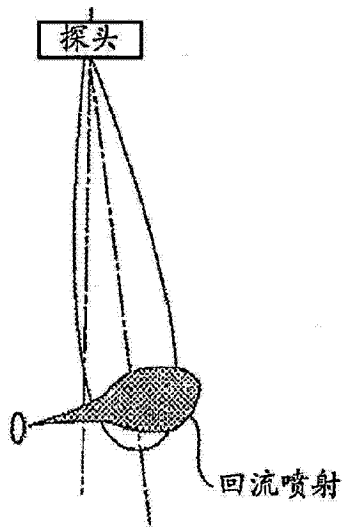


图 14

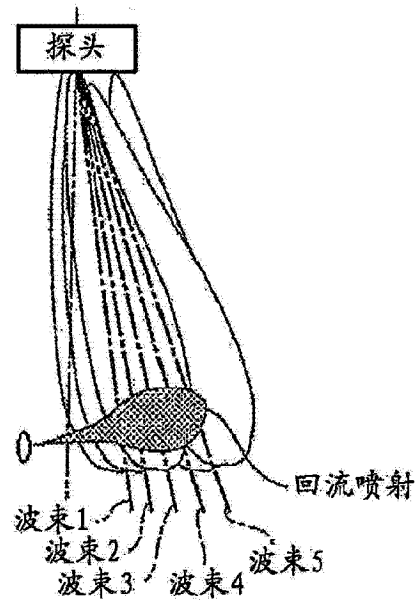


图 15

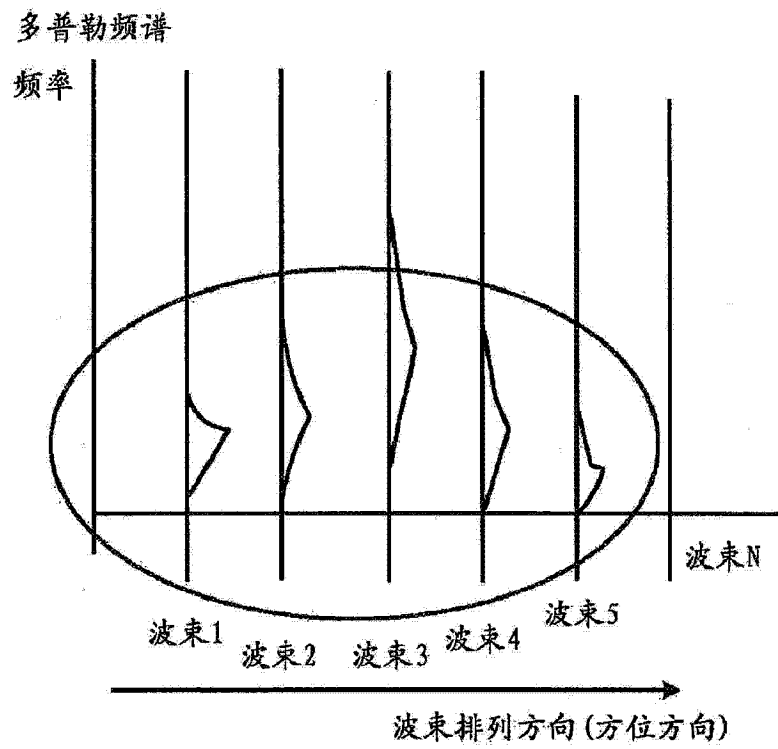


图 16

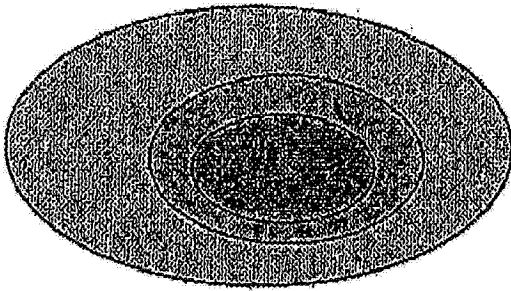


图 17

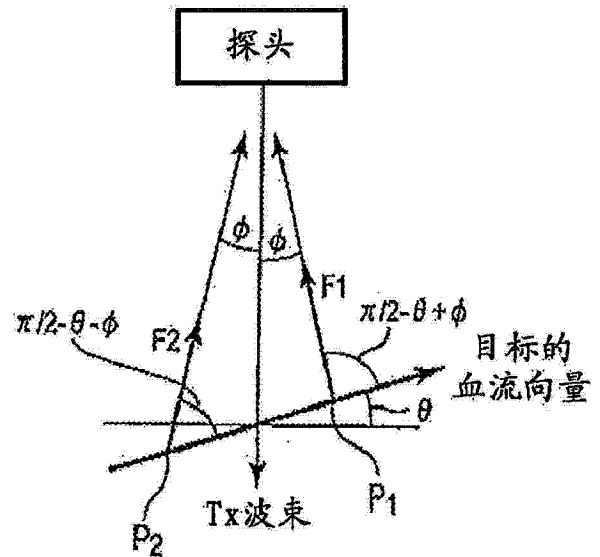


图 18

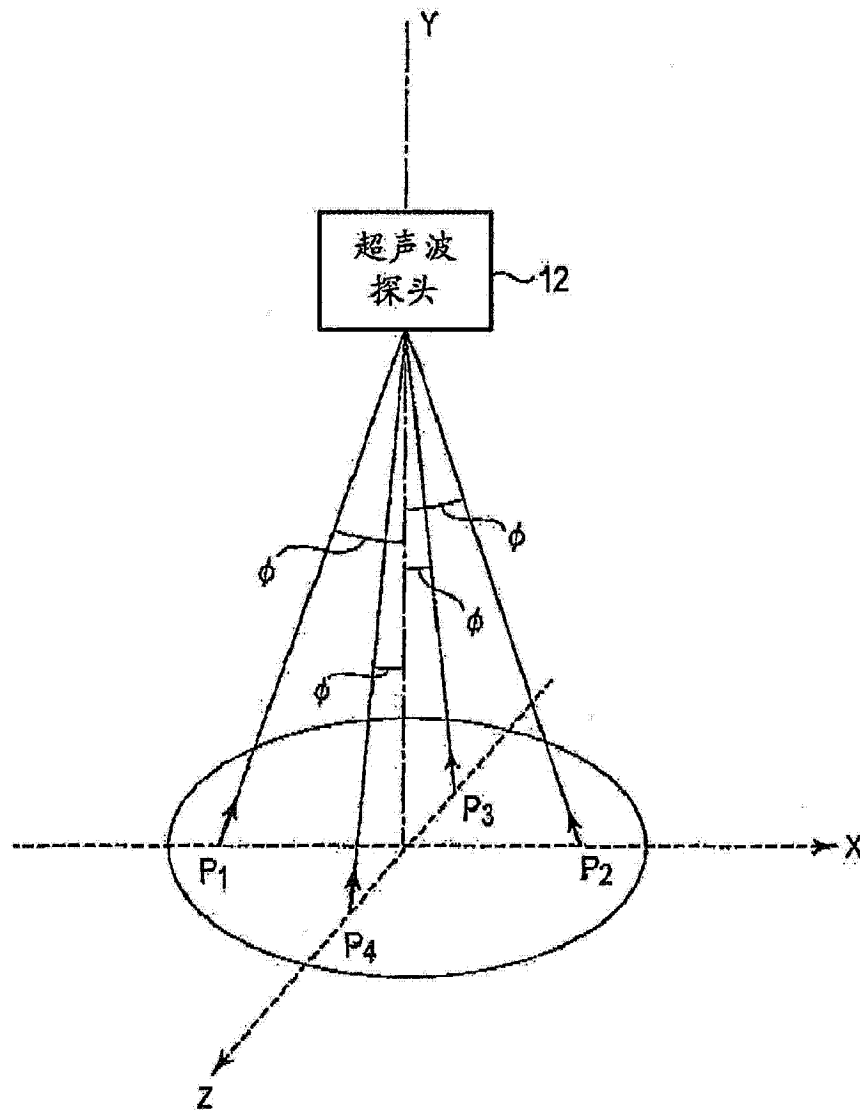


图 19

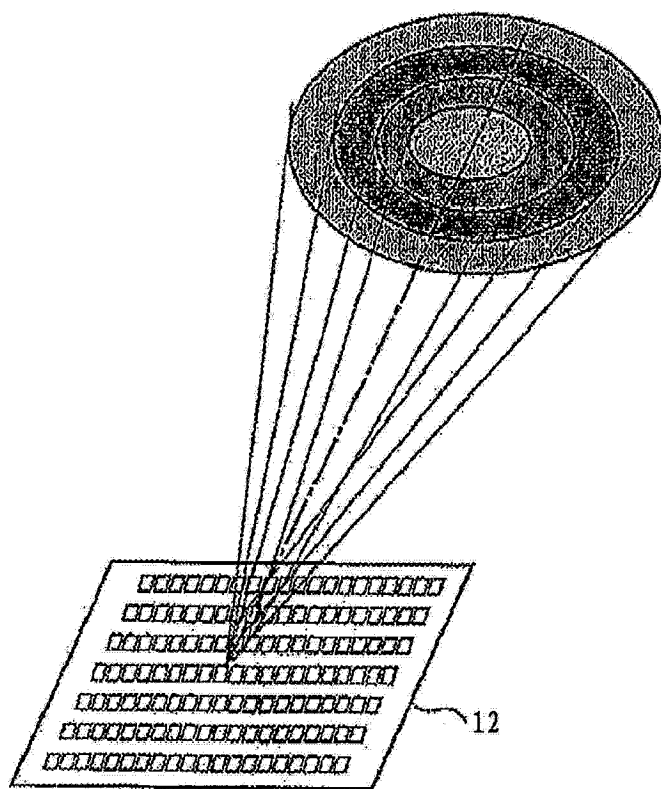


图 20

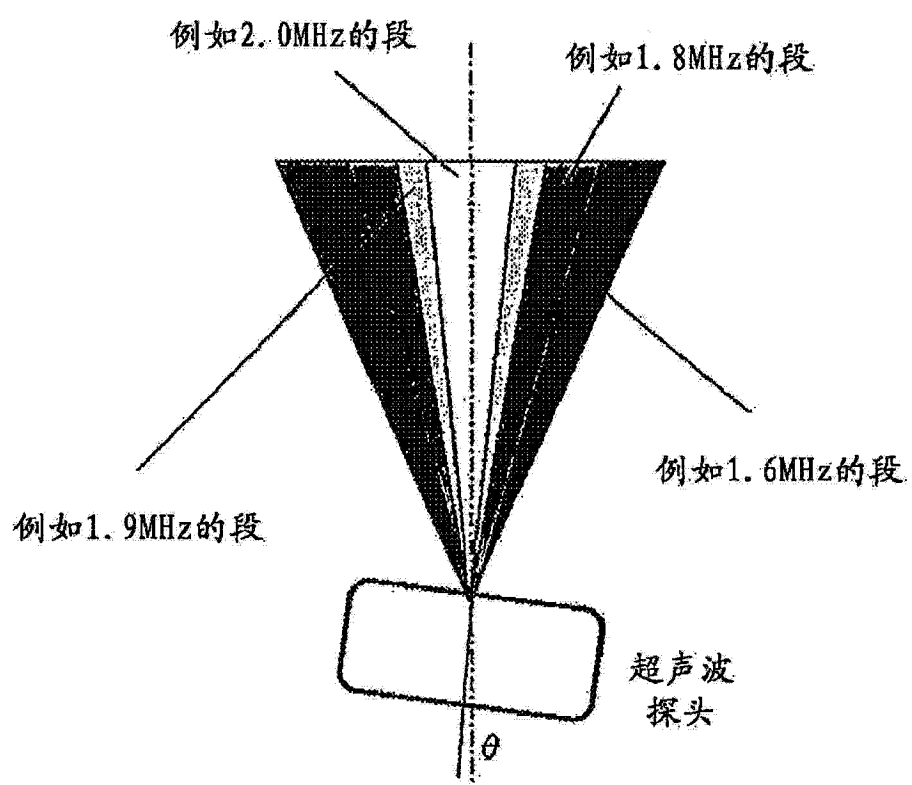


图 21

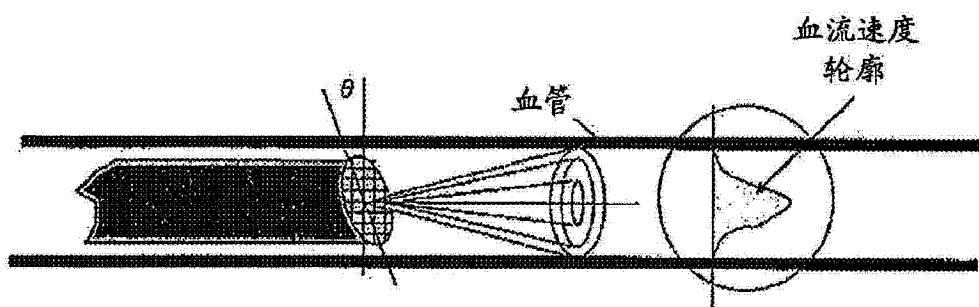


图 22

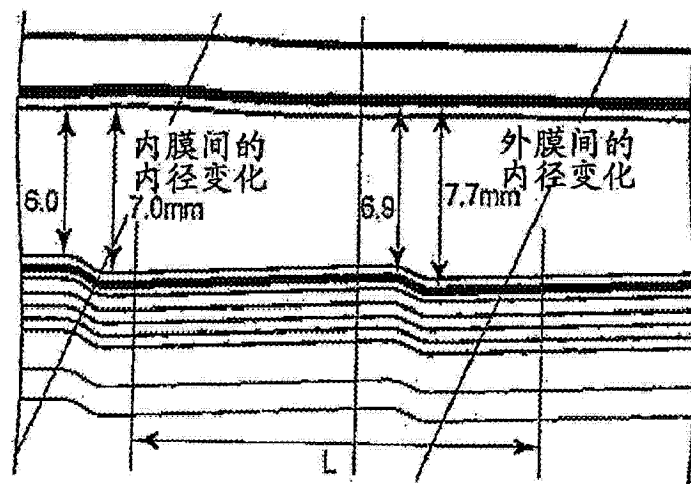


图 23

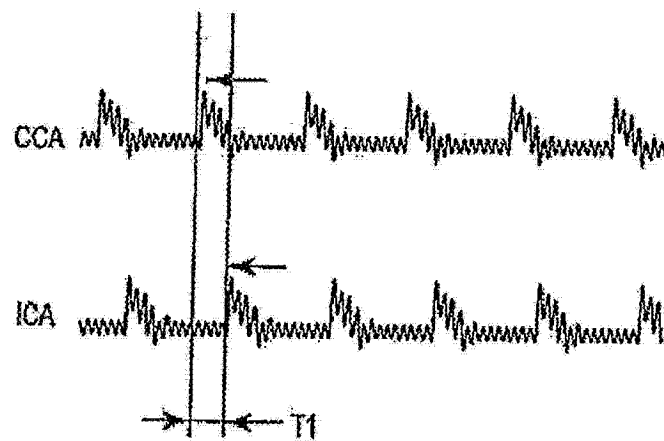


图 24

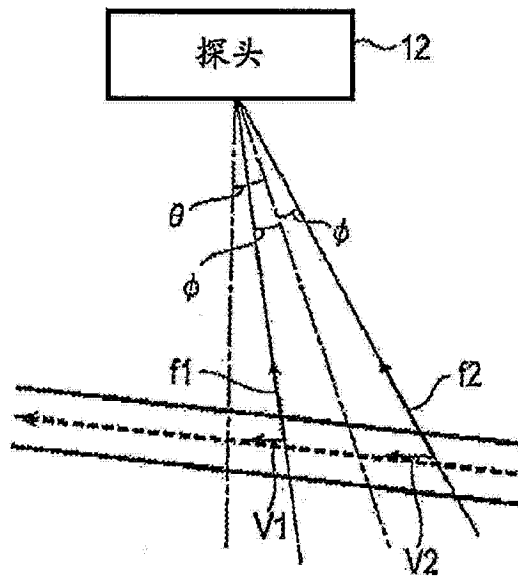


图 25

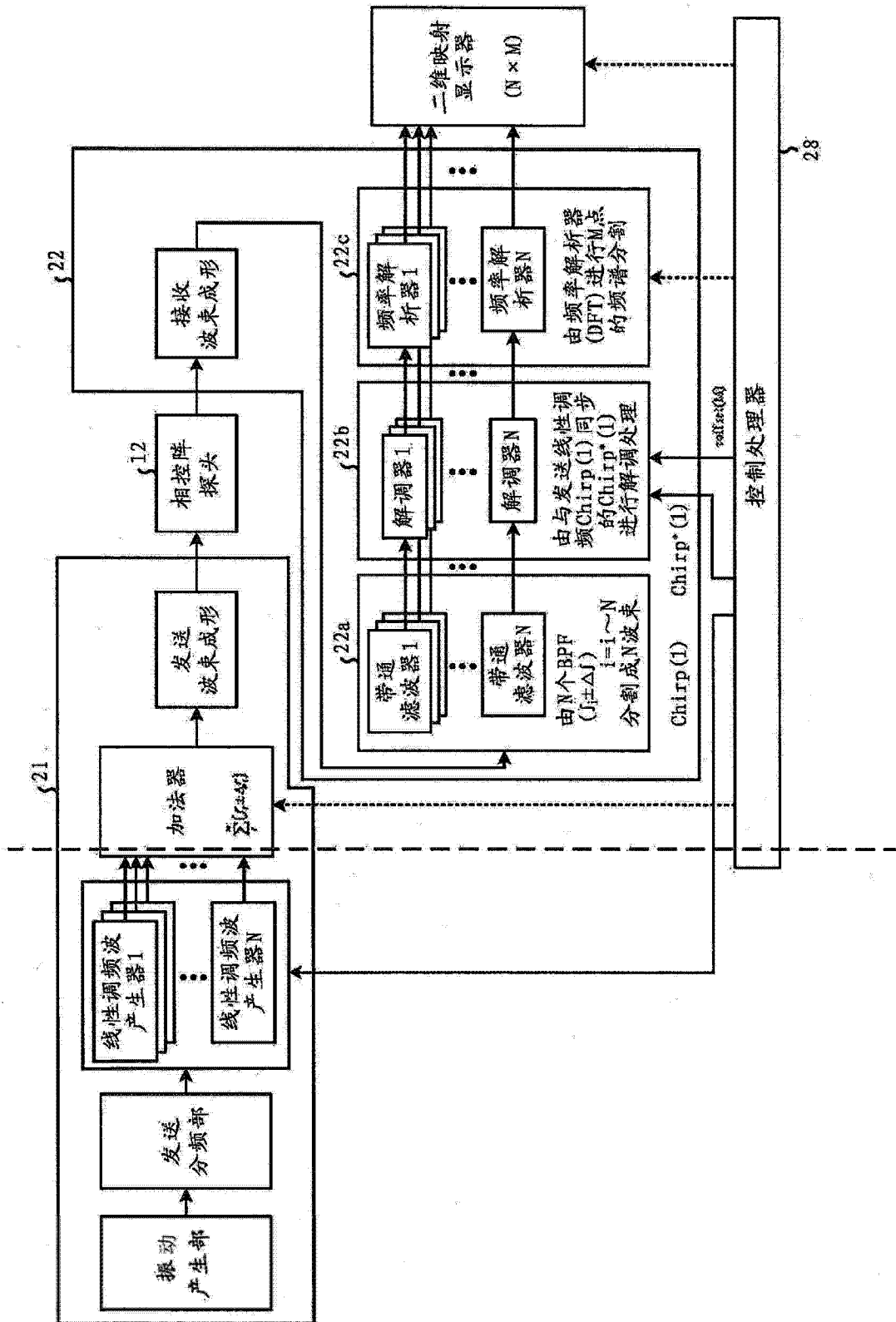


图 26A

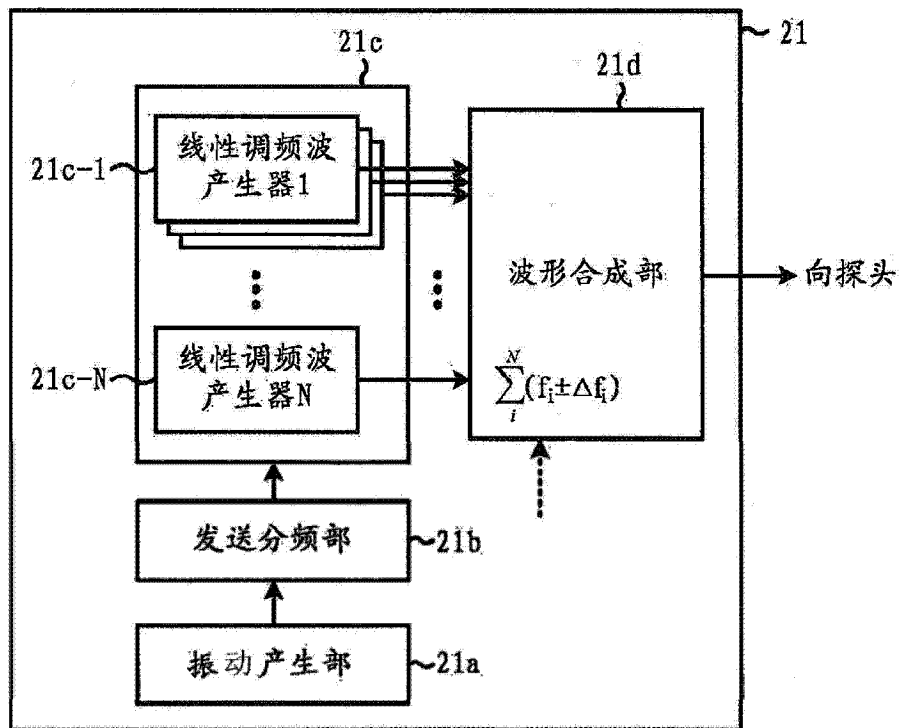


图 26B

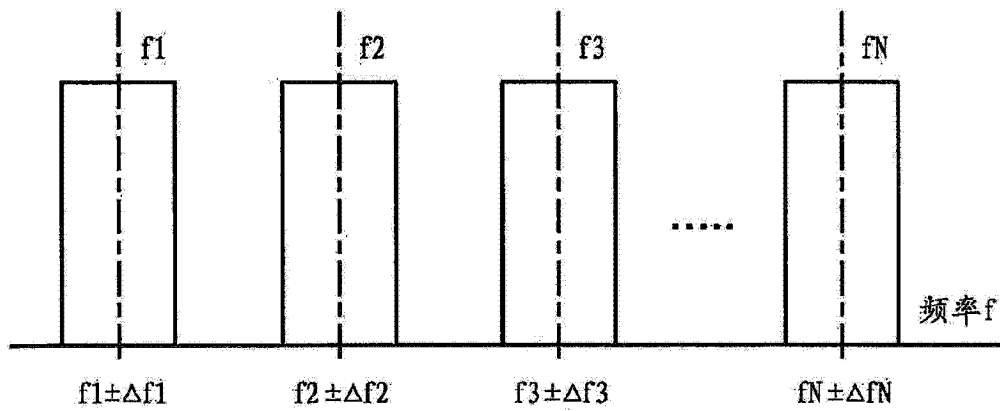


图 27

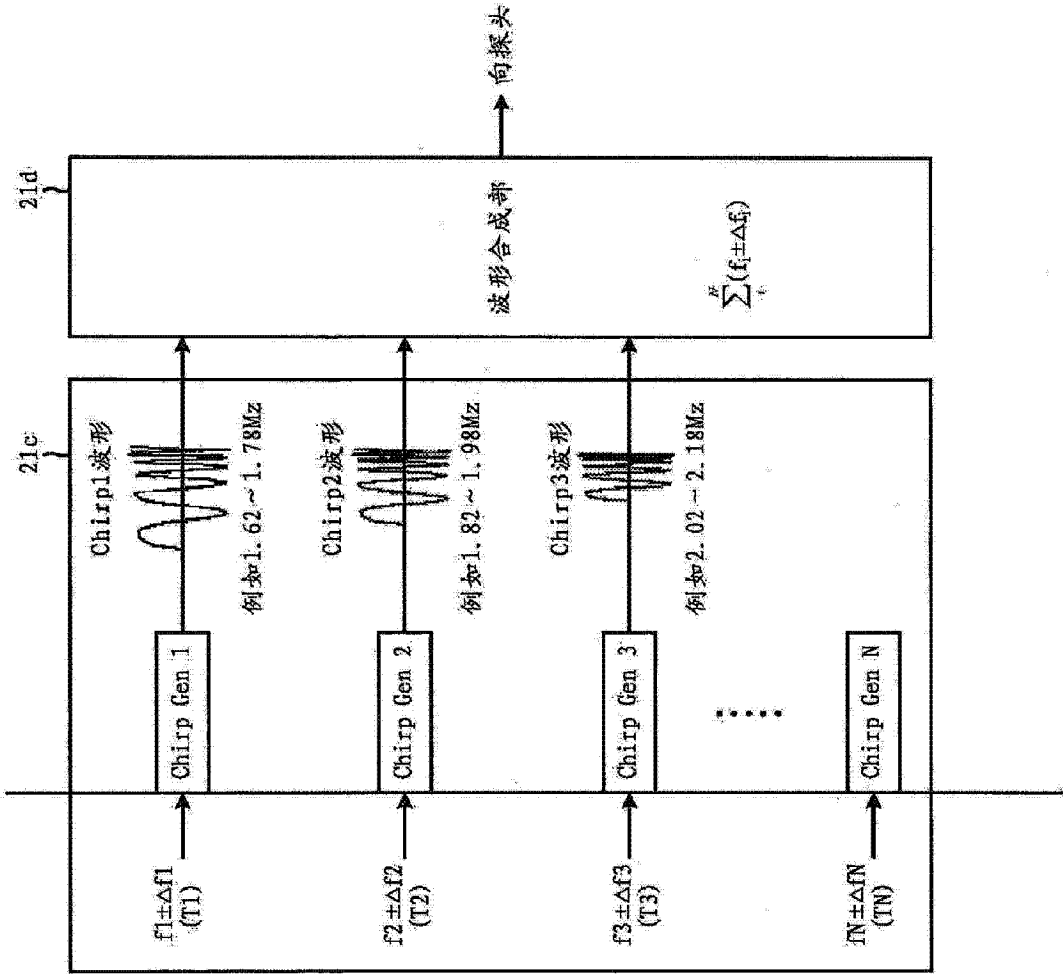


图 28

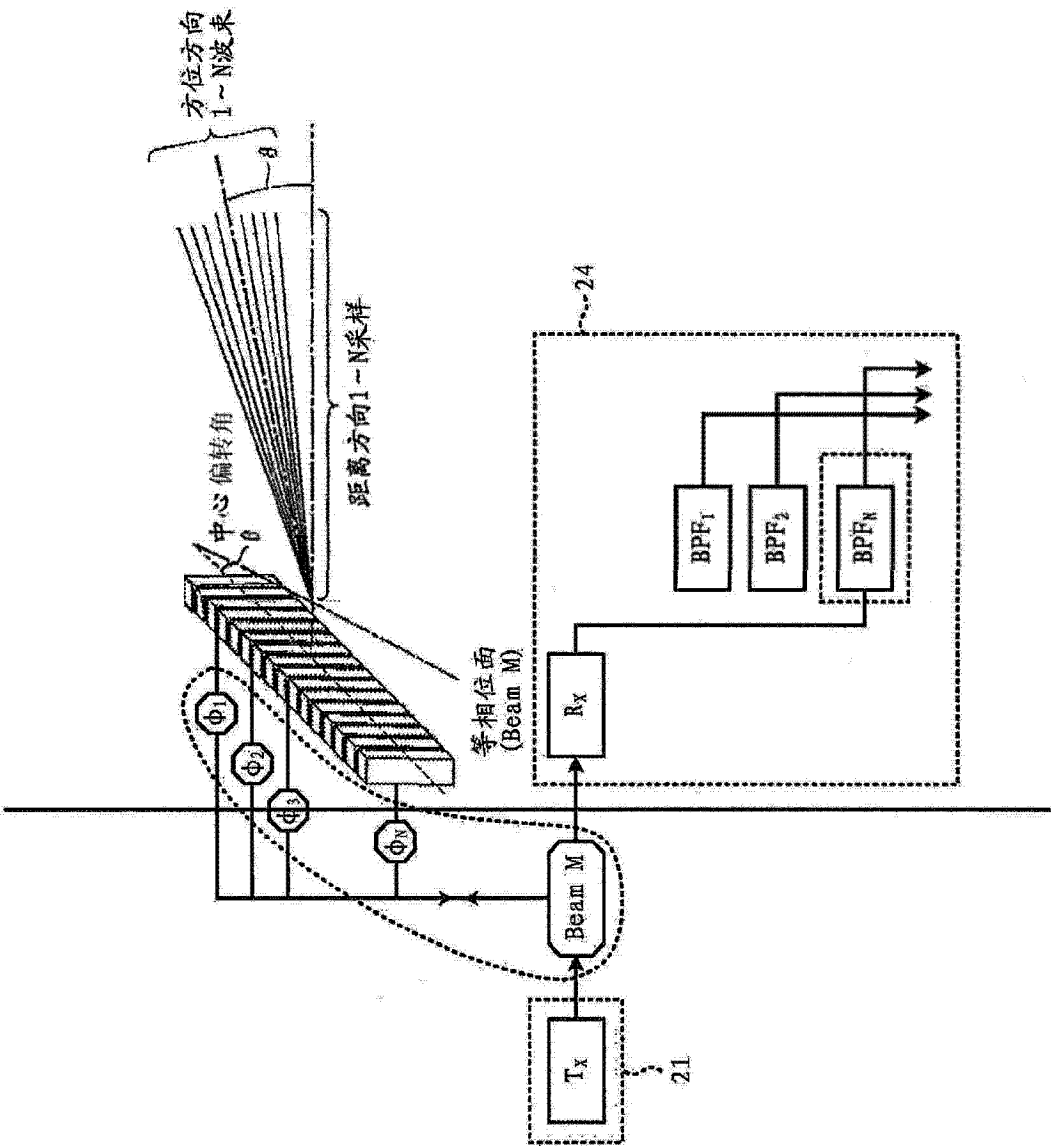


图 29

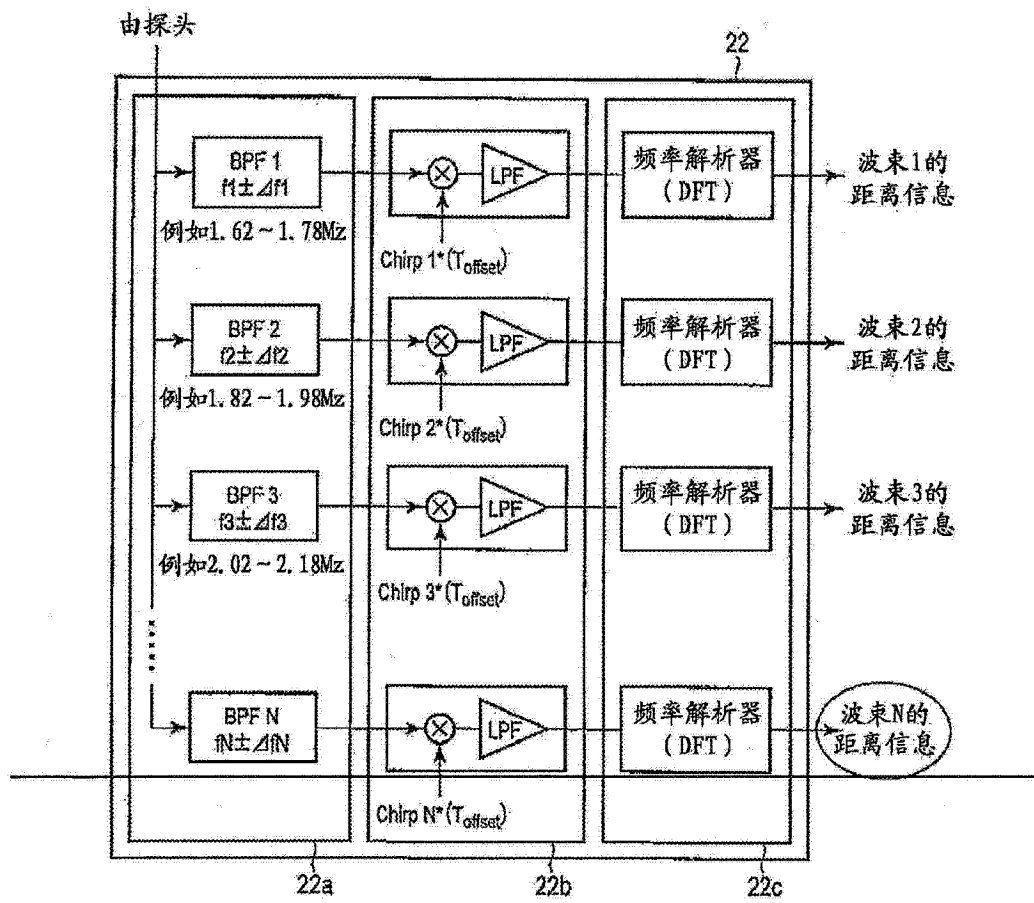


图 30

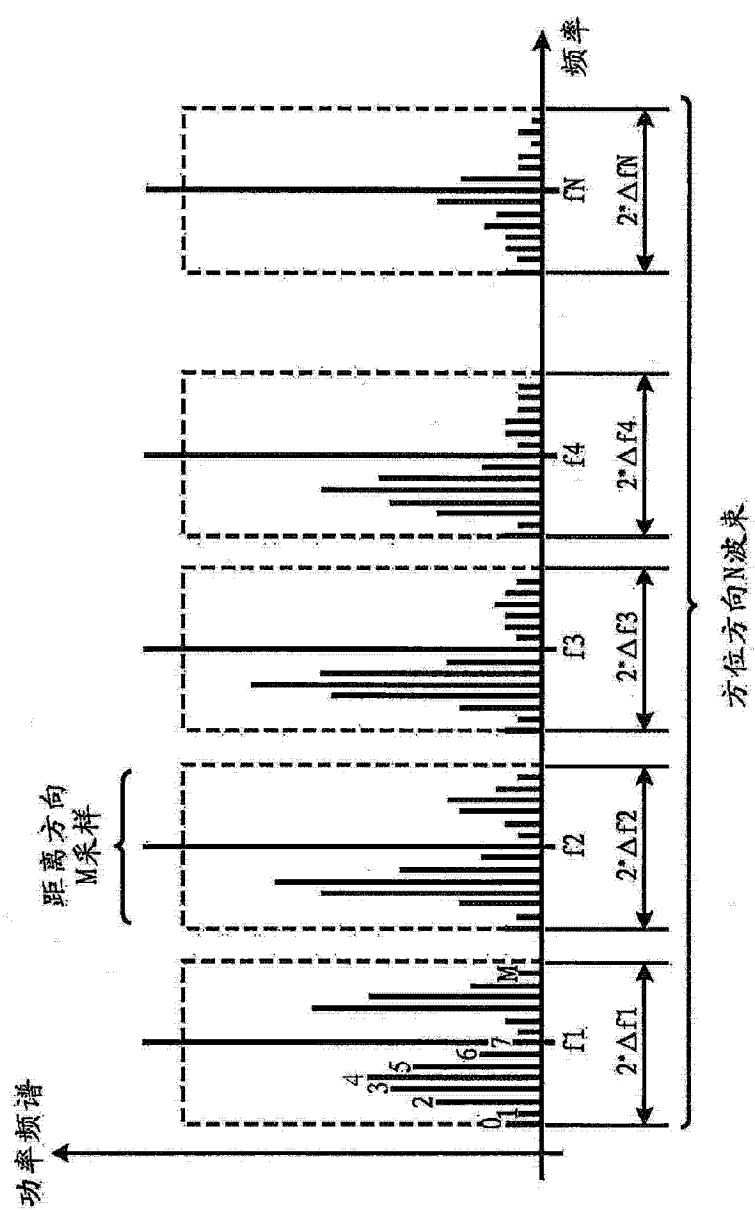


图 31

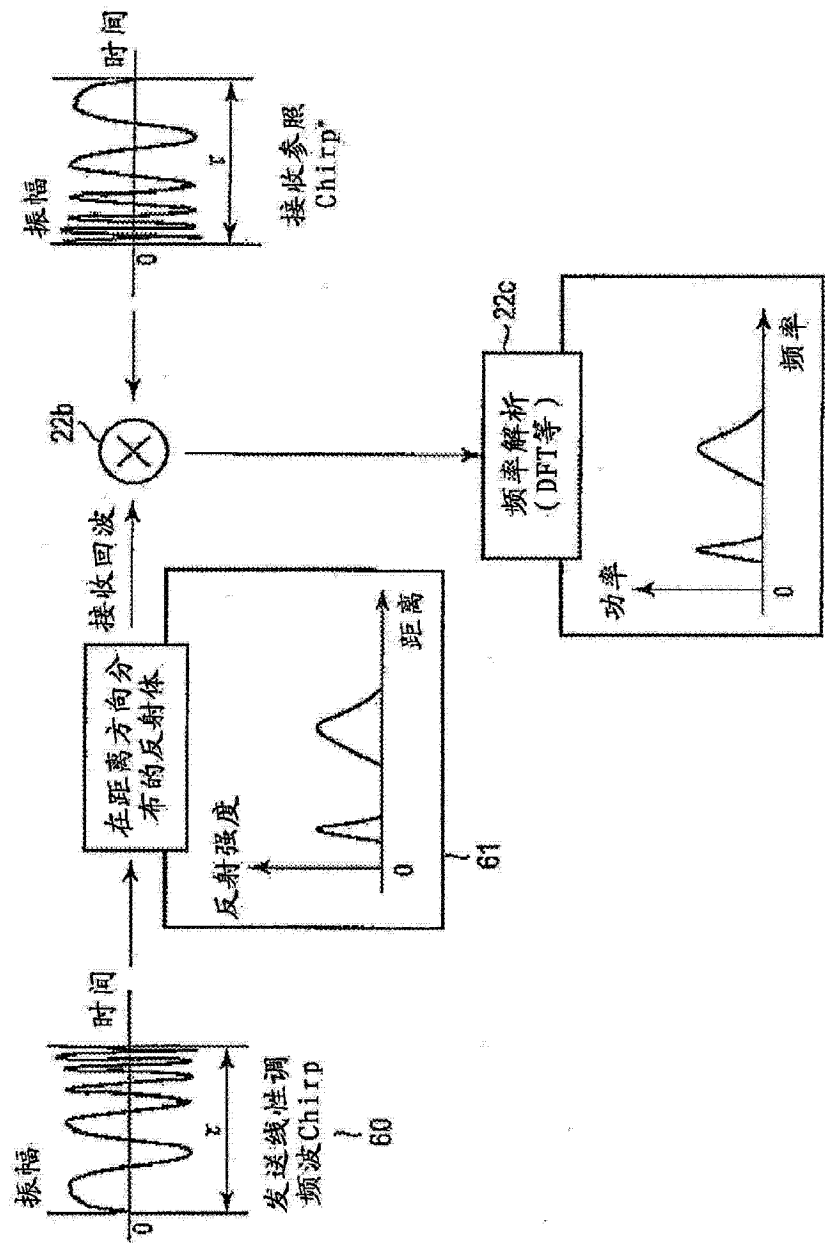


图 32

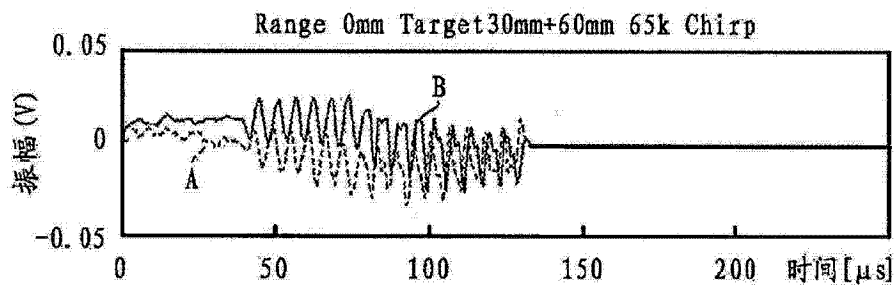


图 33A

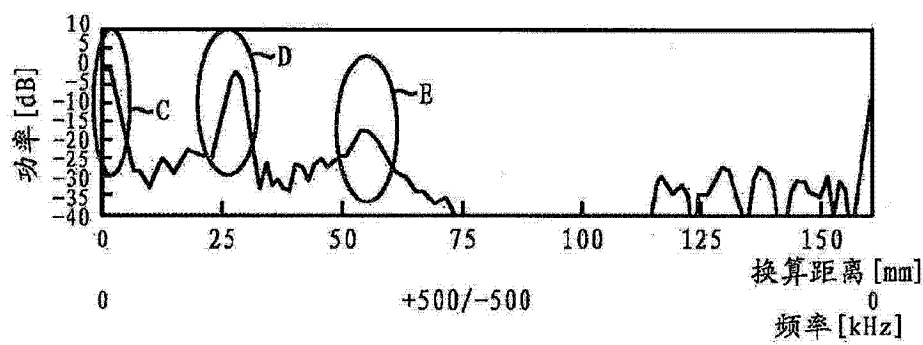


图 33B

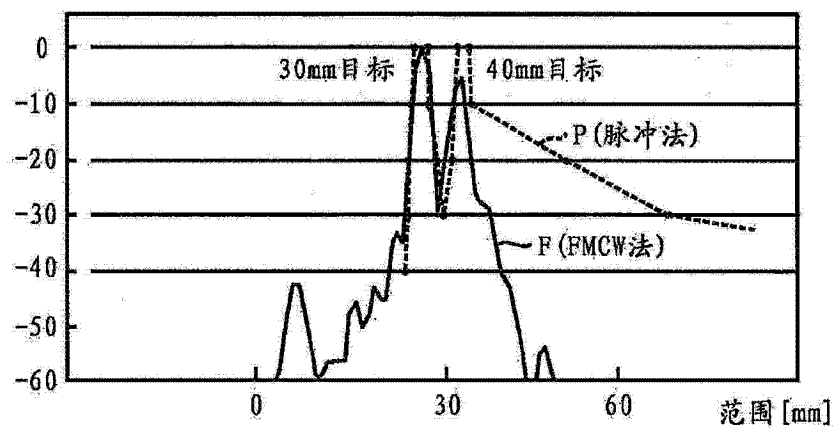


图 34

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	CN103222883B	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201310039572.6	申请日	2013-01-31
[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		
发明人	马场达朗		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/06 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/565		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012236554 2012-10-26 JP 2012018844 2012-01-31 JP		
其他公开文献	CN103222883A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。通过在将对多个方位方向分别分配的具有多个中心频率的多个波形进行调频之后进行多路复用来连续地产生驱动信号，通过以不同的延迟时间对超声波探头的各超声波振子供给驱动信号，来经由超声波探头发送自振子排列面的垂直方向偏转的连续波。通过以按各超声波振子而不同的延迟时间将各超声波振子接收到的各回波信号相加，按各中心频率来进行分离，产生与各方位方向对应的多个波束信号，对该多个波束信号进行解调，对解调后的多个波束信号进行频率解析，计算具有与各方位方向的深度方向相关的距离信息的多个波束信号。使用该多个波束信号，检测各方位方向的各深度中的多普勒偏移频率。

