

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410063972.1

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100403991C

[22] 申请日 2004.5.8

[21] 申请号 200410063972.1

[30] 优先权

[32] 2003.5.8 [33] JP [31] 130330/2003

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 坂口文康 中田一人

[56] 参考文献

US2002102216 A1 2002.8.1

US6063032 A 2000.5.16

CN1271563A 2000.11.1

CN1214232A 1999.4.21

US6464641 B1 2002.10.15

审查员 孙晓静

[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 王永刚

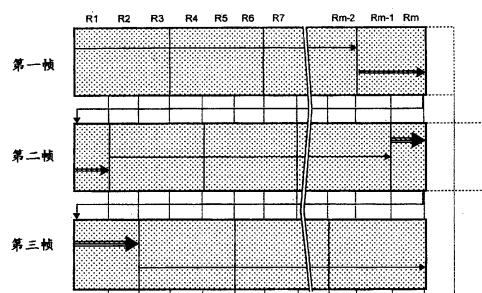
权利要求书 7 页 说明书 21 页 附图 12 页

[54] 发明名称

可用多普勒 - 模式操作的超声诊断装置

[57] 摘要

一种超声诊断装置，包括一个探头，一个控制器，一个处理器和一个输出单元。所述探头设置为在超声束方向的多普勒组中执行隔行扫描，以便获取第一和第二多普勒 - 模式图象帧。所述的控制器连接到探头上并设置为控制第一探头，将用于第一多普勒 - 模式图象帧的最后一组超声束方向和用于第二多普勒 - 模式图象帧的初始组超声束方向作为所述超声束方向的一个多普勒组。所述处理器连接到探头上，并设置为根据隔行扫描检测多普勒 - 模式信号，以便准备第一和第二多普勒 - 模式图象帧。输出单元连接到处理器上并设置为输出准备好的第一和第二多普勒 - 模式图象帧。



1. 一种超声诊断装置, 包括:

探头, 所述探头设置为在超声束方向的多普勒组中执行隔行扫描, 以便获得第一和第二多普勒-模式图象帧;

控制器, 所述控制器连接到探头上, 并设置为控制探头以将用于第一多普勒-模式图象帧的超声束方向最后一组和用于第二多普勒-模式图象帧的超声束方向初始组作为所述超声束方向的一个多普勒组进行处理;

处理器, 所述处理器连接在探头上, 并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号, 以便准备第一和第二多普勒-模式图象帧; 以及

输出单元, 所述输出单元连接到所述处理器上, 并被设置用于输出准备好的第一和第二多普勒-模式图象帧。

2. 如权利要求1所述的装置, 其中所述第二多普勒-模式图象帧是紧接着第一多普勒-模式图象帧获取的。

3. 如权利要求1所述的装置, 其中所述的输出单元是一个设置为显示第一和第二多普勒-模式图象帧的显示单元。

4. 如权利要求1所述的装置, 其中所述的输出单元通过网络发送第一和第二多普勒-模式图象帧。

5. 如权利要求1所述的装置, 其中所述的输出单元将第一和第二多普勒-模式图象帧存储在存储介质中。

6. 如权利要求1所述的装置, 其中所述的处理器设置为根据至少一个所述第一多普勒-模式帧和至少一个第二多普勒-模式帧准备一个已处理的多普勒-模式图象帧, 并且所述的输出单元输出已处理的多普勒-模式图象帧, 作为准备好的第一多普勒-模式图象帧。

7. 如权利要求6所述的装置, 其中所述的处理器通过对至少一个第一多普勒-模式图象帧和至少一个第二多普勒-模式图象帧进行平均的方式准备已处理的多普勒-模式图象帧。

8. 如权利要求6所述的装置, 其中所述的处理器通过对至少一个第一多普勒-模式图象帧和至少一个第二多普勒-模式图象帧加权的方式准备已处理的多普勒-模式图象帧。

9. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述的处理器还设置为在第一多普勒组的隔行扫描和第二多普勒组的隔行扫描之间的间隔内执行 B-模式扫描。

10. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述的探头还设置为用至少一个超声束执行 B-模式扫描的 B-模式组, 以便获得第一和第二 B-模式图象帧, 所述的 B-模式组在用于每个第一和第二 B-模式图象帧的所述多普勒组之间的至少两个间隔中执行; 所述处理器还设置为根据 B-模式扫描来检测一个 B-模式信号, 以便准备第一和第二 B-模式图象帧; 所述的控制器进一步设置为控制所述探头, 使得从 B-模式扫描的一个和下一个 B-模式组中产生的第一 B-模式图象帧的第一边界位置不同于从 B-模式扫描的一个和下一个 B-模式组中产生的第二 B-模式图象帧的第二边界位置; 并且所述的输出单元还输出准备好的第一和第二 B-模式图象帧。

11. 如权利要求 10 所述的装置, 其中第二 B-模式图象帧是紧接着第一 B-模式图象帧获取的。

12. 如权利要求 10 所述的装置, 其中所述的控制器将用于第一 B-模式图象帧的最后一组 B-模式扫描和用于第二 B-模式图象帧的初始组 B-模式扫描作为 B-模式扫描的一个 B-模式组。

13. 如权利要求 10 所述的装置, 其中用于第二 B-模式图象帧的 B-模式扫描的一个初始 B-模式组中的超声束的数目少于用于第二 B-模式图象帧的 B-模式扫描的下一个 B-模式组中的超声束的数目。

14. 如权利要求 13 所述的装置, 其中所述探头在用于第一 B-模式图象帧的 B 扫描之后停止扫描一段时间, 该段时间与在所述初始的 B-模式组和所述下一个 B-模式组之间的超声束的数目的差额相对应。

15. 如权利要求 13 所述的装置, 其中所述探头用于第一 B-模式图象帧的 B 扫描之后在不同于第二 B-模式图象帧的区域扫描一段时间, 该段时间与在所述初始的 B-模式组和所述下一个 B-模式组之间的超声束的数目的差额相对应。

16. 如权利要求 10 所述的装置, 其中所述的处理器进一步设置为根据至少所述第一和第二 B-模式图象帧准备一个已处理的 B-模式图象帧, 并且所述的输出单元输出已处理的 B-模式图象帧, 作为已准备的第一 B-模式图象帧。

17. 如权利要求 16 所述的装置, 其中所述的处理器通过对至少第一和第二 B-模式图象帧进行平均的方式准备已处理的 B-模式图象帧。

18. 如权利要求 16 所述的装置,其中所述的处理器通过对至少第一和第二 B-模式图象帧加权的方式准备已处理的 B-模式图象帧。

19. 一种用于获取第一和第二多普勒-模式图像帧的超声诊断装置,该装置包括:

探头,所述探头设置为对每个第一和第二多普勒-模式图像帧执行隔行扫描,每个第一和第二多普勒-模式图像帧被分成多个隔行扫描组;

控制器,所述控制器设置为控制所述探头,使得在第一多普勒-模式图像帧中的隔行扫描组的最后一组的大小比在第一多普勒-模式图像帧中的隔行扫描组中的另一组的小;在第二多普勒-模式图像帧中的隔行扫描组的初始组的大小比在第二多普勒-模式图像帧中的隔行扫描组中的另一组的小;并且所述最后和最初的隔行扫描组的组合的大小与在第一和第二多普勒-模式图像帧之一的另一个隔行扫描组的大小类似;

处理器,所述处理器连接在探头上,并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号,以便准备第一和第二多普勒-模式图象帧;以及

输出单元,所述输出单元连接到处理器上,并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图象帧。

20. 一个超声诊断装置,包括:

探头,所述探头设置为在超声束方向的多普勒组中执行隔行扫描,以便获得第一和第二多普勒-模式图象帧;

控制器,所述控制器连接到所述探头上,并设置为控制探头在为第一多普勒-模式图像帧的最后一组执行隔行扫描后,为第二多普勒-模式图像帧的初始组执行隔行扫描,其中用于第二多普勒-模式图像帧的初始组包括的超声束方向比下一组的超声束方向少;

处理器,所述处理器连接在所述探头上,并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号,以便准备第一和第二多普勒-模式图象帧;以及

输出单元,所述输出单元连接到处理器上,并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图象帧。

21. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述探头停止扫描一段时间,该段时间与在所述初始组和用于第一多普勒-模式图像帧的最后一组的隔行扫描之后的下一组之间的超声束数目的差额相对应。

22. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述探头在不同于第二多普勒-模式图象帧的区域扫描一段时间,该段时间与在所述初始组和用于第一多普勒-模式图象帧的最后一组的隔行扫描之后的下一组之间超声束数目的差额相对应。

23. 如权利要求 20 所述的装置,其中第二多普勒-模式图象帧是紧接着第一多普勒-模式图象帧获取的。

24. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的输出单元是一个设置为显示第一和第二多普勒-模式图象帧的显示单元。

25. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的输出单元通过网络发送第一和第二多普勒-模式图象帧。

26. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的输出单元将第一和第二多普勒-模式图象帧存储在存储介质中。

27. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的处理器进一步设置为根据至少一个第一多普勒-模式帧和至少一个第二多普勒-模式帧准备一个已处理的多普勒-模式图象帧,并且所述的输出单元输出已处理的多普勒-模式图象帧,作为准备好的第一多普勒-模式图象帧。

28. 如权利要求 27 所述的装置,其中所述的处理器通过对至少一个第一多普勒-模式图象帧和至少一个第二多普勒-模式图象帧进行平均的方式准备已处理的多普勒-模式图象帧。

29. 如权利要求 27 所述的装置,其中所述的处理器通过对至少一个第一多普勒-模式图象帧和至少一个第二多普勒-模式图象帧加权的方式准备已处理的多普勒-模式图象帧。

30. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的处理器还设置为在第一多普勒组的隔行扫描和第二多普勒组的隔行扫描之间的间隔内执行 B-模式扫描。

31. 如权利要求 20 所述的装置,其中所述的探头还设置为用至少一个超声束执行 B-模式扫描的 B-模式组,以便获得第一和第二 B-模式图象帧,所述的 B-模式组在用于每个第一和第二 B-模式图象帧的所述多普勒组之间的至少两个间隔中执行;所述处理器进一步设置为根据 B-模式扫描来检测一个 B-模式信号,以便准备第一和第二 B-模式图象帧;所述的控制器进一步设置为控制所述探头,使得从 B-模式扫描的一个和下一个 B-模式组中产生的第一 B-模式图象帧的第一边界位置不同于从 B-模式扫描的一个和下一个 B-模式组中产生的第二 B-模

式图象帧的第二边界位置；并且所述的输出单元还设置为输出准备好的第一和第二B-模式图象帧。

32. 如权利要求 31 所述的装置，其中第二 B-模式图象帧是紧接着第一 B-模式图象帧获取的。

33. 如权利要求 32 所述的装置，其中所述的控制器将用于第一 B-模式图象帧的最后一组 B-模式扫描和用于第二 B-模式图象帧的初始组 B-模式图象帧作为 B-模式扫描的一个 B-模式组。

34. 如权利要求 31 所述的装置，其中第二 B-模式图象帧的 B-模式扫描的一个初始 B-模式组中的超声束的数目少于第二 B-模式图象帧的 B-模式扫描的下一个 B-模式组中的超声束的数目。

35. 如权利要求 34 所述的装置，其中所述探头停止扫描一段时间，该段时间与在所述 B-模式扫描的初始组和用于第一 B-模式图象帧的 B-模式扫描之后的下一个 B-模式组之间的超声束的数目的差额相对应。

36. 如权利要求 34 所述的装置，其中所述探头在不同于第二 B-模式图象帧的区域扫描一段时间，该段时间与在所述 B-模式扫描的初始组和用于第一 B-模式图象帧的 B-模式扫描之后的下一个 B-模式组之间的超声束的数目的差额相对应。

37. 如权利要求 31 所述的装置，其中所述的处理器进一步设置为根据至少所述第一和第二 B-模式图象帧准备一个已处理的 B-模式图象帧，并且所述的输出单元输出已处理的 B-模式图象帧，其作为准备好的第一 B-模式图象帧。

38. 如权利要求 37 所述的装置，其中所述的处理器通过对至少第一和第二 B-模式图象帧进行平均的方式准备已处理的 B-模式图象帧。

39. 如权利要求 37 所述的装置，其中所述的处理器通过对至少第一和第二 B-模式图象帧加权的方式准备已处理的 B-模式图象帧。

40. 一个超声诊断装置，包括：

探头，所述探头设置为在超声束方向的组中执行隔行扫描，以便获得第一和第二多普勒-模式图象帧；

控制器，所述控制器连接到探头上，并设置为控制探头在为第二多普勒-模式图象帧的超声束方向的初始组执行隔行扫描之前，为用于第一多普勒-模式图象帧的超声束方向的最后一组执行隔行扫描，其中最后一组包括的超声束方

向比用于第一多普勒-模式图像帧的前面一组的超声束方向少;

处理器, 所述处理器连接在探头上, 并设置为根据隔行扫描来检测多普勒-模式信号, 以便准备所述第一和第二多普勒-模式图像帧; 以及

输出单元, 所述输出单元连接到处理器上, 并设置为输出所述准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

41. 如权利要求 40 所述的装置, 其中所述探头停止扫描一段时间, 该段时间与在最后一组和在于最初组的隔行扫描之前的先前组之间的超声束数目的差额相对应。

42. 如权利要求 40 所述的装置, 其中所述探头在不同于第一多普勒-模式图像帧的区域扫描一段时间, 该段时间与在最后一组和在于最初组的隔行扫描之前的先前组之间的超声束数目的差额相对应。

43. 一种用于获得第一和第二多普勒图像帧的超声诊断装置, 该装置包括:

超声发生器, 所述超声发生器设置为在不同的方向为每个第一和第二多普勒-模式图像帧产生多个超声束;

控制器, 所述控制器连接到超声束发生器上, 并设置为将多个超声束分组, 每个在所述组中的最后一组之前的第二组包括一个所述超声束的第一预定值  $N$  ( $N \geq 2$ ); 用于第一多普勒-模式图像帧的最后一组包括一个所述超声束的第二预定值  $M$  ( $1 \leq M \leq N-1$ ), 用于第二多普勒-模式图像帧的组的初始组包括一个所述超声束的第三预定值  $N-M$ ; 其中控制器还设置为控制超声发生器对从第二组到最后一组的前一组的每个组以及作为一组的最后一组和初始组控制超声发生器不止一次地重复  $N$  个超声束;

处理器, 所述处理器连接到超声发生器上, 并设置为根据由超声束得到的回波信号检测多普勒-模式信号, 并根据所检测的多普勒信号准备所述第一和第二多普勒-模式图像帧; 以及

输出单元, 所述输出单元连接到处理器上, 并设置为输出所述准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

44. 一种超声扫描方法, 包括:

在超声束方向的组中进行隔行扫描, 以便获得第一和第二多普勒-模式图像帧;

控制所述隔行扫描,使得将用于第一多普勒-模式图像帧的所述超声束方向的最后一组和用于第二多普勒-模式图像帧的所述超声束方向的初始组作为所述超声束方向的一个组;

根据所述隔行扫描来检测一个多普勒-模式信号;

根据所检测的多普勒-模式信号准备所述第一和第二多普勒-模式图像帧;

以及

输出所述准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

## 可用多普勒-模式操作的超声诊断装置

### 相关申请的前后参照

本申请以2003年5月8日申请的在先日本专利申请NO.P2003-130330为基础，并要求了该在先申请的优先权，因此该在先申请的全部内容都包括在这里以供参考。

### 技术领域

本发明涉及一种在多普勒-模式下获得多普勒-模式图像帧的超声诊断装置，本发明也涉及一种采用多普勒-模式的超声扫描方法。

### 背景技术

在典型的超声诊断装置中，固定在超声探头上的换能器产生超声脉冲向患者身体发射。所述的换能器也接收从患者身体返回的回波信号作为超声脉冲产生的结果。回波信号的产生是由于患者体内组织的声阻抗的差异，所接收的回波信号作为超声图像显示在显示器上。因为所述的超声诊断装置只需要简单、容易的操作，如将超声探头和患者身体表面接触以获取超声图像（例如，实时二维超声图像），因此超声诊断装置广泛地用于患者多种器官的功能的和/或形态的诊断。

在超声诊断领域，超声脉冲回波技术和超声多普勒技术已经发展为超声诊断领域主要的技术。这两种技术对根据从患者不同器官或血细胞返回的回波信号获取患者身体信息的技术的发展有很大贡献。近来，由超声脉冲回波技术获得的B-模式图像和由超声多普勒技术获得的彩色多普勒图像（或多普勒-模式图像）通常用在超声图像诊断中。

在作为超声多普勒技术的一个例子的彩色多普勒技术中，用超声脉冲扫描患者体内给定的横截面。当超声脉冲声穿透运动的反射体，例如血（血细胞）时，根据所产生的与反射体的速度相对应的多普勒频移（即血流速度）获得多普勒-模式图像。在过去，彩色多普勒技术用于对血液流速快的心室的血液情况成像，不过近来，也能够应用彩色多普勒技术对非常缓慢的血流成像，例如在腹部器官中的组织血流。

当根据运动反射体的多普勒频移测量运动反射体的速度时，在运动的反射体上的超声发射和接收以速率间隔  $T_r$  重复  $n$  次 ( $n > 1$ )。运动反射体的速度根据由重复进行超声发射和接收得到的一系列  $n$  个回波信号进行测量。在这种测量中，低速运动的反射体可测量的最小速度  $V_{min}$  取决于对  $n$  个回波信号序列进行的频率分析的频率分辨率  $\Delta f_d$ 。当所述超声发射和接收的重复频率（在下文中称为速率频率 rate frequency）用  $f_r$  ( $f_r = 1/T_r$ ) 表示时，所述的频率分辨率  $\Delta f_d$  可以用下面的公式 (1) 表示：

$$\Delta f_d = f_r / n \quad \dots (1)$$

通过公式 (1) 可以理解，要提高可测量的最小速度  $V_{min}$ ，需要减小速率频率  $f_r$ 。可替换地，可能需要增加在给定方向上的超声发射和接收的次数  $n$  的饱和值。另外，超声图像要求的实时处理可以通过单位时间显示的图像帧数（在下文中称为帧频率） $F_n$  确定，帧频率  $F_n$  由下面的公式 (2) 表示：

$$F_n = f_r / n / m = \Delta f_d / m \quad \dots (2)$$

这里的  $m$  是构建一个图像帧需要的扫描线的总数。因为帧频率  $F_n$  和可测量的最小速度  $V_{min}$  是相对立的，很难同时将它们保持在给定的条件。不过，也提供了一些扫描技术的改进，以减小上面提到的问题。这种改进的扫描技术已在如日本专利申请公开文本 No.PS64-43237 中公开，并且在下文中称作隔行扫描的扫描技术。

图 1A 是一种隔行扫描技术的图示。图 1B 是另一种隔行扫描的图示。在图 1A 和 1B 中，上部分显示了一个扇形扫描中对应于扫描线的多个发射和接收方向（或超声束方向）（在下文称作光栅方向） $R_1$  到  $R_m$ 。在一个光栅方向可以产生一个超声束。下部分显示了所述与光栅方向有关的超声发射和接收顺序。

在图 1A 中所显示的技术中，在时刻  $t_1$ ，在光栅方向  $R_1$  上执行超声发射和接收，然后，在时刻  $t_2$ ，在光栅方向  $R_2$  上执行超声发射和接收。而且，在时刻  $t_3$ ，在光栅方向  $R_3$  上执行超声发射和接收。类似地，在时刻  $t_4$  到  $t_6$  和时刻  $t_7$  和  $t_9$  也进行在光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  上的一组超声发射和接收。因此，如上所述，在每个光栅方向上超声发射和接收重复了  $n$  次（这里，例如  $n = 3$ ）。即，例如，在光栅方向  $R_1$  上的超声发射和接收在时刻  $t_1$ 、 $t_4$  和  $t_7$  执行。在每个光栅方向给定数量为  $Q$ （这里例如  $Q = 3$ ）的组中，超声发射和接收重复  $n$  次。超

声发射和接收以间隔  $T_r$  执行。

在图 1B 所示的技术中，在时刻  $t_1$ ，超声发射和接收在光栅方向  $R_1$  上执行。不过，在时刻  $t_2$  和  $t_3$  所述的超声发射和接收并不在任意光栅方向上进行。在时刻  $t_4$ ，超声发射和接收在光栅方向  $R_1$  上重新开始；在时刻  $t_5$ ，超声发射和接收在光栅方向  $R_2$  上重新开始；在时刻  $t_6$ ，超声发射和接收不执行。然后，在时刻  $t_7$  到  $t_9$ ，超声发射和接收分别在光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  上执行。更进一步，在时刻  $t_{10}$  到  $t_{13}$ ，超声发射和接收分别在光栅方向  $R_1$  到  $R_4$  上执行。然后，在时刻  $t_{14}$  到  $t_{17}$ ，超声发射和接收分别在光栅方向  $R_2$  到  $R_5$  上执行。此后，超声发射和接收以类似于上面所描述的方式重复进行，直到进行到光栅方向  $R_m$ 。即在一个光栅方向上超声发射和接收以间隔  $T_s$ （这里，例如  $T_s = 3T_r$ ）执行了  $n$  次（这里，例如  $n=4$ ）。光栅方向逐个移位。

按照图 1A 和 1B 所示的技术，确定可测量的最小速度  $V_{min}$  的频率分辨率  $\Delta fd$  由下面的公式 (3) 表示：

$$\Delta fd = fs / n = fr / Qn \quad \dots (3)$$

这里的  $fs$  ( $fs = 1/T_s$ ) 是在每个光栅方向的超声发射和接收的重复频率，这个重复频率  $fs$  是速率频率  $fr$  的三分之一。帧频率  $F_n$  是常数，因此，这使得可测量的最小速度能够变为原来的三倍，而不需要降低帧频率  $F_n$ 。

不过，因为按照图 1A 所示的技术，一个多普勒-模式图象帧是根据在所述光栅方向  $R_1$  到  $R_m$  方向的超声发射和接收准备的，所准备的多普勒-模式帧包括在所述  $Q$  光栅方向（例如，一组光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  和一组光栅方向  $R_4$  到  $R_6$ ）之间不连续的边界（即在光栅方向  $R_3$  和  $R_4$  之间的边界）。这是因为时间相位差，例如在根据在光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  上超声发射和接收所准备的图像数据和根据在光栅方向  $R_4$  到  $R_6$  上超声发射和接收所准备的图像数据之间的时间相位差。因此， $n$  和/或  $Q$  的数量增加得越多，所准备的多普勒-模式图像帧的边界不连续就越显著。而且，当光栅方向的组数增加时，在所准备的多普勒-模式图像帧上的边界不连续就表现得更频繁。这种边界不连续尤其可能发生并且变得显著，例如，在对脉动血流成像时，当血管周围的组织受到呼吸运动和/或受到心跳的影响时，以及当医生移动超声探头时。这种边界不连续干扰了超声图像诊断。

按照图 1B 中所显示的技术，扫描控制变得复杂了。另外，当一个具有浅透

视深度的彩色多普勒图像与一个具有深透视深度的 B-模式图像一起显示时, 显示速率频率要求统一为用于深透视深度的速率频率。因此, 这种方法存在严重降低了帧频率  $F_n$  的问题。

#### 发明内容

按照本发明的第一方面, 提供了一种超声诊断装置, 所述装置包括一个探头, 一个控制器, 一个处理器和一个输出单元。探头设置为在超声束方向的多普勒组中执行隔行扫描, 以获取第一和第二多普勒-模式图像帧。控制器连接到探头上并且设置为控制所述的第一探头, 将用于第一多普勒-模式图像帧的最后一组超声束方向和用于第二多普勒-模式图像帧的初始组超声束方向作为所述超声束方向的一个多普勒组。处理器连接到探头上, 并且设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号, 以准备第一和第二多普勒-模式图像帧。输出单元连接到处理器上并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

按照本发明的第二方面, 提供了一种用于获取第一和第二多普勒-模式图像帧的超声诊断装置。所述装置包括一个探头, 一个控制器, 一个处理器和一个输出单元。探头设置为对每个第一和第二多普勒-模式图像帧执行隔行扫描。每个第一和第二多普勒-模式图像帧分为多个隔行扫描组。控制器设置为控制探头, 从而使得在第一多普勒-模式图像帧的最后一组隔行扫描组的大小比在第二多普勒-模式图像帧的另一个隔行扫描组的小。第二多普勒-模式图像帧的隔行扫描组的初始组的大小比第二多普勒-模式图像帧的隔行扫描组的另一组的小。隔行扫描组的最后组和初始组的组合大小与在第一和第二多普勒-模式图像帧之一的另一个隔行扫描组的大小相似。处理器连接到探头上, 并且设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号, 从而准备第一和第二多普勒-模式图像帧。输出单元连接到处理器上, 并且设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

按照本发明的第三方面, 提供了一种超声诊断装置, 所述装置包括一个探头, 一个控制器, 一个处理器和一个输出单元。探头设置为在超声束方向多普勒组中执行隔行扫描, 以获取第一和第二多普勒-模式图像帧。控制器连接到探头上并且设置为控制所述的探头在对第一多普勒-模式图像帧的最后一组执行隔行扫描后, 对第二多普勒-模式图像帧的初始组进行隔行扫描。第二多普勒-模式的初始组包括的超声束方向比下一组少。处理器连接到探头上, 并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号, 以便准备第一和第二多普勒-模式图像帧。

输出单元连接到处理器上，并且设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

按照本发明的第四方面，提供了一种超声诊断装置，所述装置包括一个探头，一个控制器，一个处理器和一个输出单元。所述探头设置为在一组超声束方向上执行隔行扫描，以便获取第一和第二多普勒-模式图像帧。控制器连接到探头上，并设置为控制探头在对第二多普勒-模式图像帧的初始组超声束方向的隔行扫描之前，执行对第一多普勒-模式图像帧的最后一组超声束方向的隔行扫描。最后一组包括的超声束方向比前面一组用于第一多普勒-模式图像帧的超声束方向少。处理器连接到探头上并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号，以便准备第一和第二多普勒-模式图像帧。输出单元连接到处理器上，并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

按照本发明的第五方面，提供了一种用于获取第一和第二多普勒-模式图像帧的超声诊断装置。所述装置包括一个超声发生器，一个控制器，一个处理器和一个输出单元。超声发生器设置为在不同方向上对每个第一和第二多普勒-模式图像帧产生多个超声束。控制器连接到超声束发生器上，并设置为将多个超声束分组。每个在所述组中的最后一组之前的第二组包括一个所述超声束的第一预定值  $N$  ( $N \geq 2$ )。用于第一多普勒-模式图像帧的最后一组包括一个所述超声束中第二预定值  $M$  ( $1 \leq M \leq N-1$ )。第二多普勒-模式图像帧的初始组包括一个所述超声束的第三预定值  $N-M$ 。控制器还设置为控制超声发生器对从第二组到最后一组的前一组的每个组以及作为一组的最后一组和初始组不止一次地重复  $N$  个超声束。处理器连接到超声发生器上并设置为根据由超声束得到的回波信号检测多普勒-模式信号，并根据所检测的多普勒信号准备第一和第二多普勒-模式图像帧。输出单元连接到处理器上并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图像帧。

按照本方面的第六方面，还提供了一种超声扫描方法。所述方法首先通过在超声束方向的组中进行隔行扫描，以便获取第一和第二多普勒-模式图像帧。所述方法继续通过控制隔行扫描以将第一多普勒图像帧的最后一组超声束方向和第二多普勒图像帧的初始组超声束方向作为一组超声束方向。所述方法还继续通过根据所述隔行扫描检测多普勒-模式信号，根据所检测的多普勒-模式信号准备第一和第二多普勒-模式图像帧，并输出准备好的第一和第二多普勒-模式图

像帧。

#### 附图说明

通过参考下面详细的说明并结合附图，能够容易地获得对本发明实施例和对其所具有的优势的更完整的理解。其中：

图 1A 和 1B 是已知隔行扫描技术的例子的图示；

图 2 是表示按照本发明第一实施例的超声诊断装置的示例结构的框图；

图 3 是用于说明一种示例性的隔行扫描技术的图示；

图 4 是用于说明一种多普勒信号存储器的图示；

图 5 是表示按照本发明的第一实施例的超声扫描控制例子的图示；

图 6 是表示按照本发明第一实施例，用于描述图 5 中所示的扫描控制的时间图的例子的图示；

图 7 是按照本方面的第一实施例对多个多普勒-模式图像帧加权的例子的图示；

图 8 是按照本发明第二实施例的超声扫描控制的例子的图示；

图 9 是按照本发明第二实施例，用于描述图 8 中所示的超声扫描控制的时间图的例子的图示；

图 10 是按照本发明第二实施例，用于描述图 8 中所示的超声扫描控制的时间图的另一个例子的图示；

图 11 是用于描述对本发明的第一实施例的修改的时间图的例子的图示；以及

图 12 是用于描述对本发明的第二实施例的修改的时间图的例子的图示。

#### 具体实施方式

通过参考附图说明超声诊断装置的实施例。

在实施例中，公开了一种使得在多个多普勒-模式图像帧上的每一个上所显示的一个或多个边界的位置与在两个或多个多普勒-模式图像帧之间的一个或多个边界的位置不同的技术。所述的多个多普勒-模式图像帧可以连续显示，根据在  $m$  光栅方向  $R1$  到  $Rm$  的超声发射和接收准备好多个普勒-模式图像帧中的每一个。所述的  $m$  光栅方向可以按照要检测的对象的大小确定。因此，用于一个多普勒-模式图像帧的光栅方向的个数可以大于或小于  $m$ 。光栅方向  $R1$  到  $Rm$  可以被预定的数值  $Q$  去除，从而准备好  $Q$  个光栅方向的一个组或多个组。所述

的第一和第二实施例只用于说明示例的目的，并且所述超声诊断装置不受所述所述实施例的限制。当  $m$  被  $Q$  除并且产生了余数时，第一实施例可能是有利的。当余数为零时，第二实施例可能是有利的。 $M$  和  $Q$  的值可以特意地确定，以便按照操作者的意愿应用第一或第二实施例。

### (第一实施例)

图 2 是表示按照第一实施例的超声诊断装置的示例性结构的框图。所述超声诊断装置可以包括一个超声探头 1，一个超声发射单元 2，一个超声接收单元 3，一个 B-模式处理单元 4，一个多普勒-模式处理单元 5，一个图像处理单元 6，一个输入单元 7，一个显示单元 8，和一个系统控制单元 9。

超声探头 1 可以发射（或声穿透）超声脉冲并接收来自患者的回波信号，该回波信号是当超声探头接触患者身体表面时由所发射的超声脉冲而产生的。所述超声探头 1 典型地包括一个具有多个超声换能器的阵列的顶端，例如，在一维空域下(in one dimension)。超声换能器可以是电-声换能器单元。所述换能器在发射时将电脉冲转换为超声脉冲，而且在接收时，所述换能器将超声脉冲转换为电脉冲。超声脉冲的超声频率显著地影响超声图像的分辨率和灵敏度。所述的超声频率通常由换能器的厚度确定。所述超声探头 1 通常设置为小型轻便的，并通过电缆连接到超声发射单元 2 和超声接收单元 3 上。超声探头 1 的种类可以按照检测目的从多种超声探头中进行选择，例如，扇形扫描，线性扇扫和凸面型扫描。在下面的说明中，超声探头 1 将通过使用一个扇扫类型的例子进行说明。不过，包括上面提到的类型的任何类型的超声探头都可以应用于超声探头 1。

所述的超声发射单元 2 可以提供带有驱动信号的超声探头 1，以便向患者体内的预定方向声穿透（产生）超声脉冲。在一个实施例中，超声发射单元 2 可以包括一个速率脉冲发生器 11，一个发射延迟电路 12，以及一个脉冲发生器 13。所述速率脉冲发生器 11 向发射延迟电路 12 提供速率脉冲，它确定向患者体内进行声穿透的超声脉冲的重复周期。所述的发射延迟电路 12 可以包括多个独立的延迟电路，所使用的独立延迟电路的数目可确定为与在发射时所用的换能器数量相同。发射延迟电路 12 给所述速率脉冲一个延迟时间，使得超声脉冲在给定的深度聚焦。这用于在发射时获取一个窄宽度的超声脉冲。所述的发射延迟电路 12 还给所述速率脉冲另一个延迟时间，用于随后在给定方向上偏移超声脉

冲并扫描患者身体。将延迟的速率脉冲提供给脉冲发生器 13，脉冲发生器 13 可包括多个独立驱动电路，所使用的独立驱动电路的数量可以确定为与在发射中使用的换能器数量相同，与在发射延迟电路 12 中使用的类似。脉冲发生器 13 驱动探头并产生用于声穿透的驱动脉冲。

超声接收单元 3 可以相应于声穿透的预定方向从患者身体组织接收回波信号，所述回波信号是由于超声脉冲穿透患者身体而产生的。所述超声接收单元 3 可以包括一个前置放大器 14，一个接收延迟电路 15 和一个加法器 16。所述前置放大器 14 放大由换能器转换的接收信号并获得电脉冲，它具有优选的‘信噪比’ (S/N)。接收延迟电路 15 给前置放大器 14 的输出信号一个延迟时间，用于从预定的深度对回波信号聚焦，以便在接收时获得超声束的窄的宽度。接收延迟电路 15 还给予输出信号另一个延迟时间，用于随后改变所接收的信号的接收方向特征并用于扫描患者身体。接收延迟电路 15 向加法器 16 提供了给出上面所述的延迟时间和另一延迟时间的输出信号。加法器 16 累加接收延迟电路 15 的多个输出信号，并且因此，所述多个输出信号作为一个超声数据信号输出。

在图 2 所示的实施例中，B-模式处理单元 4 可以根据一个超声数据信号检测 B-模式信号。所述 B-模式处理单元 4 可以包括一个对数转换器 17，一个包络线检测器 18，以及一个模数转换器（在下文中称作 A/D 转换器）19。对数转换器 17 对一个超声数据信号的幅度执行对数转换，以便在比较中使该超声数据信号的微弱成分加重。典型地，从被声穿透的患者身体所接收的信号的幅值具有较宽的动态范围，例如，大于 80 分贝。因此，为了在常规的 TV 监视器上用窄的动态范围（如 20-30 分贝）显示从声穿透的患者身体接收的信号，必须对信号进行幅度压缩，以便使所述信号的微弱部分加重。包络线检测器 18 检测一个已执行过对数变换的超声数据信号的包络线。所述包络线检测器 18 还除去所述包络线检测信号的频率成分并检测只包括该信号幅度信息的 B 模式信号，该信号的超声频率信息已经从中除去。所述的 A/D 转换器 19 将从包络线检测器 18 输出的 B-模式信号转换为数字信号。

在图 2 所示的实施例中，多普勒-模式处理单元 5 可以根据一个超声数据信号检测多普勒-模式信号。多普勒-模式处理单元 5 可以包括一个参考信号发生器 20，一个  $\pi/2$  相位转换器 21，混频器 22-1 和 22-2，低通滤波器 23-1 和 23-2，A/D 转换器 24-1 和 24-2，一个多普勒信号存储器 25，一个移动目标指示滤波器

(在下文中称作 MTI 滤波器) 26, 一个自校准单元 27 以及一个计算装置 28。多普勒-模式处理单元 5 主要执行对所述超声数据信号的积分解调和频率分析。

一个超声数据信号输入给所述混频器 22-1 的第一输入终端, 并且也输入给所述混频器 22-2 的第一输入终端。所述参考信号发生器 20 具有一个频率, 该频率与所述一个超声数据信号的中心频率近似相等。参考信号发生器 20 输出所述的参考信号, 该参考信号直接提供给混频器 22-1 的第二终端。所述参考信号由连续的波形组成, 并且与由速率脉冲发生器 11 产生的速率脉冲同步。所述参考信号也提供给  $\pi/2$  相位转换器 21, 所述  $\pi/2$  相位转换器 21 转换参考信号的相位并向混频器 22-2 的终端提供经过  $\pi/2$  转换的参考信号。混频器 22-1 和 22-2 的输出信号被提供给低通滤波器 23-1 和 23-2。低通滤波器 23-1 除去参考信号的频率和所述一个超声数据信号的频率的求和成分。相应地, 参考信号的频率和所述一个超声数据信号的频率的微分成分由低通滤波器 23-1 提取。类似地, 低通滤波器 23-2 除去经过  $\pi/2$  频移的参考信号的频率和所述一个超声数据信号的频率的求和成分。相应地, 经过  $\pi/2$  频移的参考信号的频率和所述一个超声数据信号的频率的微分成分由低通滤波器 23-2 提取。

所述 A/D 转换器 24-1 将低通滤波器 23-1 的输出信号转换为数字信号。类似地, 所述 A/D 转换器 24-2 将低通滤波器 23-2 的输出信号转换为数字信号。换言之, 由求积分解调产生的输出模拟信号通过 A/D 转换器 24-1 和 24-2 转换为数字信号。求积分解调得到的所述数字化的输出信号(多普勒-模式信号)临时存储在多普勒信号存储器 25 中。MTI 滤波器 26 是一个数字高通滤波器。所述 MTI 滤波器 26 从多普勒信号存储器 25 中读取所存储的多普勒-模式信号, 并从所述多普勒-模式信号中除去器官由于呼吸运动和/或脉搏运动产生的成分。自校准单元 27 计算只包括由 MTI 滤波器 26 提取的血流信息的多普勒-模式信号的自校准值。计算装置 28 根据自校准值计算平均流动值和离散值。

而且, 图像处理单元 6 可以根据 B-模式信号和多普勒-模式信号分别产生 B-模式图像数据和多普勒-模式图像数据, 并存储 B-模式信号和多普勒-模式信号。图像处理单元 6 也可以在这些图像数据中进行处理。图像处理单元 6 可以包括一个存储器 29, 一个处理器 30 和一个显示存储器 31。存储器 29 可以依次存储由 B-模式处理单元 4 提供的 B-模式信号和由多普勒-模式处理单元 5 提供的多普勒-模式信号。存储器 29 也可以根据所存储的信号产生 B-模式图像数据

和多普勒-模式图像数据,并存储所产生的图像数据。处理器 30 可以对多个 B-模式图像数据或多普勒图像数据进行加权和对 B-模式图像数据和多普勒图像数据之间进行同步处理。显示存储器 31 可以在处理器 30 中临时存储处理器 30 中没有处理的和将要在显示单元 8 上显示的图像信号。显示存储器 31 也将补充信息,例如由输入单元 7 输入的数值和/或特征信息添加(或重叠)到处理器 30 中处理的图像数据上,并同上述补充信息一同存储图像数据。

在图 2 所示的实施例中,在操作面板上,输入单元 7 可以具有一个键盘,一个轨迹球,一个鼠标和类似物。操作者可以操作输入单元 7 以便输入和选择患者信息、超声诊断装置的成像(或扫描)条件,和/或各种类型的命令。

显示单元 8 可以包括一个转换器 32 和一个监视器 33。所述监视器 33 可以包括一个 CRT(阴极射线管)监视器或一个 LCD(液晶显示器),并用彩色显示。转换器 32 可以对存储在显示存储器 31 中的 B-模式图像信号和多普勒-模式图像信号进行数字到模拟(D/A)转换和 TV 格式转换。转换器 32 也可以对多普勒-模式图像数据执行彩色处理。经转换的图像数据可以显示在监视器 33 上。

系统控制单元 9 典型地包括一个中央处理单元(CPU)(图 2 中未示出)和一个 CPU 存储器(图 2 中未示出)。所述系统控制单元 9 可以将从输入单元 7 输入的各种类型的数据和命令临时存储到 CPU 存储器中。系统控制单元 9 还根据数据和命令控制超声发射单元 2、超声接收单元 3、B-模式处理单元 4,多普勒-模式处理单元 5、图像处理单元 6 和类似物。系统控制单元 9 也可以根据数据和命令控制整个超声诊断装置。

然后,参考图 3 说明一个隔行扫描技术的例子。图 3 是一个用于说明隔行扫描技术示例的图示。在图 3 中所显示的隔行扫描考虑到了当多普勒-模式图像信号和 B-模式图像信号都需要的情况。如图 3 所述,光栅方向数为 3 ( $Q=3$ )。这只用于说明的目的,光栅方向数不仅限于 3,可以是任何值。实际上,  $Q$  值可以确定为例如在 8 和 16 之间。在每个光栅方向上的超声发射和接收组的数量是 3 ( $n=3$ )。这也只用于说明的目的,  $n$  不仅限于 3,可以是任何值。实际上,  $n$  值可以确定为例如在 12 和 16 之间。

在光栅方向  $R_1$  进行超声发射和接收,并按照  $R_2$ 、 $R_3$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$ 、 $R_1$ 、 $R_2$  和  $R_3$  顺序的速率间隔(rate interval) $T_r$  继续进行。相应地,根据在光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  的超声发射和接收采集和存储多普勒-模式信号。在光栅方向  $R_1$

到 R3 组中获取和发射多普勒信号后,接着进行超声发射和接收以在光栅方向 R1 到 R3 组中获取 B-模式信号。对于 B-模式信号,超声发射和接收在每个光栅方向上只进行一次。相应地,根据在光栅方向 R1 到 R3 的超声发射和接收采集和存储 B-模式信号。用于获取 B-模式信号的超声发射和接收在本发明的实施例中可以称为 B-模式扫描。关于多普勒-模式信号和 B-模式信号,在一组光栅方向 R1 到 R3 采集和存储 B-模式信号后,对每一组光栅方向 R4 到 R6、R7 到 R9 进行这种采集和存储,这样继续下去直到光栅方向 Rm,。根据在 R1 到 Rm 方向上采集和存储多普勒-模式信号,一个多普勒-模式图像帧准备好了。类似地,根据在 R1 到 Rm 方向上采集和存储 B-模式信号,一个 B-模式图像帧准备好了。多个多普勒-模式图像帧可以作为多普勒-模式图像数据准备好,而且,多个 B-模式图像帧可以作为 B-模式图像数据准备好,

操作者可以操作输入单元 7,以便输入患者信息并设置超声诊断装置的操作条件。输入信息和设置条件存储在系统控制单元 9 所提供的存储器中。然后操作者选择显示模式,使得显示多普勒-模式图像和 B-模式图像或只显示其中的一种。当操作者选择了对应于显示多普勒-模式图像和 B-模式图像的一种显示模式时,操作者也输入关于这种显示的命令。

为了响应操作者的操作,系统控制单元 9 从输入单元 7 接收命令。然后系统控制单元 9 向超声诊断装置的各种元件提供控制信号。当光栅方向 R1 到 Rm 被分为多个组时,各种元件开始进行操作,在包括在第一组中的光栅方向 R1 到 R3 上获取多普勒-模式信号和 B-模式信号。

在光栅方向 R1 的发射中,速率脉冲发生器 11 同步地控制由系统控制单元 9 提供的信号。速率脉冲发生器 11 产生速率脉冲,它确定超声脉冲声穿透患者身体的重复周期(速率间隔  $T_r$ )。所产生的速率脉冲提供给发射延迟电路 12。发射延迟电路 12 是一个延迟电路系统,它确定了在发射中超声束的聚焦距离和偏移角。更进一步,发射延迟电路 12 可以包括多个独立延迟电路,所使用的独立延迟电路的数目可以确定为与在发射时使用的换能器的数目相同。发射延迟电路 12 向所产生的速率脉冲提供了使超声脉冲聚焦到给定深度的延迟时间。这用于在发射时获取窄的超声束宽度。发射延迟电路 12 进一步向所产生的速率脉冲提供了用于在第一光栅方向 R1 发射超声脉冲的另一延长时间。

脉冲发生器(pulsar)13 可以包括多个独立的驱动电路,所使用的独立驱动电

路的数目可以确定为与用于发射的换能器相同，与发射延迟电路 12 类似。脉冲发生器 13 产生用于驱动换能器响应驱动速率脉冲的驱动信号，并驱动换能器。相应地，超声脉冲在光栅方向 R1 声穿透患者身体，声穿透患者身体的超声脉冲部分通常被患者体内的组织或器官之间的边界反射，在这些部位它们的声学阻抗是不同的。而且，当该部分超声脉冲从移动的反射面，如血细胞和心脏壁发射时，它的超声频率受到多普勒频移的影响。

从患者身体组织反射的超声脉冲可以作为回波信号被换能器接收，所接收的回波信号转换为电信号。所转换的电信号被前置放大器 14 放大，前置放大器 14 可以包括多个通道，所使用的通道的个数可以确定为与接收时所使用的换能器数目相同，放大的信号被接收延迟电路 15 接收。

接收延迟电路 15 给予所接收的信号一个延迟时间，用于从预定深度聚焦回波信号（所接收的信号），以便在接收时获得超声波束较窄的宽度。接收延迟电路 15 进一步给予接收信号另一个延迟时间，用于在光栅方向 R1 接收带有很强方向特征的超声波束。接收延迟电路 15 为加法器 16 提供了所接收的被给予上述延迟时间和上述另一延迟时间的信号。所接收的信号从接收延迟电路 15 提供给加法器 16。加法器 16 累加（或统一）由前置放大器 14 和接收延迟电路 15 所提供的多个接收信号。相应地，多个接收信号作为一个超声数据信号输出给多普勒-模式处理单元 5。

系统控制单元 9 控制多普勒-模式处理单元 5，以便处理所述一个超声数据信号。在多普勒-模式处理单元 5，复杂的信号作为微分解调的结果而产生。复杂的信号转换为数字信号并存储在多普勒信号存储器 25 中。

图 4 是用于说明多普勒信号存储器 25 的图示。图 4 只示出了一个包括在多普勒信号存储器 25 中的一个存储器格式的例子。所述存储器格式采样矩阵形式，所述矩阵的行方向（X 方向）表示光栅方向 R1 到 Rm 或每个光栅方向超声发射和接收的次数（n）。所述矩阵的列方向（Y 方向）表示反射体的深度（c1, c2, c3 等）（即在反射体和超声探头 1 之间的距离）。例如，第一超声发射和接收在光栅方向 R1 上所获取的多普勒-模式信号存储在列 a11。为了精确起见，第一超声发射和接收在光栅方向 R1 上所获取的多普勒-模式信号通过 A/D 转换器 24-1 和 24-2 转换为数字信号，并且该数字信号存储在列 a11。类似地，列 a12 和列 a13 分别对应于在光栅方向 R1 上第二和第三发射和接收所获取的多普勒-模式信

号。由第一到第三发射和接收在光栅方向 R2 上所获取的多普勒-模式信号分别存储在列 a21 到 a23 上。由第一到第三发射和接收在光栅方向 R3 上所获取的多普勒-模式信号分别存储在列 a31 到 a33 上。

同时,在光栅方向 R1 上的第一超声发射和接收之后,系统控制单元 9 向发射延迟电路 12 和接收延迟电路 15 提供控制信号,以便确定在光栅方向 R2 超声发射和接收的延迟时间。类似地,在光栅方向 R2 上的第一超声发射和接收之后,系统控制单元 9 向发射延迟电路 12 和接收延迟电路 15 提供控制信号,以便确定在光栅方向 R3 上超声发射和接收的延迟时间。如上所述,在光栅方向 R1 到 R3 上的第一超声发射和接收所获得的多普勒信号存储在列 a11、a21 和 a31 中。当在光栅方向 R1 到 R3 上的第一超声发射和接收已经完成时,在光栅方向 R1 到 R3 上的第二和第三超声发射和接收重复进行,使得由第二和第三超声发射和接收所获得的多普勒-模式信号存储在列 a12、a22 和 a32 以及 a13、a23 和 a33 中。

存储在多普勒信号存储器 25 中的多普勒-模式信号被读取并提供给 MTI 滤波器 26。例如,所存储的光栅方向 R1 的多普勒-模式信号以 a11、a12 和 a13 的顺序从深度 c1 中读出。在 MTI 滤波器 26 中,器官的呼吸运动等类似运动产生的杂波成分信息从多普勒-模式信号中除去,从而只提取血流成分信息。自校准单元 27 计算只包括血流成分信息的多普勒-模式信号的自校准值。计算装置 28 根据上述自校准值计算例如平均血流值,离散值,和关于血流的功率值。上面描述的类似处理可以对从深度 c2、c3 等读取的多普勒信号重复进行。在光栅方向 R1 获取的所计算的多普勒信号的血流信号存储在存储器 29 的彩色多普勒域。

对于光栅方向 R2,存储在多普勒信号存储器 25 的列 a12、a22 和 a32 中的多普勒信号被读出,并以与上面例子中的光栅方向 R1 类似的方式读取和处理。而且,对于光栅方向 R3,存储在多普勒信号存储器 25 的列 a13、a23 和 a33 中的多普勒模式信号被读出,并以与上面例子中的光栅方向 R1 类似的方式读取和处理。在光栅方向 R2 和 R3 上的多普勒信号的计算的血流信号也存储在存储器 29 的彩色多普勒域中。

如上所述,当根据在光栅方向 R1 到 R3 上的三次隔行扫描已经完成对多普勒-模式信号的获得和存储时,根据在光栅方向 R1 到 R3 上执行对 B-模式信号

的获得和存储。

系统控制单元8控制超声发射单元2和超声接收单元3以在光栅方向R1上执行超声发射和接收。所接收的信号从超声接收单元3内提供的加法器16输出，并提供给对数转换器17。所接收的信号通过对数变换器17进行对数变换，然后通过包络线检测器18检测它们的包络线。包络线检测信号被A/D转换器19转换为数字信号。所述数字信号作为B-模式信号存储在存储器29所提供的B-模式域中。在光栅方向R1之后，类似的采集和存储在光栅方向R2和R3上进行。

相应地，完成根据在光栅方向R1到R3的超声发射和接收的多普勒-模式信号和B-模式信号的采集和存储。类似的采集和存储根据包括在每个所述第一多普勒-模式图像帧的第二组和所述第一B-模式图像帧的第二组中的光栅方向R4到R6的超声发射和接收进行。更进一步，类似的采集和存储可以在包括在第三组中的光栅方向R7到R9、包括在第四组中的光栅方向R10到R12依次类推地重复进行。

当用于第一多普勒-模式图像帧和第一B-模式图像帧的多普勒-模式信号和B-模式信号的采集和存储已经进行后，用于第二多普勒-模式图像帧和第二B-模式图像帧的超声发射和接收进行，依此类推。不过，用于不同于第一图像帧的另一图像帧的超声发射和接收将被控制，例如，以图5和6所示的方式。

图5是按照第一实施例的超声扫描控制的例子的图示，图6是按照第一实施例说明图5中的超声扫描控制的时间图的例子。图5表示第一到第三多普勒-模式图像帧，其中每个都通过在光栅方向R1到Rm的超声发射和接收获取。这是所述光栅方向的数目(m)被Q去除(如 $Q=3$ )，并且有余数例子。在图5中，最后一组光栅方向只包括两个光栅方向，而其他每组包括三个。例如，第一组包括光栅方向R1到R3，第二组包括光栅方向R4到R6。上面描述的在光栅方向R1到R3的采集和存储在对应于图5中的第一组的时间段内进行。虽然在图5中没有示出，在光栅方向R1到R3的采集和存储B-模式信号在第一组和第二组多普勒-模式图像帧之间的时间段内进行。

对于第一多普勒-模式图像帧，采集和存储在从第一组到最后一组之前的包括Rm-4到Rm-2的每一组进行。因为第一多普勒-模式图像帧的最后一组只包括光栅方向Rm-1和Rm，用于第二多普勒-模式图像帧的第一光栅方向R1被视为第一多普勒-模式图像帧的最后一组的一部分。即，包括在第二多普勒-模式

图像帧的第一组中的在第一光栅方向  $R_1$  的采集和存储作为最后一组第一多普勒-模式图像帧的一部分。因此,在光栅方向  $R_{m-1}$  和  $R_m$  的第一采集和存储已经进行后,在第一光栅方向  $R_1$  继续进行采集和存储。类似地,第二和第三采集和存储在包括光栅方向  $R_{m-1}$ 、 $R_m$  和  $R_1$  的组中进行。在光栅方向  $R_{m-1}$ 、 $R_m$  和  $R_1$  的组的多普勒图像信号的三次采集和存储进行之后,B-模式信号的采集和存储在包括光栅方向  $R_{m-1}$ 、 $R_m$  和  $R_1$  的组中进行。

在光栅方向  $R_{m-1}$ 、 $R_m$  和  $R_1$  采集和存储 B-模式信号后,在包括光栅方向  $R_2$  到  $R_4$  对第二组多普勒-模式图象帧进行采集和存储,相似的采集和存储重复进行,直到达到包括光栅方向  $R_{m-3}$  到  $R_{m-1}$  的最后一组。此时,第二多普勒-模式图象帧的最后一组只包括光栅方向  $R_m$ 。因此,包括在第三多普勒-模式图象帧第一组中的第一和第二光栅方向  $R_1$  和  $R_2$  作为第二多普勒-模式图象帧的最后一组的一部分。即,包括在第三多普勒-模式图象帧的第一组的第一和第二光栅方向  $R_1$  和  $R_2$  作为第二多普勒-模式图象帧的最后一组的一部分进行处理。因此,在光栅方向  $R_m$  上已经进行了第一采集和存储后,然后在第一和第二光栅方向  $R_1$  和  $R_2$  进行采集和存储。类似地,在包括光栅方向  $R_m$ 、 $R_1$  和  $R_2$  的组中进行第二和第三采集和存储。在完成在光栅方向  $R_m$ 、 $R_1$  和  $R_2$  的三次多普勒-模式信号采集和存储之后,在包括光栅方向  $R_m$ 、 $R_1$  和  $R_2$  的组中进行 B-模式信号的采集和存储。在光栅方向  $R_m$ 、 $R_1$  和  $R_2$  的组中进行 B-模式信号采集和存储之后,在包括光栅方向  $R_3$  到  $R_5$  的第二组中进行 B-模式信号的采集和存储,以用于第三多普勒-模式图象帧。重复进行同样的采集和存储过程,直到进行到包括光栅方向  $R_{m-2}$  到  $R_m$  的最后一组。

以根据与上面描述的发射和接收控制(扫描控制)相类似的采集和存储可以应用于其它多普勒-模式图象帧和 B-模式图象帧,例如,所述的扫描控制可以在第四到第六多普勒-模式图象帧中进行(B-模式图象帧),在第七到第九多普勒-模式图象帧中进行(B-模式图象帧),依此类推。由超声发射和接收得到的用于这些帧的多普勒-模式信号和 B-模式信号也可以存储在存储器 29 中。

每个多普勒-模式图象帧可以根据存储的多普勒-模式信号准备好,所述多普勒-模式信号是由超声在光栅方向  $R_1$  到  $R_m$  发射和接收的用于多普勒图象帧的信号。而且,每个 B-模式图象帧可以根据存储的 B-模式信号准备好,所述 B-模式信号是由超声在光栅方向  $R_1$  到  $R_m$  发射和接收的用于 B-模式图象帧的信

号。

由于待检测的物体的运动(即运动的反射体),在每个多普勒-模式图象帧和每个B-模式图象帧上会表现出边界的不连续,这种不连续产生于在获取一组和下一组之间的时间相位差,以及每个图象帧包括多个组。例如,这种不连续可以表现在第一图象帧,例如位于光栅方向R3和R4之间以及R6和R7之间的位置。这种不连续也可以表现在第二图象帧,例如位于光栅方向R1和R2之间以及R4和R5之间的位置。不过,多个多普勒-模式图象帧(B-模式图象帧)通常表现得像放映的电影一样连续,因为在图象帧边界表现在不同的位置,在当多个多普勒-模式图象帧(B-模式图象帧)作为超声图象显示时,这种不连续可能变得不明显。

单个的多普勒-模式图象帧(单个的B-模式图象帧)有时作为静止图象显示,在这种情况下,如果图象帧包括不连续,这种不连续可能能够被操作者识别。为了减少这种不连续性,可以对多普勒图象帧(B-模式图象帧)使用一种加权技术。这种技术对于对多个多普勒-模式图象帧(B-模式图象帧)进行较好的连续性显示也是有利的。

图7是表示按照本发明的第一实施例,在多个多普勒-模式图象帧中进行加权的例子的图示。处理器30从存储器29中依次读取多个准备好的多普勒-模式图象帧,处理器30在多普勒-模式图象帧中进行图象计算处理。处理器30也包括一个移位寄存器41,一个加权单元42,一个加法器43。由这些元件所实现的功能也可选择地被软件识别。在图7中,多普勒-模式图象帧 $G_p$ 到 $G_{p+4}$ 作为多普勒-模式图象帧的例子显示。多普勒-模式图象帧 $G_p$ 的一个像素表达为 $G_{pij}$ ,其中‘i’表示二维图象矩阵的行,‘j’表示二维图象矩阵的列,多普勒-模式图象帧的相应像素 $G_{pij}$ , $G_{p+1ij}$ , $G_{p+2ij}$ , $G_{p+3ij}$ , $G_{p+4ij}$ 等读入寄存器41中。加权单元42对例如像素 $G_{pij}$ , $G_{p+1ij}$ , $G_{p+2ij}$ 加权,用于加权的像素的个数不限于3个,可以对任意多个像素进行加权。换言之,用于加权使用的图像帧的数目并不限于3,可以使用任意多个图像帧用于加权。这些被加权的像素 $G_{pij}$ , $G_{p+1ij}$ , $G_{p+2ij}$ 通过加法器43累加并作为加权后的像素 $G_{opij}$ 输出。因此,加权后的像素 $G_{opij}$ 可以代替像素 $G_{pij}$ 显示。

在加权应用程序中,像素 $G_{pij}$ , $G_{p+1ij}$ 和 $G_{p+2ij}$ 可以被平均。在另一个例子中,像素 $G_{pij}$ 可以被赋予一个最高的加权比(如0.6),像素 $G_{p+1ij}$ 和 $G_{p+2ij}$

的其它加权比  $W_2$  和  $W_3$  可以是, 例如 0.3 和 0.1. 该比率可以预先确定或由操作者确定. 而且, 被加权的像素可以限制于位于边界附近的像素, 而不是包括在多普勒图像帧中的所有像素. 被加权的像素  $G_{opij}$  可以用下面的公式表示:

$$G_{opij} = W_1 * G_{pij} + W_2 * G_{p+1ij} + W_3 * G_{p+2ij}$$

所以, 例如, 一个被加权的像素  $G_{op+1ij}$  可以通过像素  $G_{p+1ij}$ ,  $G_{p+2ij}$  和  $G_{p+3ij}$  获得.

上面的加权方法也可以应用于多个所准备的 B-模式图像帧.

被加权的多普勒-模式图像帧和被加权的 B-模式图像帧独立地存储在存储器 29 中. 另外或可选择地, 加权的多普勒-模式图像帧和加权的 B-模式图像帧可以被合成并以合成的形式存储在存储器 29 中.

当带和不带有加权的多普勒-模式图像帧和/或当带和不带有加权的 B-模式图像帧都显示在监视器 33 上时, 系统控制单元 9 控制显示存储器 31 向图像帧增加 (或重叠) 补充信息, 带有补充信息的图像帧作为图像数据存储在显示存储器 31 中. 转换器 32 对图像数据执行例如 D/A 转换和 TV 格式转换. 当图像数据是关于多普勒-模式时, 转换器 32 可以对图像数据执行彩色处理. 被转换的图像数据显示在监视器 33 上.

#### (第二实施例)

这是一个光栅方向数 ( $m$ ) 被  $Q$  (例如  $Q=3$ ) 去除并且余数是 0 的实施例.

图 8 是按照第二个实施例的表示超声扫描控制的例子的图示. 图 9 是按照第二实施例, 用于说明图 8 所示的超声扫描控制的时间图的例子的图示. 更进一步, 图 10 是按照第二实施例, 用于说明图 8 所示的超声扫描控制的时间图的另一个例子的图示. 图 8 表示第一到第三多普勒-模式图像, 其中每个图像都是通过光栅方向  $R_1$  到  $R_m$  发射和接收而获得的. 光栅方向数目 ( $m$ ) 可以是特意确定为能够被  $Q$  整除不带有余数的数. 因此, 在第一多普勒-模式图像帧中的最后一组包括三个光栅方向  $R_{m-2}$ ,  $R_{m-1}$  和  $R_m$ , 像第一多普勒-模式图像帧中的其它光栅方向的组一样. 与第一实施例类似, 第一多普勒-模式图像帧中的第一组包括光栅方向  $R_1$  到  $R_3$ , 第二组包括光栅方向  $R_4$  到  $R_6$ . 对 B-模式图像帧在光栅方向  $R_1$  到  $R_3$  的采集和存储在第一多普勒-模式图像帧的第一组和第二组之间的时间段中进行. 采集和存储 B-模式信号在多普勒-模式图像帧的两个相邻组之间的每个时间段中进行.

在第一多普勒-模式图像帧的最后一组的采集和存储完成后,对包括光栅方向  $R_{m-2}$  到  $R_m$  的 B-模式图像帧的最后一组的 B-模式信号进行采集和存储。如图 9 所示,接着采集和存储停止一个预定的时间段(第一暂停期),该第一暂停期与例如在两个光栅方向上采集和存储所花费或要求的时间相对应。在第一暂停期过后,在包括在第二多普勒-模式图像帧的第一组的光栅方向  $R_1$  上采集和存储重新开始。而且在第二和第三次,上述的第一暂停期和在光栅方向  $R_1$  的采集和存储重复进行。在对第二多普勒-模式图像帧的光栅方向  $R_1$  的采集和存储已经完成后,采集和存储又受控停止一个预定的时间段(第二暂停期),该第二暂停期与例如在两个光栅方向上采集和存储 B-模式信号所花费或要求的时间相对应。在第二暂停期之后,采集和存储在包括第二 B-模式图像帧的第一组的光栅方向  $R_1$  上重新开始。

在光栅方向  $R_1$  采集和存储 B-模式信号后,采集和存储在用于第二多普勒-模式帧的包括光栅方向  $R_2$  到  $R_4$  的第二组中进行。而且类似的采集和存储重复进行,直到进行到包括光栅方向  $R_{m-4}$  到  $R_{m-2}$  的最后一组的前一组。这时,第二多普勒-模式图像帧的最后一组只包括光栅方向  $R_{m-1}$  到  $R_m$ 。在这最后一组中,在光栅方向  $R_{m-1}$  和  $R_m$  中的采集和存储作为第一次采集和存储执行。然后,采集和存储受控停止一个预定的时间段(第三暂停期),该第三暂停期与例如在一个光栅方向的采集和存储所花费或要求的时间相对应。在第二暂停期之后,采集和存储在光栅方向  $R_{m-1}$  和  $R_m$  上重新开始。而且在第二和第三次,在光栅方向  $R_{m-1}$  和  $R_m$  的采集和存储以及上述的第三暂停期重复进行。

在第三暂停期已经过去之后,执行 B-模式信号的采集和存储。类似于第二多普勒-模式图像帧的控制,在光栅方向  $R_{m-1}$  到  $R_m$  上进行用于第二 B-模式图像帧的最后一组的采集和存储,然后,所述的采集和存储受控停止一个预定的时间段(第四暂停期),该第四暂停期与,例如在一个光栅方向上的 B-模式信号的采集和存储所花费或要求的时间相对应。

即使在与第二 B-模式图像帧的最后一组有关的第四暂停期过后,所述的采集和存储仍然受控停止一个预定的时间段(第五暂停期),该第五暂停期与,例如在一个光栅方向上采集和存储所花费或要求的时间相对应。当第五暂停期过后,在光栅方向  $R_1$  和  $R_2$  上重新进行用于包括在第三多普勒图像帧的第一组中的采集和存储,同样在第二和第三次,上述的第五暂停期和在光栅方向  $R_1$  和

R2 的采集和存储重复进行。在 R1 和 R2 方向上的用于第三多普勒-模式图像帧的采集和存储已经完成后,所述采集和存储又受控暂停一个预定的时间段(第六暂停期),该第六暂停期与,例如在一个光栅方向上采集和存储 B-模式信号所花费或要求的时间相对应。在第六暂停期之后,在包括在 B-模式图像帧的第一组中的光栅方向 R1 和 R2 上重新进行采集和存储。

在光栅方向 R1 和 R2 存储和采集 B-模式信号后,在包括光栅方向 R3 到 R5 的第二组中对第二多普勒-模式图像帧进行采集和存储。类似的采集和存储重复进行,直到进行到包括光栅方向  $R_{m-3}$  和  $R_{m-1}$  的最后一组之前的一组。此时,第三多普勒-模式图像帧的最后一组只包括光栅方向  $R_m$ 。在最后一组中,在光栅方向  $R_m$  的采集和存储作为第一时间的采集和存储进行,然后采集和存储受控停止一段预定的时间(第七暂停期),该暂停期与例如在两个光栅方向的采集和存储所花费或要求的时间相对应。当第七暂停期过后,重新开始在光栅方向  $R_m$  的采集和存储。同样在第二和第三次,又重复进行在光栅方向  $R_m$  上的采集和存储以及上述第七暂停期。

在最后第七暂停期过后, B-模式信号的采集和存储开始,与对第三多普勒-模式图像帧的控制类似,在光栅方向  $R_m$  上对第三 B-模式图像帧的最后一组进行采集和存储。然后,所述的采集和存储受控停止一段预定的时间(第八暂停期),该暂停期与例如在两个光栅方向的 B-模式信号的采集和存储所花费或要求的时间相对应。

对于下面的多普勒-模式图像帧和 B-模式图像帧,可以重复进行与上述相类似的对采集和存储的控制,从而避免出现在一个图像帧上的组边界出现在下一图像帧上同样的边界位置。

在第二实施例中,一个或多个暂停期可以被在除光栅方向 R1 到  $R_m$  外的一个或多个光栅方向上的伪(dummy)采集和存储取代,如图 9 和 10 所示。

例如,每个第一和第二暂停期可以用在光栅方向 R-1 和 R0 的采集和存储代替。又例如,每个第三和第四暂停期可以用在光栅方向  $R_{m-1}$  的采集和存储代替。再例如,每个第五和第六暂停期可以用在光栅方向 R0 的采集和存储代替。再例如,每个第七和第八暂停期可以用在光栅方向  $R_{m-1}$  和光栅方向  $R_{m-2}$  的采集和存储代替。在上述伪光栅方向上由超声发射和接收得到的多普勒-模式信号和 B-模式信号在存储后甚至在存储前可能是无效的。

在这个示例性的实施例中,每个多普勒-模式图象帧可以根据在光栅方向 R1 到 Rm 的超声发射和接收得到的多普勒模式信号的采集和存储而准备好。已准备好的多普勒-模式图象帧在监视器 33 上以类似于第一实施例的方式显示。而且每个 B-模式图象帧可以根据在光栅方向 R1 到 Rm 的超声发射和接收得到的 B-模式信号的采集和存储而准备好。已准备好的 B-模式图象帧在监视器 33 上以类似于第一实施例的方式显示。

按照第二实施例,在两个相邻的图象帧之间的时间段内,暂停期或伪超声发射和接收被插入,因此与第一实施例的多普勒-模式图象帧和/或 B-模式图象帧的显示进行比较,帧频率可能被破坏。不过,由于在一组和下一组光栅方向之间的时间相位差,在每个图象帧中表现的不连续可以控制为在一个图象帧和下一个图象帧所表现的位置不同。所以,当多个多普勒-模式图象帧(多个 B-模式图象帧)在监视器 33 上连续显示时,这种不连续可以变得不明显,如在第一实施例中的那样。第二实施例是有优势的,因为即使当超声发射和接收所用的光栅方向数能够被 Q 整除没有余数时,这种不连续也可以变得不明显。

在第一实施例中所描述的加权也可以用在第二实施例中。包括在每个多普勒-模式图象帧或 B-模式图象帧中的光栅方向个数 Q 不限于 3 个,对多普勒-模式图象帧或 B-模式图象帧的每一组的光栅方向数可以设置为任意值。

(变型)

在第一和第二实施例中所描述的采集和存储的控制可以应用到只获取多普勒-模式图象帧的情况下。

图 11 是用于描述对第一实施例的修改的时间图的例子的图示。图 12 是用于描述对第二实施例的修改的时间图的例子的图示。

如图 11 和 12 所示,包括在第一多普勒-模式图象帧的第二组中的在光栅方向 R4 的第一采集和存储可以在包括在第一多普勒-模式图象帧的第一组中的在光栅方向 R3 的第三采集和存储之后立即进行,除非在多普勒-模式图象帧的一组 and 下一组之间没有 B-模式信号的采集和存储。对采集和存储的控制可以与第一或第二实施例类似。

在图 11 中,包括光栅方向 Rm-1 和 Rm 的第一多普勒-模式图象帧的最后一组与包括光栅方向 R1 的第二多普勒-模式图象帧的第一组相结合。如图 5 和 6 所示,在光栅方向 Rm-1、Rm 和 R1 的采集和存储作为一组进行控制。在图 12

中,包括在第二多普勒-模式图象帧的第一组的光栅方向 R1 的每个采集和存储在图 8 和 9 所描述的暂停期之后进行。第一暂停期可以用图 10 所描述的伪采集和存储代替。

因为对于包括在多普勒-模式图象帧的一组中的每个 Q 光栅方向(例如  $Q=3$ )的采集和存储进行了 n 次(例如  $n=3$ ),在多普勒-模式图象帧的一组和下一组之间产生时间差,这可能会导致在一组和下一组之间的位置出现边界的不连续。不过,通过使用在第一或第二实施例中所描述的上述控制,当多个多普勒-模式图象帧显示在监视器 33 上时,这种不连续可以变得不明显。

在第一和第二实施例中,将采集和存储描述为对 B-模式图象帧中的一组进行,并在多普勒-模式图象帧的一组进行之后进行。不过,B-模式图象帧的多个组中的采集和存储可选择地在多个多普勒-模式图象帧进行之后进行。

虽然自校正单元描述为用于检测多普勒-模式信号,FFT(快速傅立叶变换)单元也可选择地用于这种检测。由多普勒-模式处理单元 5 检测的多普勒-模式信号可能包括组织移动信息,例如,心肌,它取代或外加在血流上。

不是在监视器 33 上显示所获得的图象帧,所获得的图象帧以图象数据的形式发送到与超声诊断装置相独立提供的显示装置上。更进一步,所获取的图象帧可选择地作为图象数据存储在与超声诊断装置相独立提供的显示装置上使用。所获取的图象帧可以在显示装置上显示。

上面所描述的实施例只是一些便于理解本发明的例子,而不用来限制本发明。因此,在本发明的范围内,本发明实施例中公开的每个部件和元件可以重新设计或修改为它的等同物。而且,对这些部件和元件的任何可能的组合也可能包括在本发明的范围内,只要上述能够获得与按照本发明实施例上面公开的内容相似的优势。

在上述内容的教导下可以得到本发明的许多修改和变型,因此应当理解在后面所附的权利要求的范围内,本发明可以采用与在此所描述的特定方式不同的方式实现。

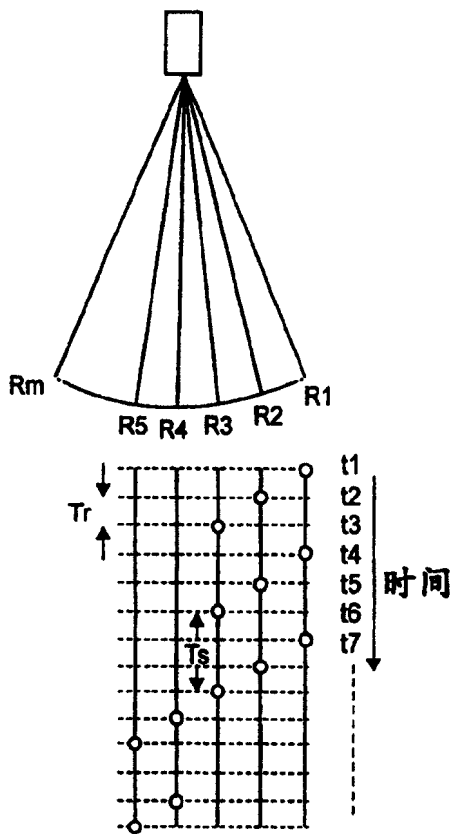


图1A(现有技术)

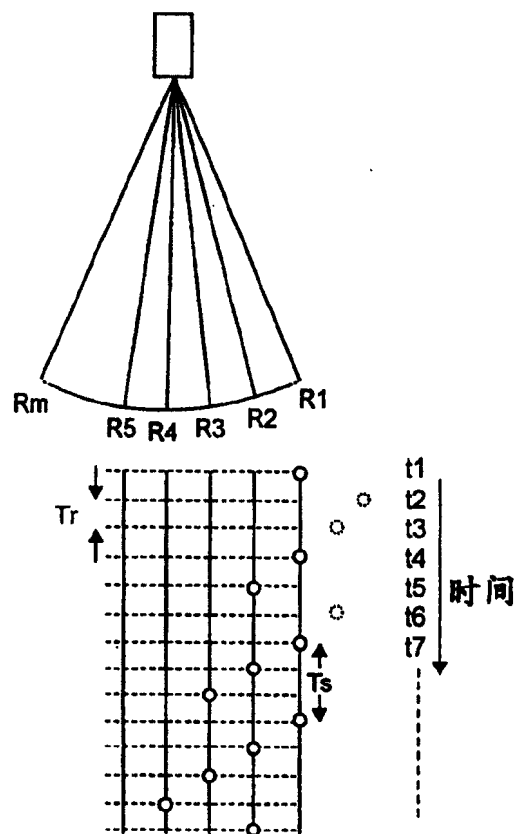


图1B(现有技术)

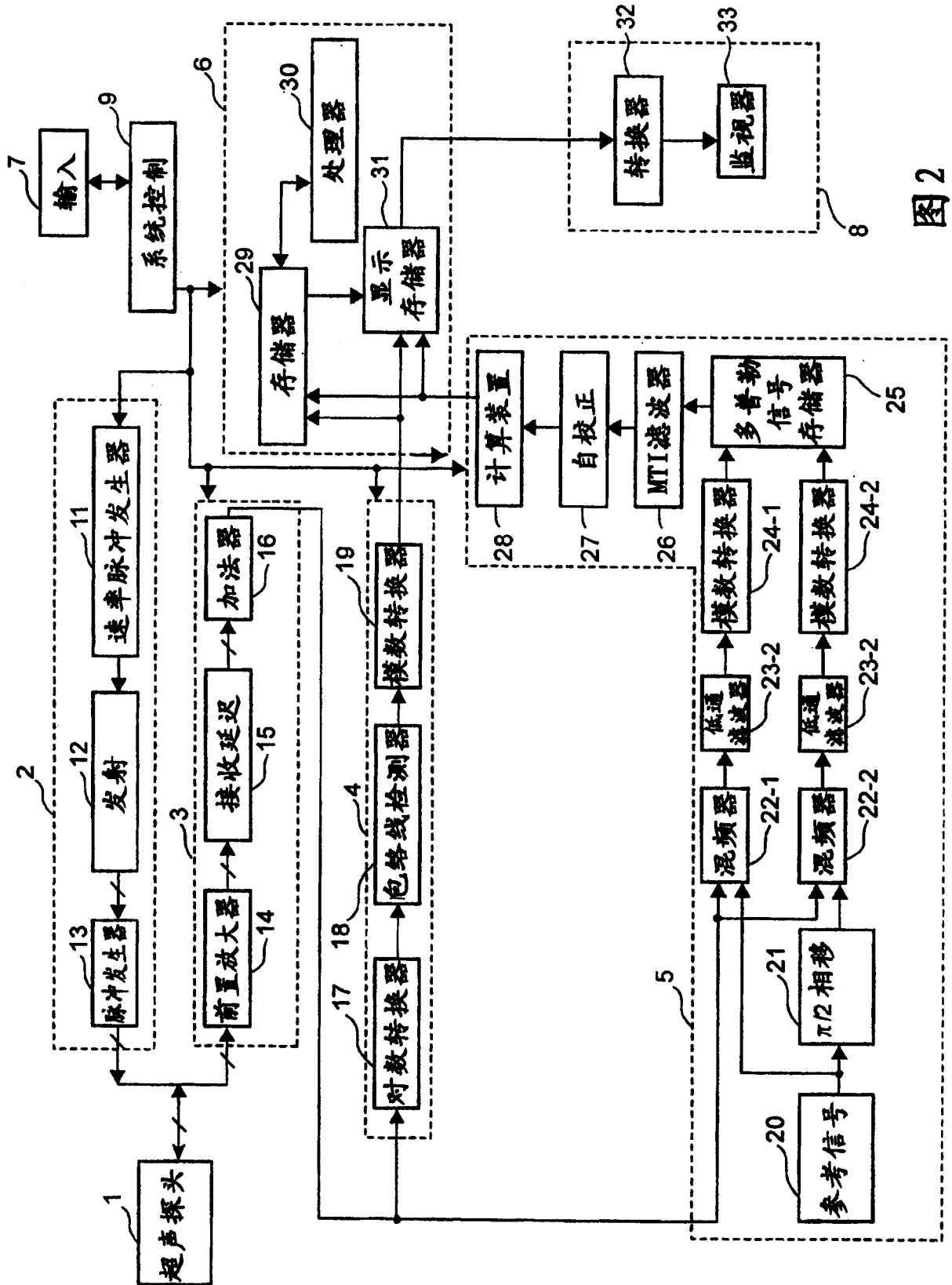


图2

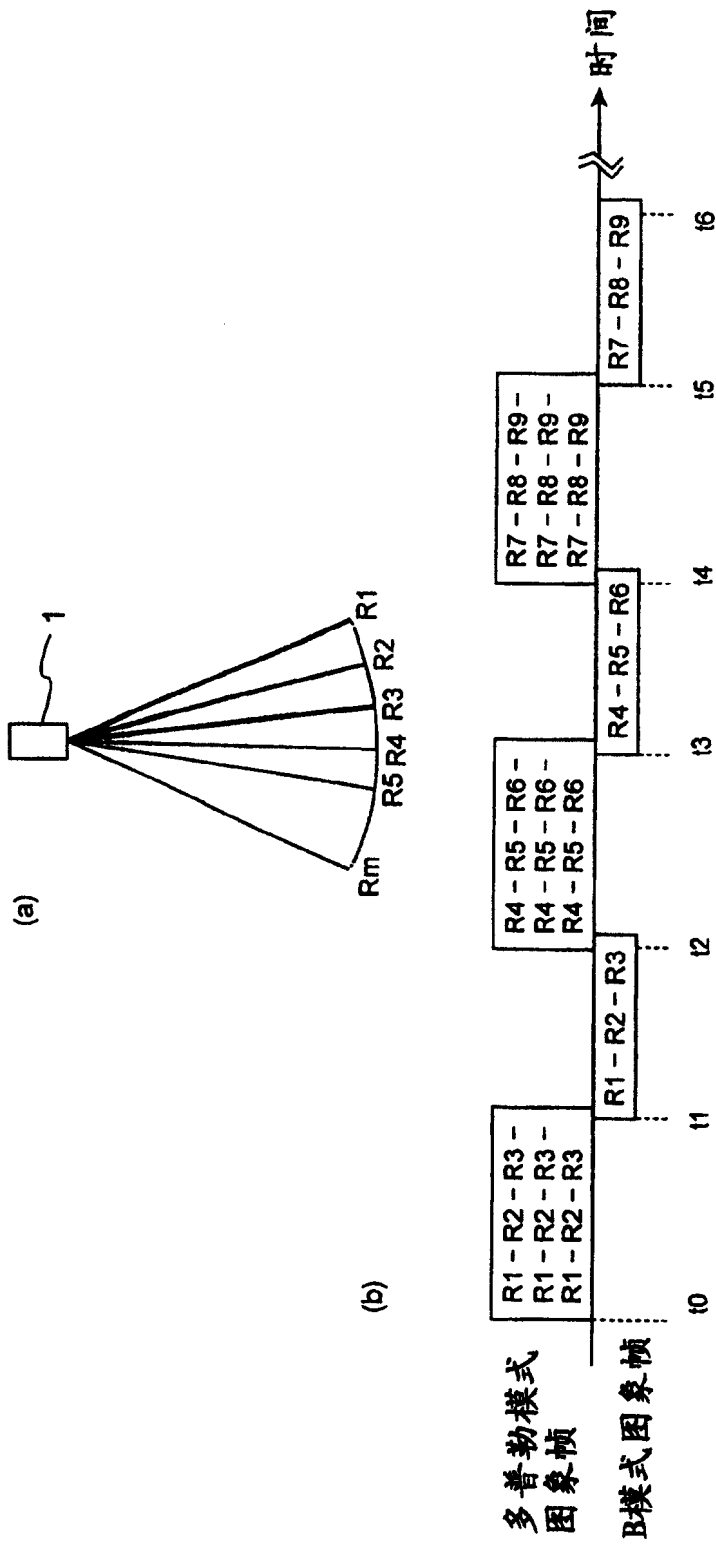


图 3

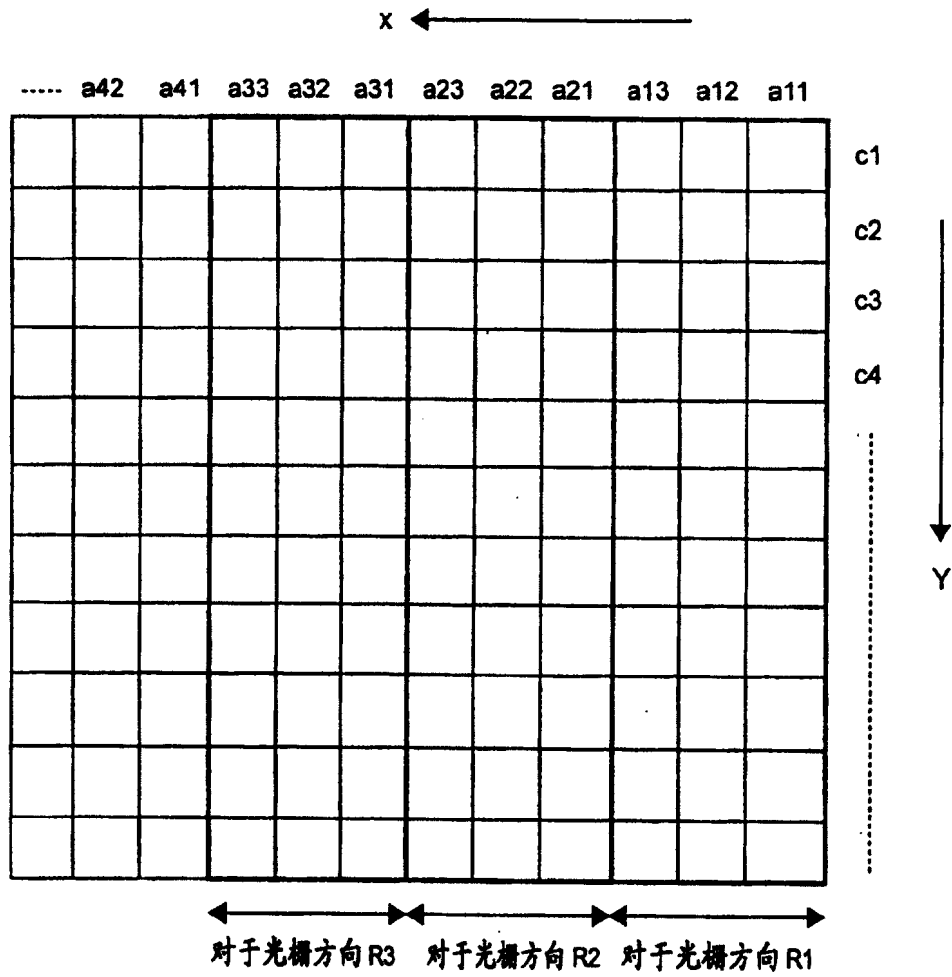


图 4

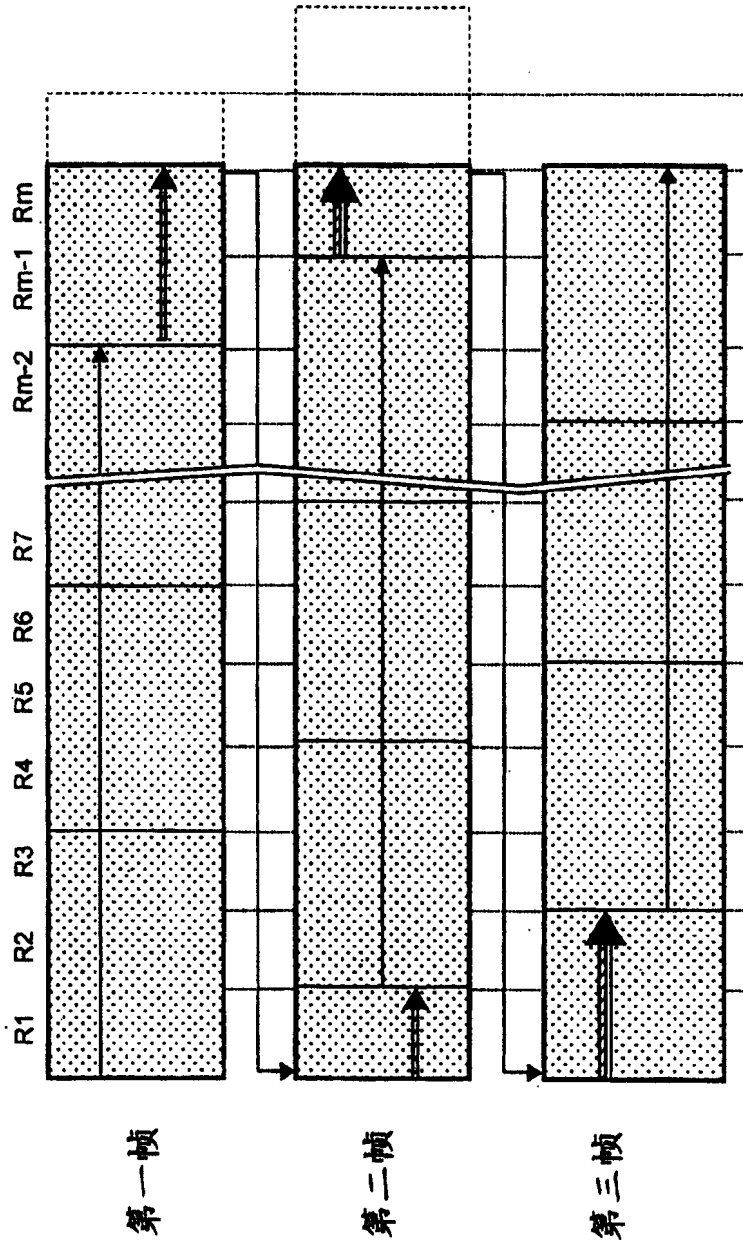


图5



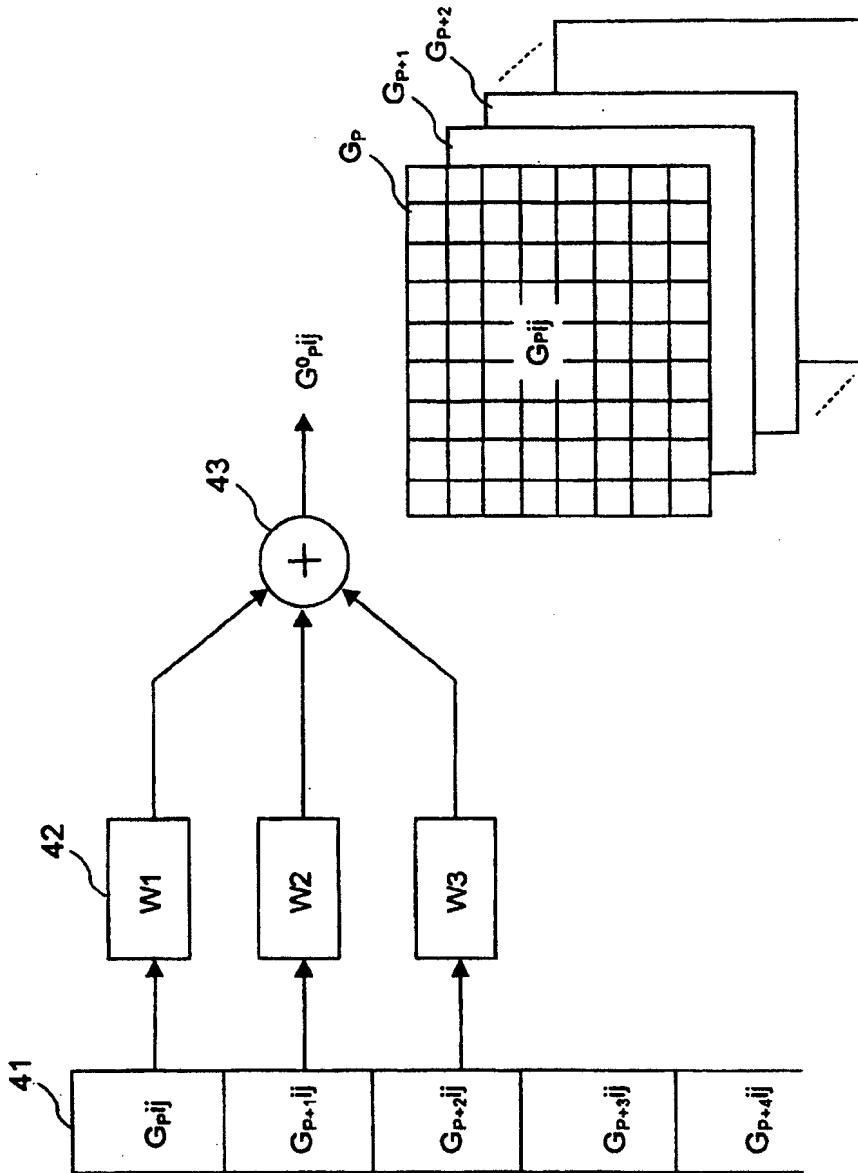


图7

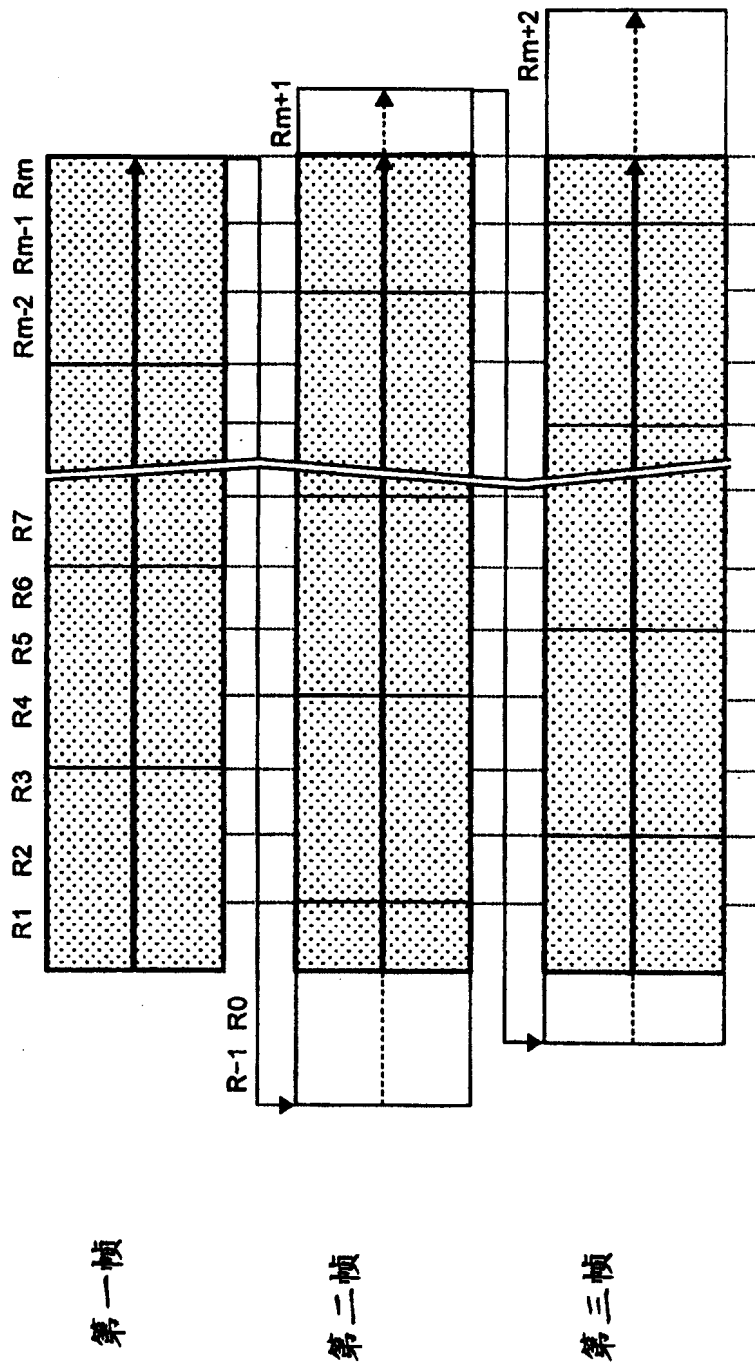


图 8

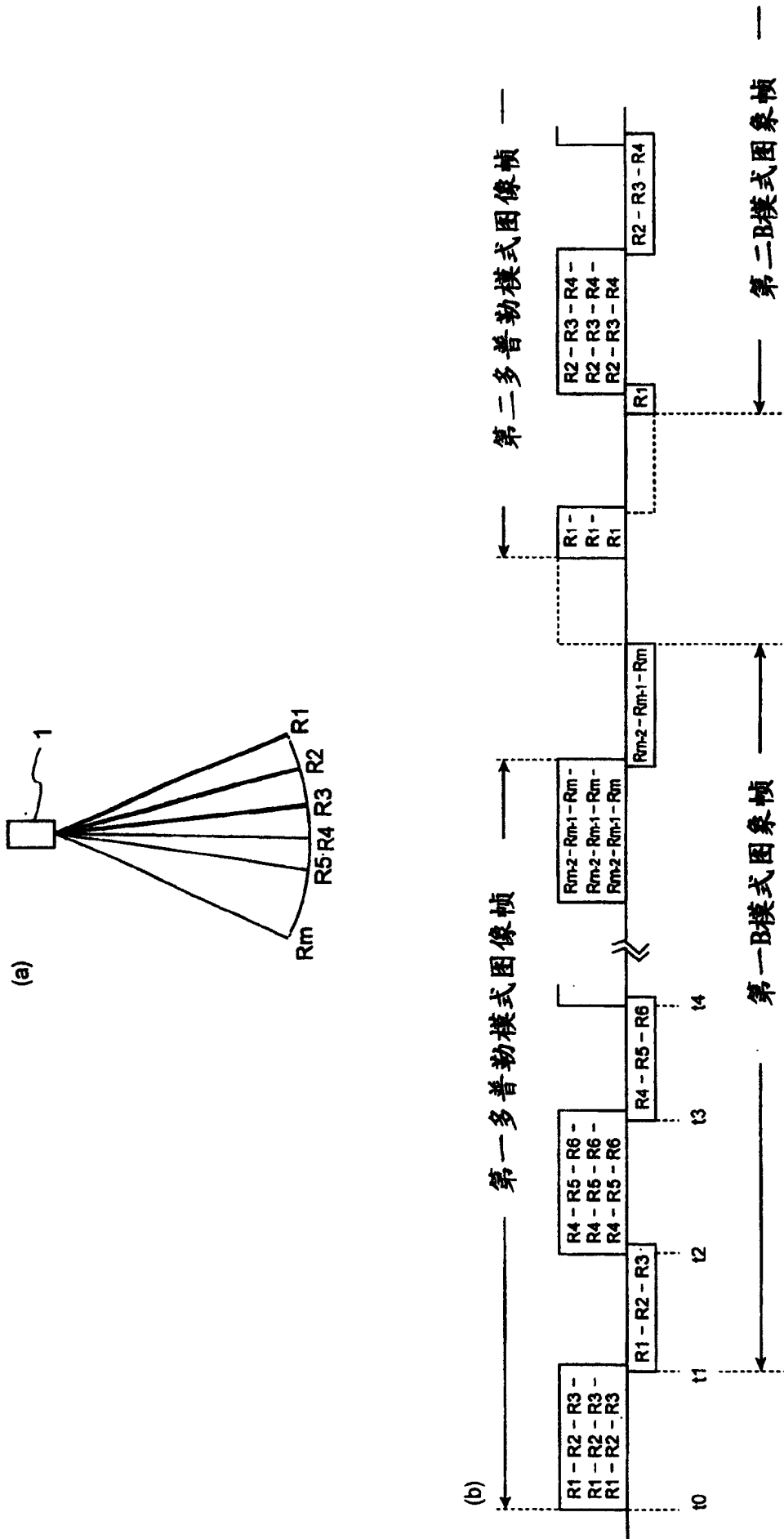


图9

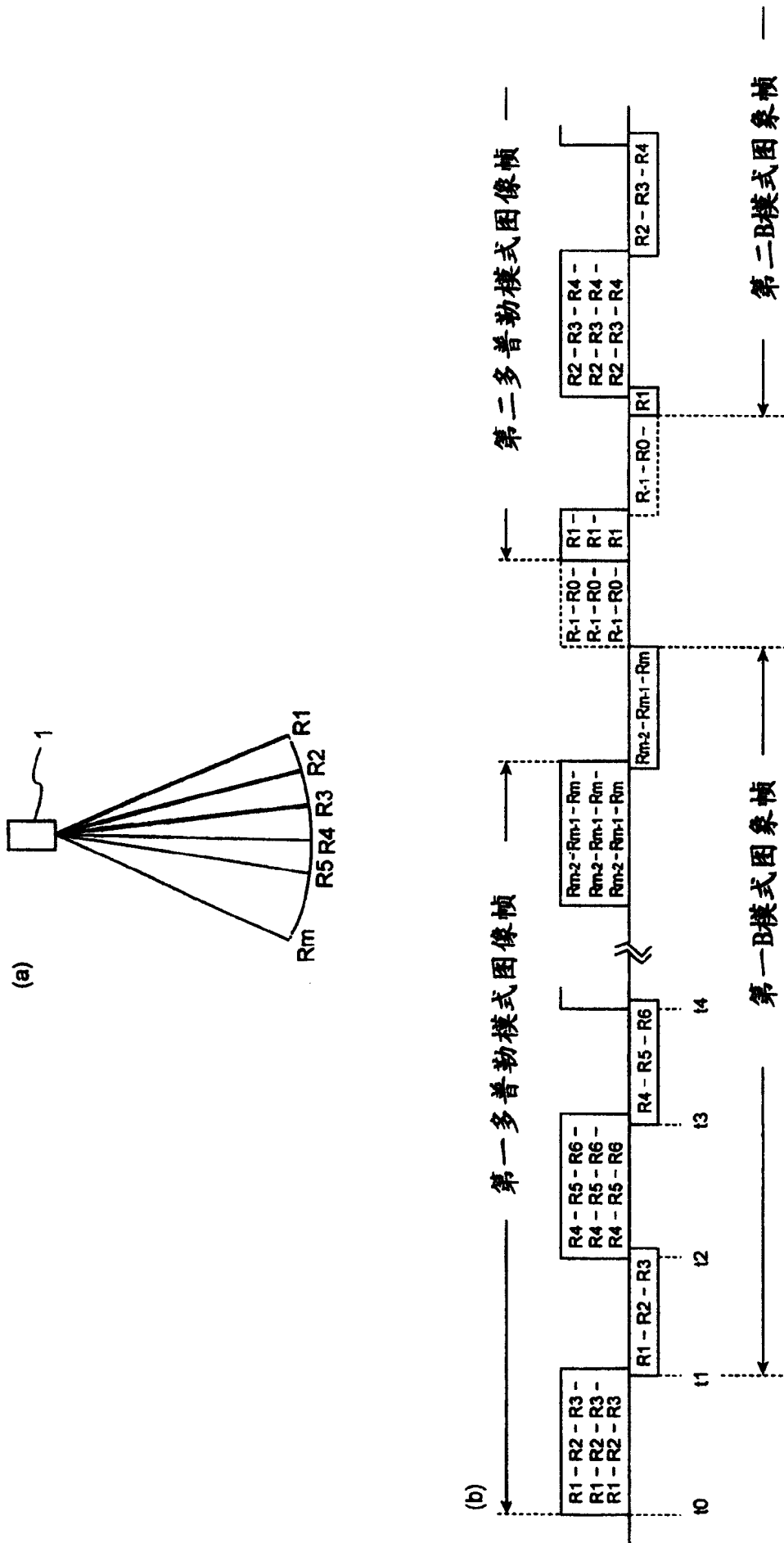


图10



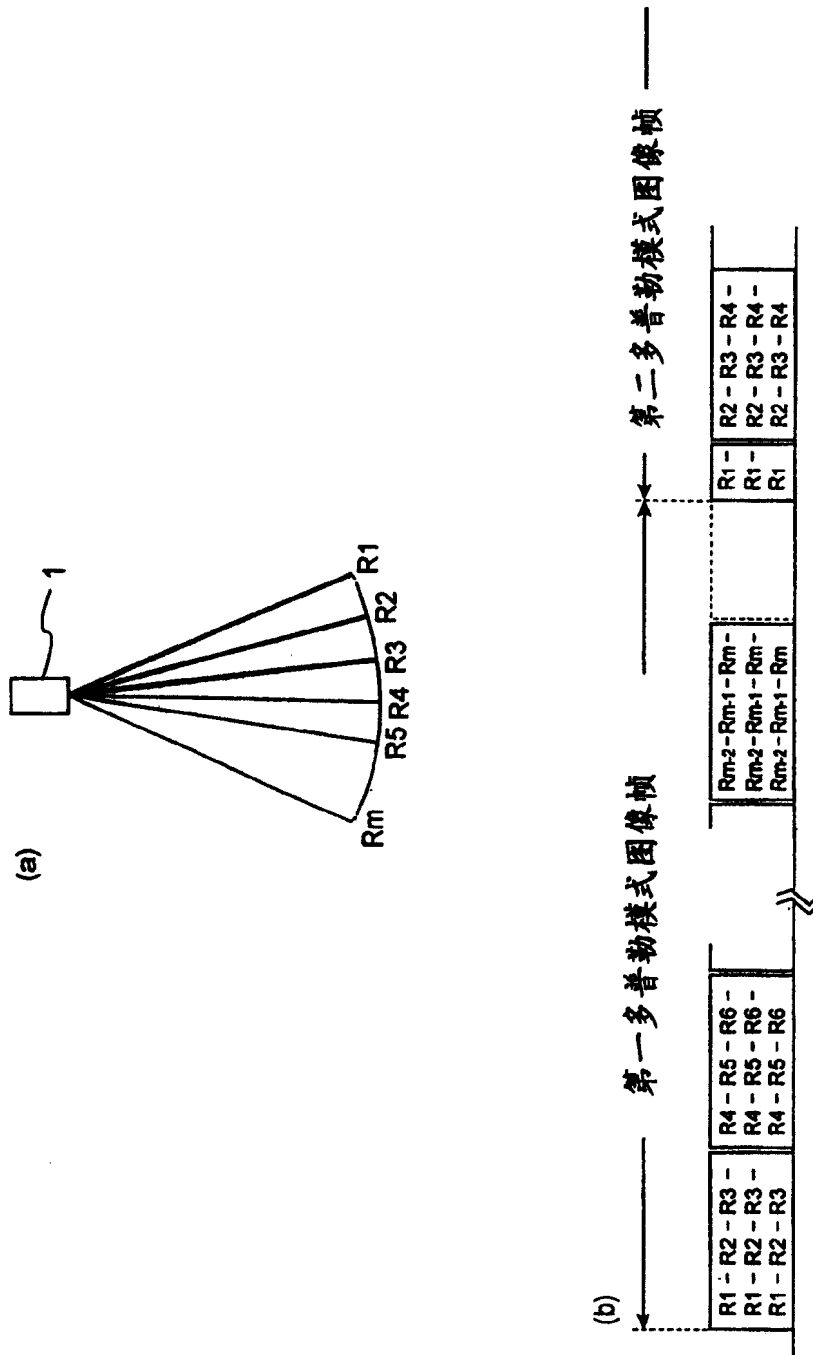


图 12

专利名称(译)	可用多普勒 - 模式操作的超声诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100403991C</a>	公开(公告)日	2008-07-23
申请号	CN200410063972.1	申请日	2004-05-08
[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	坂口文康 中田一人		
发明人	坂口文康 中田一人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 B06B3/04 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/13 G01S15/8979 G01S7/52085 A61B8/06		
代理人(译)	王永刚		
审查员(译)	孙晓静		
优先权	2003130330 2003-05-08 JP		
其他公开文献	CN1589746A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声诊断装置，包括一个探头，一个控制器，一个处理器和一个输出单元。所述探头设置为在超声束方向的多普勒组中执行隔行扫描，以便获取第一和第二多普勒-模式图象帧。所述的控制器连接到探头上并设置为控制第一探头，将用于第一多普勒-模式图象帧的最后一组超声束方向和用于第二多普勒-模式图象帧的初始组超声束方向作为所述超声束方向的一个多普勒组。所述处理器连接到探头上，并设置为根据隔行扫描检测多普勒-模式信号，以便准备第一和第二多普勒-模式图象帧。输出单元连接到处理器上并设置为输出准备好的第一和第二多普勒-模式图象帧。

