

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101732074 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 18

(21) 申请号 200910225234. 5

(22) 申请日 2007. 06. 01

(30) 优先权数据

2006-155065 2006. 06. 02 JP

(62) 分案原申请数据

200710106540. 8 2007. 06. 01

(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 泷本雅夫 瀧口宗基 掛江明弘

今村智久 坂口文康 鷺見笃司

(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 11038

代理人 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-185731 A, 2005. 07. 14, 全文.

EP 0573249 A1, 1993. 12. 08, 全文.

CN 1549933 A, 2004. 11. 24, 全文.

审查员 赵实

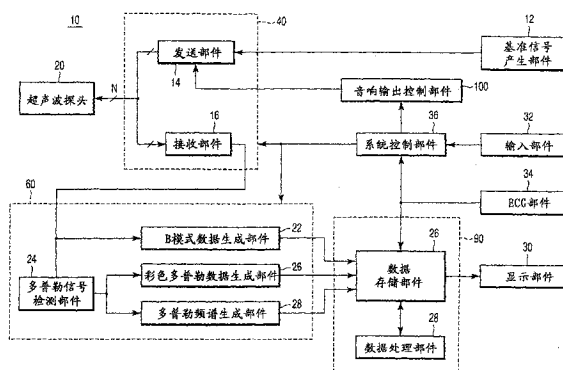
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波多普勒诊断装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波多普勒诊断装置及其控制方法, 超声波多普勒诊断装置 (10) 向被检体发送超声波, 从该被检体接收其反射信号而检测出多普勒信号, 得到表示上述被检体的冠脉血流最大流速的血流信息, 将上述被检体的给药前后各自的血流信息显示在显示部件 (30) 上。然后, 对被检体的给药前后各自的血流信息的至少速度范围进行调整, 在对上述被检体的超声波扫描中, 针对所取得的多张速度范围不同的图像数据, 将其全部调整为相同的速度范围。在系统控制部件 (36) 中, 将调整为相同速度范围的多张图像数据显示在显示部件 (30) 上。



1. 一种超声波多普勒诊断装置,对被检体发送超声波,从上述被检体接收其反射信号,检测出多普勒信号,得到上述被检体的流速信息,并具备显示上述流速信息的显示部件,该超声波多普勒装置的特征在于包括:

在多个心跳中抽出上述流速信息在一个心跳内的一个时刻的流速值的抽出部件;

进行控制使得在上述显示部件中描绘出在上述多个心跳中抽出的多个流速值的时间性变动的控制部件。

2. 根据权利要求1所述的超声波多普勒诊断装置,其特征在于还包括:

在由上述显示部件显示出的流速信息是最大流速的情况下,向操作者通知该流速信息是最大流速的通知部件。

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:

上述控制部件通过将身体信号作为触发而利用,在上述显示部件上描绘出上述时间性变动的轨迹。

4. 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:

上述身体信号为 ECG 信号。

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:

上述控制部件在对上述被检体进行超声波扫描后,根据基于上述流速值的时间性变动轨迹的指定,读出在与上述指定对应的时间所取得的流速信息的波形。

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:

上述控制部件进行控制使得在上述显示部件上同时显示上述流速信息、由上述抽出部件抽出的多个流速值的时间性变动。

7. 根据权利要求6所述的超声波多普勒诊断装置,其特征在于:

上述显示部件显示表示上述流速信息达到了最大流速值的情况的信息。

8. 一种超声波多普勒诊断装置的控制方法,其特征在于包括:

对被检体发送超声波的步骤;

从上述被检体接收其反射信号,检测出多普勒信号,取得上述被检体的流速信息的步骤;

显示上述流速信息的步骤;

在多个心跳中抽出上述流速信息在一个心跳内的一个时刻的流速值的步骤;

进行控制使得描绘出在上述多个心跳中抽出的多个流速值的时间性变动的步骤。

超声波多普勒诊断装置及其控制方法

[0001] 本申请是申请号为“200710106540.8”，申请日为2007年6月1日，发明名称为“超声波多普勒诊断装置和超声波多普勒诊断装置的控制方法”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波多普勒诊断装置，更详细地说，涉及在根据被检体内部的一定时间的速度信息的变化进行被检体的功能诊断时所使用的超声波多普勒诊断装置和超声波多普勒诊断装置的控制方法。

背景技术

[0003] 冠脉储备能力被作为表示与心肌氧消耗量的增大对应的冠脉血流增加能力的指标而利用，用最大冠脉扩张时的冠脉血流量与安静时的冠脉血流的比来表示。已经确认了如果在暂时截断冠脉血流后解除血流截断，则冠脉细动脉和毛细血管对应于缺血而最大限度地扩张的反应性充血。将该反应性充血时的最大冠脉血流量 / 安静时冠脉血流量的比称为冠脉储备能力。

[0004] 近年来，使用腺苷或潘生丁等作为冠脉血管扩张药剂，另外使用杜丁胺等作为交感神经使动药剂，根据这些施加药剂前后的冠脉血流速度来评价冠脉储备能力。在有冠状动脉狭窄的情况下，由于安静时末梢的冠状动脉已经扩张，所以即使进行最大冠脉扩张，冠脉血流量的变化也小。因此，可以说在冠状动脉疾病中，冠脉血流储备能力反映了冠脉狭窄的功能程度。

[0005] 作为评价这样的冠脉储备能力的方法，例如在日本专利第2863624号公报中揭示的那样的血管内多普勒法最有代表性。但是，该方法是查血的方法，因此有很多制约。因此，作为非查血地评价冠脉储备能力的手段，也进行经食道心回波法，但虽然是非查血的，但患者的负担大。另外，近年来，由于超声波诊断装置的性能也得到了提高，所以可以非查血地进行的经胸壁心回波法最为普遍。

[0006] 在此，说明使用经胸壁心回波法评价冠脉储备能力的方法。

[0007] 首先，操作者在B模式下通过心尖近似而描绘出左心室长轴像，然后逐渐使探头向逆时针方向旋转，开始进行扫描使得右心室变小而描绘出前室间沟。接着，转移到彩色(color)模式。在彩色模式下，在心尖部分附近的前壁心肌心外膜的外侧隐现。在此，如果在扩张期确认出用暖色调的颜色显示的左冠状动脉前降支(LAD)，则转移到脉冲多普勒(PWD)模式，将采样范围设置为该血流，根据情况使用角度修正功能，进行流速调整。

[0008] 接着，操作者保存给药前的左冠状动脉前降支的静止图像。然后，进行药物的投放，操作者一边观察给药状态下的患者的状态变化没有异常，一边继续进行检查(超声波扫描)。数分钟后，如果操作者确认了患者的左冠状动脉前降支的血流速度逐渐上升，则操作者与之对应地调整装置的速度范围和基准线(BaseLine)位置。

[0009] 另外，为了得到给药状态下的左冠状动脉前降支的扩张期的最大血流速度信息，定期地保存静止图像。基本上，左冠状动脉前降支的给药后立刻测量的血流速度与给药前

相比没有变化,但随着时间经过,其流速值逐渐上升,如果记录了最大血流速度,则之后随着时间经过,其流速值逐渐下降。然后,数分钟后,恢复到与给药前相同的状态。

[0010] 但是,到记录到左冠状动脉前降支的给药后的最大血流速度为止的经过时间并不是一定的。这是因为根据患者的体格、体质、身体状况、病状而有离散,现状是操作者并不知道什么时候记录该患者的最大血流速度值。

[0011] 因此,由于显示在超声波诊断装置的监视器上的左冠状动脉前降支的现在的速度波形也许正在记录该患者的给药后的最大流速值,所以操作者必须频繁地重复进行静止图像保存动作。因此,操作者直到认为记录了最大流速值的时间为止(直到能够辨认出流速值下降了的时间为止),定期地持续进行该静止图像保存,结束检查。

[0012] 然后,从装置中读出在检查中取得的多张静止图像,开始进行冠脉储备能力评价的准备。

[0013] 然后,从超声波诊断装置中,读出图 1A 所示那样的给药前的图像(LAD 血流波形 a、ECG 波形 b) 并进行选择,利用测量功能求出血流速度值。接着,读出图 1B 所示那样的给药后的多张图像,从其中选择被认为是记录了最大流速值的图像,利用测量功能同样地求出最大流速值。

[0014] 接着,根据这些图 1A 和图 1B 所示那样的 2 个数据求出冠脉储备能力。将给药前(安静时)的速度设为 A,将给药后(最大流速时)的速度设为 B。通过 B/A 求出冠脉储备能力(CFR) 值。

[0015] 通常,给药前的血流速度值保持稳定,因此大多容易进行比较选择、测量。但是,给药后的血流波形的流速值随着时间变动,因此如图 2A ~ 2D 所示那样,大多对速度范围(range) 和基准线进行各种设置。因此,如图 3 所示那样,操作者为了从多张(N 张) 图像中正确地抽出记录了最大流速值的图像,就需要非常多的时间,成为诊断的处理能力差的状态。

[0016] 作为改善该状态的对策,例如在特开 2005-185731 号公报中,提出了求出图像显示中的流速范围和基准线的偏移量,通过各个调整单元变更参数的装置。

[0017] 另外,在求出给药前后的左冠状动脉前降支的最大血流速度时,还可以考虑使用自动跟踪功能、自动测量功能的方法。但是,即使操作者希望利用脉冲多普勒法正确地找到左冠状动脉前降支,但由于探头相对于左冠状动脉前降支的位置偏离或心脏的运动,如图 4 所示那样,几乎都有接收来自心脏壁等的非常强的杂波信号 c,无法测量左冠状动脉前降支的最大血流速度值,而测量出杂波信号的速度度的情况。

[0018] 另外,为了提高用于从给药后的多张静止图像中抽出显示出最大流速值的图像的处理能力,也可以考虑进行多重浏览显示,一次显示所取得的静止图像,从其中进行抽出的方法。但是,如图 5 所示那样,由于与 B 模式或彩色模式那样的断层图像一起显示用脉冲多普勒法取得的波形,所以显示流速波形的图像自身变小了。因此,几乎都有无法对哪个图像的流速值显示出最大等进行正确选择和抽出的情况。

[0019] 如上所述,在现有技术中,在通过经胸壁心回波对冠脉储备能力进行评价时,操作者必须一边观察给药状态下的患者的状态变化没有异常,一边进行扫描,同时一边调整装置的流速范围设置、基准线位置设置,一边持续观察血流速度值,直到记录峰值速度为止,持续定期地摄像血流波形。因此,精神上、肉体上的负担很大。

[0020] 另外,无法实时地评价冠脉储备能力,必须在检查(超声波扫描)结束后,读出在检查(超声波扫描)时摄像了的多张图像数据,计算出 CFR 值,评价冠脉储备能力,在冠脉储备能力诊断中要花费非常多的时间,处理能力差。

[0021] 作为冠脉储备能力评价所需要的流速值的测量方法,可以列举以下的方法:(i)利用自动跟踪法进行的方法,(ii)从进行多重浏览显示而排列的多张图像上,通过目视而选定最高流速值的图像,利用测量功能进行速度检测的方法等。但是,这些方法有以下的问题:由于受到杂波的影响而缺乏测量精度的可靠性,操作方法烦杂,因此在流速测定中要花费很多时间等。

发明内容

[0022] 因此,本发明的目的在于:提供一种安装了能够减轻在通过经胸壁心回波对冠脉储备能力进行评价时的操作者的负担,缩短冠脉储备能力诊断时间,提高处理能力的冠脉储备能力评价支持系统的超声波多普勒诊断装置和超声波多普勒诊断装置的控制方法。

[0023] 即,第一发明是在对被检体发送超声波,从上述被检体接收其反射信号,检测出多普勒信号,得到上述被检体的流速信息,并具备显示上述流速信息的显示部件的超声波多普勒诊断装置中,其特征在于具备:

[0024] 进行调整使得在不同时刻取得的流速信息的上述速度范围(range)相同的调整部件;

[0025] 进行控制使得将上述调整为相同速度范围的流速信息显示在上述显示部件上的控制部件。

[0026] 第二发明是超声波多普勒诊断装置,对被检体发送超声波,从上述被检体接收其反射信号,检测出多普勒信号,得到上述被检体的流速信息,并具备显示上述流速信息的显示部件,其特征在于具备:

[0027] 在多个心跳中抽出上述流速信息在一个心跳内的一个时刻的流速值的抽出部件;

[0028] 进行控制使得在上述显示部件中描绘出在上述多个心跳中抽出的多个流速值的时间性变动的控制部件。

[0029] 第三发明是超声波多普勒诊断装置的控制方法,其特征在于包括:

[0030] 对被检体发送超声波的步骤;

[0031] 从上述被检体接收其反射信号,检测多普勒信号,取得上述被检体的流速信息的步骤;

[0032] 显示上述流速信息的步骤;

[0033] 进行调整使得在不同时刻取得的流速信息的速度范围相同的步骤;

[0034] 进行控制使得显示调整为上述相同的速度范围的流速信息的步骤。

[0035] 进而,第四发明是超声波多普勒诊断装置的控制方法,其特征在于包括:

[0036] 对被检体发送超声波的步骤;

[0037] 从上述被检体接收其反射信号,检测出多普勒信号,取得上述被检体的流速信息的步骤;

[0038] 显示上述流速信息的步骤;

- [0039] 在多个心跳中抽出上述流速信息在一个心跳内的一个时刻的流速值的步骤；
- [0040] 进行控制使得描绘出在上述多个心跳中抽出的多个流速值的时间性变动的步骤。
- [0041] 根据本发明，能够提供一种安装了能够减轻在通过经胸壁心回波对冠脉储备能力进行评价时的操作者的负担，缩短冠脉储备能力诊断时间，提高处理能力的冠脉储备能力评价支持系统的超声波多普勒诊断装置和超声波多普勒诊断装置的控制方法。
- [0042] 将通过以下的具体说明和实施例说明本发明的其他特征和优点。但本发明并不只限于这些说明和实施例。

附图说明

- [0043] 图 1A 和图 1B 是说明现有的超声波诊断装置的图，图 1A 是表示给药前的血流波形的图像的图，图 1B 是表示给药后的最大流速值的图像的图。
- [0044] 图 2A ~ 图 2D 是表示多张取得的血流波形的图像的例子图。
- [0045] 图 3 是说明现有超声波诊断装置的检索方法的图，是表示多张取得的图像的例子图。
- [0046] 图 4 是说明现有的自动跟踪功能的血流波形的测量的图。
- [0047] 图 5 是说明使用了现有的超声波诊断装置的多重浏览显示的检索方法的例子图。
- [0048] 图 6 是表示本发明的实施例 1 的超声波多普勒诊断装置的全体结构的框图。
- [0049] 图 7 是表示构成图 6 的超声波诊断装置的发送接收部件和数据生成部件的结构框图。
- [0050] 图 8 是说明本发明的实施例 1 的超声波多普勒诊断装置的动作的流程图。
- [0051] 图 9A 和图 9B 是说明针对通过本发明的实施例 1 的超声波多普勒诊断装置得到的多张取得图像，将速度范围调整为一定进行显示的例子图。
- [0052] 图 10 是表示在显示部件 30 上对表示给药前的血流速度波形的图像和最高流速值的波形的图像进行多重浏览显示的例子图。
- [0053] 图 11A 和图 11B 是横轴为时间、纵轴为流速值的表示左冠状动脉前降支 (LAD) 的冠脉血流最大流速曲线的图，图 11A 是用脉冲多普勒法的基于通常的时间轴的实时显示来显示的图，图 11B 是在脉冲多普勒法中对于一个心跳用一个数据的时间轴进行显示的图。
- [0054] 图 12 是说明本发明的实施例 2 的超声波多普勒诊断装置的动作的流程图。
- [0055] 图 13 是表示在显示部件 30 上显示了包含 ECG 波形的实时轨迹曲线的画面 110、轨迹曲线全体的显示画面 112、检查对象的左冠状动脉前降支的显示画面 114 的例子图。
- [0056] 图 14 是表示了表示出达到最大流速值的“CFPDV PASS”等注意显示 118 的例子图。
- [0057] 图 15 是表示冠脉血流最大流速曲线的一个例子图。
- [0058] 图 16 是表示现在的每个心跳的最大流速值相对于图 15 中的给药前的恒定状态的流速值的比的图，是表示冠脉储备能力 (CFR) 的时间方向的轨迹曲线的图。
- [0059] 图 17 是表示与 B 模式、彩色模式、PWD 模式图像显示一起显示出冠脉血流最大流速曲线的一个例子图。
- [0060] 图 18 是表示从图 17 所示的画面显示状态经过了数分钟后的状态 (结束了超声波

扫描的状态) 的例子的图。

[0061] 图 19 是表示放大显示了扫描结束后的状态的例子的图。

[0062] 图 20 是表示在使用了 ECG 信号的情况下将 R 波作为触发而取得施加了 Δt 时间延迟的时间的流速值的例子的图。

具体实施方式

[0063] 以下, 参照附图, 说明本发明的实施例。

[0064] (实施例 1)

[0065] 首先, 说明本发明的实施例 1。

[0066] 图 6 是表示本实施例的超声波多普勒诊断装置的全体结构的框图, 图 7 是表示构成该超声波诊断装置的发送接收部件和数据生成部件的结构框图。

[0067] 在图 6 中, 超声波多普勒诊断装置 10 具备: 超声波探头 20、发送接收部件 40、数据生成部件 60、数据处理存储部件 90、显示部件 30。

[0068] 上述超声波探头 20 对未图示的被检体进行超声波的发送接收。上述发送接收部件 40 向上述超声波探头 20 发送接收电信号。另外, 数据生成部件 60 对从上述发送接收部件 40 得到的接收信号进行信号处理, 生成 B 模式数据、彩色多普勒数据、以及多普勒频谱。

[0069] 上述数据处理存储部件 90 保存在上述数据生成部件 60 中生成的上述数据。上述数据处理存储部件 90 还生成 2 维的 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据、以及频谱数据, 进而使用该频谱数据进行动画数据的生成和保存。另外, 上述显示部件 30 显示在上述数据处理存储部件 90 中生成的 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据和频谱数据。另外, 该显示部件 30 如后述那样, 能够对在检查中取得并通过数据处理部件 28 得到的多张静止图像进行多重浏览显示。

[0070] 另外, 超声波多普勒诊断装置 10 具备控制超声波断层法或超声波多普勒频谱法中的发送音响输出的音响输出控制部件 100、基准信号产生部件 12、输入部件 32、系统控制部件 36。进而, 在超声波多普勒诊断装置 10 中还另外设置了收集被检体的心电波形的 ECG 单元 34。

[0071] 上述基准信号产生部件 12 针对上述发送接收部件 40 或数据生成部件 60, 产生与超声波脉冲的中心频率或超声波连续波的频率 (f_0) 大致相等的频率的连续波、或矩形波。上述输入部件 32 由操作者输入被检体信息、设置条件、以及指令信号等。进而, 上述系统控制部件 36 统一地控制超声波多普勒诊断装置 10 的各单元。

[0072] 上述超声波探头 20 的前面与被检体的表面接触, 进行超声波的发送接收。另外, 该超声波探头 20 在其尖端部分具有排列为 1 维的多个 (N 个) 微小压电振子。该压电振子是电音响变换元件, 具有以下的功能: 在发送时将电脉冲、或连续波变换为发送超声波, 在接收时将超声波反射波 (接收超声波) 变换为电信号 (接收信号)。该超声波探头 20 构成小型、重量轻, 经由未图示的电缆与发送接收部件 40 连接。

[0073] 另外, 超声波探头 20 有对应于扇区扫描、对应于线性扫描、对应于凸面扫描等, 与诊断部位对应地任意进行选择。以下, 说明使用了以心脏疾病的诊断为目的的对应于扇区扫描的超声波探头 20 的情况, 但并不只限于该方法, 也可以是对应于线性扫描、或对应于凸面扫描。

[0074] 图 7 所示的发送接收部件 40 具备：生成用于从超声波探头 20 发射发送超声波的驱动信号的发送部件 14；接收来自上述超声波探头 20 的接收超声波的接收部件 16。

[0075] 上述发送部件 14 具备速率脉冲产生器 42、发送延迟电路 44、驱动电路 46。上述速率脉冲产生器 42 在 B 模式法、彩色多普勒法和脉冲多普勒法中，通过对从基准信号产生部件 12 提供的连续波进行分频，来生成用于决定发送超声波的循环周期 (Tr) 的速率脉冲。另一方面，在连续波多普勒法中，将从基准信号产生部件 12 提供的连续波原样地提供给下级的发送延迟电路 44。

[0076] 上述发送延迟电路 44 将为了在发送中得到细小的射束宽度而使发送超声波收敛为规定的深度的延迟时间、用于向规定的方向发射发送超声波的延迟时间，施加到从速率脉冲产生器 42 提供的速率脉冲或连续波上。上述驱动电路 46 基于上述速率脉冲或连续波，生成用于驱动内置于超声波探头 20 中的压电振子的驱动信号。该驱动电路 46 基于从音响输出控制部件 100 提供的控制信号，生成驱动信号。

[0077] 另一方面，接收部件 16 具备前置放大器 48、接收延迟电路 50、加法器 52。上述前置放大器 48 对通过压电振子变换为电信号（接收信号）的微小信号进行放大，确保充分的 S/N。另外，接收延迟电路 50 将为了得到细小的接收射束宽度而使来自规定深度的接收超声波收敛的延迟时间、用于针对来自规定方向的接收超声波设置强接收方向性的延迟时间，施加到前置放大器 48 的输出上。接着，将施加了规定的延迟时间的接收延迟电路 50 的输出发送到加法器 52，进行加法合成（整相相加）。

[0078] 另外，发送部件 14 中的发送延迟电路 44 和驱动电路 46、接收部件 16 中的前置放大器 48 和接收延迟电路 50 通常具有与超声波探头 20 的压电振子个数大致相同的独立信道数。其中，在连续波多普勒法中，将对上述 N 个压电振子进行了 2 分割所得到的第一压电振子群、与该压电振子群连接的发送部件 14 用作发送用，将剩余的压电振子群、与该压电振子群连接的接收部件 16 用作接收用。

[0079] 上述数据生成部件 60 具备 B 模式数据生成部件 22、多普勒信号检测部件 24、彩色多普勒数据生成部件 26、多普勒频谱生成部件 28。

[0080] 上述 B 模式数据生成部件 22 对从接收部件 16 的加法器 52 输出的接收信号进行信号处理，生成 B 模式数据。多普勒信号检测部件 24 对上述接收信号进行正交检波，进行多普勒信号的检测。彩色多普勒数据生成部件 26 对由多普勒信号检测部件 24 检测出的多普勒信号进行信号处理，生成彩色多普勒数据。另外，多普勒频谱生成部件 28 对上述多普勒信号进行频率分析，生成多普勒频谱。

[0081] 上述 B 模式数据生成部件 22 具备包络线检波器 58、对数变换器 62、A/D 变换器 64。上述包络线检波器 58 针对 B 模式数据生成部件 22 的输入信号，即从接收部件 16 的加法器 52 输出的接收信号，进行包络线检波。对数变换器 62 对检波信号的振幅进行对数变换，相对地增强弱信号。另外，A/D 变换器 64 将该对数变换器 62 的输出信号变换为数字信号，生成 B 模式数据。

[0082] 另一方面，多普勒信号检测部件 24 具备 $\pi/2$ 移相器 66、混合器 68-1 和 68-2、LPF（低通滤波器）70-1 和 70-2。该多普勒信号检测部件 24 通过后述的动作，针对从发送接收部件 40 的接收部件 16 提供的接收信号，进行正交相位检波，检测出多普勒信号。

[0083] 另外，彩色多普勒数据生成部件 26 具备由 2 信道构成的 A/D 变换器 72、多普勒信

号存储电路 74、MTI 滤波器 76、自相关性计算器 78。

[0084] 上述 A/D 变换器 72 将从多普勒信号检测部件 24 内的 LPF70-1 和 70-2 输出的多普勒信号,即正交相位检波了的模拟信号变换为数字信号,保存到多普勒信号存储部件 74。接着,作为高通数字滤波器的 MTI 滤波器 76 读出暂时保存在多普勒信号存储部件 74 中的上述多普勒信号,对该多普勒信号除去因脏器的呼吸性移动和心跳性移动等造成的多普勒成分(杂波成分)。另外,自相关性计算器 78 针对通过 MTI 滤波器 76 只抽出了血流信息的多普勒信号,计算自相关性值,进而根据该自相关性值,计算出血流的平均流速值和分散值等。

[0085] 另一方面,多普勒频谱生成部件 28 具备切换电路 80、SH(采样保持电路)82、HPF(高通滤波器)84、A/D 变换器 86、FFT 分析器 88。该多普勒频谱生成部件 26 对在多普勒信号检测部件 24 中得到的多普勒信号进行 FFT 分析。

[0086] 另外,上述 SH82、HPF84、A/D 变换器 86 的任意一个都是由 2 信道构成的,向各个信道提供从多普勒信号检测部件 24 输出的多普勒信号的复数成分,即实数成分(I 成分)和虚数成分(Q 成分)。

[0087] 数据处理存储部件 90 具备数据存储部件 26、数据处理部件 28。数据存储部件 26 顺序地保存在数据生成部件 60 中以扫描方向单位生成的 B 模式数据、彩色多普勒数据和多普勒频谱,生成 2 维的 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据和频谱数据。进而,使用上述频谱数据,保存数据处理部件 28 生成的动画数据。

[0088] 另一方面,数据处理部件 28 进行对 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据的图像处理和扫描变换(scan conversion)、与频谱数据的最大频率成分对应的跟踪数据的生成、以及通过音响输出控制部件 100 的控制而生成的数据等的处理。另外,该数据处理部件 28 还进行消去作为冠脉储备能力评价所不需要的显示的 B 模式或彩色模式那样的断层图像的显示的处理、只抽出通过脉冲多普勒法得到的波形的处理。为了迅速地从在检查中取得的多张静止图像中抽出表示出最大流速值的图像,而进行这些处理。进而,进行以下这样的处理,即针对在检查中保存在数据存储部件 26 中的全部图像,在共通地统一速度范围值、基准线位置的基础上,在显示部件 30 上进行多重浏览显示。

[0089] 接着,参考图 8 的流程图,说明本发明的实施例 1 的超声波多普勒诊断装置的动作。

[0090] 首先,在步骤 S1 中,操作者将超声波探头 20 对准被检体,在 B 模式下通过心尖近似而描绘出左心室长轴像,然后使探头逐渐沿着逆时针方向旋转,开始进行扫描使得右心室变小而描绘出前室间沟。接着,在步骤 S2 中,转移到彩色(color)模式。在该彩色模式中,使得在心尖部分附近的前壁心肌心外膜的外侧隐现,确认在扩张期用暖色调的颜色显示的左冠状动脉前降支(LAD)的存在。

[0091] 然后,在步骤 S3 中,转移到脉冲多普勒(PWD)模式,确认左冠状动脉前降支的波形。这样,接着在步骤 S4 中,将该血流作为采样对象,根据情况使用角度修正功能而进行流速调整。进而,在步骤 S5 中,操作者通过输入部件 32 的操作设置,进行给药前(安静时)的左冠状动脉前降支的静止图像保存(取得)。由此,将上述静止图像保存在数据存储部件 26 中。

[0092] 然后,在步骤 S6 中进行药物的投放,操作者一边观察给药状态下的患者的状态变

化没有异常,一边继续进行检查(超声波扫描)。数分钟后,在步骤 S7 中,在显示部件 30 上确认患者的左冠状动脉前降支的血流速度逐渐上升。这样,在步骤 S8 中,操作者通过从输入部件 32 的操作输入,与之对应地将装置的速度范围和基准线(BaseLine)位置调整为希望值。

[0093] 接着,在步骤 S9 中,为了得到给药状态下的左冠状动脉前降支的扩张期的最大血流速度信息,定期地将静止图像保存到数据存储部件 26 中。基本上,左冠状动脉前降支的给药之后立刻测量的血流速度与给药前没有变化,但随着时间经过,该流速值逐渐上升。然后,如果记录到最大血流速度,则之后随着时间的经过,该流速值逐渐下降。然后,数分钟后,恢复到与给药前相同的状态。

[0094] 直到记录了上述左冠状动脉前降支的给药后的最大血流速度为止的经过时间根据患者的体格、体质、身体状况、病状而有离散。因此,现状是操作者不知道何时记录该患者的最大血流速度值。因此,由于显示在超声波诊断装置的显示部件 30 上的左冠状动脉前降支的现在的速度波形也许正在记录该患者的给药后的最大流速值,所以操作者必须频繁地重复进行静止图像保存动作。如果该动作懈怠,则无法记录到患者的给药后的左冠状动脉前降支的最大流速值,因此有可能无法对冠脉储备能力进行正确的评价。

[0095] 因此,操作者在步骤 S10 中,直到认为记录了最大流速值(Peak velocity)的时间为止(直到能够识别出流速值下降了的时间为止),持续定期地进行该静止图像保存的操作。然后,在步骤 S11 中,结束检查。然后,在步骤 S12 中,从数据存储部件 26 中读出在检查中取得的多张静止图像,开始进行冠脉储备能力评价的准备。

[0096] 接着,在步骤 S13 中,针对在上述步骤 S5(给药前)和 S9(给药状态下)保存在数据存储部件 26 中的全部(N 张)图像,在通过数据处理部件 28 只对多普勒图像部分进行了整理的基础上,将速度范围和基准线位置调整为共通。例如,对各图像进行调整使得将如图 9A 所示那样速度范围与 30cm/s、40cm/s、50cm/s、60cm/s 不同的图像,如图 9B 所示那样与最高速度范围 60cm/s 一致,并在显示部件 30 上进行多重浏览显示。

[0097] 然后,在步骤 S14 和 S15 中,从作为上述步骤 S13 的结果的如图 10 所示那样在显示部件 30 上进行多重浏览显示的多张图像中,操作者通过目视,检索表示出给药前的血流速度波形的图像和表示出最高流速值的波形的图像。然后,在步骤 S16 中,针对在上述步骤 S14 和 S15 中选择出的 2 个图像,利用超声波多普勒诊断装置 10 内的公知的测量功能,测量扩张时的最大流速(Peak Diastole Velocity)。然后,在步骤 S17 中,根据这样得到的给药前的最大流速值和给药后的最大流速值,求出冠脉储备能力(CFR)。然后,本时序结束。

[0098] 这样,根据实施例 1,能够消去冠脉储备能力评价所不需要的 B 模式和彩色模式那样的断层图像的显示,而在很大的显示面积上一次显示通过脉冲多普勒法取得的多张图像,因此能够缩短观察流速大小的时间。

[0099] 另外,表示了在上述的图 9A 和 9B 的取得图像中,将速度范围调整为一定的例子,但在调整基准线位置的情况,或对速度范围和基准线位置的两者进行调整的情况下,当然也能够同样显示调整后的图像。

[0100] (实施例 2)

[0101] 接着,说明本发明的实施例 2。

[0102] 在上述实施例 1 中,在显示部件 30 上只显示左冠状动脉前降支血流的每一个心

跳的最大流速值的时间方向的轨迹曲线,但在本实施例 2 中,为了提高求出冠脉储备能力 (CFR) 时的检查整体的处理能力,将上述轨迹曲线与 B 模式、彩色模式、PWD 模式图像显示一起实时地显示在显示部件 30 上。

[0103] 另外,在以下所述的实施例 2 中,超声波多普勒诊断装置 10 的基本结构和动作与上述实施例 1 一样,因此为了避免说明的重复,而对相同的部分附加同一参考编号,省略其图示和说明,只说明不同的部分。

[0104] 图 11A 和图 11B 是横轴为时间、纵轴为流速值的表示左冠状动脉前降支 (LAD) 的冠脉血流最大流速曲线的图,图 11A 是用脉冲多普勒法的基于通常的时间轴的实时显示来显示的图,图 11B 是在脉冲多普勒法中对于一个心跳用一个数据的时间轴进行显示的图。

[0105] 图 11B 所示的该轨迹曲线的时间轴在一个心跳中只能得到一个数据,因此与图 11A 所示的用通常的脉冲多普勒法显示的时间轴的刻度有很大不同。即,图 11B 所示的曲线上的黑圆圈标记与图 11A 所示的曲线上的 $\times$ 标记对应。

[0106] 另外,在此,将图 11B 所示那样的轨迹曲线称为 Coronary FlowPeak Diastole Velocity 曲线 (冠脉血流最大流速曲线)。

[0107] 根据该冠脉血流最大流速曲线,可以知道给药后的左冠状动脉前降支 (LAD) 的每一个心跳的最大流速值怎样变化的倾向。因此,通过简单地观察该曲线的倾向,就能够瞬间判断给药后的该患者的左冠状动脉前降支 (LAD) 的流速值是已经达到了最大流速值、还是没有达到。

[0108] 作为该轨迹曲线的特征,可知如果是给药前,则表示大致恒定状态的流速值,在给药后,如果经过数分钟,则描绘出向右上升的显示曲线,在得到最大流速值的点附近,得到大致平衡状态的轨迹,然后,成为向右下降的显示曲线。如果该轨迹曲线是向右上升的状态,则可知还未达到最大流速值,因此还必须继续进行扫描。相反,如果是向右下降的下降状态,则可以判断出已经通过了最大流速值。因此,可知是即使中断扫描也能够评价冠脉储备能力 (CFR) 的状态。例如,在图 11B 所示的曲线的现在时刻 T_n ,由于还是向右上升,所以可知没有达到最大流速值。

[0109] 接着,参考图 12 的流程图,说明本发明的实施例 2 的超声波多普勒诊断装置的动作。

[0110] 另外,图 12 的流程图中的步骤 S21 ~ S29 与上述实施例 1 的图 8 的流程图中的步骤 S1 ~ S9 相同,因此参考对应的步骤编号,在此省略其说明。

[0111] 现在,假设如图 13 所示那样,将包含 ECG 波形的实时的轨迹曲线的画面 110、冠脉血流最大流速曲线的显示画面 112、检查对象的左冠状动脉前降支的显示画面 114 显示在显示部件 30 上。在显示画面 112 中,在最大流速值从向右上升的状态变化为向右下降的状态的情况下,判断为已经达到最大流速值。

[0112] 因此,为了将该信息通知操作者,可以在显示画面 112 中,显示图 14 所示那样的表示达到了最大流速值的“CFPDV PASS”等注意显示 (信息) 118。即,在步骤 S30 中,判断是否进行了 CFPDV 的通过显示。在此,在还没有进行通过显示的情况下,转移到上述步骤 S27,重复进行上述观察。另一方面,在通过通过显示 118 进行了通过显示的情况下,转移到步骤 S31。然后,在该步骤 S31 中,在计算上述的冠脉储备能力 (CFR) 的同时,显示该计算结果。然后,在步骤 S32 中结束扫描。

[0113] 通过与 B 模式、彩色模式、PWD 模式的显示一起进行这样的轨迹显示和通知显示,操作者的眼睛不离开通常的用于观察脉冲多普勒波形的显示部件 30 的画面,就能够简便地进行冠脉储备能力评价。进而,在扫描结束后,能够防止到此为止的根据多张静止图像求出最大流速值的大量时间的损失。

[0114] 为了描绘该轨迹曲线,作为在一个心跳中得到一个数据的方法,可以将 ECG 信号的 P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波的任意一个作为触发,取得只延迟了 Δt 时间后的数据。该延迟时间的决定方法可以在给药前的恒定状态下进行设置,并将相同的延迟时间的设置也适用于给药后。在上述的图 11A 和图 11B 中,使用 ECG 信号进行了说明,但也可以使用其他的身体信号作为触发信号。

[0115] 图 15 是表示冠脉血流最大流速曲线的一个例子的图。另外,图 16 是表示现在的每个心跳的最大流速值相对于图 15 中的给药前的恒定状态的流速值的比的图,是冠脉储备能力 (CFR) 的时间方向的轨迹曲线。该冠脉储备能力的轨迹曲线也可以与 B 模式、彩色模式、PWD 模式图像一起实时地进行显示。

[0116] 图 17 是与 B 模式、彩色模式、PWD 模式图像显示一起显示出冠脉血流最大流速曲线的一个例子的图。在图 17 中,由于显示画面 112 的轨迹曲线还是向右上升的状态,所以可以判断为是没有达到最大流速值的状态。

[0117] 图 18 是表示从图 17 所示的画面显示状态经过了数分钟后的状态(结束了超声波扫描的状态)的例子的图。在该图 18 中,表示了因药剂投放造成的流速变化已经变得没有的状态。

[0118] 图 19 是表示放大显示了扫描结束后的状态的例子的图。它表示了通过用输入部件 32 将指针移动到冠脉血流最大流速曲线 112a 上,来根据在装置上动画地保存在数据存储部件 26 中的图像,将指针所示的时间的图像 110a 读出到显示部件 30 的画面上的情况。根据系统控制部件 36 的控制,进行这些处理。由于冠脉血流最大流速曲线的轨迹显示是用于测量冠脉储备能力的指导功能,所以基于上述那样的指针指示的图像再读入显示功能在检查(超声波扫描)结束后,在精确检查时特别有效。

[0119] 图 20 是在使用了 ECG 信号的情况下将 R 波作为触发而取得施加了 Δt 时间延迟的时间的流速值的例子的图。实际上,由于患者的心跳变动等,必然有进行了 Δt 时间延迟后的位置不处于最大流速值的情况,因此,也可以是以下的方法,即使用从 R 波取得从 Δt_1 时间到 Δt_2 时间之间的最大流速值的方法,描绘出冠脉血流最大流速曲线的方法。

[0120] 这样,为了提高求出冠脉储备能力时的检查整体的处理能力,通过与 B 模式、彩色模式、PWD 模式图像显示一起实时地显示左冠状动脉前降支血流的每一个心跳的最大流速值的时间方向的轨迹曲线,从而可以实时地知道给药后的左冠状动脉前降支的每一个心跳的最大流速值怎样变动的倾向。因此,操作者通过简单地观察该曲线的倾向,就能够瞬间判断给药后的该患者的左冠状动脉前降支 (LAD) 的流速值是已经达到了最大流速值、还是没有达到。

[0121] 以上,说明了本发明的实施例,本发明在上述实施例以外,在不脱离本发明的宗旨的范围内,可以有各种变形实施。

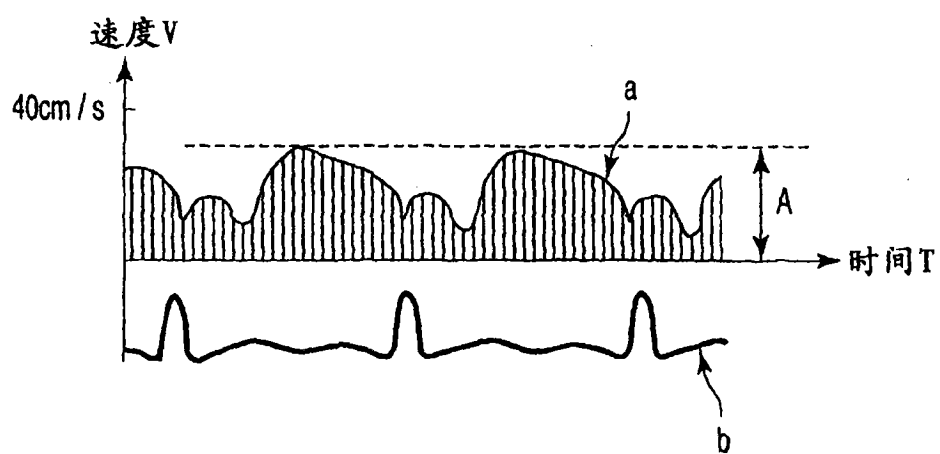


图 1A (现有技术)

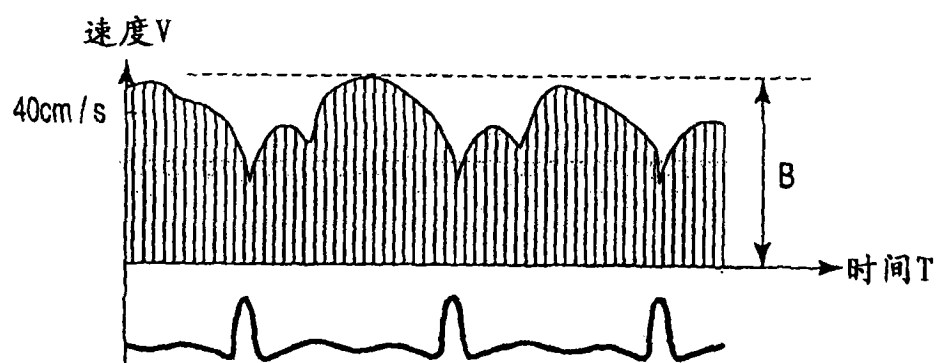


图 1B (现有技术)

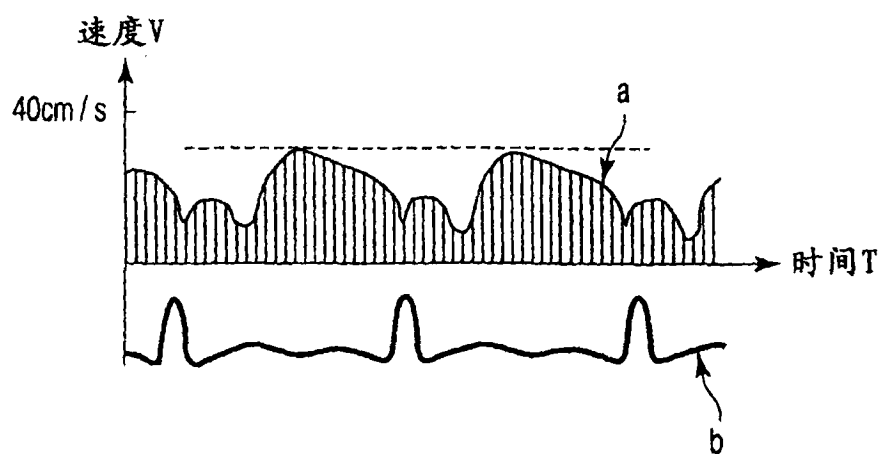


图 2A (现有技术)

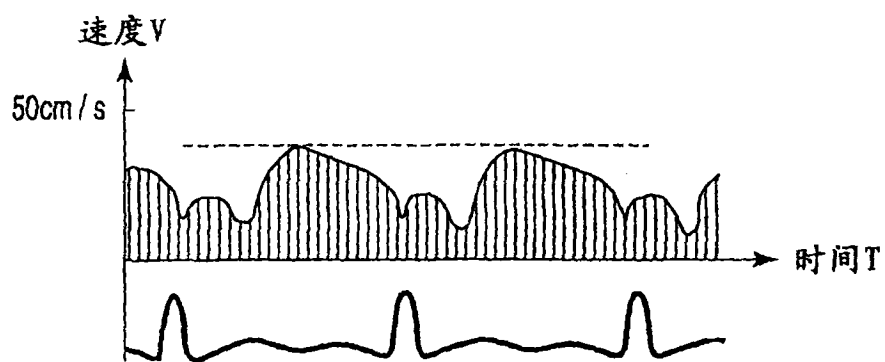


图 2B (现有技术)

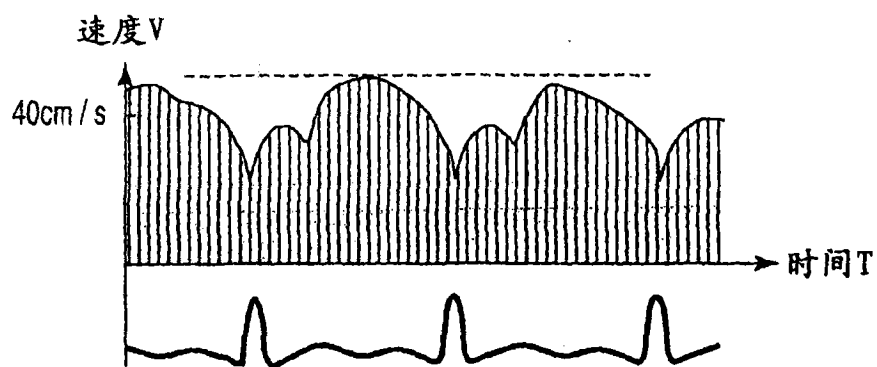


图 2C (现有技术)

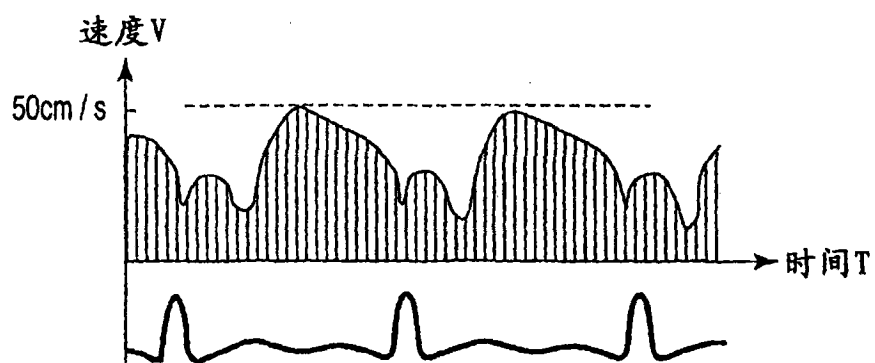


图 2D (现有技术)

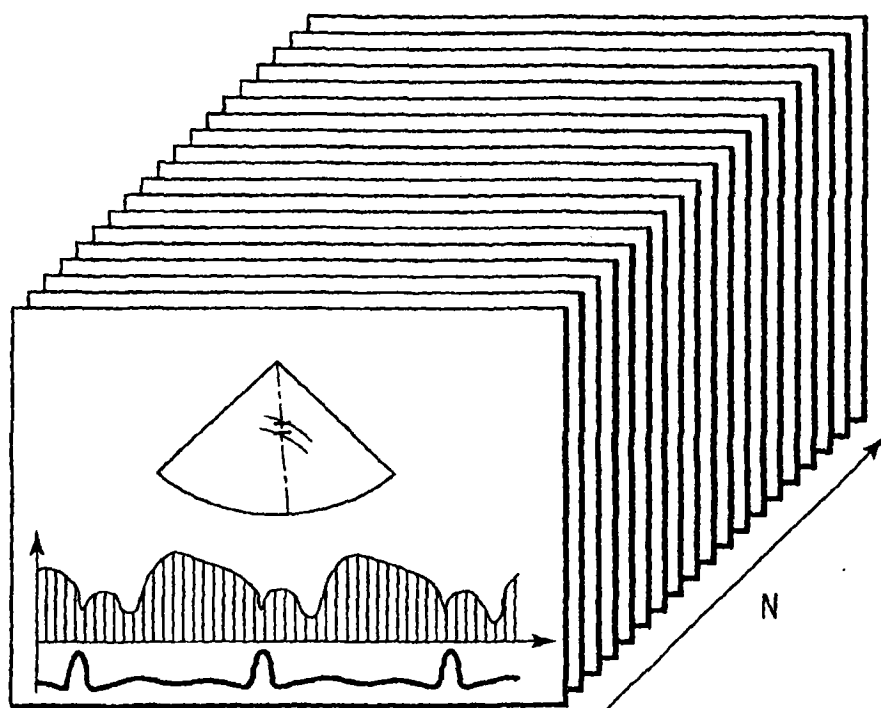


图3 (现有技术)

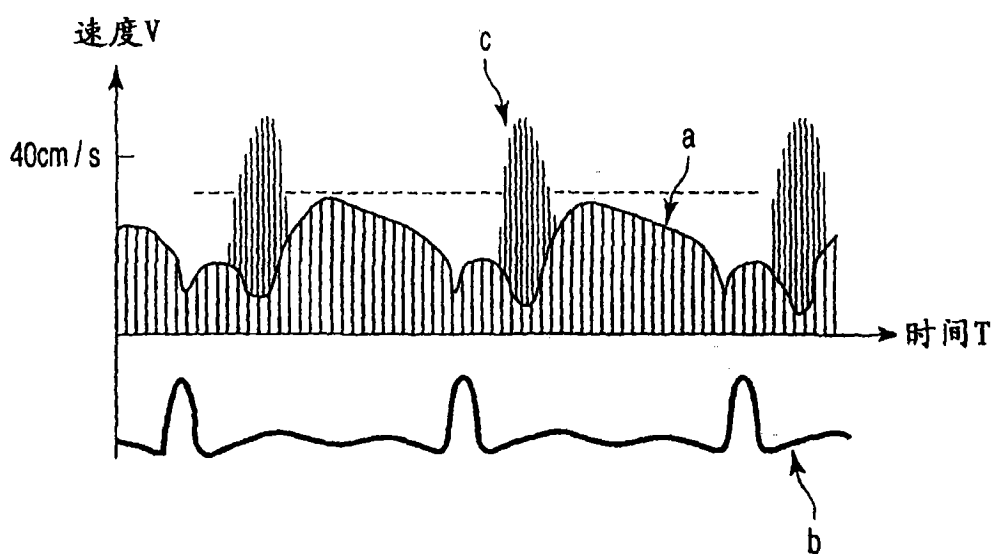


图4 (现有技术)

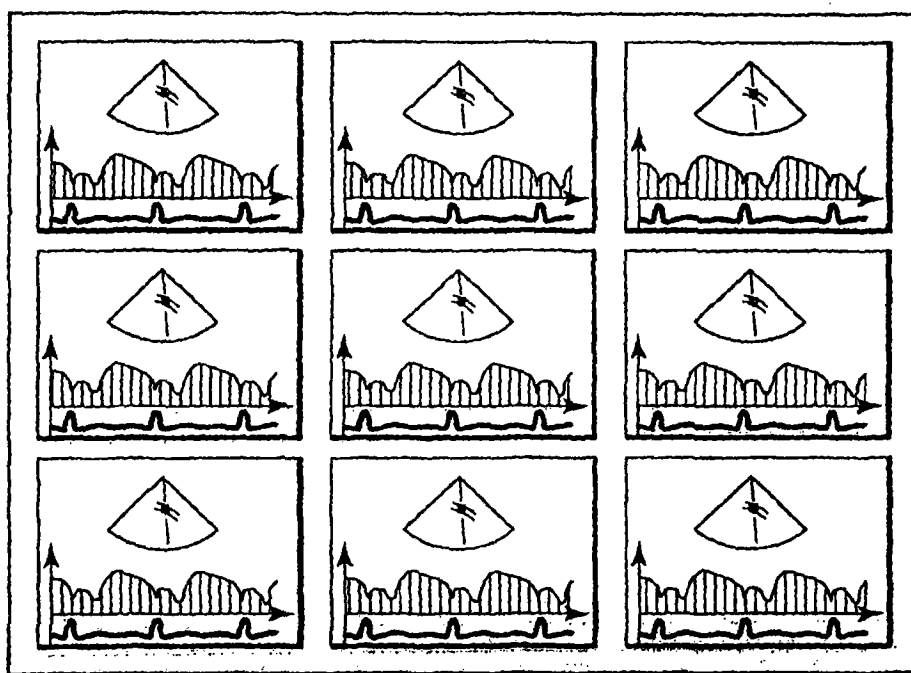


图5 (现有技术)

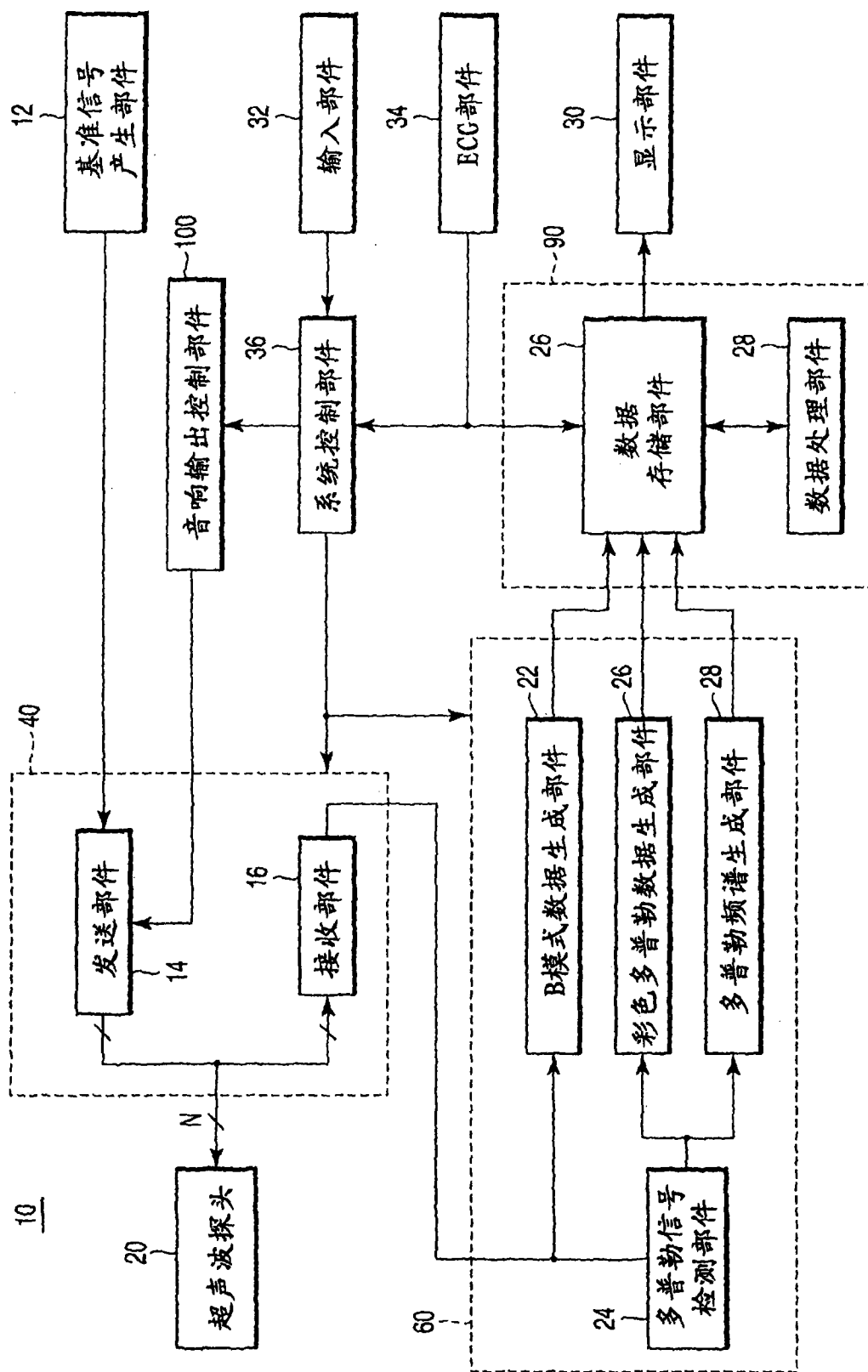


图 6

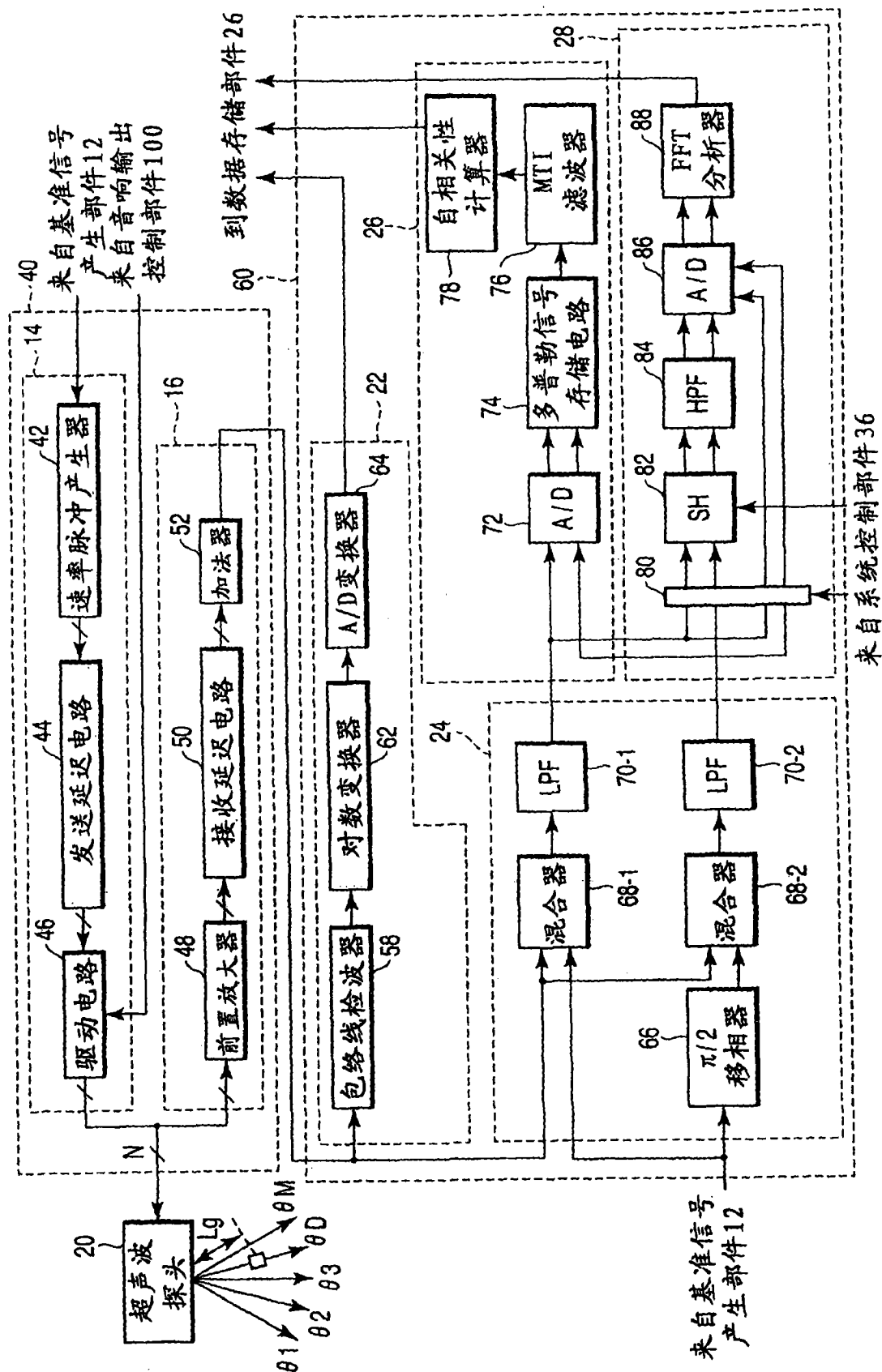


图 7

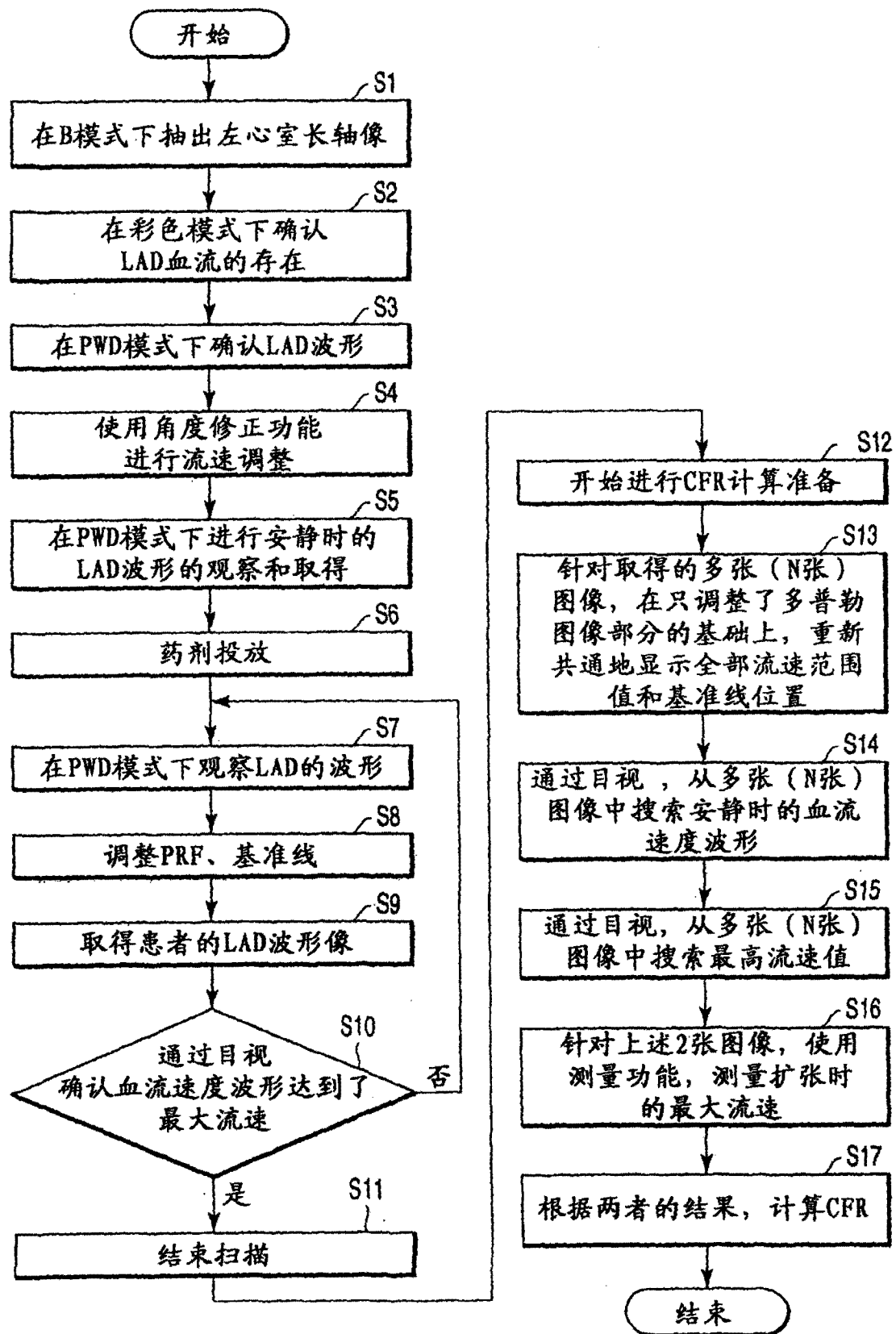


图 8

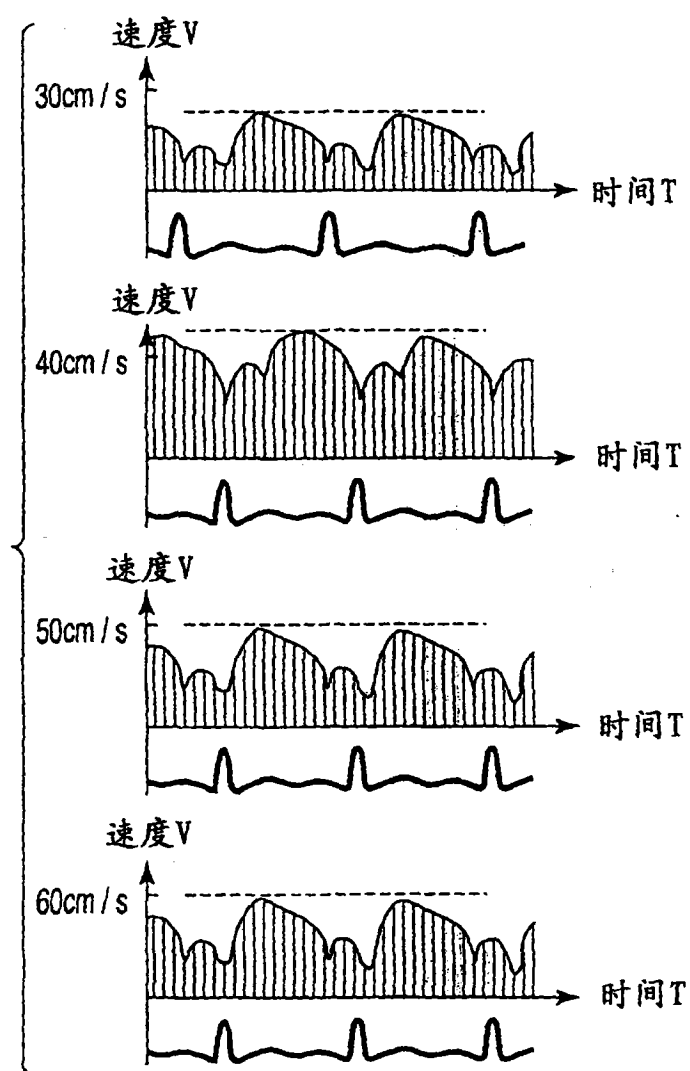


图 9A

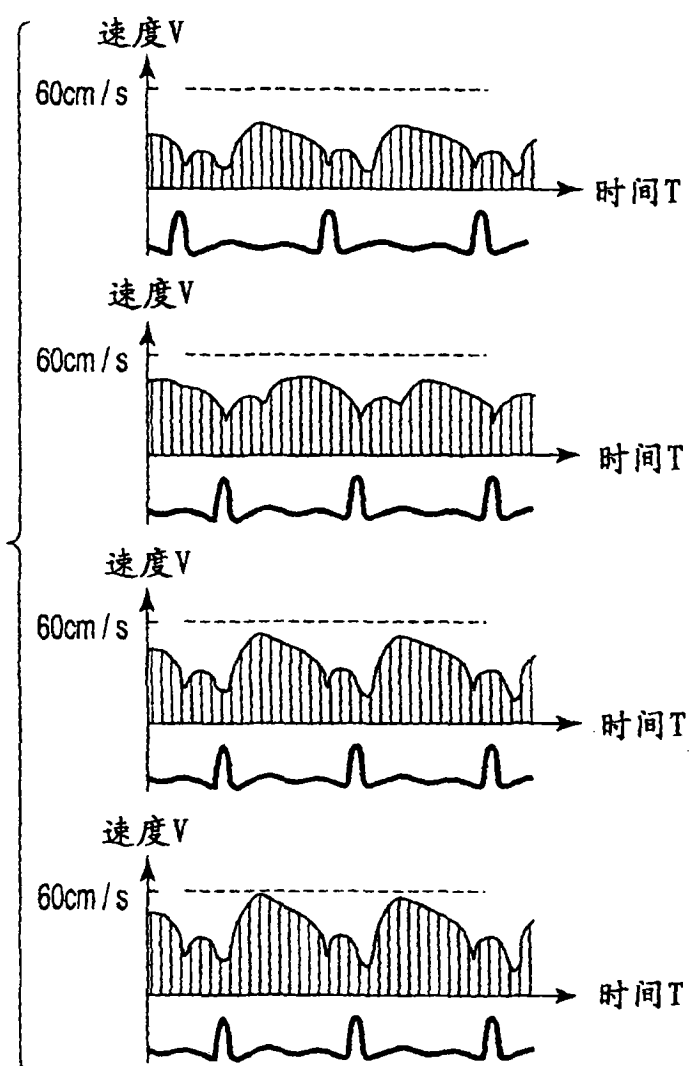


图 9B

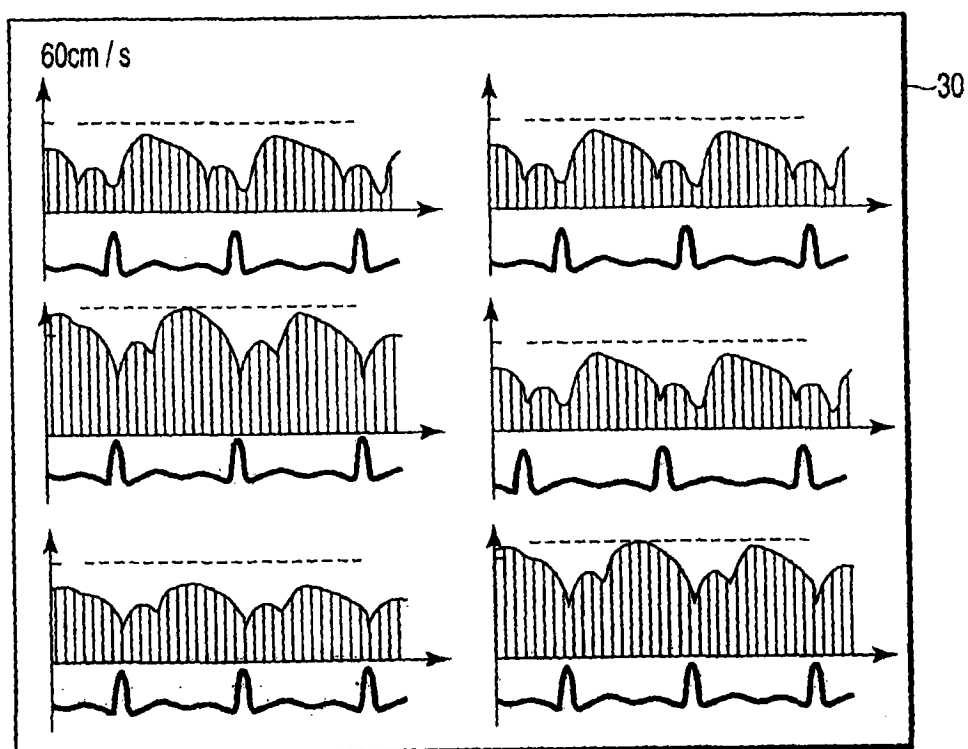
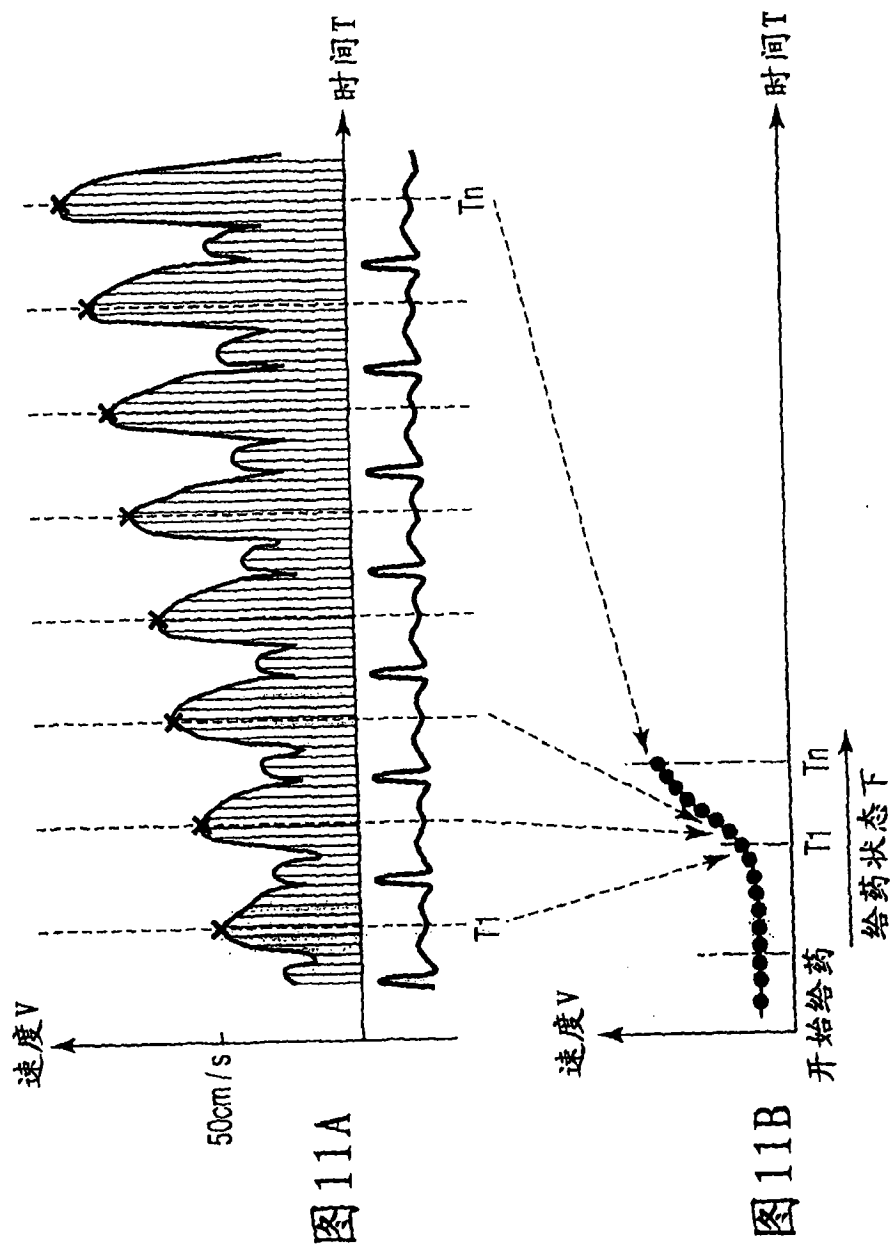


图 10



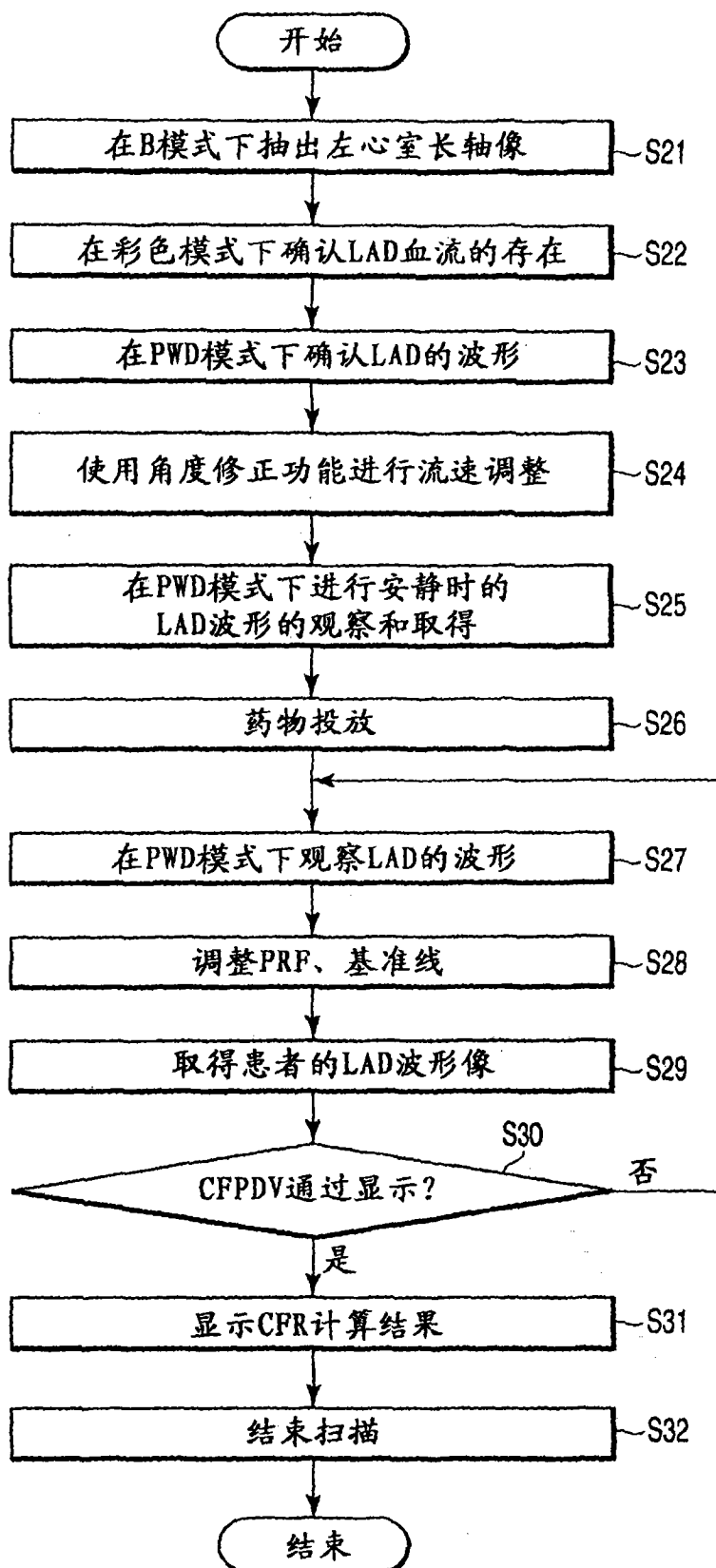


图 12

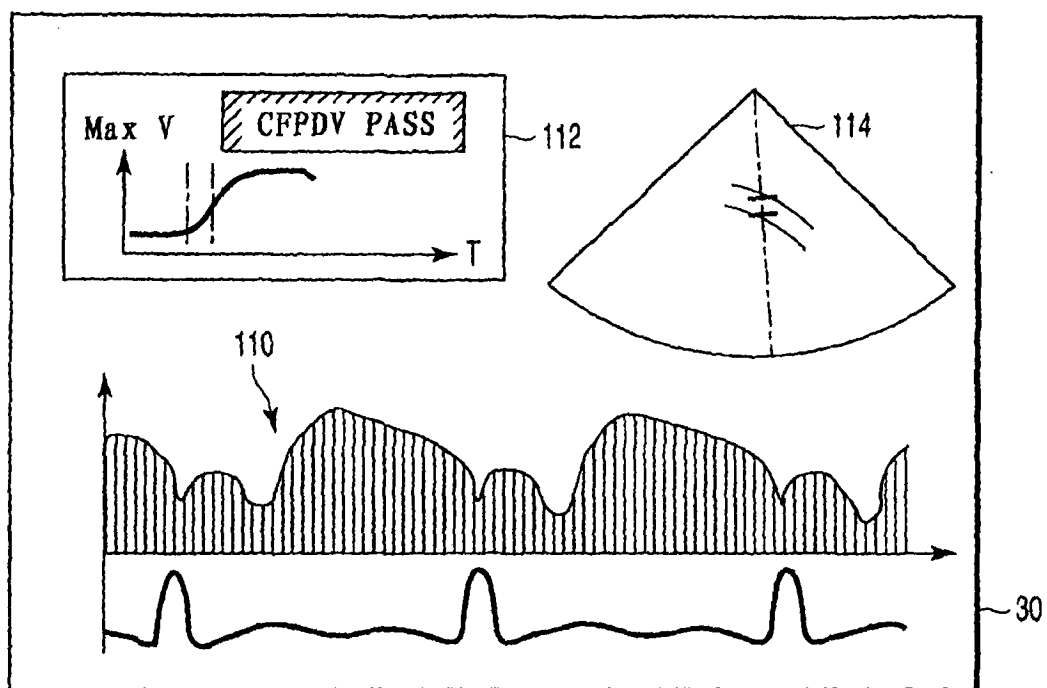


图 13

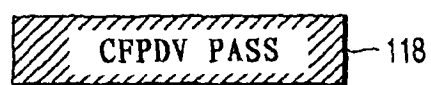


图 14

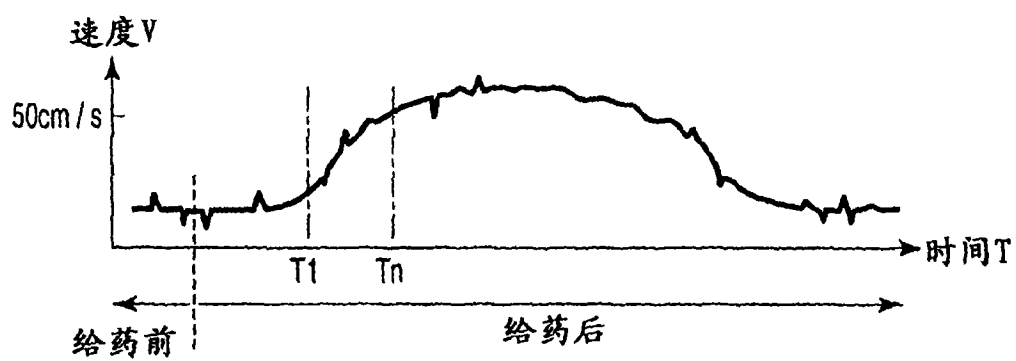


图 15

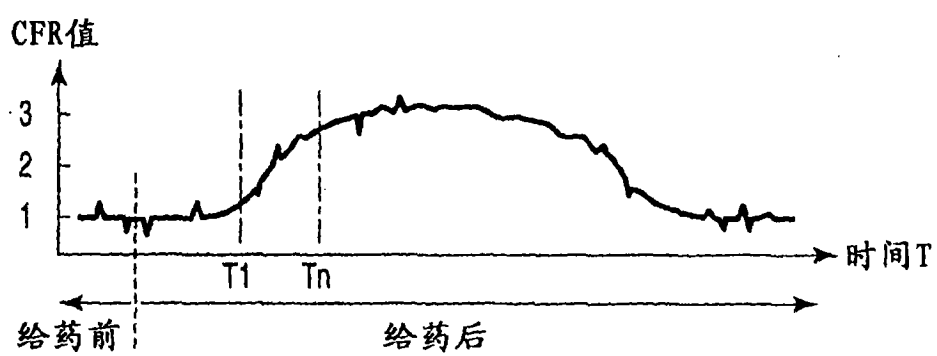


图 16

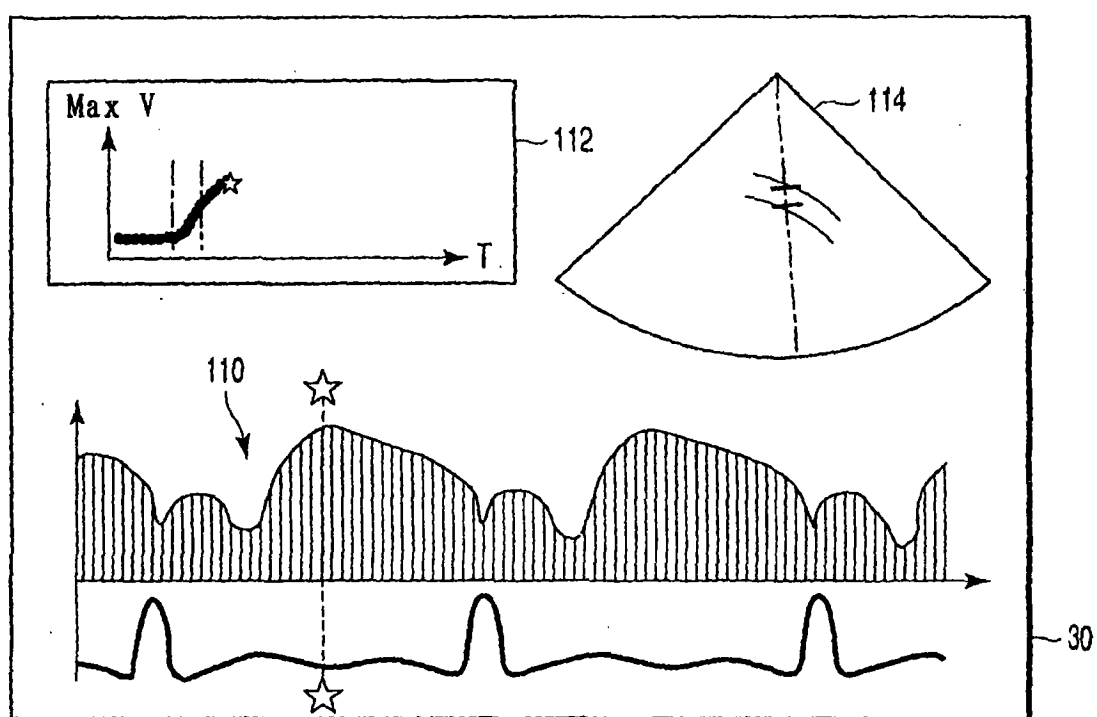


图 17

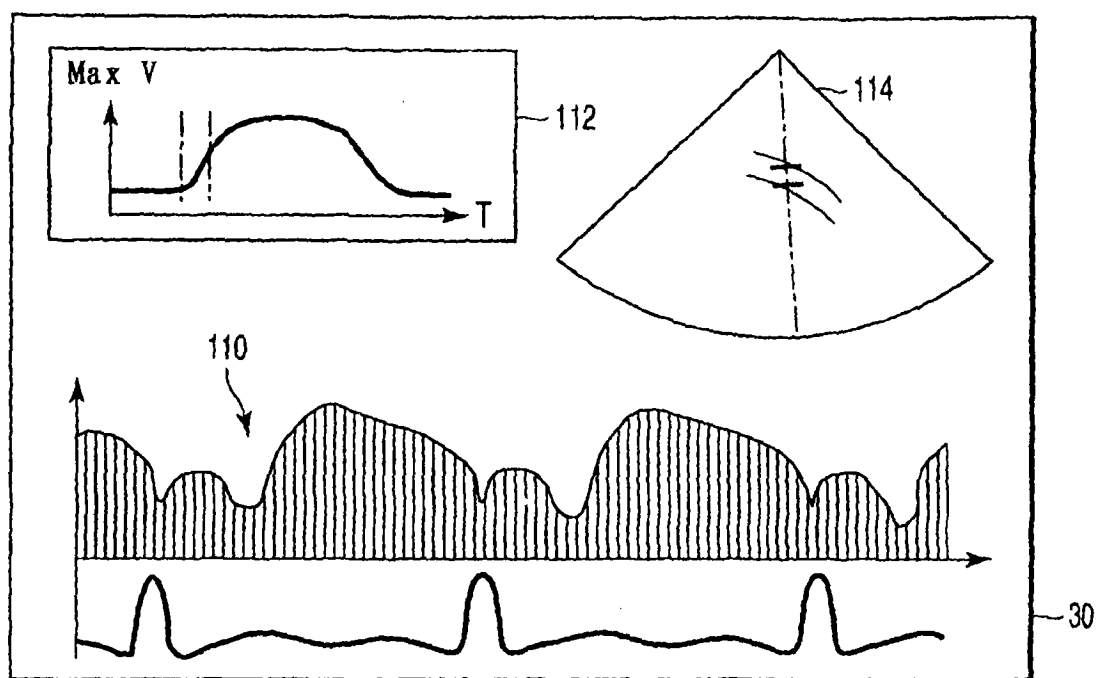


图 18

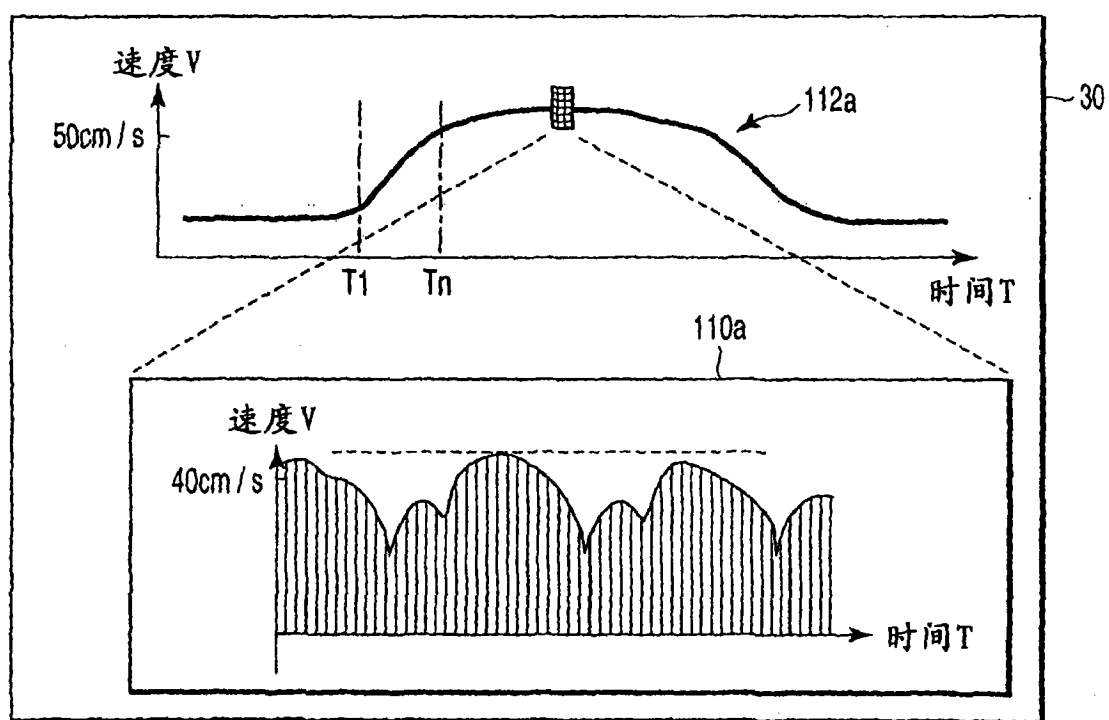


图 19

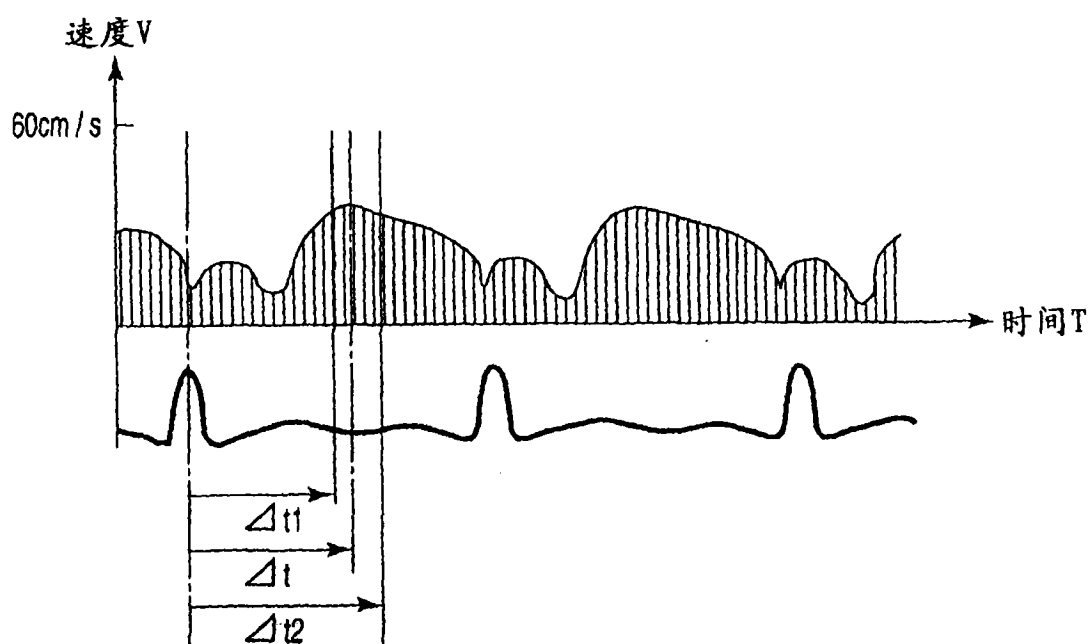


图 20

专利名称(译)	超声波多普勒诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN101732074B	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN200910225234.5	申请日	2007-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	泷本雅夫 瀧口宗基 掛江明弘 今村智久 坂口文康 鷺見笃司		
发明人	泷本雅夫 瀧口宗基 掛江明弘 今村智久 坂口文康 鷺見笃司		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
审查员(译)	赵实		
优先权	2006155065 2006-06-02 JP		
其他公开文献	CN101732074A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波多普勒诊断装置及其控制方法，超声波多普勒诊断装置(10)向被检体发送超声波，从该被检体接收其反射信号而检测出多普勒信号，得到表示上述被检体的冠脉血流最大流速的血流信息，将上述被检体的给药前后各自的血流信息显示在显示部件(30)上。然后，对被检体的给药前后各自的血流信息的至少速度范围进行调整，在对上述被检体的超声波扫描中，针对所取得的多张速度范围不同的图像数据，将其全部调整为相同的速度范围。在系统控制部件(36)中，将调整为相同速度范围的多张图像数据显示在显示部件(30)上。

