



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104814765 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 05

(21) 申请号 201510040757. 8

(22) 申请日 2015. 01. 27

(30) 优先权数据

2014-015167 2014. 01. 30 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 玉田奈津美

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

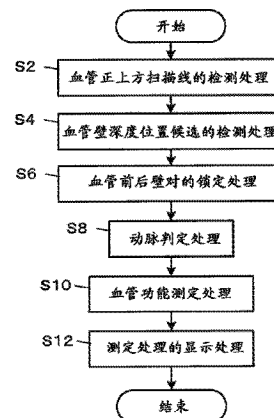
权利要求书1页 说明书11页 附图14页

(54) 发明名称

超声波测定装置以及超声波测定方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波测定装置以及超声波测定方法。使用对血管发送的超声波被血管反射的反射波的接收信号来检测血管正上方扫描线,并基于该扫描线的接收信号来检测认为是血管的前壁以及后壁的深度位置的候选。接下来,从该候选中锁定前壁以及后壁的血管前后壁对,并将锁定的血管前后壁对视为一个血管,对每个血管进行动脉/静脉的识别,将判定为动脉的血管作为对象进行血管功能信息的测定。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,具备:
收发控制部,其控制对血管发送超声波以及接收被所述血管反射的反射波;
前后壁检测部,其使用所述反射波的接收信号来检测所述血管的前壁以及后壁;以及
种类判别部,其使用所述前壁以及后壁的间隔的时间变化来判别所述血管的种类。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部使用所述间隔的扩大方向的时间变化和缩小方向的时间变化来判别所述血管的种类。
3. 根据权利要求 2 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部使用所述扩大方向的时间变化的极值与所述缩小方向的时间变化的极值之比来判别所述血管的种类。
4. 根据权利要求 3 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部至少使用能够取所述血管为动脉的情况下的所述比的条件来判别所述血管为动脉。
5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述前后壁检测部使用所述接收信号来检测所述血管的前壁候选以及后壁候选,
并从所述前壁候选以及所述后壁候选的对中选择满足规定条件的对,作为所述血管的前壁以及后壁。
6. 根据权利要求 5 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述前后壁检测部使所述规定条件至少包括所述接收信号中的所述前壁候选以及所述后壁候选间的信号满足规定的血管内相当条件来选择所述血管的前壁以及后壁。
7. 根据权利要求 1 ~ 6 中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
还具备血管功能测定单元,在由所述种类判别部判别为所述血管是动脉的情况下,该血管功能测定单元将该血管的所述前壁以及后壁作为跟踪对象来继续位置测定,进行预定的血管功能测定。
8. 一种超声波测定方法,其特征在于,包括:
控制对血管发送超声波以及接收被所述血管反射的反射波;
使用所述反射波的接收信号来检测所述血管的前壁以及后壁;以及
使用所述前壁以及后壁的间隔的时间变化来判别所述血管的种类。

超声波测定装置以及超声波测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及利用超声波进行测定的超声波测定装置等。

背景技术

[0002] 作为利用超声波测定装置对生物体信息进行测定的一个例子,进行血管功能的评价、血管疾病的判断。

[0003] 例如,对成为动脉硬化的指标的颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness:内膜中层厚度)进行测定也是其一。在 IMT 等测定中必须找到颈动脉,并适当决定测定点。通常,操作人员将超声波探头置于颈部,一边观察显示于监视器的 B 模式图像一边找出作为测定对象的颈动脉,并手动将找出的颈动脉设定为测定点。

[0004] 以往,为了迅速地执行这样一系列的测定操作且适当地找到颈动脉,需要熟练,但近年来,提出了辅助测定操作的功能。例如,专利文献 1 中公开了一种如下的方法:使用通过对接收到的反射波的振幅信息进行处理而得到的来自生物体组织的反射波信号强度、以及通过对接收到的反射波的相位信息进行处理而得到的生物体组织的移动速度,来自动地检测血管壁的方法。具体而言,基于“血管内的血流区域中的反射波信号的强度与血管壁中的反射波信号的强度相比非常小”的第 1 见解、和“根据反射波信号的相位信息所计算出的移动速度在血流区域中较快,在血管壁中较慢”的第 2 见解,来检测血管壁与血流区域的边界。

[0005] 专利文献 1:日本特开 2008-173177 号公报

[0006] 然而,在专利文献 1 所公开的检测方法中,即使能够检测出血管也无法判断该血管是动脉还是静脉。

[0007] 一般,由于应该动脉伴随跳动,静脉不伴随跳动,往往容易认为以脉动的有无能够识别动脉和静脉。然而,在内颈静脉等离心脏比较近的血管部位,存在因右心房的压力传递,即使是静脉也伴随跳动的情况。因此,只以脉动的有无较难正确的识别。

发明内容

[0008] 本发明鉴于这种情况,以实现用于识别动脉和静脉的技术为目的而提出。

[0009] 用于解决以上课题的第 1 发明是超声波测定装置,该超声波测定装置具备收发控制部,其控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;前后壁检测部,其使用上述反射波的接收信号来检测上述血管的前壁以及后壁;以及种类判别部,其使用上述前壁以及后壁的间隔的时间变化来判别上述血管的种类。

[0010] 根据第 1 发明,能够识别动脉和静脉。

[0011] 第 2 发明是上述种类判别部使用上述间隔的扩大方向的时间变化和缩小方向的时间变化来判别上述血管的种类的第 1 发明的超声波测定装置。

[0012] 另外,第 3 发明是上述种类判别部使用上述扩大方向的时间变化的极值与上述缩小方向的时间变化的极值之比来判别上述血管的种类的第 2 发明的超声波测定装置。

[0013] 另外,第4发明是上述种类判别部至少使用能够取上述血管为动脉的情况下的上述比的条件来判别上述血管为动脉的第3发明的超声波测定装置。

[0014] 根据第2、第3、第4发明,由于基于血管直径全体的时间变化来进行判别,所以例如根据血管的周围的组织的状态,即使在前壁和后壁中的一方的位置几乎不活动的特异的条件下也能够实现正确的判别。

[0015] 第5发明是上述前后壁检测部使用上述接收信号来检测上述血管的前壁候选以及后壁候选,从上述前壁候选以及上述后壁候选的对中选择满足规定条件的对,作为上述血管的前壁以及后壁的第1~第4中的任意一个的发明的超声波测定装置。

[0016] 根据第5发明,即使从多个血管接近的场所也能够分别独立地识别血管,并判别血管的种类。

[0017] 第6发明是上述前后壁检测部使上述规定条件至少包括上述接收信号中的上述前壁候选以及上述后壁候选间的信号满足规定的血管内相当条件来选择上述血管的前壁以及后壁的第5发明的超声波测定装置。

[0018] 根据第6发明,能够将与血管壁类似的具有超声波的反射特性的生物体内组织除去,适当地选择血管的前壁以及后壁。

[0019] 第7发明是还具备血管功能测定单元,在由上述种类判别部判别为上述血管是动脉的情况下,该血管功能测定单元将该血管的上述前壁以及后壁作为跟踪对象来继续位置测定,进行预定的血管功能测定的第1~第6中的任意一个的发明的超声波测定装置。

[0020] 根据第7发明,能够实现自动地发现动脉,并将该动脉作为对象来进行血管功能测定的一系列的处理。

[0021] 第8发明是超声波测定方法,该超声波测定方法包括控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;使用上述反射波的接收信号来检测上述血管的前壁以及后壁;以及使用上述前壁以及后壁的间隔的时间变化来判别上述血管的种类。

[0022] 根据第8发明,能够获得与第1发明同样的效果。

附图说明

[0023] 图1是表示生物体信息测定装置的系统构成例的图。

[0024] 图2是表示超声波测定装置进行的主要处理的流程的流程图。

[0025] 图3是示意地表示将超声波探头置于被检体的体表面来进行超声波测定的状态的图,是以血管的短轴向的剖面表示的图。

[0026] 图4是表示处于血管正上方的超声波振子的位置上的反射波的接收信号的例子图。

[0027] 图5是用于对连续2帧间的信号强度的变化的统计处理进行说明的图。

[0028] 图6是用于说明血管壁深度位置候选的检测的原理的图。

[0029] 图7是表示大约心动周期一拍的血管直径的变化例的图,(1)是动脉血管直径的图,(2)是静脉血管直径的图。

[0030] 图8是表示大约心动周期三拍的(1)动脉壁的位移速度波形、(2)动脉直径的直径变化速度波形、以及(3)直径变化速度波形中的极值(最大值和最小值)的绝对值之比即峰值比(最大值/最小值)的图。

[0031] 图 9 是表示大约心动周期三拍的 (1) 静脉壁的位移速度波形、(2) 静脉直径的直径变化速度波形、以及 (3) 直径变化速度波形中的极值 (最大值和最小值) 的绝对值之比即峰值比 (最大值 / 最小值) 的图。

[0032] 图 10 是表示超声波测定装置的功能构成例的框图。

[0033] 图 11 是表示存储部存储的程序、数据的例子的图。

[0034] 图 12 是表示血管前后壁对数据的数据构成例的图。

[0035] 图 13 是用于说明血管正上方扫描线的检测处理的流程的流程图。

[0036] 图 14 是用于说明血管壁深度位置候选的检测处理的流程的流程图。

[0037] 图 15 是用于说明血管前后壁对的锁定处理的流程的流程图。

[0038] 图 16 是用于说明动脉判定处理的流程的流程图。

具体实施方式

[0039] 图 1 是表示本实施方式中的超声波测定装置 10 的系统构成例的图。超声波测定装置 10 是通过测定超声波的反射波来测定被检体 2 的生物体信息的装置。在本实施方式中,自动识别血管 4 中的动脉 5 和静脉 6,测定动脉 5 的 IMT(Intima Media Thickness:血管的内膜中层厚度)这一血管功能信息,作为生物体信息之一。

[0040] 超声波测定装置 10 具备兼具用于对测定结果、操作信息进行图像显示的单元以及用于进行操作输入的单元的触摸面板 12、用于进行操作输入的键盘 14、超声波探头 16(探头)、和处理装置 30。在处理装置 30 中搭载控制基板 31,并以能够收发送号的方式与触摸面板 12、键盘 14、超声波探头 16 等装置各部连接。

[0041] 在控制基板 31 上,除了 CPU(Central Processing Unit)32、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、各种集成电路之外,还搭载 IC 存储器、硬盘等存储介质 33、以及实现与外部装置的数据通信的通信 IC34。处理装置 30 通过由 CPU32 等执行存储在存储介质 33 中的测定程序,以超声波测定为代表,实现动脉和静脉的识别、将识别出的动脉 5 作为对象的血管功能信息的测定、测定结果的图像显示控制这样的本实施方式所涉及的各种功能。

[0042] 具体而言,通过处理装置 30 的控制,超声波测定装置 10 从超声波探头 16 向被检体 2 发送、照射超声波束,并接收其反射波。而且,通过对反射波的接收信号进行放大、信号处理,能够生成被检体 2 的生物体内构造的位置信息、随时间变化等的反射波数据。反射波数据中包括所谓的 A 模式、B 模式、M 模式,彩色多普勒的各模式的图像。以规定周期反复执行使用了超声波的测定。将测定单位称呼为“帧”。

[0043] 另外,超声波测定装置 10 能够进行通过在成为基准的反射波数据设定关心区域(跟踪点),从而在不同的帧间追踪各关心区域,并计算位移的所谓“跟踪”。

[0044] 首先,对至血管功能信息的测定为止的过程的概要进行说明。

[0045] 图 2 是表示超声波测定装置 10 进行的主要处理的流程的流程图。超声波探头 16 由操作人员朝向颈动脉放置。超声波测定装置 10 不管动脉 / 静脉的区别,都检测处于血管的正上方的超声波振子(也可以说不是振子而是扫描线。)(步骤 S2)。将此称为“血管正上方扫描线”。此外,当然此处所说的“正上方”包括如文字所说的血管中心的正上面位置,但意味在对于测定作为目的的血管功能信息不会产生不足的范围允许从正上方位置向

径向的多少偏移。“正上方”、“正上面”未必是铅直方向反向（重力相反方向）的意思，是对操作超声波探头 16 的操作人员来说，在体表面中的、血管的“正上方”或者“正上面”放置超声波探头 16 这样的操作上的意思的“正上方”“正上面”。

[0046] 接下来，根据血管正上方扫描线中的反射波数据来检测认为是血管壁的深度位置的候选（步骤 S4）。在该阶段所检测的是被认为是血管的前壁（面向皮肤侧的血管壁）、后壁（与前壁相反一侧的血管壁）的部位，还未确定为血管，在深度位置候选中有可能也包括血管以外的生物体部位。因此，超声波测定装置 10 从检测出的深度位置的候选中锁定血管的前壁以及后壁的对（步骤 S6）。将锁定的深度位置候选的对称称为“血管前后壁对”。

[0047] 接下来，超声波测定装置 10 对锁定的每个血管前后壁对进行动脉判定，识别该血管前后壁对是符合动脉还是符合静脉（步骤 S8），并将判定为动脉 5 的血管前后壁对作为测定对象进行血管功能测定（步骤 S10）。而且，使触摸面板 12 显示测定结果（步骤 S12）。血管功能测定的内容并不限于 IMT，也可以是其它内容，能够适当地使用公知技术。

[0048] [原理的说明]

[0049] 那么对各个步骤的详细进行说明。

[0050] 首先，对血管正上方扫描线的检测步骤进行说明。血管正上方扫描线的检测着眼于生物体组织的活动，基于血管伴随心脏的跳动而周期性地较大地进行活动，但处于血管周围的其它生物体组织的活动与血管相比较小这一见解来进行血管位置的判定。

[0051] 图 3 是示意地表示将超声波探头 16 置于被检体 2 的体表面进行超声波测定的状态的图，是以血管 4 的短轴方向的剖面表示的图。

[0052] 在超声波探头 16 中内置有多个超声波振子 18。在图示的例子中，从一个一个的超声波振子 18 从图上朝下照射 1 条超声波束。超声波振子 18 覆盖的范围成为探头扫描范围 A_s 。此外，超声波振子 18 可以是在朝向附图纵深方向上也配设多列，即，呈平面状地配设的构成，也可以是在朝向附图纵深方向上仅 1 列仅左右方向排列的列状的构成。

[0053] 血管 4 通过心脏的跳动（舒张 / 收缩）大体各向同性地反复扩大 / 收缩。因此，越是与超声波束的光束方向正交的面，越能够接收较强的反射波。然而，越与光束方向接近于平行，越难接收反射波。因此，在超声波测定中，来自血管 4 的前壁 4f 以及后壁 4r 的反射波被较强地检测，但来自横壁 4s 的反射波较弱。换言之，如果在探头扫描范围 A_s 内有血管 4，则处于其正上方的超声波振子 18 的位置上的反射波信号中出现前壁和后壁所涉及的较强的反射波。

[0054] 图 4 是表示处于血管正上方的超声波振子 18 的位置上的反射波的接收信号的例子的图。图 4(1) 是表示测定周期的第 1 帧中的测定结果的“深度—信号强度图表”，图 4(2) 是表示第 2 帧中的测定结果的“深度—信号强度图表”。图 4(3) 是表示第 1 帧与第 2 帧之间的“深度—信号强度图表”的差量的“帧间信号强度差图表”。

[0055] 如前述，如果有血管 4 则检测到其前壁和后壁所涉及的较强的反射波。在图 4(1) 以及图 4(2) 中，都在比体表面附近的反射波组深的位置上出现能够明确识别的 2 个较强的反射波的峰值。而且，若在第 1 帧与第 2 帧之间求出每个深度的信号强度差，则获得图 4(3) 的图表，帧间血管的前壁以及后壁的活动变得明确。

[0056] 根据图 4(3) 的图表可知，血管以外的生物体组织虽然是一点点但也因跳动等的影响而活动，所以多少产生信号强度差，但不会检测出血管（更具体而言血管的前壁、后

壁)程度的较大的值。更不用说,在未处于血管正上方的超声波振子 18 中的反射波信号的信号强度差图表中未出现这种峰值。换句话说,可以说伴随跳动而产生的血管的活动被显现在隔开时间差的帧间的信号强度的变化中。

[0057] 在本实施方式中,虽说测定出了与血管的活动对应的信号强度的变化,但无法立即认为该超声波振子 18 处于血管正上方,对信号强度的变化进行统计处理来决定。

[0058] 图 5 是用于对连续的 2 帧间的信号强度的变化的统计处理进行说明的图。图 5(1)是将各超声波振子 18 中的反射波的信号强度变换成亮度的图像即 B 模式图像。图 5(2)是多次计算连续的 2 帧间的各超声波振子中的信号强度变化并进行累计所得的直方图。此处注意的点是,相对于图 4(3)的横轴为深度方向,基于一个超声波振子接收到的结果的图,图 5(2)的横轴是超声波振子的排列顺序(换言之扫描方向,沿着生物体表面的方向)。

[0059] 具体地进行说明。图 5(2)的直方图通过每次进行连续的 2 帧的超声波测定时,在每个超声波振子反复计算全部深度中的信号强度差的合计,并以规定时间(例如,至少心动周期 1~数拍。数秒左右。)累计该信号强度差的合计而获得。换言之,是对在同一位置一点累计生物体表面上的该同一位置的深度方向上的信号的时间变化并归纳(合计)的统计处理后的结果。

[0060] 对于从连续的 2 帧的超声波测定所获得的信号强度差的合计而言,处于血管上的超声波振子的合计示出比不在血管上的超声波振子的合计大的值。并且,越处于血管中心的正上方的超声波振子 18 越表示较大的值。当然,累计信号强度差的合计所得的直方图的纵轴的值,即累计信号强度差也出现这种情况。

[0061] 因此,能够将直方图的纵轴的值满足规定的高变化条件的超声波振子 18 判定为“处于血管正上方的超声波振子”。更具体而言,将与直方图的纵轴的值峰值对应的超声波振子 18 判定为“处于血管正上方的超声波振子”即“血管正上方扫描线”。在图 5 的例子中,超声波振子“Tr1”符合“处于血管正上方的超声波振子”。

[0062] 接下来,对血管壁深度位置候选的检测步骤进行说明。

[0063] 图 6 是用于说明血管壁深度位置候选的检测的原理的图。图 6(1)是血管部的 B 模式图像,图 6(2)是血管正上方扫描线中的反射波接收信号的信号强度图表,图 6(3)是更容易明白信号强度的变化而进行平滑的图。

[0064] 首先,提取得到规定的血管壁相当信号电平 $Pw1$ 以上的信号强度的峰值。其中,从血管的前壁以及后壁获得血管壁相当信号电平 $Pw1$ 以上的较强的反射波,但由于可能存在从其周边组织同样获得较强的反射波的情况,所以存在在信号强度图表中出现多个峰值 $D1 \sim D5$ 的情况。因此,基于作为血管壁的准确度来进行峰值的锁定。

[0065] 在锁定中,首先,从多个峰值 $D1 \sim D5$ 中除去比最低基准深度 Ld 浅的位置的峰值。最低基准深度 Ld 是能够存在适合作为测定对象的尺寸的血管的深浅的极限,至少为比真皮深的值。在图示的例子中,由于峰值 $D1$ 的深度小于最低基准深度 Ld ,所以从血管壁深度位置候选被除去。

[0066] 接下来,基于血管内腔的反射波信号强度与周边组织相比极低这一见解来进行锁定。即,将作为血管壁深度位置候选的信号强度的峰值诊断为前壁/后壁的对而暂时组合。而且,对各组合间的信号强度进行统计处理来计算平均值或中央值。而且,提取满足“统计处理值小于规定的血管内腔相当信号电平 $Pw2$ 的组合”且“组合的峰值间不存在其它

峰值的组合”的血管前后壁对相当条件的组合,并将该组合作为“前后壁对”。

[0067] 例如,在图 6(3)的例子中,由于在将峰值 D4 诊断为前壁、将峰值 D5 诊断为后壁的组合中,两峰值间的信号强度的统计处理值超过血管内腔相当信号电平 $Pw2$,所以除去该组合。另外,由于在将峰值 D3 诊断为前壁、将峰值 D5 诊断为后壁的组合、将峰值 D2 诊断为前壁、将峰值 D4 诊断为后壁的组合等中,峰值间存在其它峰值,所以也除去这样的组合。另一方面,由于在将峰值 D3 诊断为前壁、将峰值 D4 诊断为后壁的组合中,满足上述的条件,所以作为“前后壁对”。

[0068] 作为锁定的方法,着眼于血管壁与周边组织相比有活动,所以也能够根据帧间的信号强度差的峰值位置的 1 心动周期中的位移进行判定。然而,在这种锁定方法中,例如血管 4 与周边组织的位置关系中血管的前壁或者后壁的哪个位置都不太移动的状况下,不能够正确地锁定血管前后壁对。可是,如果是本实施方式的锁定方法,即使处于这种状况下也能够可靠地识别血管前后壁对。

[0069] 接下来,对动脉判定步骤进行说明。

[0070] 图 7 是表示大约心动周期一拍的血管直径的变化例的图,(1)是动脉血管直径的图,(2)是静脉血管直径的图。

[0071] 动脉的血管壁具有富有伸缩性和弹性的构造,以耐受从心脏流来的跳动性的血流和血压。因此,对应于心脏的跳动,从心收缩期 (T_s) 开始血管直径急剧扩大、膨胀,从心舒张期 (T_d) 开始血管直径缓慢缩小,返回到原来的粗细。因此,在动脉血管直径的图表中,由于心收缩期 (T_s) 的之后,血管直径急剧增加,所以图表突然上升(例如,图 7(1)中的长虚线包围的部分)。另一方面,在心舒张期 (T_d) 以后,血管直径缓慢减少,所以图表平稳地下降。这样,在动脉的情况下,血管直径变粗的方向的变化程度比变细的方向的变化程度大,另外,其差显著。

[0072] 相对地,静脉的血管壁(静脉壁)与动脉的血管壁(动脉壁)相比薄、缺乏弹性。另外,静脉壁所涉及的血压比动脉壁所涉及的血压低。因此,在静脉的情况下,若对血管直径扩大的方向的图表的上升(图 7(2)中的虚线包围的部分)的变化程度、和血管直径缩小的方向的图表的下降的变化程度进行比较,则没有表现出动脉那样程度的差。

[0073] 在本实施方式中,利用血管壁部的位移速度波形来识别伴随该动脉和静脉的跳动所产生的血管壁的位移特性的不同,并使用于动脉判定。

[0074] 具体而言,将作为血管前后壁对的位置设定为关心区域,使用在不同的帧间追踪各关心区域的跟踪功能,并根据每个单位时间的位移量来求出血管壁的位移速度,计算前壁以及后壁的间隔的时间变化即血管直径的变化速度(以下,称为“直径变化速度”)。而且,根据该直径变化速度的直径扩大方向的时间变化的极值与直径缩小方向的时间变化的极值之比来识别动脉/静脉。

[0075] 例如,图 8 是表示大约心动周期三拍的(1)动脉壁的位移速度波形、(2)动脉直径的直径变化速度波形、以及(3)直径变化速度波形中的极值(最大值和最小值)的绝对值之比即峰值比(最大值/最小值)的图。另外,图 9 是表示大约心动周期三拍的(1)静脉壁的位移速度波形、(2)静脉直径的直径变化速度波形、以及(3)直径变化速度波形中的极值的绝对值之比即峰值比的图。

[0076] 前述的“血管直径扩大的变化程度和缩小的变化程度之差显著”的动脉壁的位移

特性与“血管直径扩大的变化程度和缩小的变化程度之差比动脉小”的静脉壁的位移特性的不同如图 8(3) 以及图 9(3) 所示表现为峰值比不同。

[0077] 更具体而言,基于动脉直径的直径变化速度波形的峰值比相对高,基于静脉直径的直径变化速度波形的峰值比相对低。其边界大体处于“1.4”~“1.6”的范围。在本实施方式中,将其中间值“1.5”作为能够取血管为动脉的情况下的峰值比的条件的阈值,进行动脉/静脉的识别。当然,能够根据假定的被检者的年龄范围、人种、性别、既往历史等来适当地设定阈值。

[0078] [功能构成的说明]

[0079] 接下来,对用于实现本实施方式的功能构成进行说明。

[0080] 图 10 是表示本实施方式中的超声波测定装置 10 的功能构成例的框图。超声波测定装置 10 具备操作输入部 100、超声波收发部 102、处理部 200、图像显示部 300、和存储部 500。

[0081] 操作输入部 100 接受操作人员的各种操作输入,并向处理部 200 输出与操作输入对应的操作输入信号。能够通过按钮开关、杠杆开关、拨码开关、跟踪板、鼠标等来实现。在图 1 的例子中,触摸面板 12、键盘 14 符合。

[0082] 超声波收发部 102 以从处理部 200 输出的脉冲电压发送超声波。而且,接收发送的超声波的反射波来变换为反射波信号,并向处理部 200 输出。图 1 的超声波探头 16 符合。

[0083] 处理部 200 例如通过 CPU、GPU 等微处理器、ASIC、IC 存储器等电子部件来实现。而且,处理部 200 与各功能部之间进行数据的输入输出控制,基于规定程序或数据、来自操作输入部 100 的操作输入信号、来自超声波收发部 102 的反射波信号等来执行各种运算处理,计算被检体 2 的生物体信息。图 1 的处理装置 30、控制基板 31 符合。

[0084] 在本实施方式中,具有超声波测定控制部 202、血管正上方扫描线检测部 220、血管壁深度位置候选检测部 222、前后壁检测部 224、种类判别部 226、血管功能测定控制部 228、测定结果记录显示控制部 230、以及图像生成部 260。

[0085] 超声波测定控制部 202 对朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收进行控制。例如,具有驱动控制部 204、收发控制部 206、接收合成部 208、以及跟踪部 210,并统一控制超声波测定。超声波测定控制部 202 能够通过公知技术来实现。

[0086] 驱动控制部 204 控制从超声波探头 16 发送超声波脉冲的发送时间,并向收发控制部 206 输出发送控制信号。

[0087] 收发控制部 206 按照来自驱动控制部 204 的发送控制信号来产生脉冲电压,并向超声波收发部 102 输出。此时,能够进行发送延迟处理来进行对各超声波振子的脉冲电压的输出时间的调整。另外,能够进行从超声波收发部 102 输出的反射波信号的放大、滤波处理,并向接收合成部 208 输出该结果。

[0088] 接收合成部 208 根据需要进行延迟处理等来进行所谓的接收信号的聚焦的处理等,生成反射波数据。

[0089] 跟踪部 210 进行基于反射波数据(反射波信号)在超声波测定的帧间追踪关心区域的位置的所谓“跟踪”的处理。例如能够进行用于在成为基准的反射波数据(例如,B 模式图像)设定关心区域(跟踪点)的处理、在不同的帧间追踪各关心区域的处理、计算每个关心区域的位移的处理。实现所谓的公知的“回声跟踪”、“相位差跟踪”等功能。

[0090] 血管正上方扫描线检测部 220 进行用于血管正上方扫描线的检测的运算处理、各部的控制。即,进行前述的血管正上方扫描线的检测步骤所涉及的控制(参照图 5)。

[0091] 血管壁深度位置候选检测部 222 基于血管正上方扫描线中的反射波的接收信号来检测认为是血管壁的深度位置。进行前述的血管壁深度位置候选的检测步骤所涉及的控制的一部分(参照图 6(2))。

[0092] 前后壁检测部 224 使用血管正上方扫描线中的反射波的接收信号来检测血管的前壁以及后壁。进行前述的血管前后壁对的锁定步骤所涉及的控制的一部分(参照图 6(3))。

[0093] 种类判别部 226 使用前壁以及后壁的间隔的时间变化来判别动脉/静脉的种类。进行前述的动脉判定步骤所涉及的控制的一部分(参照图 7~图 9)。

[0094] 在由种类判别部 226 判别为血管是动脉的情况下,血管功能测定控制部 228 将该血管的前壁以及后壁作为跟踪对象来继续位置测定,进行预定的血管功能测定所涉及的控制。

[0095] 测定结果记录显示控制部 230 进行用于使存储部 500 存储血管功能的测定结果,并使图像显示部 300 显示的控制。

[0096] 图像生成部 260 生成用于显示超声波测定、生物体信息测定所需的各种操作画面、测定结果的图像,并向图像显示部 300 输出。

[0097] 图像显示部 300 显示从图像生成部 260 输入的图像数据。图 1 的触摸面板 12 符合。

[0098] 存储部 500 通过 IC 存储器、硬盘、光盘等存储介质来实现,对各种程序、处理部 200 的运算过程的数据等各种数据进行存储。图 1 中,搭载在处理装置 30 的控制基板 31 上的存储介质 33 符合。此外,处理部 200 与存储部 500 的连接并不限于基于装置内的内部总线电路的连接,也可以通过 LAN(Local Area Network)、网络等通信线路来实现。该情况下,存储部 500 也可以通过与超声波测定装置 10 不同的外部存储装置来实现。

[0099] 而且,存储部 500 如图 11 所示,存储测定程序 501、反射波数据 510、帧间信号强度差累计值 520、血管正上方扫描线表 524、信号强度峰值表 526、血管前后壁对候选峰值对表 528、各峰值间平均信号强度 530、血管前后壁对数据 540、以及血管功能测定数据 570。当然这些以外也能够适当地存储帧识别信息、各种标志、计时用的计数器值等。

[0100] 处理部 200 通过读出并执行测定程序 501,来实现超声波测定控制部 202、血管正上方扫描线检测部 220、血管壁深度位置候选检测部 222、前后壁检测部 224、种类判别部 226、血管功能测定控制部 228、测定结果记录显示控制部 230、图像生成部 260 等的功能。此外,在利用电子电路等硬件实现这些功能部的情况下,能够省略用于使该功能实现的程序的一部分。

[0101] 反射波数据 510 是通过超声波测定获得的反射波数据,由超声波测定控制部 202 在每一帧生成。一个反射波数据 510 例如包括扫描线 ID512、测定帧 514、和深度一信号强度数据 516。当然这些以外的数据也能够适当地储存(参照图 3、图 4)。

[0102] 帧间信号强度差累计值 520 是每当进行反射波数据 510 的连续的 2 帧的超声波测定时,反复在每个超声波振子计算全部深度中的信号强度差的合计,并通过按规定时间累计该信号强度差的合计而获得的直方图的数据(参照图 5(2))。

[0103] 血管正上方扫描线表 524 是判定为血管正上方扫描线的扫描线 ID 或者超声波振子 ID 的表。

[0104] 创建信号强度峰值表 526 是按照每一条血管正上方扫描线,从该扫描线中的深度—信号强度数据读取的认为是血管壁的深度位置候选,即信号强度的峰值的表(参照图 6(2),峰值 D1 ~ D5)。

[0105] 血管前后壁对候选峰值对表 528 是在从认为是血管壁的深度位置候选中锁定作为血管前后壁对的前壁和后壁的对的过程中所创建的数据,是假定为前壁的峰值和假定为后壁的峰值的组合的表。

[0106] 各峰值间平均信号强度 530 按照登录到血管前后壁对候选峰值对表 528 中的峰值的对创建,并储存该对的峰值间(参照图 6(2),峰值间 Ac)的信号强度的统计值。

[0107] 血管前后壁对数据 540 按照每个血管前后壁对设置,储存前壁以及后壁的对的各深度位置、该血管前后壁对的血管的识别所需的各种信息。在本实施方式中,由于假定将超声波探头 16 置于颈动脉部,所以在图 11 的例子中,图示出动脉和静脉 2 个血管前后壁对数据 540,但实际上按照包含于超声波探头 18 的扫描范围内的血管的条数进行存储。

[0108] 一个血管前后壁对数据 540,例如图 12 所示,包括前壁信号强度峰值深度 542、后壁信号强度峰值深度 544、直径变化速度峰值历史数据 550、峰值比平均值 560、和动脉判定标志 562。

[0109] 前壁信号强度峰值深度 542 和后壁信号强度峰值深度 544 是分别视为前壁、后壁的信号强度的峰值的深度位置,相当于用于动脉判定的跟踪控制中的第 1 关心区域的坐标以及第 2 关心区域的坐标。

[0110] 直径变化速度峰值历史数据 550 对具有该血管前后壁对的血管的心动周期一拍的直径变化速度波形的极值进行储存。一个直径变化速度峰值历史数据 550 例如储存测定时间 552、血管直径的直径变化速度最大值 554、和直径变化速度最小值 556。

[0111] 峰值比平均值 560 还对按照每个直径变化速度峰值历史数据 550 求出的峰值比(直径变化速度最大值 554/直径变化速度最小值 556)的平均值进行储存。

[0112] 动脉判定标志 562 是若判定为动脉则储存“1”的标志。

[0113] [处理的流程的说明]

[0114] 接下来,对从血管正上方扫描线的检测至动脉判定处理为止的各步骤中的超声波测定装置 10 的动作进行说明(参照图 2)。

[0115] 图 13 是用于说明本实施方式中的超声波测定装置 10 的血管正上方扫描线的检测处理的流程的流程图。

[0116] 在该处理中,处理部 200 首先按照每个超声波振子(扫描线)以规定帧数发送超声波束,并接收其反射波(步骤 S20)。由此在存储部 500 中存储反射波数据 510(参照图 11)。

[0117] 接下来,根据反射波数据 510 来计算帧间信号强度差累计值 520(参照图 5)(步骤 S22)。而且,将得到超过规定基准值的峰值的超声波振子判定为血管正上方扫描线,将与符合的超声波振子对应的扫描线 ID 登录于血管正上方扫描线表 524(参照图 11)(步骤 S24),并结束血管正上方扫描线的检测处理。

[0118] 图 14 是用于说明本实施方式的超声波测定装置 10 中的血管壁深度位置候选的检

测处理的流程的流程图。

[0119] 在该处理中,处理部 200 按照在血管正上方扫描线表 524 中所登录的血管正上方扫描线,从该扫描线的反射波数据 510 提取信号强度满足规定的血管壁相当信号电平 Pw1(参照图 5)的局部峰值,并按照血管正上方扫描线来生成信号强度峰值表 526(步骤 S40)。接下来,从该表除去低于最低基准深度 Ld 的信号强度的峰值(步骤 S42),结束血管壁深度位置候选的检测处理。

[0120] 图 15 是用于说明本实施方式的超声波测定装置 10 中的血管前后壁对的锁定处理的流程的流程图。

[0121] 在该处理中,处理部 200 在血管正上方扫描线表 524 所登录的每个血管正上方扫描线来执行循环 A(步骤 S50 ~ S58)。

[0122] 在循环 A 中,处理部 200 首先参照与作为处理对象的血管正上方扫描线对应的信号强度峰值表 526,在登录的峰值创建对,提取峰值间距离满足规定的假定血管直径条件的对,生成血管前后壁对候选峰值表 528(步骤 S52)。此处所说的假定血管直径条件是规定适合测定的血管直径的大致范围的条件,利用预先的试验等设定。

[0123] 接下来,按照在血管前后壁对候选峰值表 528 所登录的峰值的每个对来计算峰值间平均信号强度(步骤 S54),并从血管前后壁对候选峰值表 528 除去该峰值间平均信号强度超过规定的血管内腔相当信号电平 Pw2(参照图 5)的对(步骤 S56)。

[0124] 而且,从表除去在血管前后壁对候选峰值表 528 所登录的峰值中峰值间存在其它峰值的对(步骤 S56),结束循环 A(步骤 S58)。在该阶段,剩余在血管前后壁对候选峰值表 528 中的峰值的对变为作为处理对象的血管正上方扫描线中的血管的前壁以及后壁。

[0125] 图 15 是用于说明本实施方式的超声波测定装置 10 中的动脉判定处理的流程的流程图。

[0126] 在该处理中,处理部 200 首先按照剩余在血管前后壁对候选峰值表 528 中的峰值的每个对,将该对中相对浅的位置(距离生物体表面的深度较小的位置)的峰值视为前壁、将深位置的峰值视为后壁来生成血管前后壁对数据 540(参照图 12)(步骤 S70)。

[0127] 接下来,处理部 200 将全部的血管前后壁对数据 540 的前壁信号强度峰值深度 542、和后壁信号强度峰值深度 544 作为关心区域,按规定心率跟踪各关心区域的位移(步骤 S72)。也可以使用已经存储的反射波数据 510。而且,按照每个血管前后壁对计算每一拍心动周期的血管直径的直径变化速度的峰值,并生成直径变化速度峰值历史数据 550(步骤 S74)。

[0128] 接下来,处理部 200 按照每个血管前后壁对计算峰值比平均值 560(步骤 S76),将峰值比为规定的阈值(在本实施方式中“1.5”)以上的血管前后壁对判定为动脉,将动脉判定标志 562 设定为“1”,并判定小于阈值的血管前后壁对,将动脉判定标志 562 设定为“0”(步骤 S78)。而且,将峰值比平均值 560 最大的血管前后壁对设定为血管功能测定的对象动脉(步骤 S80),结束动脉判定处理。

[0129] 以上,根据本实施方式,能够自动从超声波探头 16 的扫描范围 As(参照图 3)的生物体内组织找出动脉,将该动脉作为对象来实施血管功能测定。操作人员将超声波探头 16 大体置于颈动脉的可能之处即可,能够大幅度节省测定作业,也大幅度减少测定错误。

[0130] 此外,本发明的方式并不限于上述实施方式,能够适当地实施构成要素的追加、省

略、变更。例如，上述实施方式中的位移速度能够适当地替换为位移加速度。

[0131] 本发明将在 2014 年 1 月 30 日提交的日本专利申请 No. 2014-015167 的公开内容，通过引用全部并入本文中。

[0132] 符号说明

[0133] 2...被检体, 4...血管, 4f...前壁, 4r...后壁, 4s...横壁, 5...动脉, 6...静脉, 12...触摸面板, 14...键盘, 16...超声波探头, 18...超声波振子, 30...处理装置, 31...控制基板, 32...CPU, 33...存储介质, 100...操作输入部, 102...超声波收发部, 200...处理部, 202...超声波测定控制部, 204...驱动控制部, 206...收发控制部, 208...接收合成部, 210...跟踪部, 220...血管正上方扫描线检测部, 222...位置候选检测部, 224...壁检测部, 226...种类判别部, 228...血管功能测定控制部, 230...测定结果记录显示控制部, 260...图像生成部, 300...图像显示部, 500...存储部, 501...测定程序, 510...反射波数据, 512...扫描线 ID, 514...测定帧, 516...信号强度数据, 520...帧间信号强度差累计值, 524...血管正上方扫描线表, 526...信号强度峰值表, 528...血管前后壁对候选峰值对表, 530...各峰值间平均信号强度, 540...血管前后壁对数据, 542...前壁信号强度峰值深度, 544...后壁信号强度峰值深度, 550...直径变化速度峰值历史数据, 552...测定时间, 554...直径变化速度最大值, 556...直径变化速度最小, 560...峰值比平均值, 562...动脉判定标志, 570...血管功能测定数据, Ld...最低基准深度, Pw1...血管壁相当信号电平, Pw2...血管内腔相当信号电平

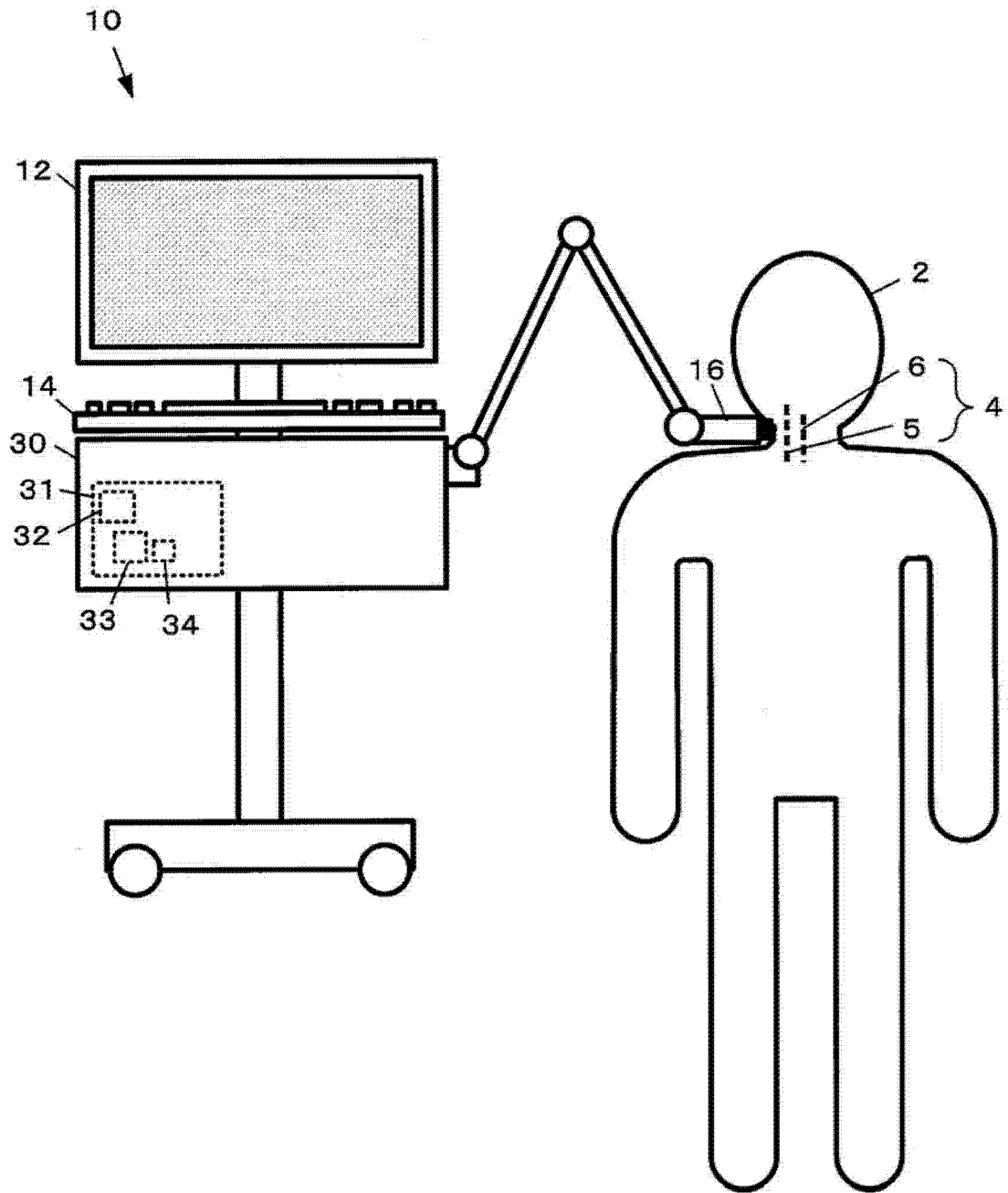


图 1

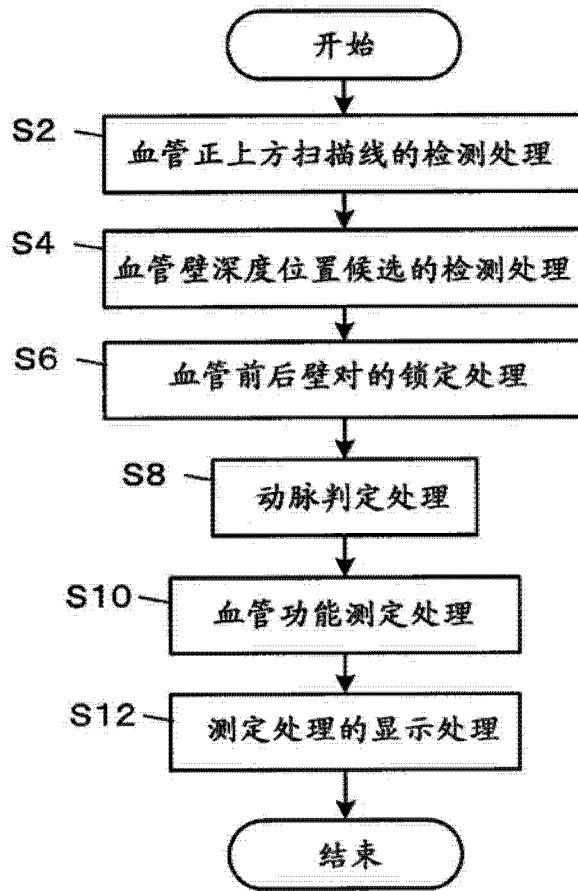


图 2

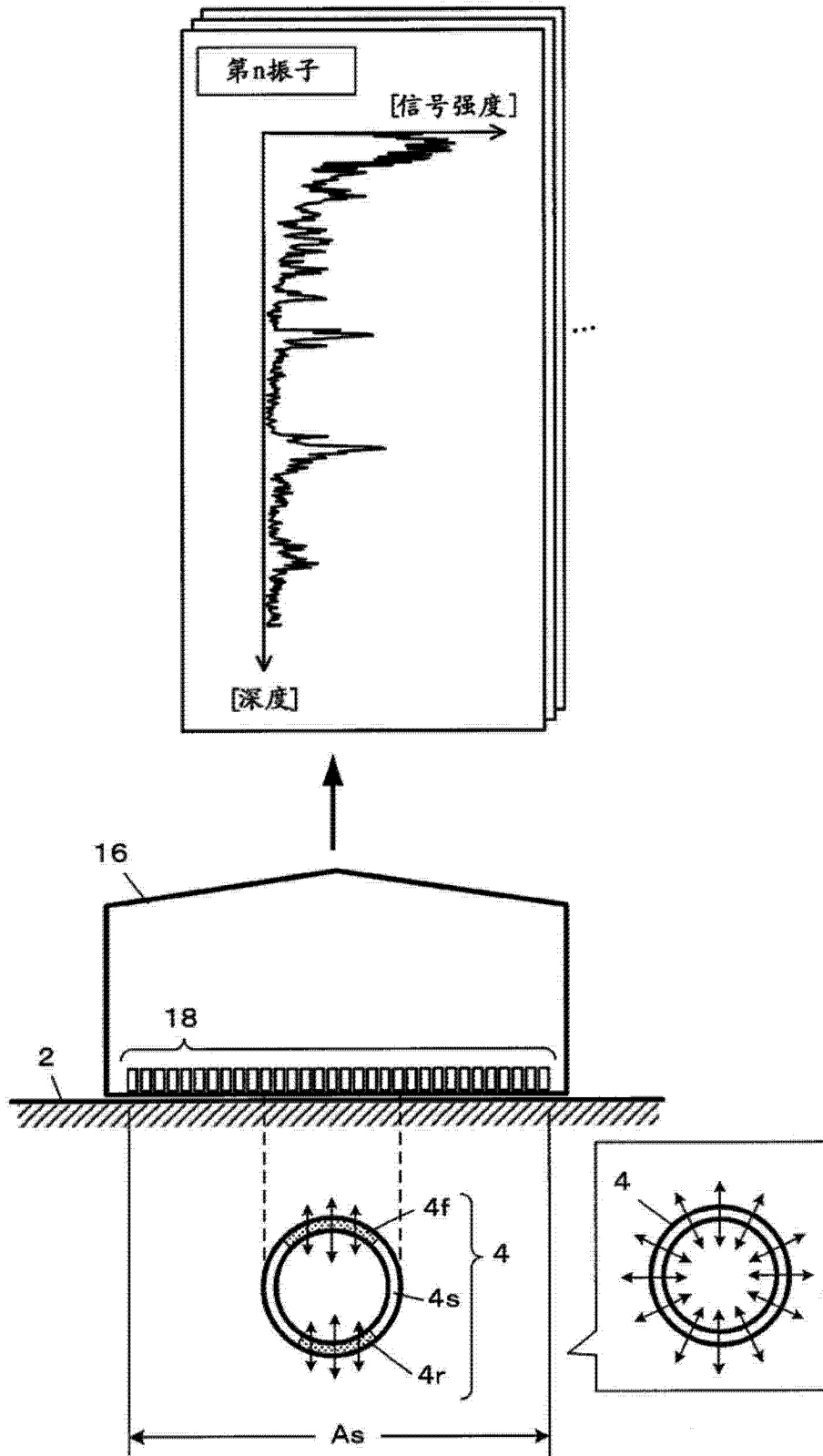


图 3

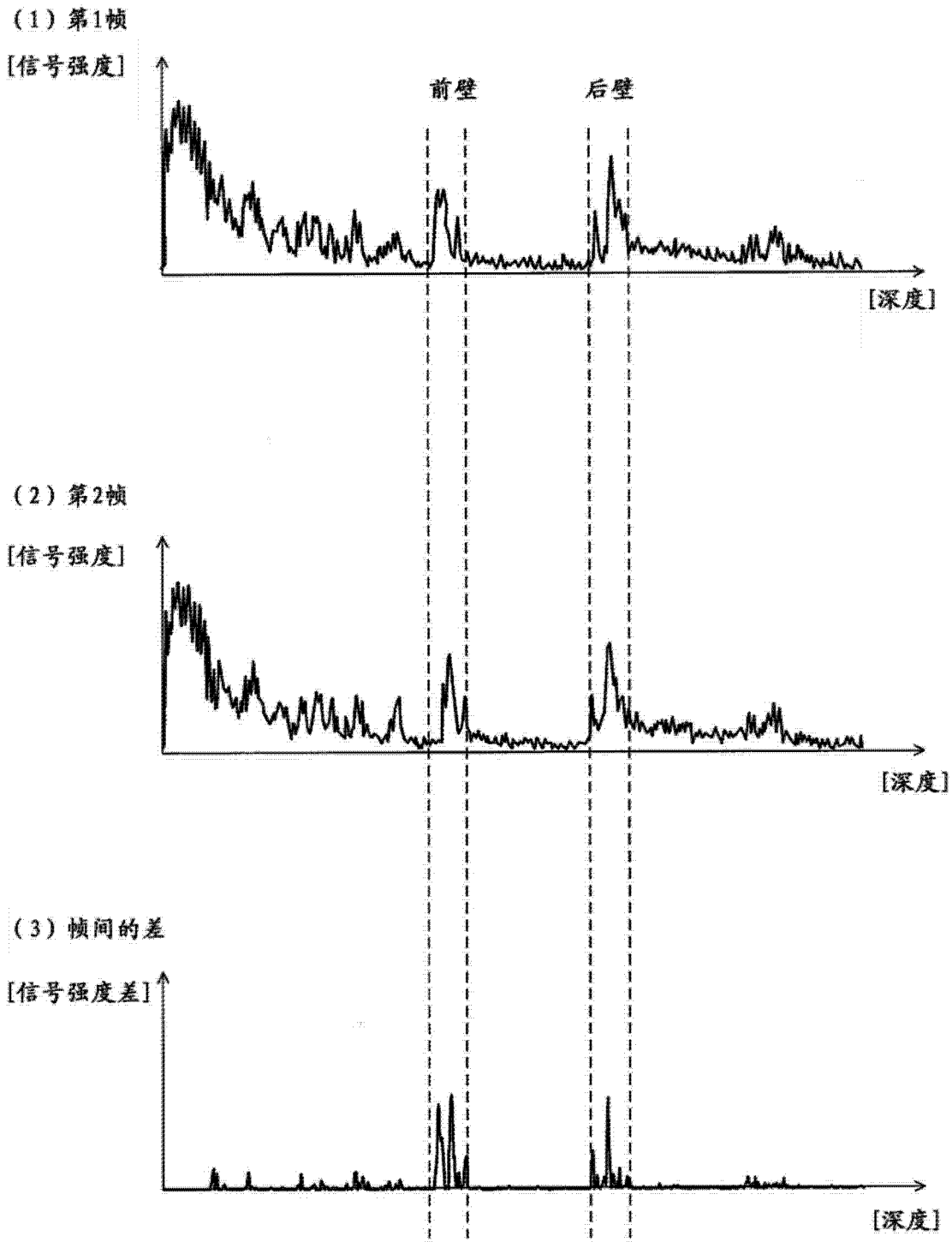


图 4

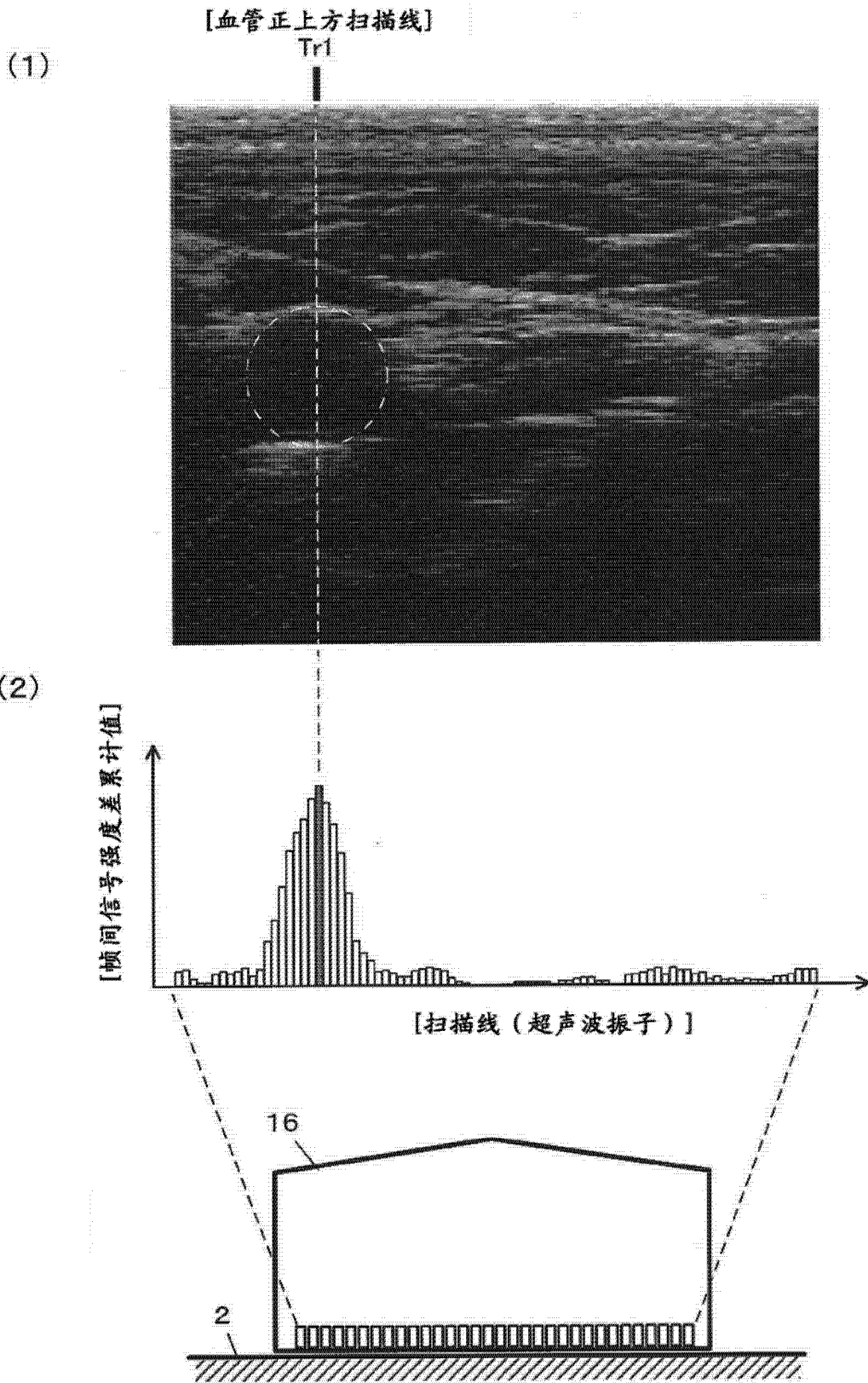


图 5

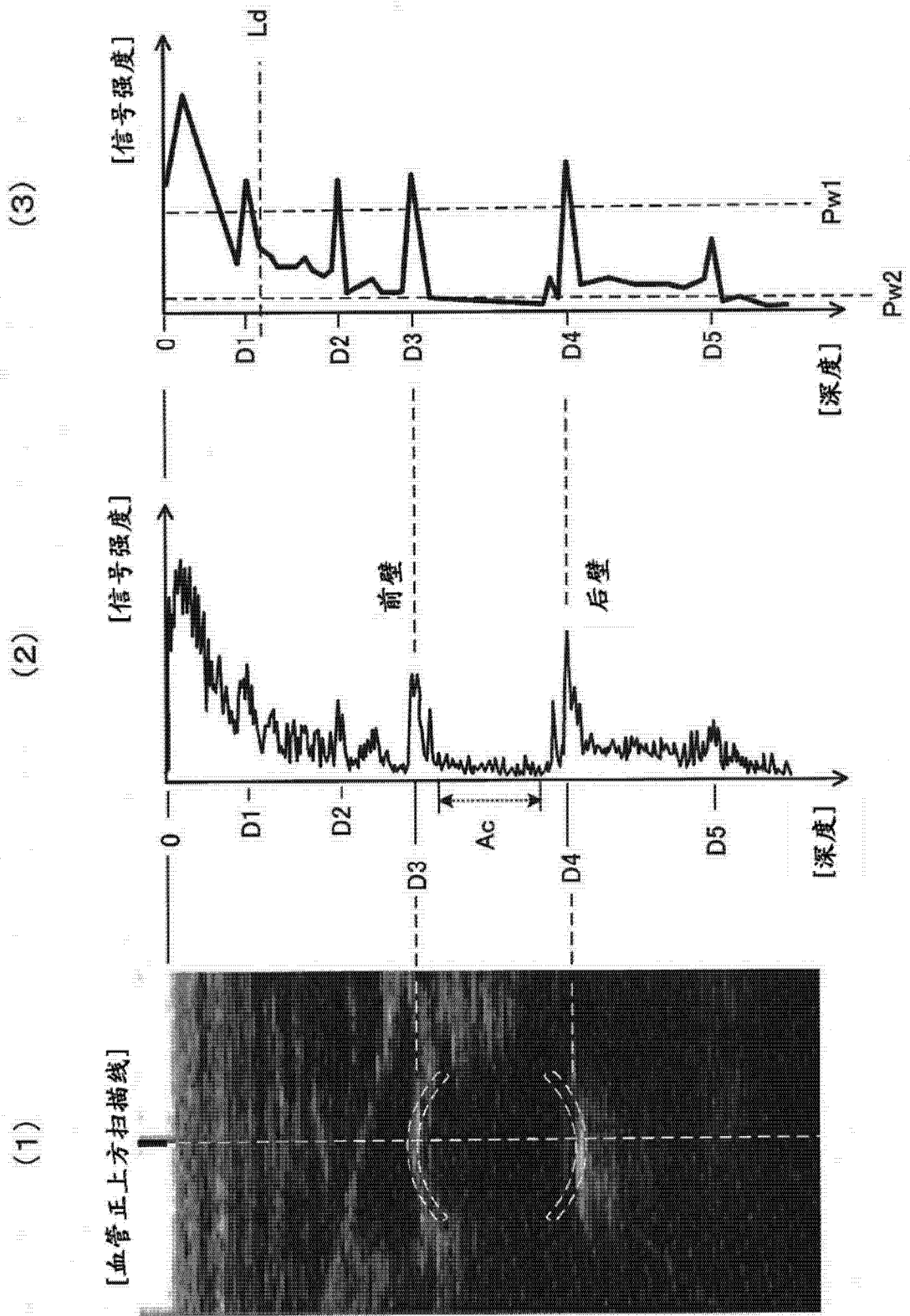


图 6

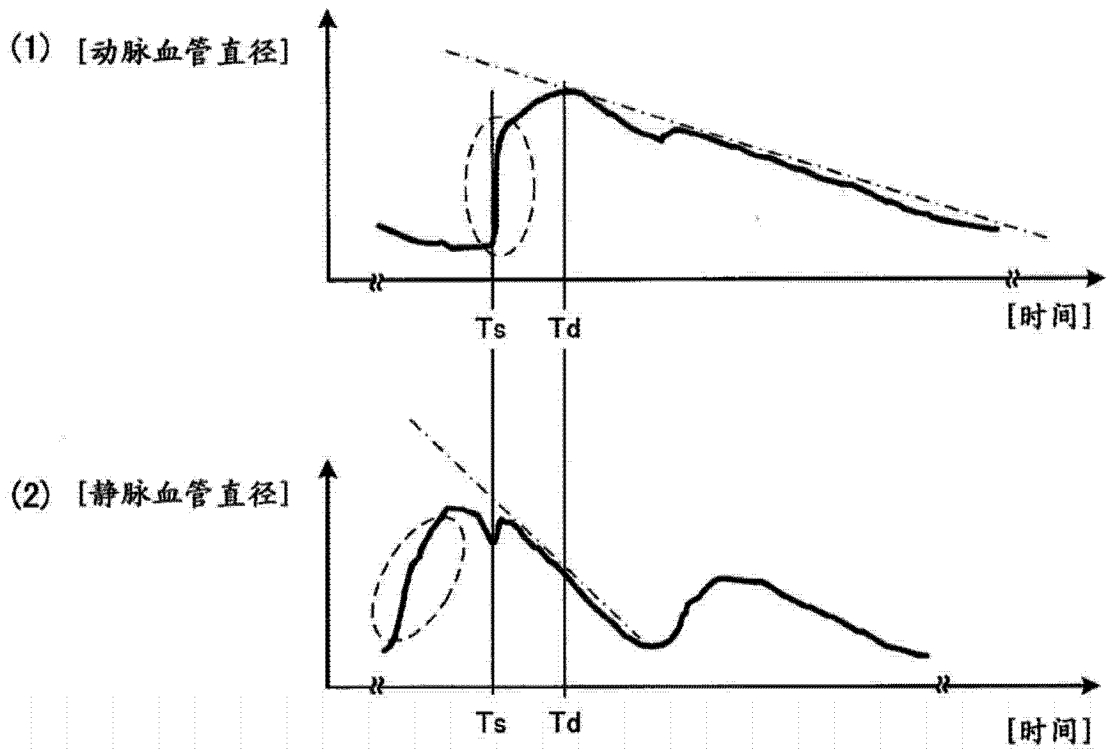


图 7

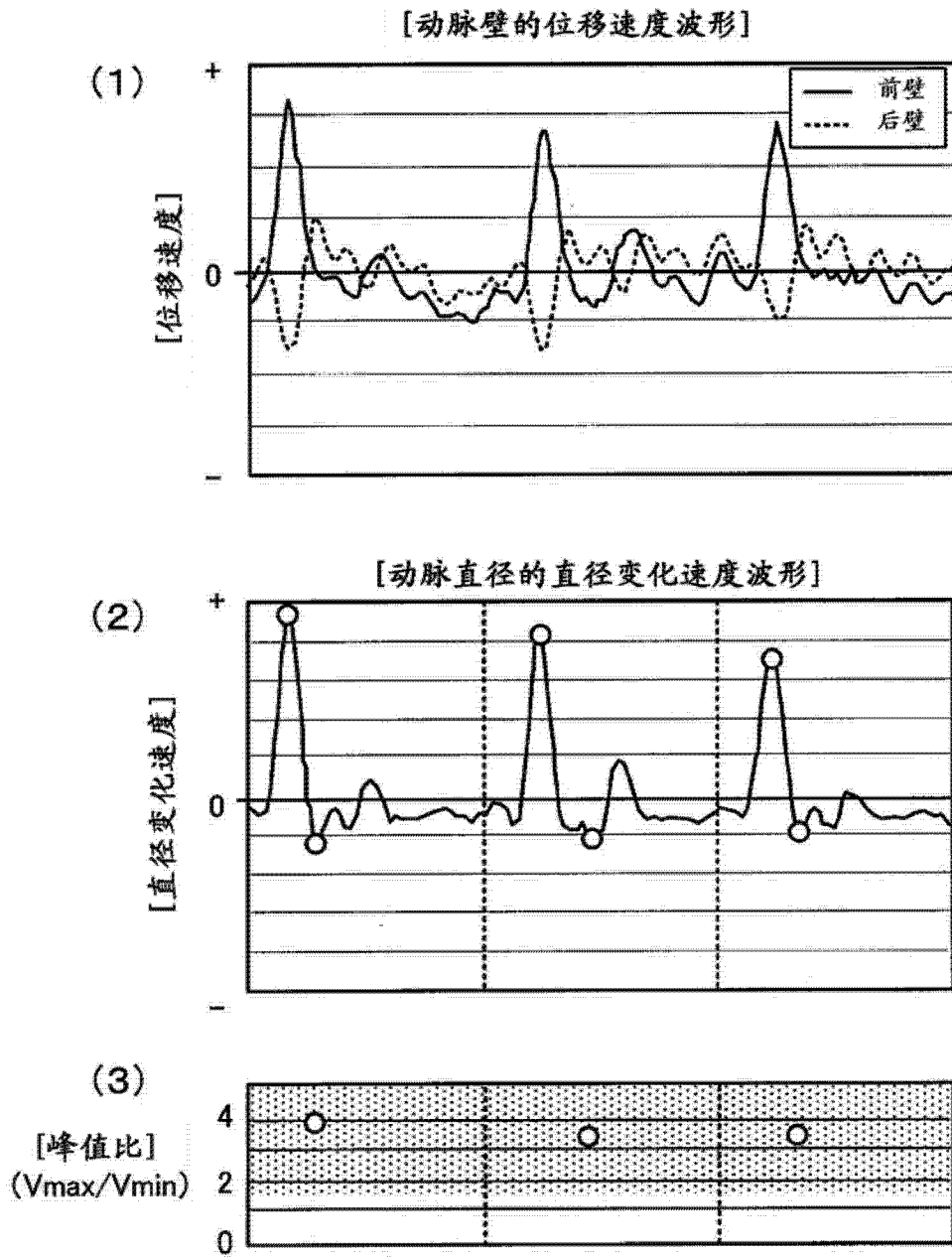


图 8

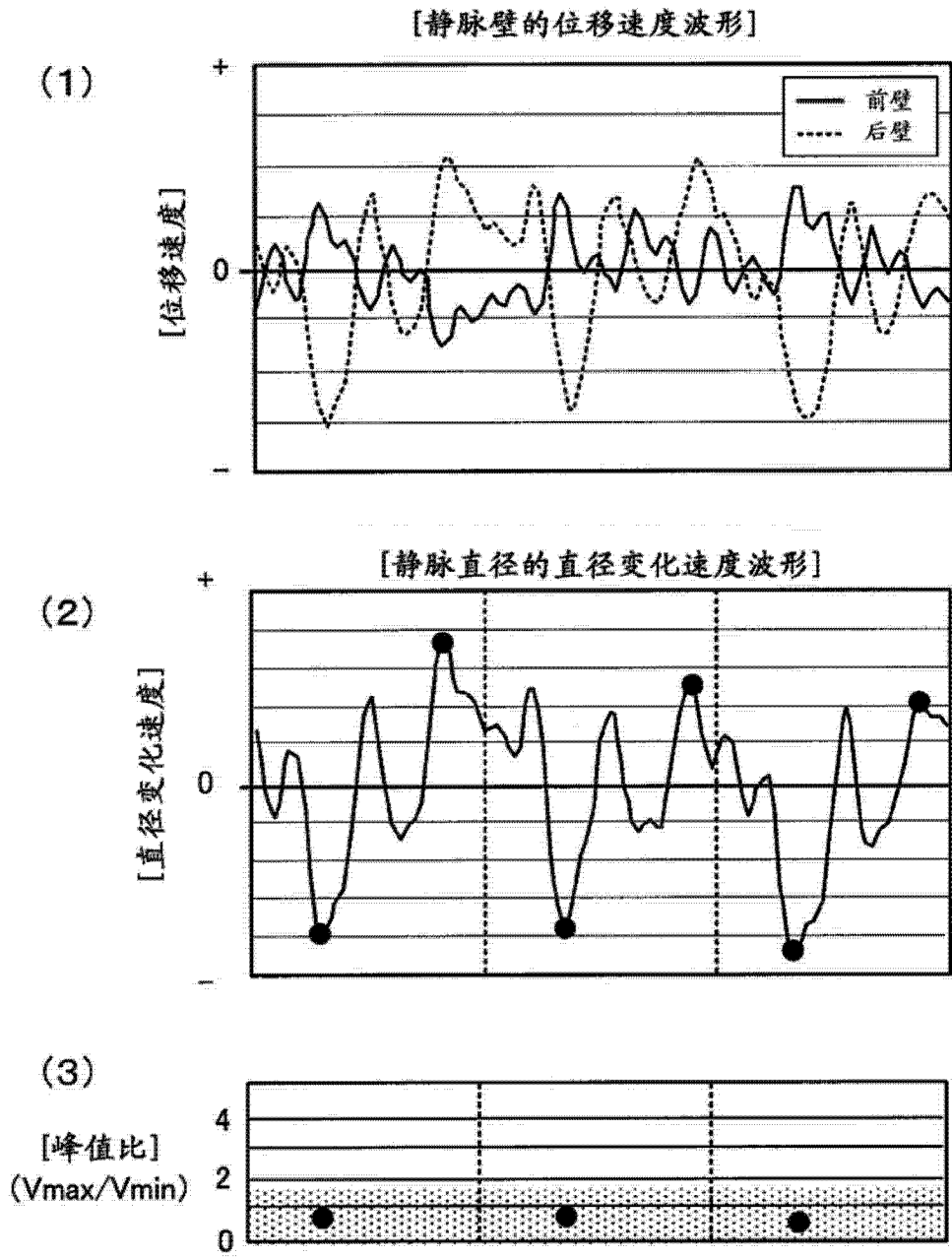


图 9

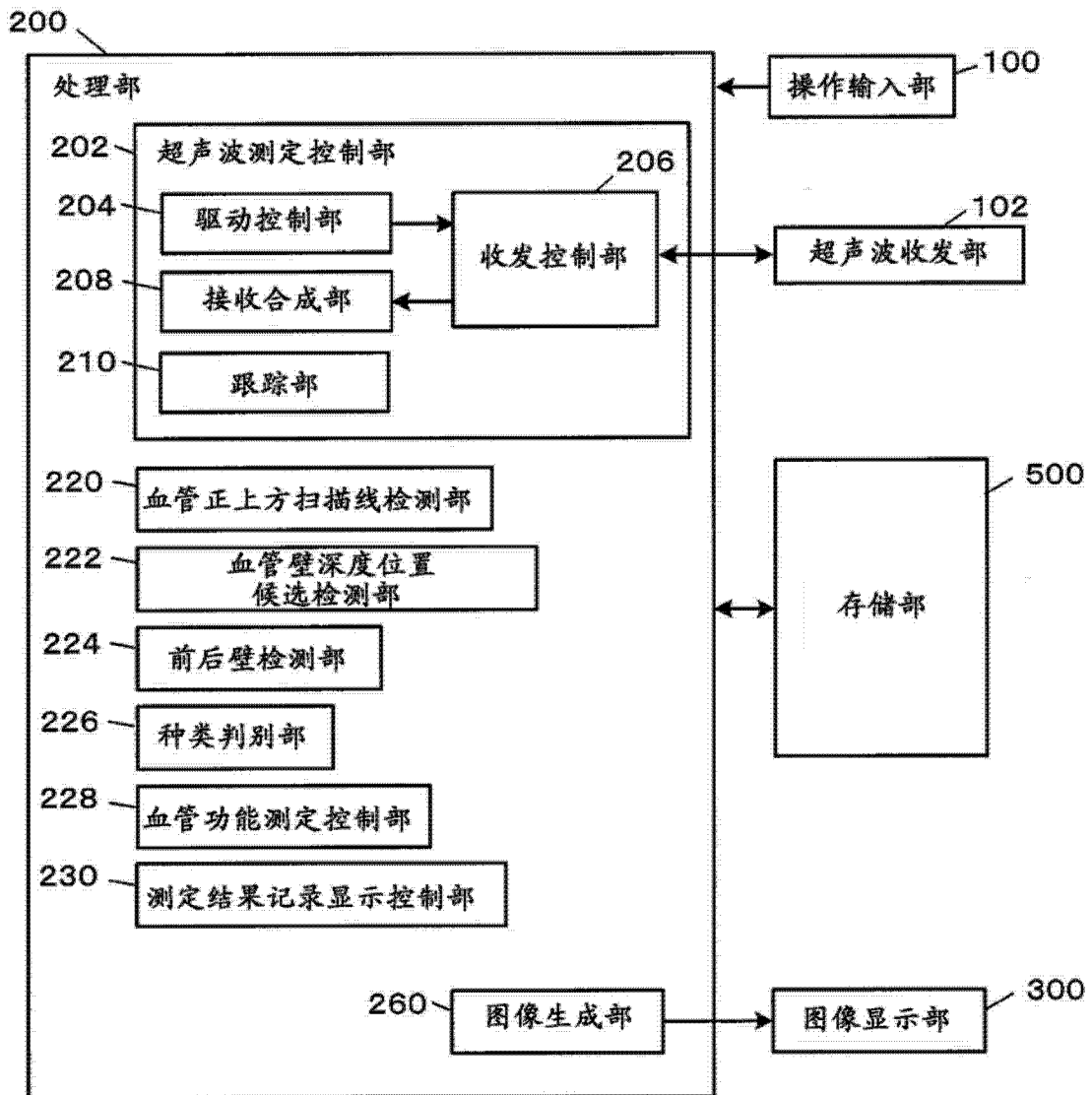


图 10

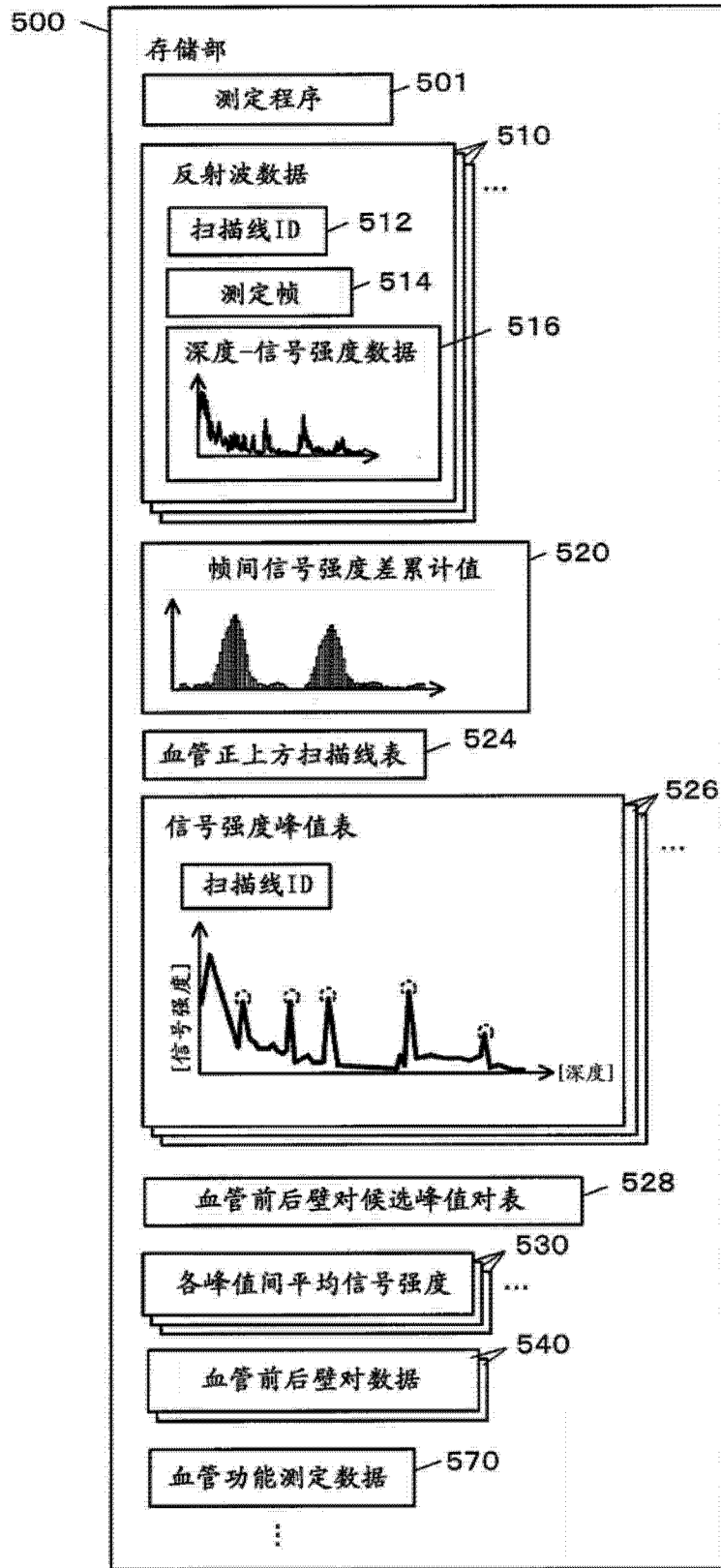


图 11

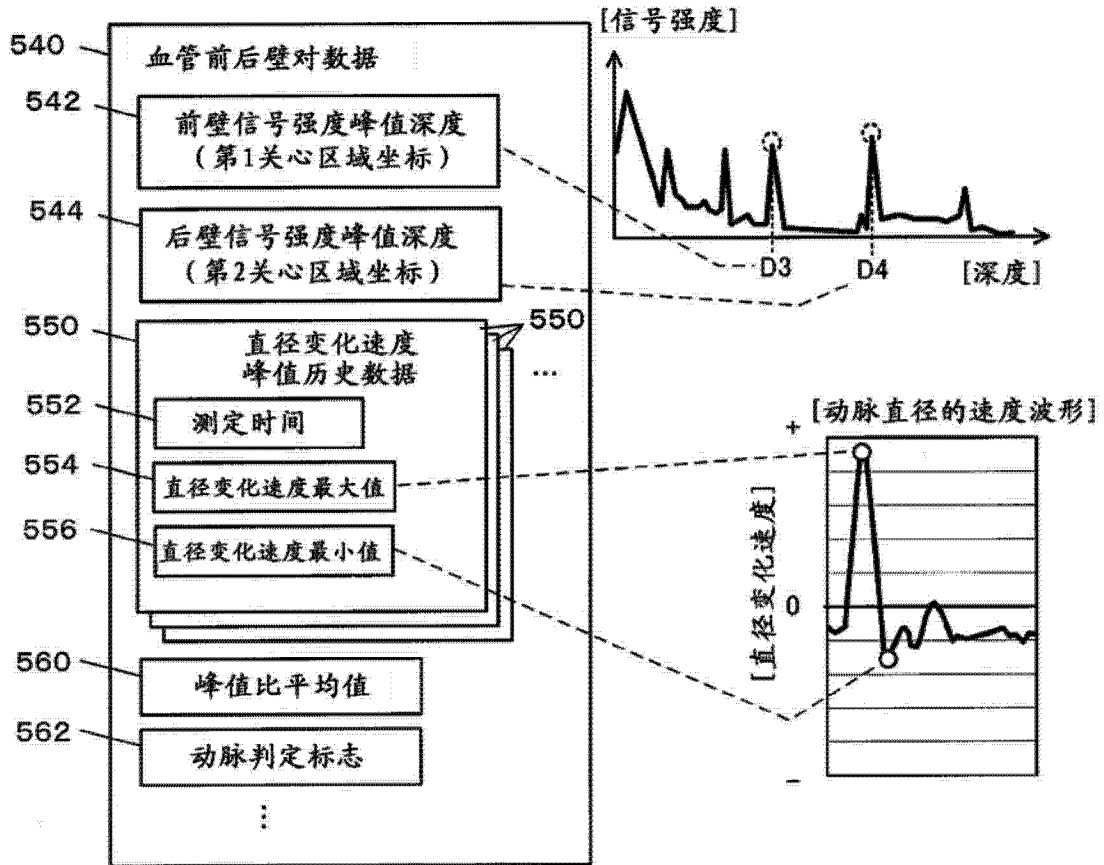


图 12

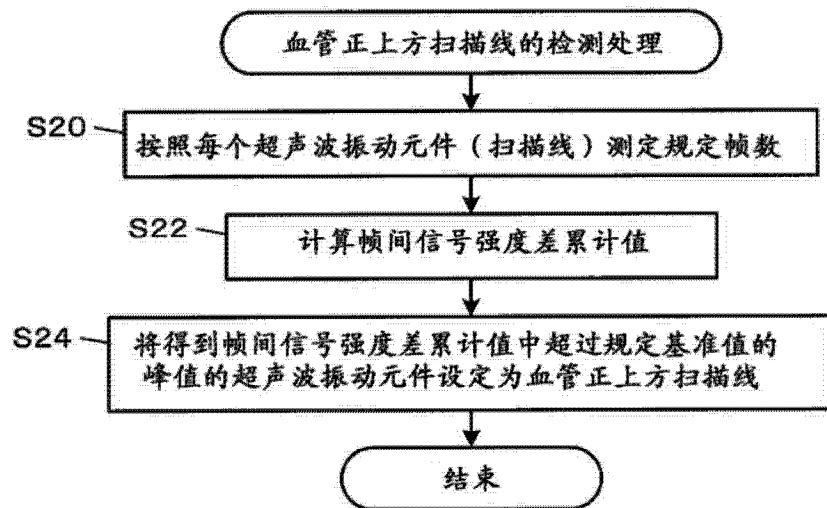


图 13

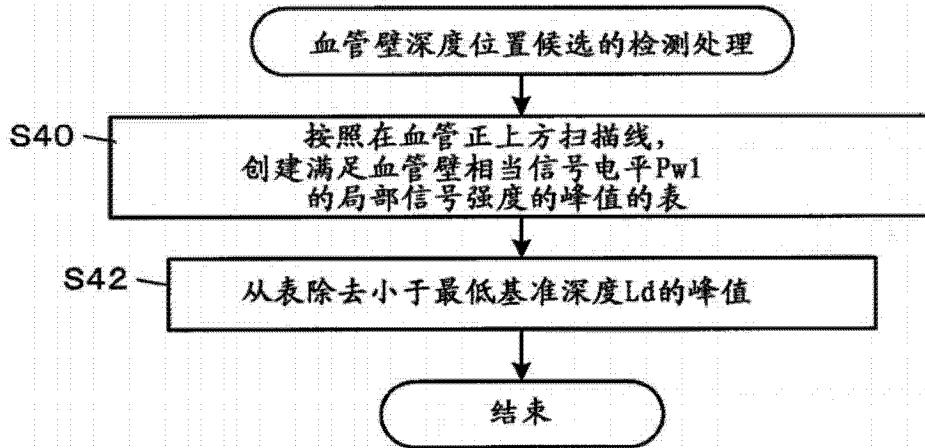


图 14

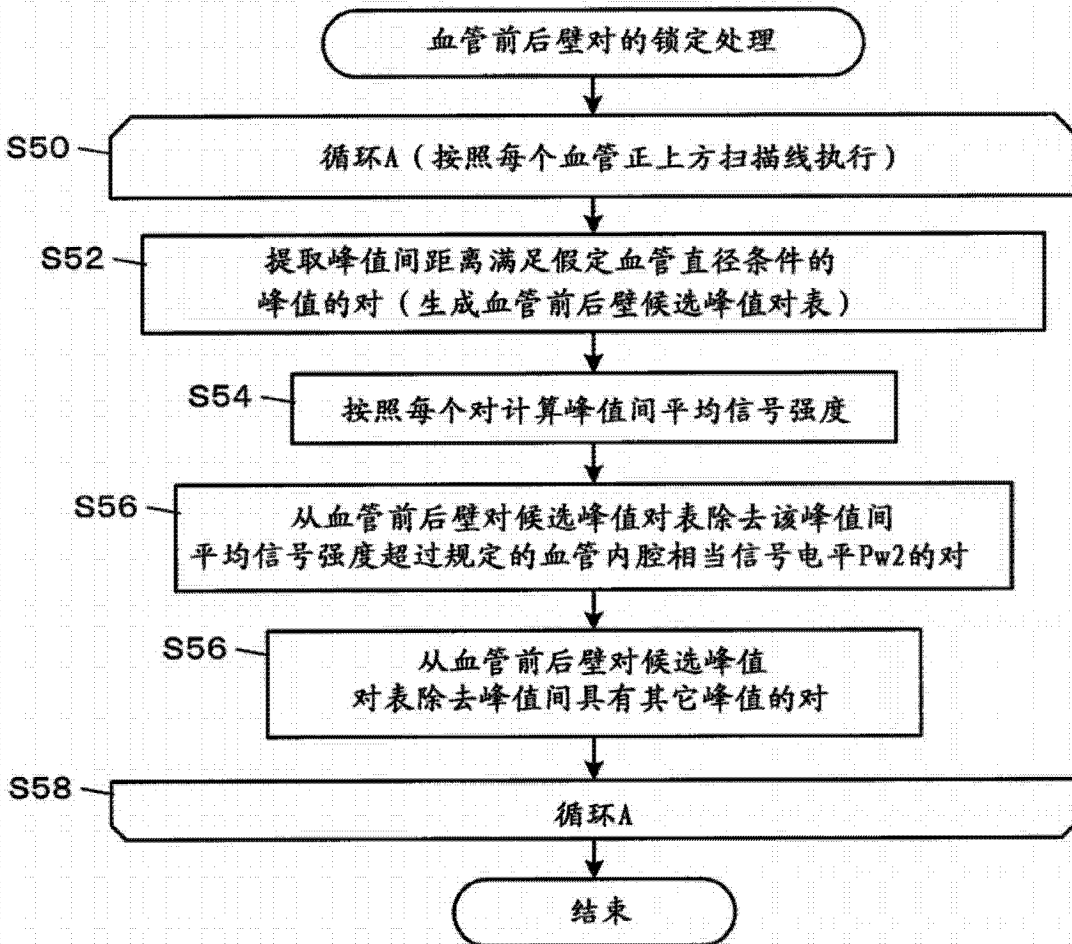


图 15

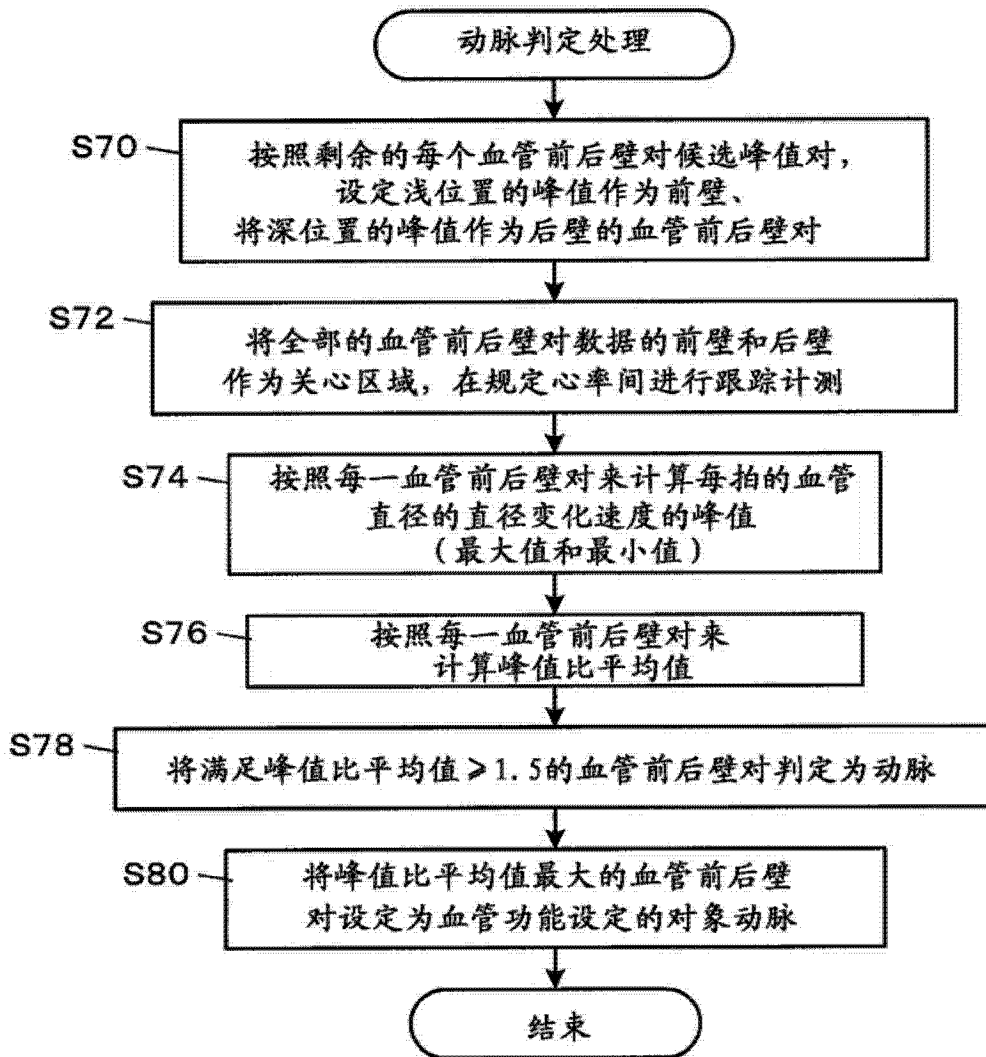


图 16

专利名称(译)	超声波测定装置以及超声波测定方法		
公开(公告)号	CN104814765A	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201510040757.8	申请日	2015-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	玉田奈津美		
发明人	玉田奈津美		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/467 A61B8/5223 A61B8/461 A61B8/54 A61B8/4218 A61B8/4405 G16H50/30		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014015167 2014-01-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波测定装置以及超声波测定方法。使用对血管发送的超声波被血管反射的反射波的接收信号来检测血管正上方扫描线，并基于该扫描线的接收信号来检测认为是血管的前壁以及后壁的深度位置的候选。接下来，从该候选中锁定前壁以及后壁的血管前后壁对，并将锁定的血管前后壁对视为一个血管，对每个血管进行动脉/静脉的识别，将判定为动脉的血管作为对象进行血管功能信息的测定。

