

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 8/14

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00135315.2

[43] 公开日 2001 年 6 月 13 日

[11] 公开号 CN 1298688A

[22] 申请日 2000.11.4 [21] 申请号 00135315.2

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[30] 优先权

代理人 陈景峻

[32] 1999.11.5 [33] JP [31] 314614/1999

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

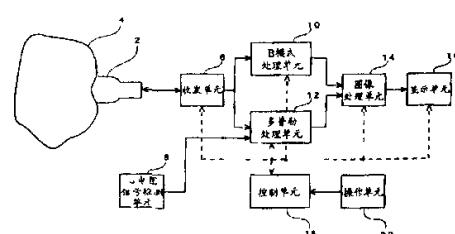
地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 片冈宏章

[54] 发明名称 脉冲重复频率调节方法和装置以及超声波成像装置

[57] 摘要

为了获得一个最佳的 PRF, 根据超声波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布, 再计算出速度分布的轮廓(172), 校正轮廓中的反射(174), 检测出被校正后轮廓中速度的最大值(176), 并据此调节超声波发射的 PRF(178)。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

权 利 要 求 书

1、 一种 PRF 调节方法，该方法包括以下步骤：

根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；

5 计算出所述速度分布的轮廓；

校正所述轮廓的反射；

检测出所述被校正轮廓中速度的最大值；

根据所述最大值调整所述超声波发射的重复频率。

2、 如权利要求 1 的 PRF 调节方法，其中所述反射的校正是采用一个与
10 反射部分轮廓中一个步骤相对应的数值进行的。

3、 如权利要求 1 的 PRF 调节方法，其中所述轮廓是一个一维轮廓。

4、 根据权利要求 1 的 PRF 调节方法，其中所述轮廓是一个二维轮廓。

5、 如权利要求 1 的 PRF 调节方法，其中一个最接近多普勒频移的频率
15 作为所述重复频率，这里的多普勒频移对应于预定的多个频率中的所述最大
值。

6、 如权利要求 5 的 PRF 调节方法，其中所述最接近的频率是从那些超
过所述多普勒频移的频率中选取的，这里的多普勒频移对应于所述最大值。

7、 如权利要求 5 的 PRF 调节方法，其中所述最接近的频率是从那些不
超过所述多普勒频移的频率中选取的，这里的多普勒频移对应于所述最大值。

20 8、 一种 PRF 调节装置，该装置包括：

速度分布计算装置，其根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回
波波源的速度分布；

轮廓计算装置，其用来计算出所述速度分布的轮廓；

反射校正装置，其用来校正所述轮廓中的反射；

25 最大值检测装置，其用来检测所述被校正轮廓中的速度的最大值；和
重复频率调节装置，其根据所述最大值调整所述超声波的重复频率。

9、 如权利要求 8 的 PRF 调节装置，其中所述反射校正装置是采用一个
与反射部分轮廓中一个步骤相对应的数值进行校正的。

10、 如权利要求 8 的 PRF 调节装置，其中所述轮廓计算装置计算出一个
30 一维轮廓。

11、如权利要求 8 的 PRF 调节装置，其中所述轮廓计算装置计算出一个二维轮廓。

12、如权利要求 8 的 PRF 调节装置，其中所述重复频率调节装置包括重复频率选择装置，该重复频率选择装置从预定的多个频率中选择一个最接近多普勒频移的频率作为所述的重复频率，这里的多普勒频移对应于所述的最大值。

13、如权利要求 12 的 PRF 调节装置，其中所述重复频率选择装置从那些超过所述多普勒频移的频率中选取最接近的频率，所述的多普勒频移对应于所述最大值。

14、如权利要求 12 的 PRF 调节装置，其中所述重复频率选择装置从那些不超过所述多普勒频移的频率中选取最接近的频率，所述的多普勒频移对应于所述最大值。

15、一种超声波成像装置，该装置包括：

速度分布计算装置，其根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；

轮廓计算装置，其用来计算出所述速度分布的轮廓；

反射校正装置，其用来校正所述轮廓中的反射；

最大值检测装置，用来检测所述被校正轮廓中的速度的最大值；

重复频率调节装置，其根据所述最大值调整所述超声波的重复频率；和

显示装置，其用来将所述速度分布显示成图像。

16、如权利要求 15 的超声波成像装置，其中所述反射校正装置是采用一个与反射部分轮廓中一个步骤相对应的数值进行校正的。

17、一种超声波成像装置，该装置包括：

功率分布计算装置，其根据一个反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出一个多普勒信号的功率分布；

速度分布计算装置，其根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；

计算装置，其用来计算出所述速度分布的轮廓；

反射校正装置，其用来校正所述轮廓中的反射；

最大值检测装置，其用来检测所述被校正轮廓中的速度的最大值；

重复频率调节装置，其根据所述最大值调整所述超声波的重复频率；和显示装置，其用来将所述功率分布显示成图像。

18、如权利要求 17 的超声波成像装置，其中所述反射校正装置是采用一个与反射部分轮廓中一个步骤相对应的数值进行校正的。

5 19、如权利要求 17 中的超声波成像装置，其中所述显示装置通过区分多普勒频移的方向来显示所述功率。

20、一种超声波成像装置，该装置包括：

一个脉冲密度分布计算装置，其根据一个反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出一个回波波源的脉冲密度分布；

10 速度分布计算装置，其根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；

计算装置，其用来计算出所述速度分布的轮廓；

反射校正装置，其用来校正所述轮廓中的反射；

最大值检测装置，其用来检测所述被校正轮廓中的速度的最大值；

15 重复频率调节装置，其根据所述最大值调整所述超声波的重复频率；和显示装置，其用来将所述脉冲密度分布显示成图像。

21、如权利要求 20 的超声波成像装置，其中所述反射校正装置是采用一个与反射部分轮廓中一个步骤相对应的数值进行校正的。

22、如权利要求 20 的超声波成像装置，其中所述显示装置沿着所述脉20 冲密度分布来显示所述速度分布。

23、如权利要求 15 的超声波成像装置，其中所述轮廓计算装置计算出一个一维轮廓。

24、如权利要求 15 的超声波成像装置，其中所述轮廓计算装置计算出一个二维轮廓。

25 25、如权利要求 15 的超声波成像装置，其中所述重复频率调节装置包括重复频率选择装置，该重复频率选择装置从预定的多个频率中选择一个最接近多普勒频移的频率作为所述的重复频率，这里的多普勒频移对应于所述的最大值。

30 26、如权利要求 25 的超声波成像装置，其中所述重复频率选择装置从那些超过所述多普勒频移的频率中选取最接近的频率，所述的多普勒频移对应

于所述最大值。

27、如权利要求 25 的超声波成像装置，其中所述重复频率选择装置从那些不超过所述多普勒频移的频率中选取最接近的频率，所述的多普勒频移对应于所述最大值。

说 明 书

脉冲重复频率调节方法和装置以及超声波成像装置

5 本发明涉及一种 PRF 调节方法和装置、以及一种超声波成像装置。具体地说涉及的是一种根据超声波回波的多普勒频移而获得图像时用来调节 PRF (脉冲重复频率) 的方法和装置, 以及一种包括一 PRF 调节装置的超声波成像装置。

10 在超声波成像中, 采用反复发射的超声波回波的多普勒频移, 可获得血流图像或其它类似图像。血流可显示成一种 CFM (彩色血流映射) 图、一种 DPDI (带方向的功率多普勒成像) 图或者一种 PFD (脉冲流检测) 图, 其中 CFM 图显示的是血流速度的二维分布, DPDI 图显示的是血流的出现及其方向, PFD 显示的是血流脉冲密度的二维分布。

15 为了方便地获得 CFM 图、DPDI 图或 PFD 图, 必须适当地设定所发射超声波的重复频率, 即 PRF, 然而由于没有自动设定最佳 PRF 的技术, 所以操作人员必须经过反复试验来进行设定。

本发明的一个目的就是提供一种 PRF 调节方法和装置以获得最佳的 PRF, 此外还提供一种包括这种 PRF 调节装置的超声波成像装置。

20 为了解决上述问题, 本发明的一个方面是一种 PRF 调节方法, 该方法包括以下步骤: 根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布; 计算出所述速度分布的轮廓; 校正所述轮廓的反射; 检测出被校正轮廓中速度的最大值; 并根据最大值调整超声波发射的重复频率。

在发明的这一方面中, PRF 是根据速度分布轮廓的最大值调整的, 其中轮廓中的反射被校正。这样 PRF 根据最大速度被自动调整。

25 为了解决上述问题, 本发明的另一个方面是一种 PRF 调节装置, 该装置包括一个速度分布计算装置、一个轮廓计算装置、一个反射校正装置、一个最大值检测装置和一个重复频率调节装置, 其中速度分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布; 轮廓计算装置则计算出速度分布的轮廓; 反射校正装置用来校正轮廓中的反射; 最大值检测装置用 30 来检测校正轮廓中的速度的最大值; 重复频率调节装置根据最大值调整超声波

的重复频率。

在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值由一个反射频率调节装置调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样 PRF 根据最大速度被自动调整。

5 为了解决上述问题，本发明的另一个方面是一种超声波成像装置，该装置包括一个速度分布计算装置、一个轮廓计算装置、一个反射校正装置、一个最大值检测装置、一个重复频率调节装置和一个显示装置，其中速度分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；轮廓计算装置则计算出速度分布的轮廓；反射校正装置用来校正轮廓中的反射；最大值检测装置用来检测校正轮廓中的速度的最大值；重复频率调节装置根据最大值调整超声波的重复频率；显示装置用来将速度分布显示成图像。

10 在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值由反射频率调节装置调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样 PRF 根据最大速度被自动调整。PRF 获得的速度分布图像由显示装置显示。因此便得到一个合适的 CFM 图。

15 为了解决上述问题，本发明的另一个方面是一种超声波成像装置，该装置包括一个功率分布计算装置、一个速度分布计算装置、一个计算装置、一个反射校正装置、一个最大值检测装置、一个重复频率调节装置和一个显示装置，其中功率分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出一个多普勒信号的功率分布；速度分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；计算装置则计算出速度分布的轮廓；反射校正装置用来校正轮廓中的反射；最大值检测装置用来检测校正轮廓中的速度的最大值；重复频率调节装置根据最大值调整超声波的重复频率；显示装置用来将功率分布显示成图像。

20 在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值由反射频率调节装置调整的，其中轮廓中的反射被校正。由该 PRF 获得的功率分布图像由显示装置显示。因此便得到一个合适的 DPDI 图。

25 为了解决上述问题，本发明的另一个方面是一种超声波成像装置，该装置包括一个脉冲密度分布计算装置、一个速度分布计算装置、一个计算装置、一个反射校正装置、一个最大值检测装置、一个重复频率调节装置和一个显示装置，其中脉冲密度分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算

出回波波源的脉冲密度分布；速度分布计算装置根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；计算装置则计算出速度分布的轮廓；反射校正装置用来校正轮廓中的反射；最大值检测装置用来检测校正轮廓中的速度的最大值；重复频率调节装置根据最大值调整超声波的重复频率；显示装置用来将脉冲密度分布显示成图像。

在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值由反射频率调节装置调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样，根据最大速度，PRF 被自动校正。由该 PRF 获得的脉冲密度分布图像由显示装置显示。因此便得到一个合适的 PFD 图。

为了解决上述问题，本发明的另一个方面是一种超声波成像方法。该方法包括以下步骤：根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；计算出速度分布的轮廓；校正轮廓中的反射；检测出校正轮廓中的速度的最大值；并根据最大值调整超声波的重复频率；将速度分布显示成图像。

在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样，根据最大速度 PRF 被自动调整。由该 PRF 获得的速度分布图像被显示出来。因此便得到一个合适的 CFM 图。

为了解决上述问题，本发明的再一个方面是一种超声波成像方法。该方法包括以下步骤：根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出一个多普勒信号的功率分布；根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；计算出速度分布的轮廓；校正轮廓中的反射；检测出校正轮廓中的速度的最大值；并根据最大值调整超声波的重复频率；将功率分布显示成图像。

在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样，根据最大速度 PRF 被自动调整。由该 PRF 获得的功率分布图被显示出来。因此便得到一个合适的 DPDI 图。

为了解决上述问题，本发明的另一个方面是一种超声波成像方法。该方法包括以下步骤：根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出一个回波波源的脉冲密度分布；根据反复发射的超声波回波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布；计算出速度分布的轮廓；校正轮廓中的反射；检测出校正轮廓中的速度的最大值；并根据最大值调整超声波的重复频率；将脉冲密度分布显示成图像。

在发明的这一方面中，PRF 是根据速度分布轮廓的最大值调整的，其中轮廓中的反射被校正。这样，根据最大速度 PRF 被自动调整。由该 PRF 获得的脉冲密度分布图像被显示出来。因此便得到一个合适的 PFD 图。

根据本发明，就能实现一种可获得最佳 PRF 的 PRF 调节方法和装置，以 5 及包括这种 PRF 调节装置的超声波成像装置。

结合所示附图，从以下本发明最优实施例的说明中可以进一步了解到本发明的目的和优点。

图 1 是本发明一个实施例的方块图；

图 2 是图 1 所示装置中的一个收发器单元的方块图；

10 图 3 是图 1 所示装置中的一种声线扫描的示意图；

图 4 是图 1 所示装置中的一种声线扫描的示意图；

图 5 是图 1 所示装置中的一种声线扫描的示意图；

图 6 是图 1 所示装置中的一个 B 模式处理单元的方块图；

图 7 是图 1 所示装置中的一个多普勒处理单元部件的方块图；

15 图 8 是图 1 所示装置中的多普勒处理单元部件的方块图；

图 9 是图 1 所示装置中的多普勒处理单元部件的方块图；

图 10 是动脉血的流速和静脉血的流速随着时间变化的一个示意图；

图 11 是脉冲密度的一个曲线图；

图 12 是常数 m 典型特性的一个曲线图；

20 图 13 是图 1 所示装置中图像处理单元的一个方块图；

图 14 是图 13 中所示图像处理单元的一个处理器的方块图；

图 15 是一个 CFM 图的示意图；

图 16 是图 14 中所示处理器动作的图解；

图 17 是图 14 中所示处理器动作的图解；

25 图 18 是图 14 中所示处理器动作的图解；

图 19 是图 14 中所示处理器部件的一个方块图；

图 20 是一个 CFM 图的分解图。

下面，参照附图对本发明进行详细描述。图 1 是一个超声波成像装置的方块图。该装置是本发明各种实施例中的一个例子。该装置的结构显示了本发明 30 装置的一个实施例。该装置的运行显示了本发明方法的一个实施例。

如图 1 所示，该装置包括一个超声波探头 2。该超声波探头 2 包括一组未示出的超声波转换器阵列。这些超声波转换器由一种压电材料如 PZT (钛 (Ti) 酸锆 (Zr) 酸铅) 陶瓷组成。超声波探头 2 用来与成像对象 4 接触。

超声波探头 2 与一个收发器单元 6 相连，收发器单元 6 通过将驱动信号传 5 给超声波探头 2 来发送一个超声波。收发器单元 6 也接收超声波探头 2 收到的回波信号。

图 2 是收发器单元 6 的方块图。如图所示，收发器单元 6 由发送定时生成 10 单元 602 组成。该发送定时生成单元 602 周期性地生成一个发送定时信号并且将该信号输入到一个发送波束成形器 604 中。发送定时信号的周期由一个控制单元 18 控制。

该发送波束成形器 604 用来实现将发送的波束成形，并生成一个波束成形信号，根据发送定时信号来形成一个沿一预定方向的超声波波束。该波束成形信号包括多个驱动信号，驱动信号之间的时间差对应于给定的方向。波束成形是由控制单元 18 来控制的，这将在后面介绍。发送波束成形器 604 将发送波 15 束成形信号输入到一个发送 / 接收转换单元 606。

该发送 / 接收转换单元 606 将波束成形信号输入到超声波转换器阵列。在这个超声波转换器阵列中，各自有一个发射孔的多个超声波转换器生成超声波，这些超声波具有相应于驱动信号的时差的相位差。将这些超声波的波前合并，一个超声波的波束就沿着一条预定方向的声线形成了。

该发送 / 接收转换单元 606 还连着一个接收波束成形器 610。发送 / 接收转换单元 606 将多个由超声波转换阵列中的接收孔接收到的回波信号输入到接收波束成形器 610 中。接收波束成形器 610 用来将接收到的声波相应于发射波的声线进行波束成形，并通过在多个收到的回波上加入时差来实现相位的调整，然后将它们累加起来，沿着一预定方向的声线形成一个回波信号。接收波 25 的波束成形由控制单元 18 来控制，这将在后面介绍。

超声波波束的发送是根据发送定时生成单元 602 生成的发送定时信号，按照一个预定的时间间隔重复的。同时，声线的方向由发送波束成形器 604 和接收波束成形器 610 做出预定量的改变。结果成像目标 4 沿着声线被连续扫描。具有此结构的收发器单元 6 就可如图 3 中的示例一样完成扫描。特别是，一个 30 扇形的二维区域 206 按照θ度的方向沿着一声线 202 被扫描，从而实现所谓的

扇形扫描，其中声线 202 是沿着方向 Z 从径向原点 200 伸出的。

当发送和接收孔是由超声波转换器阵列上的部件形成时，扫描可如图 4 所示来完成，如沿着阵列连续地移动该孔。特别是，沿着一条线性轨迹 204 移动从径向原点 200 伸出的方向为 Z 的声线 202，就可实现所谓的线性扫描，这里，
5 一个矩形的二维区域 206 沿着方向 X 被扫描。

当超声波转换器阵列是沿着一弧线形成的一个凸形阵列，其中该弧线沿着超声波发送的方向延伸时，采用如线性扫描一样的方式扫描声线，并使声线 202 的径向原点 200 沿着弧形轨迹 204 移动，如图 5 中例子所示，沿着角度θ的方向扫描扇形二维区域 206，就可实现一种所谓的凸形扫描。208 是发射点。

10 收发器单元 6 连着一个 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12。从收发器单元 6 输出的每一条声线的回波信号被输入到 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 中。一个心电图信号检测单元 8 连着多普勒处理单元 12，来自成像对象 4 的心电图信号被输入到该检测单元。

15 B 模式处理单元 10 形成 B 模式图像数据。该 B 模式处理单元 10 包括一个对数放大单元 102 和包络检测单元 104，如图 6 中所示。B 模式处理单元 10 通过对数放大单元 102 对数放大回波信号；并获得一个代表声线上不同反射点回波密度的信号，即通过包络检测单元 104 进行包络检测所获得的一个 A 范围信号；此外还形成 B 模式图像数据，该数据用作 A 范围信号瞬时振幅的亮度值。

20 多普勒处理单元 12 用来形成多普勒图像数据。该多普勒图像数据包括速度数据、散度数据、功率数据、频率曲线数据和脉冲密度数据，这将在后面介绍。

25 多普勒处理单元 12 包括一个矩形波检测单元 120、MTI 滤波器（活动目标显示滤波器）122、自动校正计算单元 124、平均流速计算单元 126、散度计算单元 128 和功率计算单元 130，如图 7 所示。

多普勒处理单元 12 通过矩形波检测单元 120 完成对回波信号的矩形波检测，并通过 MTI 滤波器 122 进行 MTI 处理，计算出回波信号的多普勒频移。对来自 MTI 滤波器 122 的输出信号的自动校正计算是通过自动校正计算单元 124 进行的，一平均流速 V 是自动校正计算结果经平均流速计算单元 126 的计算出来的，一流速的散度 T 是自动校正计算结果经散度计算单元 108 的计算得
30

出来的，一多普勒信号的功率 PW 是自动校正计算结果经功率计算单元 130 的计算得出来的。

这样，对于每一条声线，这些分别代表着在成像对象内运动的回波波源，如血液等的平均流速 V、流速的散度 T 和多普勒信号的功率 PW 的数据都可以获得。该图像数据显示了声线上每一象素的平均流速、散度和功率。速度是作为声线方向上的一个分量而获得的。向着和远离超声波探头 2 运动的方向也非常清楚。回波波源并非限于血液，也可是一种微球造影剂或其它进入血管的类似物。虽然下面的说明涉及的是血液，但同样也可应用到一种微球造影剂上。

多普勒处理单元 12 包括低通滤波器 152、采样保持单元 154、带通滤波器 156 和频率分析单元 158，如图 8 所示。

低通滤波器 152 对来自矩形波检测单元 120 的输出信号进行低通滤波。根据成像对象 4 中的一个采样体的位置，来自低通滤波器 152 的输出信号被置于采样保持状态，然后采样保持信号经带通滤波器 156 进行带通滤波。这样，就可以获得一个表示采样体中的回波的多普勒频移的信号，即一个点的多普勒的信号。这就是经频率分析单元 158 分析后获得的表示多普勒频移的频率数据。下面，这个表示多普勒频移的数据将被简称为多普勒频率数据。

多普勒处理单元 12 还包括一个脉冲检测单元 132 和一个存储器 134，如图 9 所示。该脉冲检测单元 132 例如可以包括一个 DSP（数字信号处理器）或 MPU（微处理单元）的装置。

来自平均流速计算单元 126 的输出数据，即用于每一个像素的速度 V，被输入到脉冲检测单元 132 和存储器 134 中。来自散度计算单元 128 的用于每一个像素的散度 T 和来自心电图信号检测单元 8 的一个心电图信号的一个 R 波定时信号 R 也被输入到脉冲检测单元 132 中。

存储器 134 中保存着一帧被输入的声线扫描速度数据 V。紧前面的一帧数据从被保存着的速度数据中读出并被输入到脉冲检测单元 132 中，该紧前面一帧数据所对应的像素与输入的速度数据 V 的像素相同。这样，速度数据 V 通过存储器 134 经一帧的延迟被输入到脉冲检测单元 132 中。

存储器 134 保存着并非一帧的速度数据，而是多帧的速度数据，并且数据的读取要经过多帧的延迟。下面，将采用一帧延迟的情况进行论述，但多帧延迟也是一样。而且，存储器 134 也不必是一个存储设备，也可以是一个延时单

元, 其延长时间对应于一帧的周期到多帧的周期。下面, 所提到的一个存储器的情况同样适用于延时单元的情况。一帧的周期可以是, 例如为 1 / 30 秒。

脉冲检测单元 132 根据取自存储器 134 中的速度数据 VO 和散度 T 的计算结果, 检测出血流速度的脉冲密度。一个脉冲密度数据 P 代表着声线上每一个 5 像素的脉冲密度。脉冲密度的检测按上述方式进行。

图 10 示意性地表示了血流速度的变化, 即伴随着心跳, 血流速度的脉动。在本图中, (a)显示了一个心电图信号, (b)显示了动脉的血流速度和(c)显示了静脉的血流速度。如(b)中所示, 动脉血流速度从心电图信号的 R 波生成后一点的 10 时刻 t_1 到时刻 t_2 迅速上升, 跨过峰值后, 从时刻 t_4 到 t_5 又快速下降, 然后逐步下降一段时间, 接着再重复这种变化。如(c)中所示, 静脉血流速度从时刻 t_2 后面的时刻 t_3 开始增加, 然而这种速度上的增加很小。

由于流速的这种变化, 一个速度数据 V_n 也如(b)或(c)一样的变化。从存储器 134 中读取的速度数据 VO 也以一帧周期的延迟按照同样的方式变化。下面, 速度数据 V_n 被称为当前速度 V_n , 速度数据 VO 被称为在先速度 VO 。

15 脉冲检测单元 132 根据下面的公式检测出脉冲密度 P , 公式中使用了上述输入数据,

$$P = k |V_n - VO| \quad (1)$$

20 这里 k =常数

换句话说, 脉冲密度(脉冲特性)是基于当前速度 V_n 和在先速度 VO 之间的差检测出来的, 如图 11 所示。脉冲特性越大, 差值 ΔV 也越大。

作为选择, 差值 ΔV 也可除以当前速度 V_n , 脉冲特性由下面的公式检出:

25 $P = m |V_n - VO| / V_n \quad (2)$

这里 m =常数

如果采用公式(2), 脉冲特性能被标准地表达出来以方便使用。常数 m 可以是一个变常数, 其随着当前速度 V_n 而变化, 如图 12 中举例所示, 其根据 30 当前速度 V_n 而被加权。换句话说, 当速度低于预定值 V_{th} 时, 通过减少常数 m

的值，使得加权降低。这样，速度通常较低的静脉血流的脉冲检测灵敏度会降低，而动脉血流的脉冲检测则能进行的很好。变常数 m 的特性曲线并非限于图中所示，其可根据需要进行设定。

脉冲检测单元 132 除了上述公式的计算外，还要参考散度 T 进行脉冲特性检测。对于动脉血流，其速度散度大于静脉血流的速度散度，这样通过查找散度值 T ，所进行的脉冲特性检测的可信度会很高。特别是，即使公式(1)或(2) 中的 P 值，例如当很大时，也是可信的。当散度 T 很小时， P 值相应减少，过量的脉冲特性检测被抑制。

B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 连着一个图像处理单元 14。该图像处理单元 14 根据分别来自 **B** 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 的数据形成一个 **B** 模式图像、多普勒图像、脉冲密度图像和多普勒频率图像。

包括超声波探头 2、收发器单元 6、多普勒处理单元 12 和成像处理单元 14 的部分是本发明速度分布计算装置的一个实施例。它也是功率分布计算装置的一个实施例。而且，它还是脉冲密度分布计算装置的一个实施例。

成像处理单元 14 包括一个输入数据存储器 142、一个数字扫描变换器 144、一个图像存储器 146 和一个通过总线 140 连接的处理器 148。

从 **B** 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 来的每一条声线的 **B** 模式图像数据和多普勒图像数据都分别存入输入数据存储器 142。输入数据存储器 142 中的数据经数字扫描变换器 144 扫描变换后存在图像存储器 146 中。处理器 148 对来自输入数据存储器 142 和图像存储器 146 的数据分别进行预定的数据处理。数据处理的详细内容将在后面介绍。

显示单元 16 连在图像处理单元 14 上。该显示单元 16 是本发明显示装置的一个实施例。显示单元 16 接收图像处理单元 14 的图像信号，并据此显示出图像。显示单元 16 包括，例如一个能显示出彩色的图形显示器。

控制单元 18 连着前述的收发器单元 6、**B** 模式处理单元 10、多普勒处理单元 12、图像处理单元 14 和显示单元 16。控制单元 18 通过将控制信号作用在这些单元上来控制它们运行。各种信息信号也从这些被控单元输入到控制单元 18 中。

在控制单元 18 的控制下，实现 **B** 模式运行和多普勒模式的运行。一个操作单元 20 连在控制单元 18 上。操作单元 20 由操作人员进行操作，并将各种

命令和信息输入给控制单元 18。操作单元 20 包括，例如一个键盘、一个定点设备和一个包括其它操作工具的控制板。

现在来介绍本装置的运行操作。操作人员将超声波探头 2 放在成像对象 4 的预定位置并保持接触，然后操作操作单元 20，例如采用组合起来的 B 模式和多普勒模式进行成像操作。这样，分时进行 B 模式成像和多普勒模式成像。如，在混合的 B 模式 / 多普勒模式扫描中，当一个多普勒模式扫描进行预定次数时，进行一次 B 模式扫描。

在 B 模式中，收发器单元 6 通过超声波探头 2 沿着声线连续扫描成像对象 4 的内部，然后一个一个地接收回波。B 模式处理单元 10 通过对数放大单元 102 对数放大由收发器单元输入的回波信号，再经包络检测单元 104 进行的包络检测计算出一个 A 范围信号，据此，就形成了整条声线的 B 模式图像数据。图像处理单元 14 将来自 B 模式处理单元 10 的每条声线的 B 模式图像数据都保存在输入数据存储器 142 中。结果，在输入数据存储器 142 中就形成了 B 模式图像数据的一个声线数据空间。

在多普勒模式中，收发器单元 6 通过超声波探头 2 沿着声线连续扫描成像对象 4 的内部，然后一个一个地接收回波。在此过程中，每一条声线上都要发生多次多个超声波的发送和回波的接收。同一声线上，发送 / 接收的重复频率就是 PRF。在开始成像的时候，一个原先提供的缺省值被用作 PRF。

多普勒处理单元 12 通过矩形波检测单元 120 对回波信号进行矩形波检测，20 MTI 再通过 MTI 滤波器 122 对信号进行处理，之后再经自动校正计算单元 124 计算出自动校正值，平均流速计算单元 126 根据自动校正结果计算出一个平均流速，散度计算单元 128 计算出散度，功率计算单元 130 计算出一个功率值。如上所述，脉冲密度经脉冲检测单元 132 也被计算出来。这些计算出来的值，25 如血流平均速度及速度的散度、多普勒信号的功率和血流的脉冲特性都成为每一条声线和每一个像素的图像数据。

多普勒处理单元 12 包括低通滤波器 152、采样保持单元 154、带通滤波器单元 156 和频率分析单元 158，它还要计算出采样体的多普勒频率数据。

图像处理单元 14 将来自多普勒处理单元 12 的每一条声线和每一个像素的多普勒图像数据和多普勒频率数据保存在输入数据存储器 142 中。这样，在输入数据存储器 142 中分别形成了多普勒图像数据的一个声线数据空间和一个

普勒频率数据空间。

处理器 148 通过数字扫描变换器 144 将输入数据存储器 142 中的 B 模式图像数据、多普勒图像数据和多普勒频率数据分别进行扫描变换，并写入图像存储器 146。在该过程中，多普勒图像数据以 CFM 数据、功率多普勒 (PDI) 图像数据和脉冲密度 (PFD) 图像数据格式写入，其中 CFM 数据中散度加在速度上。根据多普勒频移的极性，PDI 图像数据被给以方向。该 PDI 图像被称为 DPDI (带方向的功率多普勒成像)。

PFD 图像数据也可写成 CFM 相似的图像数据，其中速度被加在脉冲密度上。其还可被写成 PDI 相似的图像数据，其中 PDI 图像数据被加在脉冲密度上。10 多普勒频率数据则被写成曲线图上的坐标，该曲线图的纵轴是频率、横轴是时间。

处理器 148 将 B 模式图像数据、CFM 图像数据、DPDI 图像数据、脉冲密度图像数据和多普勒频率数据写入不同的区。B 模式图像显示的是一幅声线扫描面上组织结构的 X 线断层照片。CFM 图像显示的是声线扫描面上一幅二维的血流速度分布图或其它类似参数的分布数。在该图像中，显示的颜色根据血流的方向而不同，所显示的颜色的亮度也根据速度而不同，所显示的颜色的纯度则根据散度值增加预定颜色的混合比来改变。图中 140 表示总线。

DPDI 图像显示的是声线扫描面上血流的出现和方向。在该 DPDI 图像中，采用两种显示色以区分血流的方向。显示色不同于 CFM 图像中使用的颜色。20 显示色的亮度是根据信号的密度而变化的。

脉冲密度图像显示的是声线扫描面上一幅血流或其它类似物的脉冲密度的二维分布图。脉冲密度图像用一种颜色来显示，该显示色不同于 CFM 或 PDI 图像中采用的颜色。显示色的亮度根据脉冲密度而变化。

当一幅脉冲密度图像以 CFM 图像或 PDI 图像形成时，速度或功率显示色的纯度根据脉冲密度而变化。混合后的颜色无论怎么变化都与散度具有明显区别。

当这些图像显示在显示单元 16 上时，B 模式图像和 CFM 图像，比如说叠加起来。这样，就能观察到一个与组织结构具有清楚位置关系的血流速度分布图像。作为选择，B 模式图像也可与 DPDI 图像叠加，这时，就能观察到与组织结构具有清楚位置关系的血管运行状态。

B 模式图像还可与脉冲密度图像叠加，这时，就能观察到与组织结构具有清楚位置关系的动脉运行状态。这样，只需一眼就能看出血管是否真的是动脉。特别是，当显示一幅类似 CFM 图像或一幅类似 PDI 的图像时，一眼就能看出是速度分布和其脉冲特性，还是一个流动的回波波源分布和速度脉冲特性。

5 如果需要，在同一屏幕中，还可把多普勒频率随时间的变化图显示在前述图像的旁边。这样，就能观察到采样体内多普勒频率随着时间变化的情况。

10 图 14 从 PRF 调节的角度，显示了处理器 148 的一个方块图。本图中每一个块都可由，比如计算机程序来实现。如图所示，处理器 148 包括一个轮廓计算单元 172。轮廓计算单元 172 从输入数据存储器 142 中或图像存储器 146 中
15 读取一幅 CFM 图像，并计算出它的轮廓。轮廓计算单元 172 是本发明轮廓计算装置的一个实施例。

操作人员在屏幕上确定需计算出轮廓的点。特别是，如果显示的是如图 15 所示的 CFM 图像时，比如通过定点设备或其它类似设备在屏幕上确定两点 A、B，连接 A、B 两点的直线即被确定为计算轮廓的位置。

15 轮廓计算单元 172 沿着线 AB 计算出 CFM 图像的一个一维轮廓，即线 AB 上的流速分布。因此，就可得到一个图 16 中举例所示的轮廓。图 16 中所示的轮廓对应于这种情况，即当 PRF 与最高血流速度不匹配，并且在被变换为多普勒频率的流速中，超过相当于 PRF 的 1 / 2 频率的部分被 PRF / 2 反射的情况。在包括这种反射的图 15 的 CFM 中，所显示的血流方向被部分颠倒，因此并未
20 显示出正确的血流状态。

将轮廓输入到一个反射校正单元 174 中，这个反射校正单元 174 是本发明中反射校正装置的一个实施例。反射校正单元 174 检测在轮廓中是否存在一个反射，并对有反射的地方进行校正。这种反射可通过下面的现象检测出来，即 AB 线上的数据从+变到-，或从-变到+却没有穿过 0。在这些地方，通过
25 将对应于 PRF 的数值加到数据上，来校正反射。因此求得图 17 所示的轮廓。

反射被校正的轮廓输入到一个最大值检测单元 176 中。该最大值检测单元 176 将输入轮廓的一个最大值 \max 输入到一个 PRF 调节单元 178 中。PRF 调节单元 178 再根据输入的最大值 \max 来确定一个新的 PRF。比如说，这个新的 PRF 由超过轮廓最大值 \max 的那些数值决定。结果，如图 18 中举例所示的那样，就获得了一个新的 PRF'。

最大值检测单元 176 是本发明最大数值检测装置的一个实施例。PRF 调节单元 178 是本发明重复频率调节装置的一个实施例。

这个新的 PRF' 输入到控制单元 18 中。控制单元 18 在收发器单元 6 中设定这个新的 PRF'，并据此重复超声波的发送 / 接收。结果，超声波在一个与最高血流速度相匹配的重复频率下被发送和接收，并能获得一个在方向显示上没有任何颠倒的正确的 CFM 图像。

PRF 调节单元 178 可包括一个 PRF 选择单元 192 和一个存储器 194，如图 19 中举例所示。多个具有不同数值的 PRF 预存在存储器 194 中。从存在存储器内的多个 PRF 中，PRF 选择单元 192 选择一个与最大值 max 最接近的 PRF，其中最大值 max 是从最大值检测单元 176 输入的。PRF 选择单元 192 是本发明重复频率选择装置的一个实施例。

在选择的过程中，将选取超过并且最接近最大值 max 的数值。作为选择，那个与最大值 max 最靠近的数值在选取时可不考虑其大小。这时，所选取的可能是一个小于最大值 max 的 PRF。在某些情况下，为了观察，可以进行少量反射，这样可以更为方便。为此可选取一个小于并最靠近最大值 max 的数值。这种要采用的选择方案由操作人员通过操作单元 20 事先设定。

除了采用 AB 线确定所要计算轮廓的位置外，也可如图 20 中举例所示来确定一个二维区域 C。当区域 C 确定后，轮廓计算单元 172 计算出区域 C 的一个二维轮廓。

反射校正单元 174 对二维轮廓中的反射部分进行检测并校正，校正后最大值检测单元 176 计算出二维轮廓的最大值 max，PRF 调节单元 178 据此计算出 PRF 的最大值。当区域 C 如此确定后，该区域内最大值 max 就被计算出来，PRF 就能被调整到一个更适于获得 CPM 图像的值。

上述操作不仅可以用于 CFM 图像，也可用于 DPDI 图像或 PFD 图像。对于 DPDI 图像或 PFD 图像，与它们组成一对的 CFM 图像保存在图像存储器 146 中。这样，当 DPDI 图像或 PFD 图像的轮廓计算位置由线 AB 或区域 C 在屏幕上指定后，在同一位置上，计算出相应的 CFM 图像的轮廓。其后，采用同一种方式计算出最优的 PRF。由此，从这个最优的 PRF 便获得一个高精度 DPDI 图像或 PFD 图像。

上述计算出来的 PRF 可用于确定一个多普勒 PRF 峰值。然而，由于 CFM

图像表示的流速是一个平均流速，在此基础上调整的 PRF 将适于平均流速的最大值。另一方面，多普勒峰值随着瞬时流速的多普勒频率一起被显示出来。平均流速和瞬时流速之间有接近两倍的差，因此一个两倍于上述计算出来的 PRF 的值即被作为多普勒 PRF 的峰值。这样，多普勒峰值的 PRF 调节也能自动完成。⁵

从本发明的精髓和内容出发，关于本发明还能构成许多不同的实施例。需要指出的是，本发明并非限于说明书中公开的特定实施例，而是由权利要求进行限定。

说 明 书

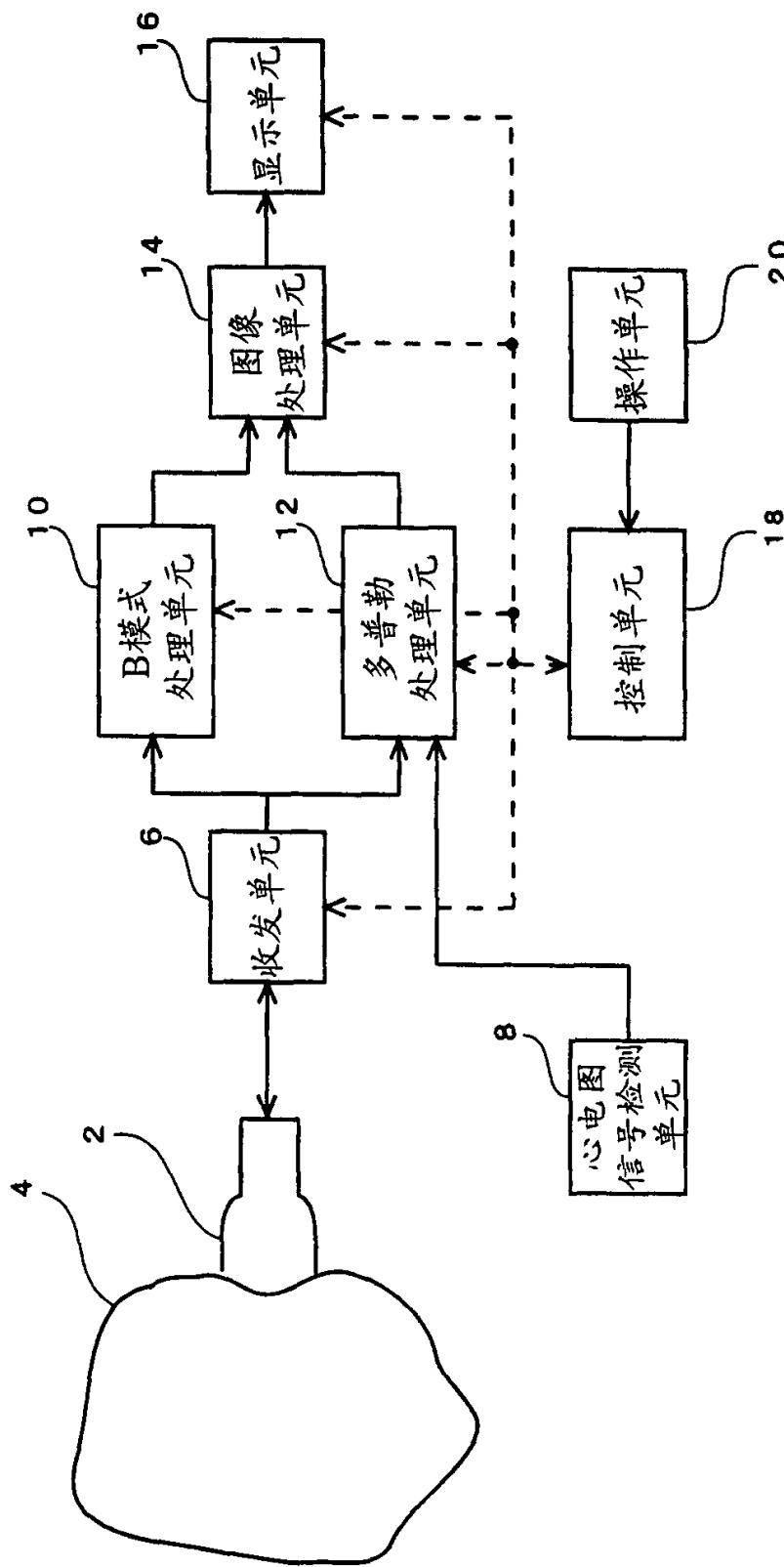


图 1

6

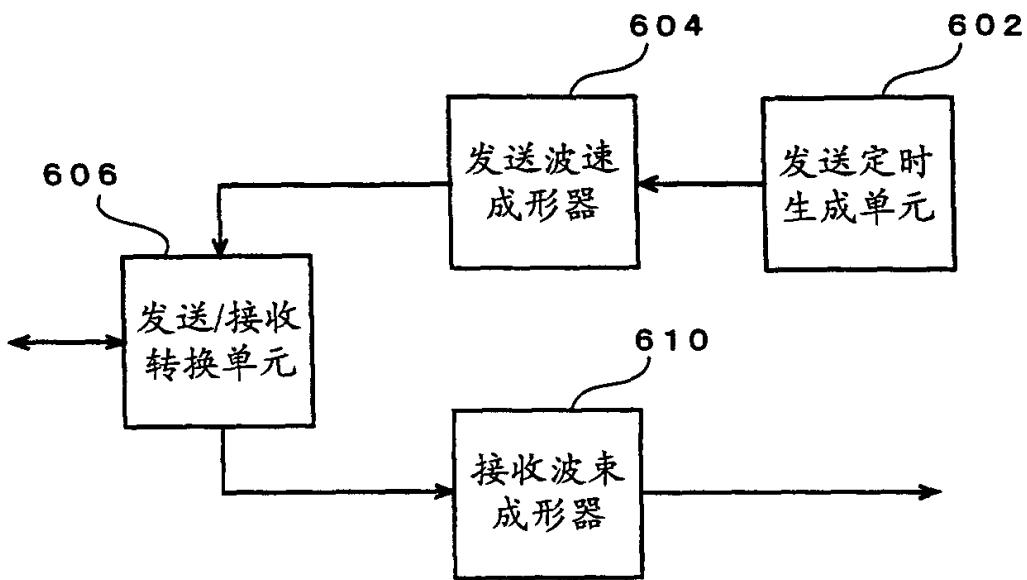


图 2

10

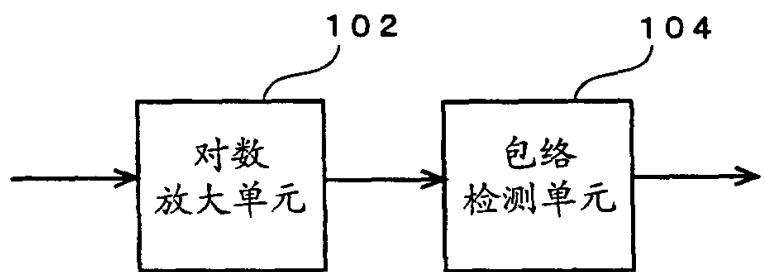


图 6

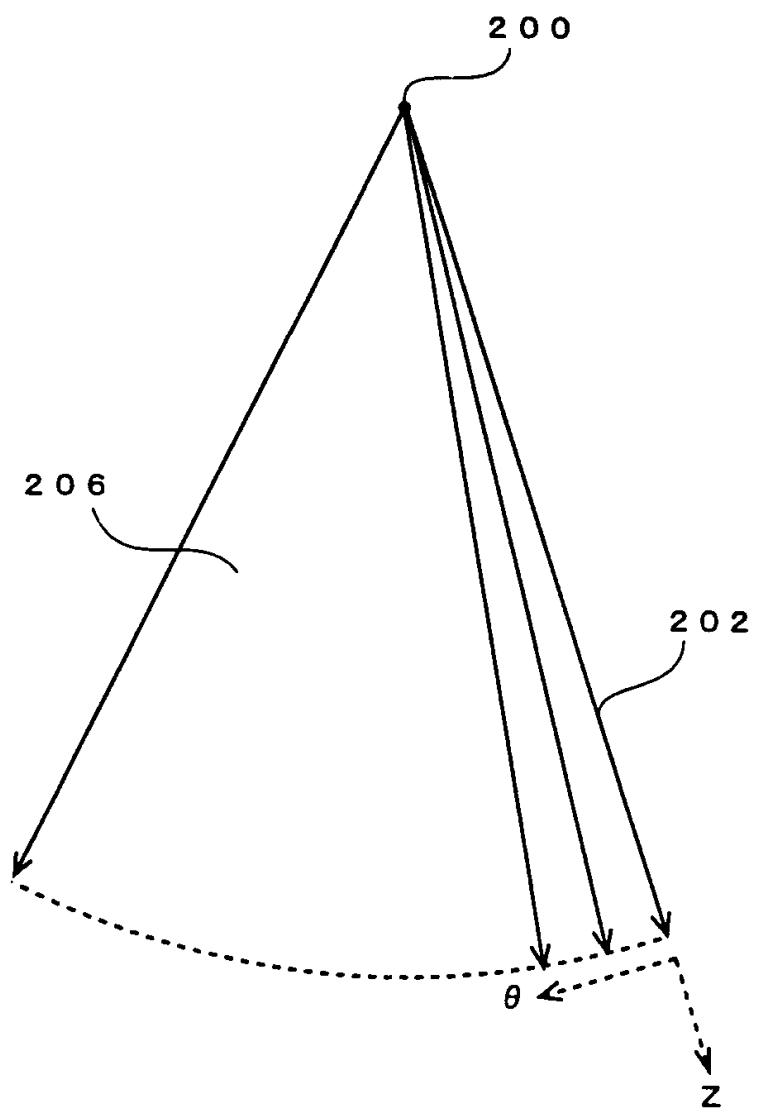


图 3

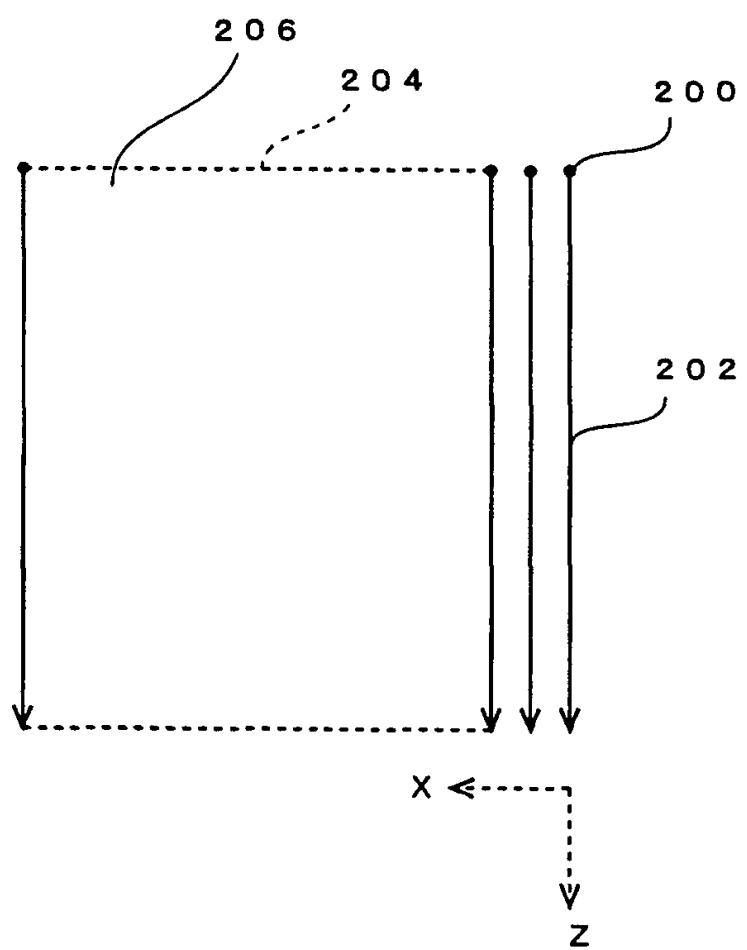


图 4

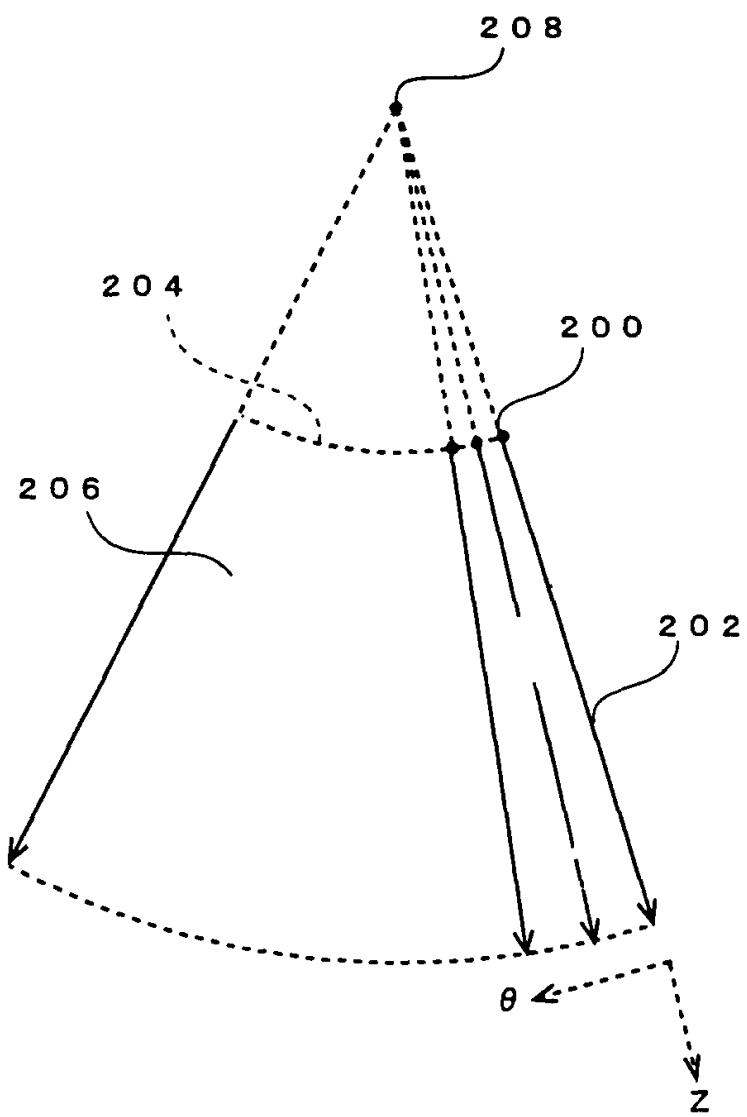


图 5

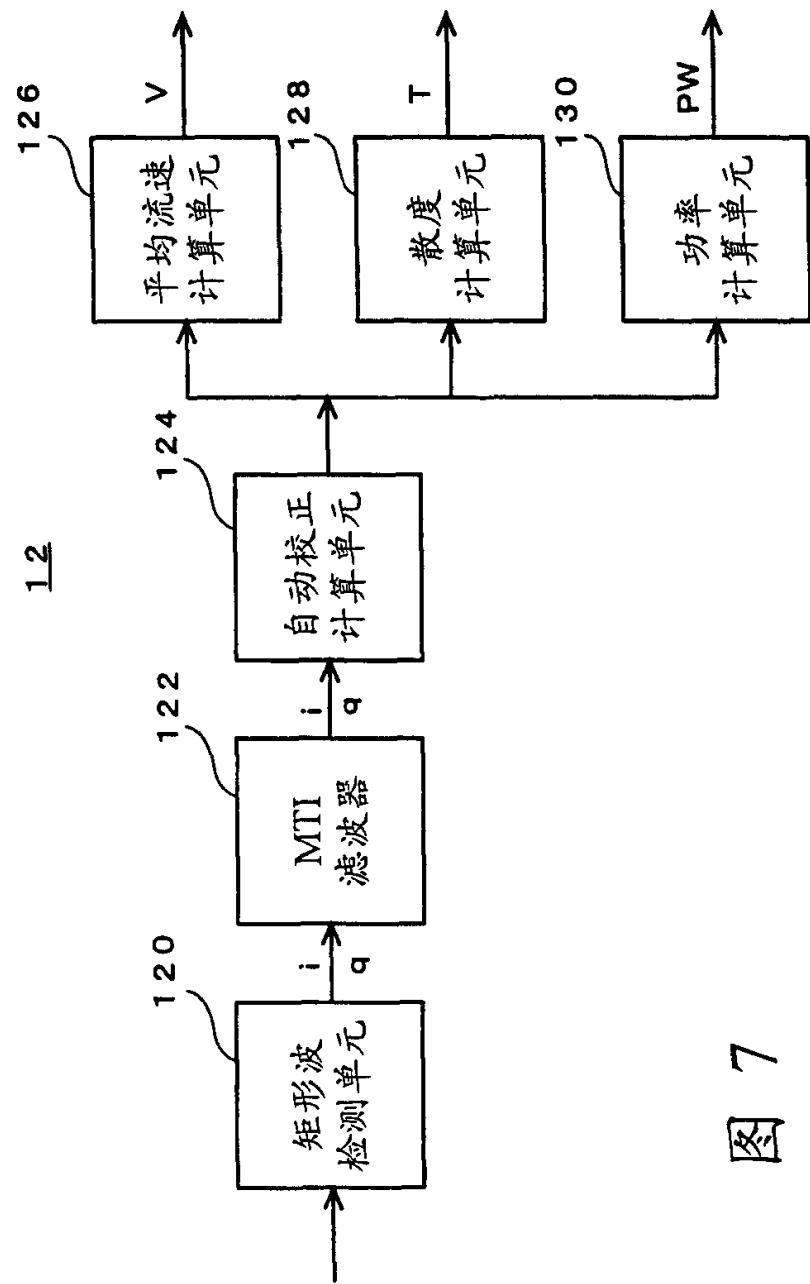
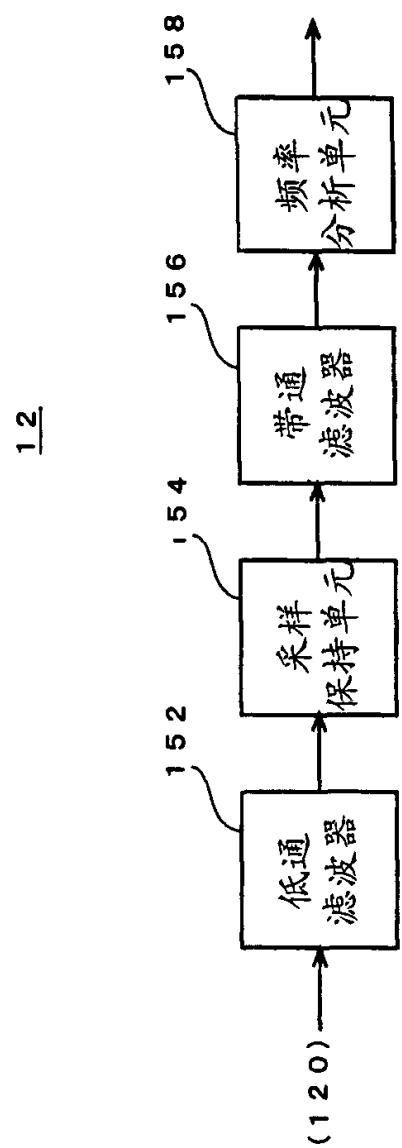


图 8



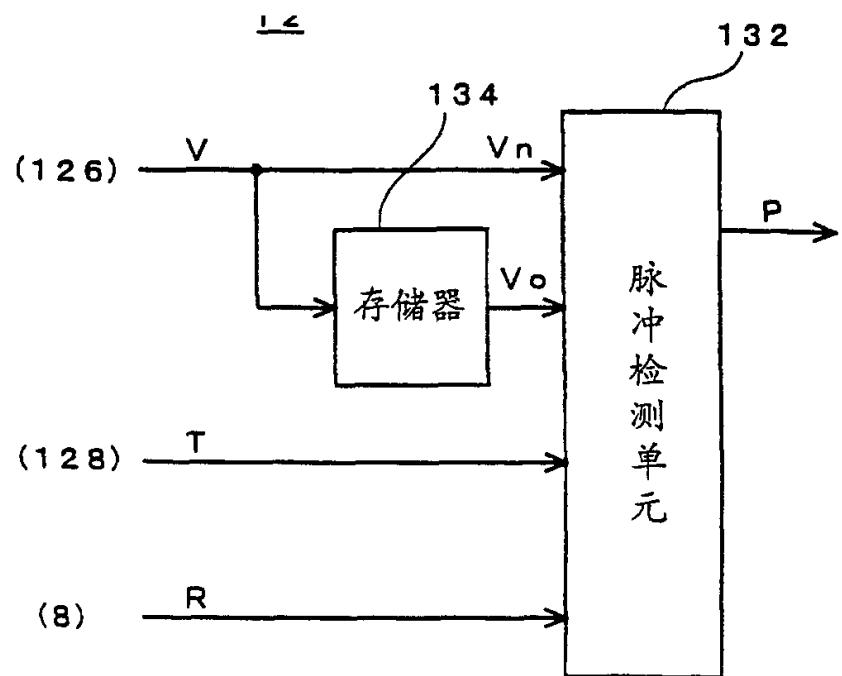


图 9

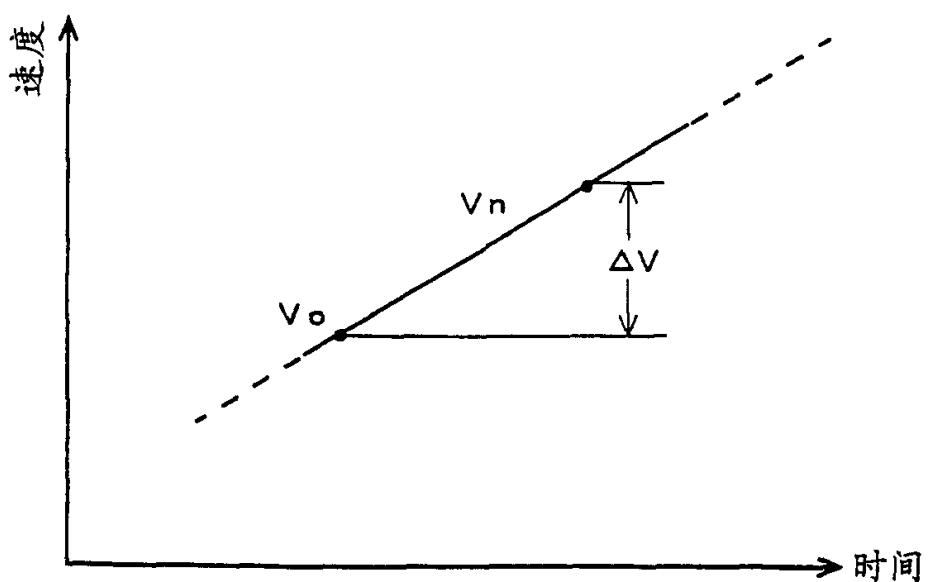


图 11

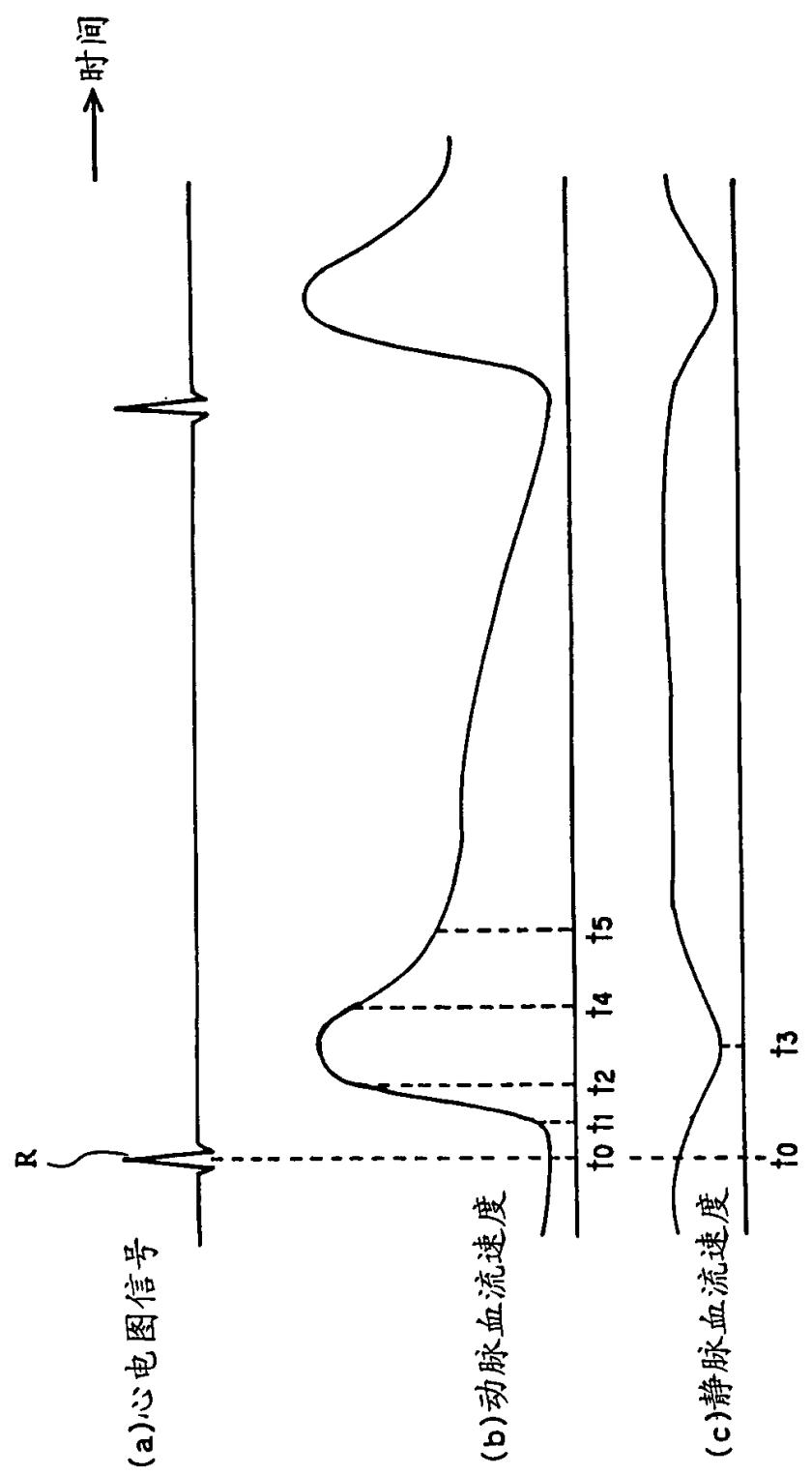


图 10

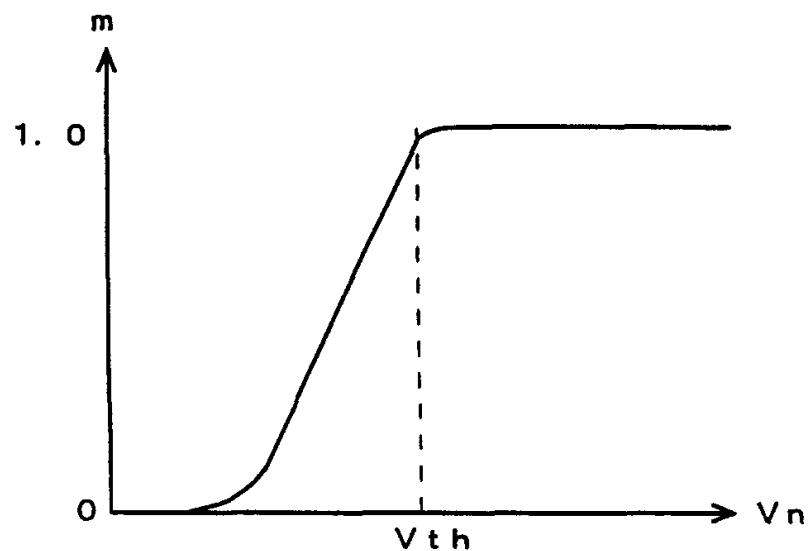


图 12

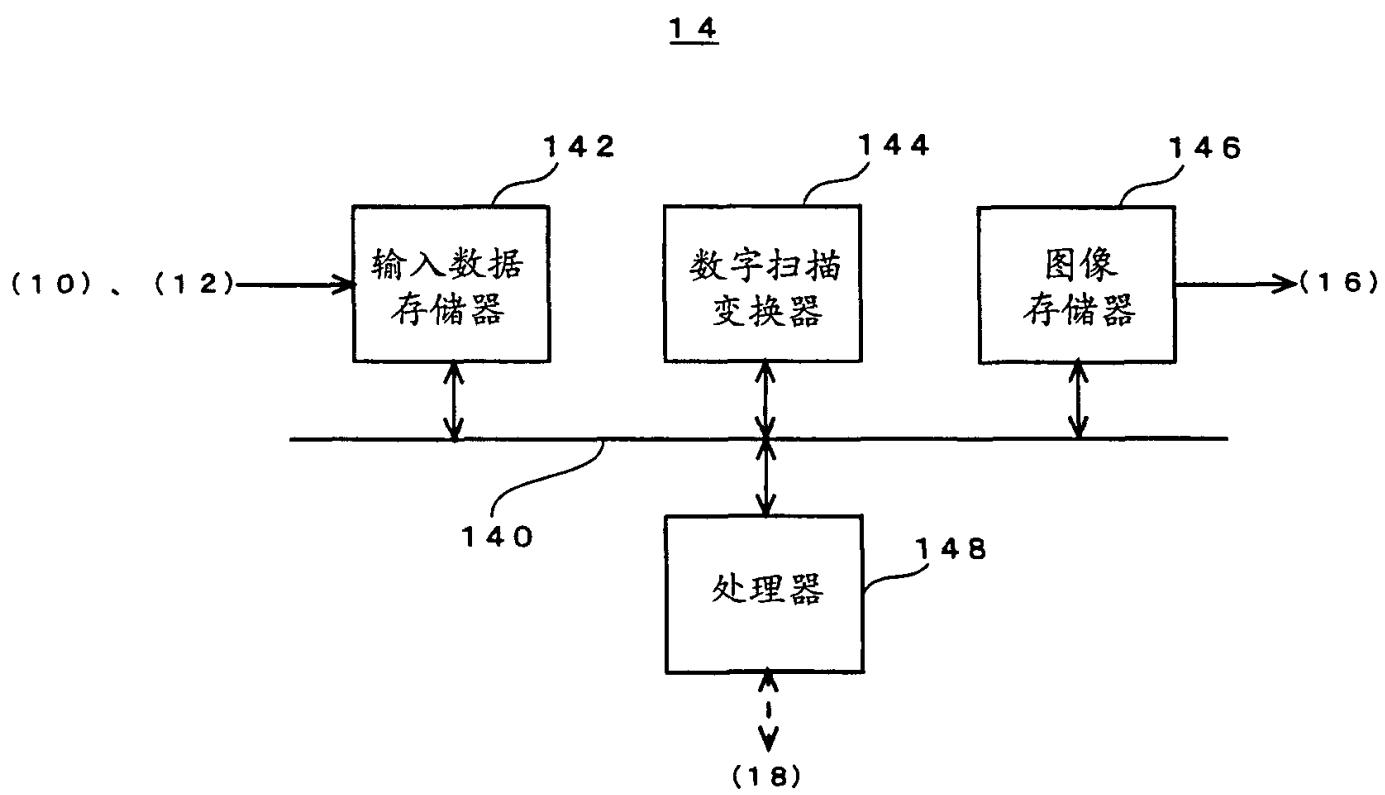


图 13

148

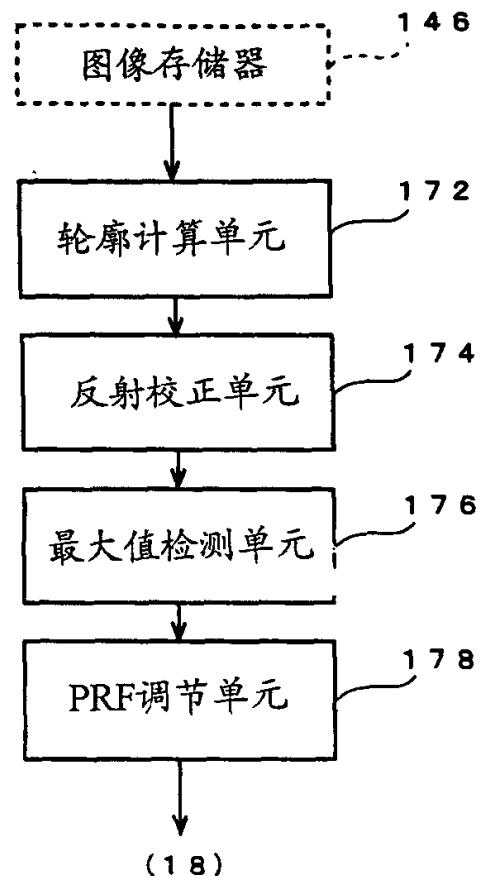


图 14

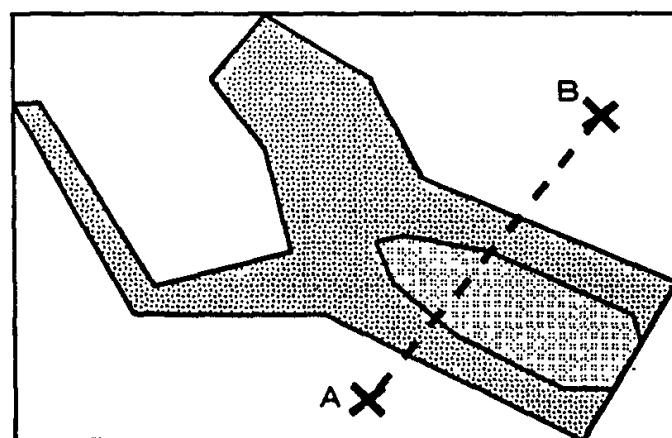


图 15

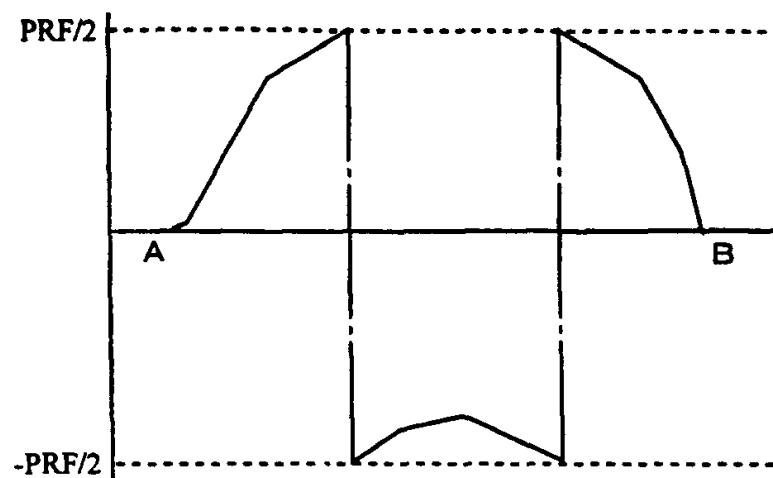


图 16

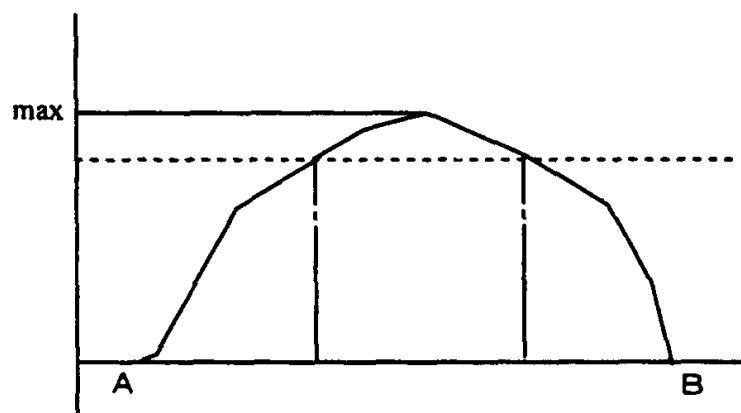


图 17

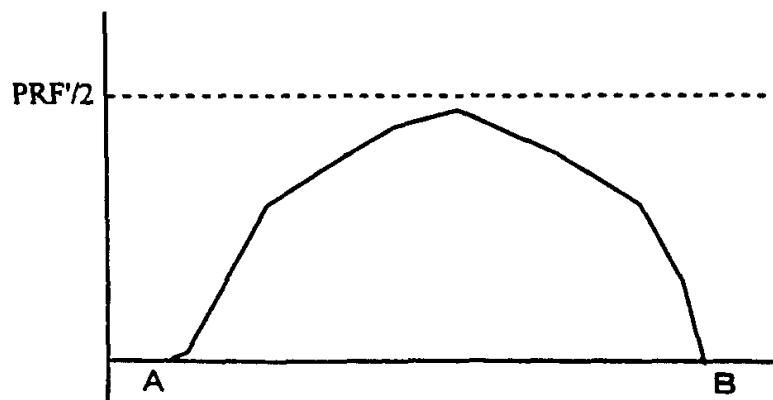


图 18

178

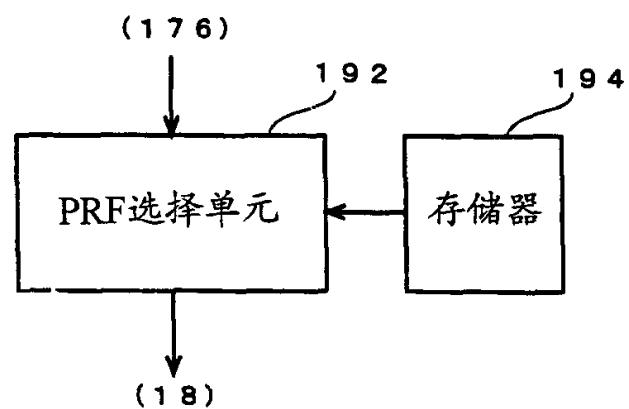


图 19

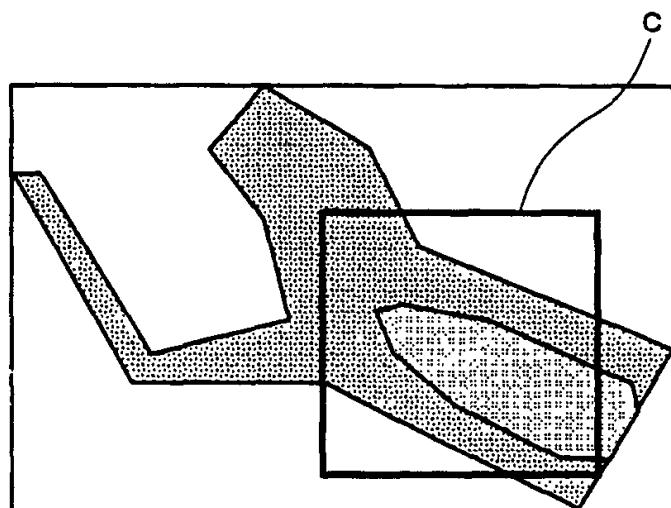


图 20

专利名称(译)	脉冲重复频率调节方法和装置以及超声波成像装置		
公开(公告)号	CN1298688A	公开(公告)日	2001-06-13
申请号	CN00135315.2	申请日	2000-11-04
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	片冈宏章		
发明人	片冈宏章		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 G01S7/52 G01S7/524 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52017 G01S7/5205 G01S15/8906		
优先权	1999314614 1999-11-05 JP		
其他公开文献	CN1196447C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

为了获得一个最佳的PRF,根据超声波的多普勒频移计算出回波波源的速度分布,再计算出速度分布的轮廓(172),校正轮廓中的反射(174),检测出被校正后轮廓中速度的最大值(176),并据此调节超声波发射的PRF(178)。

