



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104873225 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201510086985. 9

(22) 申请日 2015. 02. 25

(30) 优先权数据

2014-036406 2014. 02. 27 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 日向崇

(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)

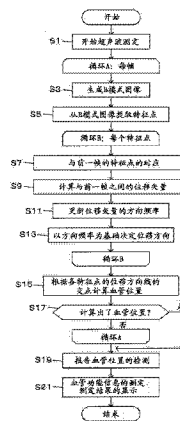
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(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。超声波测定装置从通过超声波测定获取的B模式图像中检测多个特征点。并按照每个测定帧反复执行该检测。然后,计算在时间上相邻的(连续的)测定帧间的各特征点的位移矢量。接下来,按照每个特征点基于位移矢量来计算位移方向。检测该位移方向的交点来作为血管(3)的剖面中心位置(4)。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,具备:
测定数据获取部,其向生物体发送超声波,并基于接收信号来获取利用所述超声波测定了所述生物体的剖面的测定数据;
位移检测部,其基于所述测定数据来检测所述生物体的组织的位移;以及
血管位置检测部,其基于所述检测出的位移来检测所述生物体的血管的位置。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述位移检测部通过按照时间序列比较多个测定数据来检测所述位移。
3. 根据权利要求 1 或者 2 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述位移检测部检测所述生物体的组织的位移方向,
所述血管位置检测部基于所述位移方向来检测所述生物体的血管的位置。
4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
还具备特征点检测部,该特征点检测部基于所述测定数据来检测所述生物体的组织所涉及的特征点,
所述位移检测部检测所述特征点的位移方向,
所述血管位置检测部求出所述特征点的位移方向的交点来检测所述血管位置。
5. 根据权利要求 4 所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述特征点检测部检测所述生物体的血管或者所述生物体的血管的周边的所述生物体内的组织所涉及的特征点。
6. 根据权利要求 1 ~ 5 中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述位移检测部检测所述血管的收缩以及张弛的至少一方所涉及的所述位移。
7. 一种超声波测定方法,其特征在于,包括:
向生物体发送超声波,并基于接收信号来获取利用超声波测定了所述生物体的剖面的测定数据;
基于所述测定数据来检测所述生物体的组织的位移;以及
基于所述检测出的位移来检测所述生物体的血管的位置。

超声波测定装置以及超声波测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声波来检测血管位置的超声波测定装置等。

背景技术

[0002] 作为使用超声波来测定生物体信息的一个例子,进行包括血管疾病的判断的血管功能的评价。例如测定成为动脉硬化的指标的颈动脉的IMT(Intima Media Thickness:内膜中层厚度)也为其中之一。在这样的测定中测定生物体内组织的血管的位置、形状。

[0003] 在专利文献1中公开有基于颈动脉的断面图像即B模式图像来估算颈动脉的位置、形状并模型化的技术。在所涉及的技术中,着眼于心脏跳动引起的动脉的动作,按照每帧反复进行生成模型的评价函数,进行最优化并估算下一帧的颈动脉的位置、形状,并模型化的处理。

[0004] 专利文献1:日本特开2009-66268号公报

[0005] 在上述的专利文献1所公开的技术中,由于按照每帧反复进行评价函数的生成、最优化、以及模型化,所以存在测定所涉及的运算处理复杂,运算量增加这样的问题。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于上述的情况而成的,其目的在于提出一种检测成为超声波测定的对象的血管的位置的新的技术。

[0007] 用于解决上述课题的第一发明是超声波测定装置,该超声波测定装置具备:测定数据获取部,其向生物体的表面发送超声波,并基于接收信号来获取利用超声波测定了生物体的剖面的测定数据;位移检测部,其基于上述测定数据来检测生物体内组织的位移;以及血管位置检测部,其基于上述检测出的位移来检测上述生物体内的血管位置。

[0008] 另外,作为其他发明,也可以构成超声波测定方法,该超声波测定方法包括:向生物体的表面发送超声波,并基于接收信号来获取利用超声波测定了生物体的剖面的测定数据;基于上述测定数据来检测生物体内组织的位移;以及基于上述检测出的位移来检测上述生物体内的血管位置。

[0009] 根据该第一发明等,基于以利用超声波测定了生物体的剖面的测定数据为基础而检测出的生物体内组织的位移来检测生物体内的血管位置。血管因跳动而周期性地反复进行收缩以及张弛,血管周围的生物体内组织也与此同步地位移。通过检测该生物体内组织的位移,能够实现检测成为该位移的原因的血管位置这样的新的技术。

[0010] 另外,作为第二发明,也可以在第一发明的超声波测定装置的基础上,上述位移检测部通过按照时间序列比较多个测定数据来检测上述位移。

[0011] 根据该第二发明,通过按照时间序列比较多个测定数据,能够检测生物体内组织的位移。

[0012] 另外,作为第三发明,也可以在第一或者第二发明的超声波测定装置的基础上,上述位移检测部检测上述生物体内组织的位移方向,上述血管位置检测部基于上述位移方向

来检测上述血管位置。

[0013] 根据该第三发明,检测生物体内组织的位移方向,并基于位移方向来检测血管位置。在血管的短轴方向剖面中,血管各向同性地反复进行收缩以及张弛,所以血管及其周围的生物体内组织的位移方向也为从血管的短轴剖面的大致中心位置的放射方向。因此,能够根据检测出的生物体内组织的位移方向来检测血管位置。

[0014] 另外,作为第四发明,也可以在第一~第三发明的任意一个发明的超声波测定装置的基础上,还具备特征点检测部,该特征点检测部基于上述测定数据来检测生物体内组织所涉及的多个特征点,上述位移检测部检测上述多个特征点的各特征点的位移方向,上述血管位置检测部求出上述多个特征点的各特征点的位移方向的交点来检测上述血管位置。

[0015] 根据该第四发明,求出生物体内组织的多个特征点的各特征点的位移方向的交点来检测血管位置。血管在短轴方向剖面上各向同性地反复进行收缩以及张弛,所以能够检测多个特征点的各特征点的位移方向的交点来作为血管的短轴剖面的大致中心位置。

[0016] 另外,作为第五发明,也可以在第四发明的超声波测定装置的基础上,上述特征点检测部检测血管或者血管周边的生物体内组织所涉及的特征点。

[0017] 根据该第五发明,作为特征点,检测血管及其周边的生物体内组织所涉及的特征点。由此,能够检测伴随血管的收缩以及张弛的特征点的位移,容易进行血管位置的检测。

[0018] 另外,作为第六发明,也可以在第一~第五发明的任意一个发明的超声波测定装置的基础上,上述位移检测部检测血管的收缩以及张弛的至少一方所涉及的上述位移。

[0019] 根据该第六发明,作为生物体内组织所涉及的位移,检测血管的收缩以及张弛的至少一方所涉及的位移。由于血管反复进行收缩以及张弛,所以检测出的生物体内组织所涉及的位移方向大致为直线状。因此,通过检测血管的收缩以及张弛的至少一方所涉及的位移,能够检测生物体内组织所涉及的位移方向。

附图说明

[0020] 图 1 是超声波测定装置的整体结构图。

[0021] 图 2 是说明血管的收缩以及张弛的图。

[0022] 图 3 是说明位移矢量的计算的图。

[0023] 图 4 是位移方向的确定方法的说明图。

[0024] 图 5 是说明 B 模式图像中的特征点的检测的图。

[0025] 图 6 是超声波测定装置的功能结构图。

[0026] 图 7 是超声波测定处理的流程图。

具体实施方式

[0027] (整体结构)

[0028] 图 1 是表示本实施方式中的超声波测定装置 10 的结构例的图。超声波测定装置 10 是使用超声波来测定被检者的生物体信息的装置。在本实施方式中,作为生物体信息,测定颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness:血管的内膜中层厚度)这样的血管功能信息。当然,除了 IMT 以外,也可以测定血管直径、根据血管直径测定血压这样的其它的血管功能

信息。

[0029] 超声波测定装置 10 具备触摸面板 12、键盘 14、超声波探针 16、以及主体装置 20。在主体装置 20 上搭载有控制基板 22，与触摸面板 12、键盘 14、超声波探针 16 等各部以能够收发信号的方式连接。

[0030] 在控制基板 22 上除了搭载有 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)24、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、各种集成电路之外，还搭载有 IC 存储器、硬盘等的存储介质 26 和实现与外部装置的数据通信的通信 IC28。主体装置 20 通过 CPU24 等执行存储于存储介质 26 的控制程序，来实现以超声波测定为代表的本实施方式所涉及的各种功能。

[0031] 具体而言，主体装置 20 从超声波探针 16 朝向被检者 2 的生物体内组织发送、照射超声波束，并接收反射波。然后，能够通过对反射波的接收信号进行放大、信号处理来生成被检者的生物体内构造所涉及的测定数据。测定数据包括所谓的 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。将测定单位称为“帧”。

[0032] 超声波探针 16 通过排列多个超声波振子而构成。在本实施方式中，将排列数设为一列，但也可以设为多列而为面状的排列结构。而且，以来自各超声波振子的超声波横截被检者的颈动脉的短轴方向的相对姿势将超声波探针 16 固定于被检者 2 的颈部，进行生物体信息的测定。

[0033] (原理)

[0034] 在血管功能信息的测定时，首先进行血管位置的检测。图 2 是血管 3 的短轴剖面的示意图。血管 3 随着跳动各向同性地反复进行收缩以及舒张。其收缩以及舒张方向为从血管 3 的短轴剖面的中心位置 4 的放射方向。利用该状况，在本实施方式中，使用作为测定数据之一的 B 模式图像来检测血管 3 的周边的生物体内组织的位移，并根据其位移方向来检测血管 3 的剖面中心位置 4。图 2 中的虚线圆圈是在图 3 中示出的特征点的一部分，以实线的两箭头表示虚线圆圈的中心的位移方向。

[0035] 另外，作为本实施方式中的坐标系，使用将距皮肤表面（体表面）的深度方向设为 Z 轴，将血管 3 的长边方向（血流方向）设为 Y 轴，并将与 Z 轴以及 Y 轴正交的血管 3 的短轴方向设为 X 轴的正交三维坐标。

[0036] 更加具体地进行说明。如图 3 所示，首先，分别在连续的两个测定帧中测定出的 B 模式图像 P1、P2 中提取图像中的特征点（图 3 中的虚线圆圈的中心位置），并在两个 B 模式图像 P1、P2 间进行特征点的对应估算（也称为追踪）。将未能够进行对应的特征点作为特征量小的特征点而予以删除。由此，仅检测能够进行相对于时间经过的位置的特定的特征点，即仅检测能够追踪的特征点。特征点的提取方法以及对应的估算方法能够通过适当地使用公知技术来实现，所以省略这里的说明。

[0037] 接下来，对作为能够追踪的特征点检测出的各特征点计算表示在连续的帧间的位置变化的位移矢量 V 。图 4 是表示着眼于检测出的某一个特征点来基于第 t 帧的位置和接下来的第 $t+1$ 帧的位置求出位移矢量 V_{t+1} 的例子。对检测出的每个特征点计算位移矢量 V 。

[0038] 而且，将沿位移矢量 V 的方向设为该特征点的位移方向。此时，为了提高血管位置

的检测精度,逐个对各特征点如以下那样决定位移方向。即,对一个特征点追踪位置,并求出在连续的多个帧间的各帧间的多个位移矢量 V 。将求出的多个位移矢量 V 的各方向中出现频率最多的方向决定为该特征点的位移方向。以多数决定方式决定方向。对各特征点进行该多数决定方式,决定各特征点的位移方向。

[0039] 如图 5 所示,例如以位移矢量 V 相对于 X 轴所成的角度 θ 表示位移方向。如图 2 所示,由于特征点的位置以从血管 3 的中心在放射方向上往复的方式变化,所以将角度 θ 设为“ $0^\circ \sim 180^\circ$ ”的范围。换句话说,将如图 5 中的位移矢量那样,方向相互相反的位移矢量 V 视为其位移方向相同。具体而言,由位置坐标、方向(也可以说是方位)以及大小定义位移矢量 V 。因此,若位移矢量 V 的方向与 X 轴正方向的逆时针旋转所成的角度(当然也可以是顺时针旋转所成的角度)为“ $0^\circ \sim 180^\circ$ ”,则将该角度设为位移方向的角度 θ ,若为“ $180^\circ \sim 360^\circ$ ”,则将从该角度减去 180° 得到的角度设为位移方向的角度 θ 。

[0040] 若决定多个特征点的各特征点的位移方向,则如图 2 所示那样,求出通过这些多个特征点的各特征点的位置且沿该特征点的位移方向的方向的直线(图 2 中的虚线)(以下将该直线称为“位移方向线”)。然后,计算位移方向线的交点,并将该位移方向线的交点设为血管 3 的剖面中心位置 4。应予说明,在理论上,此时求出的交点为一点,但若从多个位移方向线中选择两个位移方向线的组合并对各组合求出交点,则存在不为一点的情况。因此,能够将位移方向线的不同组合求出的交点中位置重复的数量最多的交点设为血管 3 的剖面中心位置 4。另外,作为其它的例子,也考虑利用求出的交点的位置的集合大致收纳在恒定的附近位置的方法。例如,能够将该附近位置的中心设为剖面中心位置 4。在求附近位置时,当然也可以导入将包括求出的交点的位置的集合的八成左右的位置范围设为附近位置等去除测定上的误差的处理。

[0041] (功能结构)

[0042] 图 6 是超声波测定装置 10 的功能结构图。如图 6 所示,超声波测定装置 10 通过具备操作输入部 110、显示部 120、声音输出部 130、通信部 140、处理部 200、以及存储部 300 而构成。

[0043] 操作输入部 110 通过按钮开关、触摸面板、各种传感器等输入装置来实现,操作输入部 110 将与进行的操作相应的操作信号输出至处理部 200。在图 1 中,触摸面板 12、键盘 14 符合操作输入部 110。

[0044] 显示部 120 通过 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)等显示装置来实现,显示部 120 进行基于来自处理部 200 的显示信号的各种显示。在图 1 中,触摸面板 12 符合显示部 120。声音输出部 130 通过扬声器等声音输出装置来实现,声音输出部 130 进行基于来自处理部 200 的声音信号的各种声音输出。

[0045] 通信部 140 通过无线 LAN(Local Area Network:局域网)、Bluetooth(注册商标)等无线通信装置、调制解调器、有线用的通信电缆的插孔、控制电路等通信装置来实现,通信部 140 与给定的通信线路连接来进行与外部装置的通信。在图 1 中,搭载于控制基板 22 的通信 IC28 符合通信部 140。

[0046] 处理部 200 通过 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、GPU(Graphics Processing Unit:图像处理器)等微处理器、ASIC(专用集成电路:Application Specific Integrated Circuit)、IC(Integrated Circuit:集成电路)存储器等电子部件来实现,处

理部 200 基于存储于存储部 300 的程序、数据、来自操作输入部 110 的操作信号等来执行各种运算处理,并控制超声波测定装置 10 的动作。另外,处理部 200 具有超声波测定控制部 210、血管位置检测部 230、以及血管功能测定部 250。

[0047] 超声波测定控制部 210 控制超声波探针 16 的超声波的收发。具体而言,使超声波探针 16 以规定周期的发送定时发送超声波。另外,进行在超声波探针 16 中接收到的超声波的反射波的信号的放大等。

[0048] 测定数据生成部 220 以超声波探针 16 的反射波的接收信号为基础,生成包括 A 模式、B 模式、M 模式这样的各模式的图像数据的测定数据。该测定数据生成部 220 与测定数据获取部相当。

[0049] 血管位置检测部 230 具有特征点检测部 232、特征点对应部 234、位移矢量计算部 236、位移方向计算部 238、以及位移方向交点计算部 240,血管位置检测部 230 进行基于由测定数据生成部 220 生成的测定数据的血管位置的检测。

[0050] 特征点检测部 232 检测每个测定帧的 B 模式图像中的特征点。此时,检测在规定时间(例如 1 ~ 2 秒钟)的期间的各 B 模式图像中出现且特征量为规定以上的特征点,即检测能够进行位置的追踪的特征点。

[0051] 特征点对应部 234 进行通过特征点检测部 232 检测出的各特征点的在帧间的对应。能够根据各特征点的图像上的特征(该特征点的亮度值、周边亮度值)等进行对应。

[0052] 位移矢量计算部 236 计算通过特征点对应部 234 对应的各特征点的每帧间的位移矢量 V 。

[0053] 位移方向计算部 238 根据通过位移矢量计算部 236 计算出的位移矢量 V 来计算通过特征点检测部 232 检测出的各特征点的位移方向。具体而言,对各特征点求出位移矢量 V 的方向的出现频率,并将最多的方向决定为该特征点的位移方向。该位移矢量计算部 236 以及位移方向计算部 238 与位移检测部相当。

[0054] 位移方向交点计算部 240 对各特征点求出通过该特征点的位置坐标并沿通过位移方向计算部 238 计算出的位移方向的方向的位移方向线。然后,计算出各特征点的位移方向线的交点。交点未被确定为一个的情况下的决定方法如上所述。检测该交点来作为血管的剖面中心位置,并作为 B 模式图像中的血管中心位置坐标 340 进行存储。

[0055] 血管功能测定部 250 进行给定的血管功能信息的测定。具体而言,进行如下这样的血管功能信息的测定,即,测定通过检测出的血管位置确定出的血管的血管直径、IMT 等、通过跟踪血管前壁以及血管后壁来根据血管直径变动估算运算血压、计算脉搏数。

[0056] 存储部 300 通过 ROM、RAM、硬盘等存储装置来实现,存储部 300 存储用于处理部 200 统一控制超声波测定装置 10 的程序、数据等,并且作为处理部 200 的作业区域来使用,暂时地储存处理部 200 执行的运算结果、来自操作输入部 110 的操作数据等。在图 1 中,搭载于控制基板 22 的存储介质 26 符合存储部 300。在本实施方式中,在存储部 300 存储超声波测定程序 312、B 模式数据 320、特征点数据 330、以及血管中心位置坐标 340。

[0057] 按照每个测定帧生成 B 模式数据 320,B 模式数据 320 储存帧 ID、B 模式图像数据、以及 B 模式图像中的各特征点的位置坐标的列表即特征点坐标列表。

[0058] 按照由特征点检测部 232 检测出的每个特征点生成特征点数据 330,特征点数据 330 储存特征点 ID、每个测定帧的 B 模式图像中的位置坐标即位置坐标数据、按方向的频率

数据、以及位移方向。按方向的频率数据是被位移方向计算部 238 使用的数据,是按照方向对通过位移矢量计算部 236 在各测定帧中计算出的位移矢量 V 的方向进行了总计的频率(次数)的数据。也可以说是按照各方向累计了各测定帧的位移矢量 V 的数量的数据。此外,特征点数据 330 也可以包括在各测定帧中计算出的位移矢量 V 的数据。

[0059] (处理的流程)

[0060] 图 7 是说明超声波测定处理的流程的流程图。该处理通过处理部 200 执行超声波测定程序 312 来实现。

[0061] 处理部 200 首先使超声波探针 16 的超声波的收发开始(步骤 S1)。然后,按照每个测定帧反复进行循环 A 的处理。在循环 A 中,测定数据生成部 220 以超声波探针 16 的超声波反射波的接收信号为基础生成 B 模式图像(步骤 S3)。接下来,特征点检测部 232 从生成的 B 模式图像检测特征点(步骤 S5)。

[0062] 接着,进行以检测出的各特征点为对象的循环 B 的处理。在循环 B 中,使处理对象的特征点与前一帧的 B 模式图像中的特征点对应(步骤 S7),并计算与前一帧间的位移矢量 V(步骤 S9)。接下来,更新(例如加“1”)处理对象的特征点的特征点数据 330 所包括的按方向的频率数据中在步骤 S9 计算出的位移矢量 V 的方向的频率(步骤 S11)。然后,将合计于按方向的频率数据的最多的方向决定为处理对象的特征点的位移方向(步骤 S13)。

[0063] 若进行以全部的特征点为对象的循环 B 的处理,则接着通过求出各特征点的位移方向线并计算出该位移方向线的交点来计算血管的剖面中心位置(步骤 S15)。此时,虽然求出每两条位移方向线的组合的交点,但在规定数量的交点的坐标一致(即规定数量的位移方向线在一点交叉(详细而言,通过规定的狭窄范围))的情况下,将该交点作为血管的剖面中心位置。若未计算出血管的剖面中心位置(步骤 S17:否),则进行以下一测定帧为对象的循环 A 的处理。由于在距测定开始未经过太长的时间的情况下,按方向的频率数据所积累的值较少,所以在步骤 S17 判定为否的可能性较高。而且,若计算出了血管的剖面中心位置(步骤 S17:是),则结束循环 A 的处理。

[0064] 若结束循环 A 的处理,则报告进行了血管位置的检测(步骤 S19)。接着,血管功能测定部 250 进行使用了超声波探针 16 的超声波的收发结果的给定的血管功能信息的测定,并进行测定结果的存储、显示(步骤 S21)。若进行以上的处理,则超声波测定处理结束。

[0065] (作用效果)

[0066] 根据本实施方式,超声波测定装置 10 能够根据通过超声波测定获取的时间序列的多个 B 模式图像计算出多个特征点的各特征点的位移,并检测出这些特征点的位移方向线的交点来作为血管的剖面中心位置。因此,能够实现检测作为超声波测定的对象的血管位置的新的方法。另外,由于该方法也是使用超声波反射波的接收信号的比较简单的方法,所以运算处理量较少,能够高速地进行运算。

[0067] (变形例)

[0068] 应予说明,本发明的能够应用的实施方式并不局限于上述的实施方式,当然能够在不脱离本发明的主旨的范围内适当地进行变更。

[0069] 例如,也可以在血管的收缩以及张弛的至少一方的期间进行基于 B 模式图像的各特征点的位移方向的计算。血管与心脏的跳动相应地反复地进行收缩以及张弛,且以特征点在该收缩以及张弛的一个周期的期间往复一次的方式位移。因此,能够通过检测血管的

收缩以及张弛的至少一方的期间的特征点的位移,来迅速地检测血管位置(剖面中心位置)。

[0070] 本申请要求于2014年2月27日提交的日本专利申请第2014-036406号的优先权,并在此引用其全部内容。

[0071] 符号说明:10...超声波测定装置,16...超声波探针,20...主体装置,110...输入部,120...显示部,130...声音输出部,140...通信部,200...处理部,210...超声波测定控制部,220...测定数据生成部,230...血管位置检测部,232...特征点检测部,234...特征点对应部,236...位移矢量计算部,238...位移方向计算部,240...位移方向交点计算部,250...血管功能测定部,300...存储部,310...系统程序,312...超声波测定程序,320...B模式数据,330...特征点数据,340...血管中心位置坐标,2...被检者,3...血管(颈动脉)。

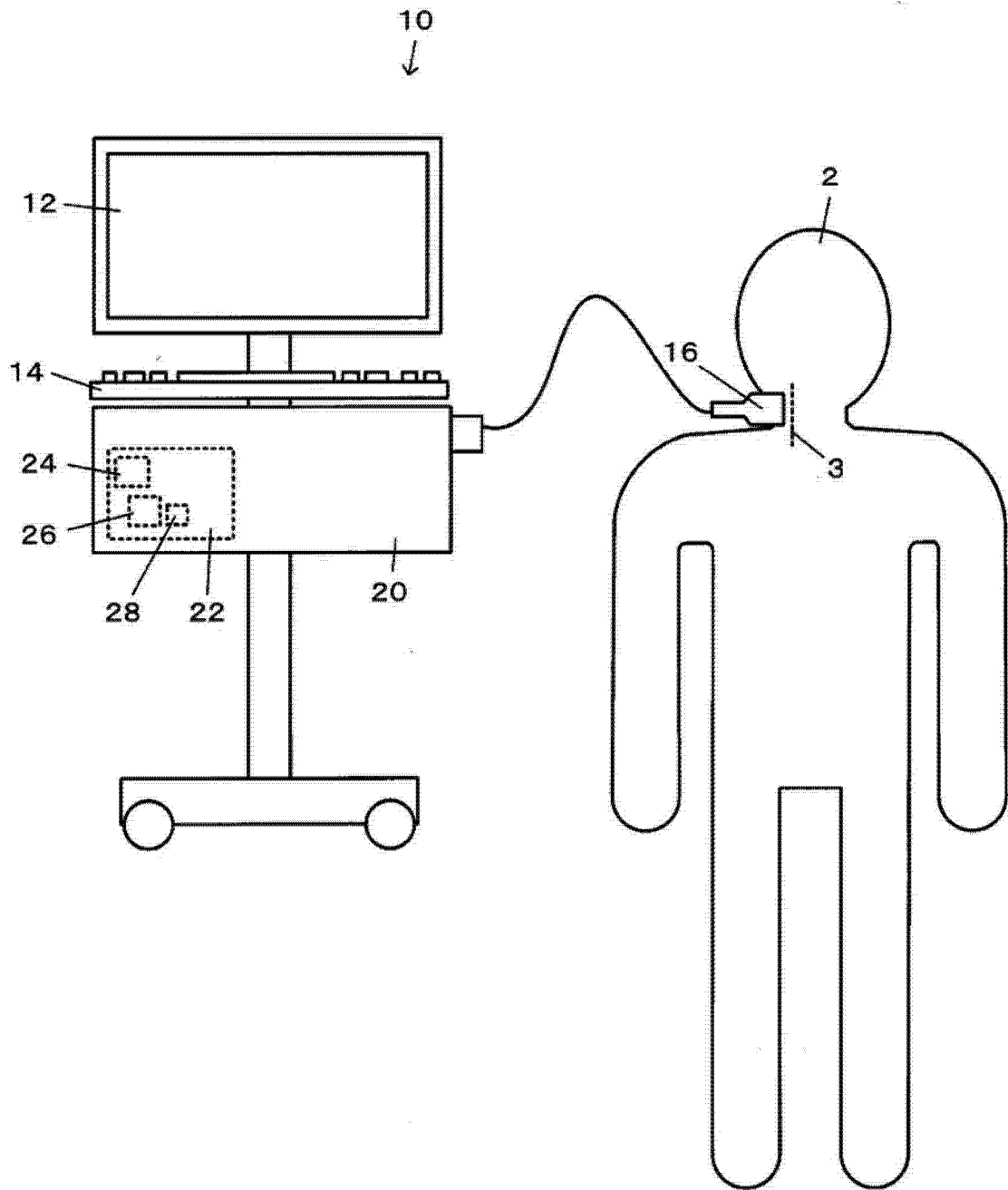


图 1

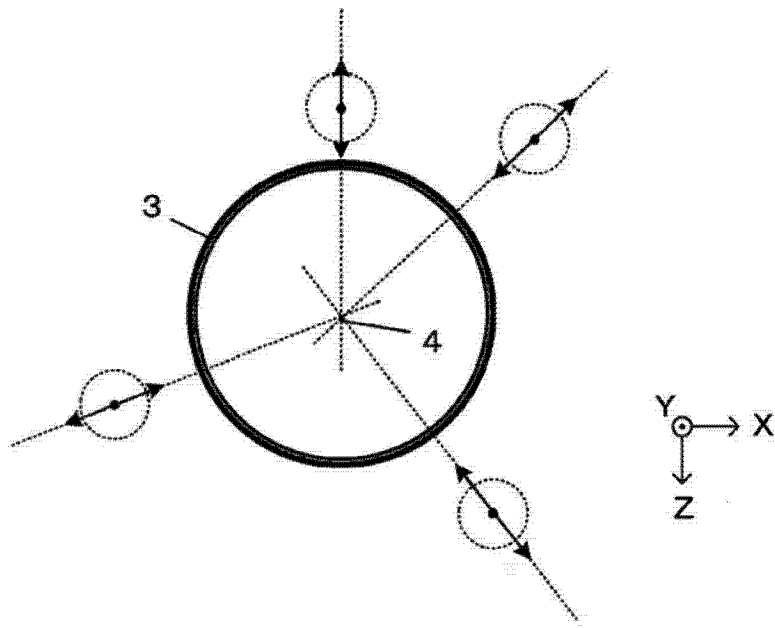


图 2

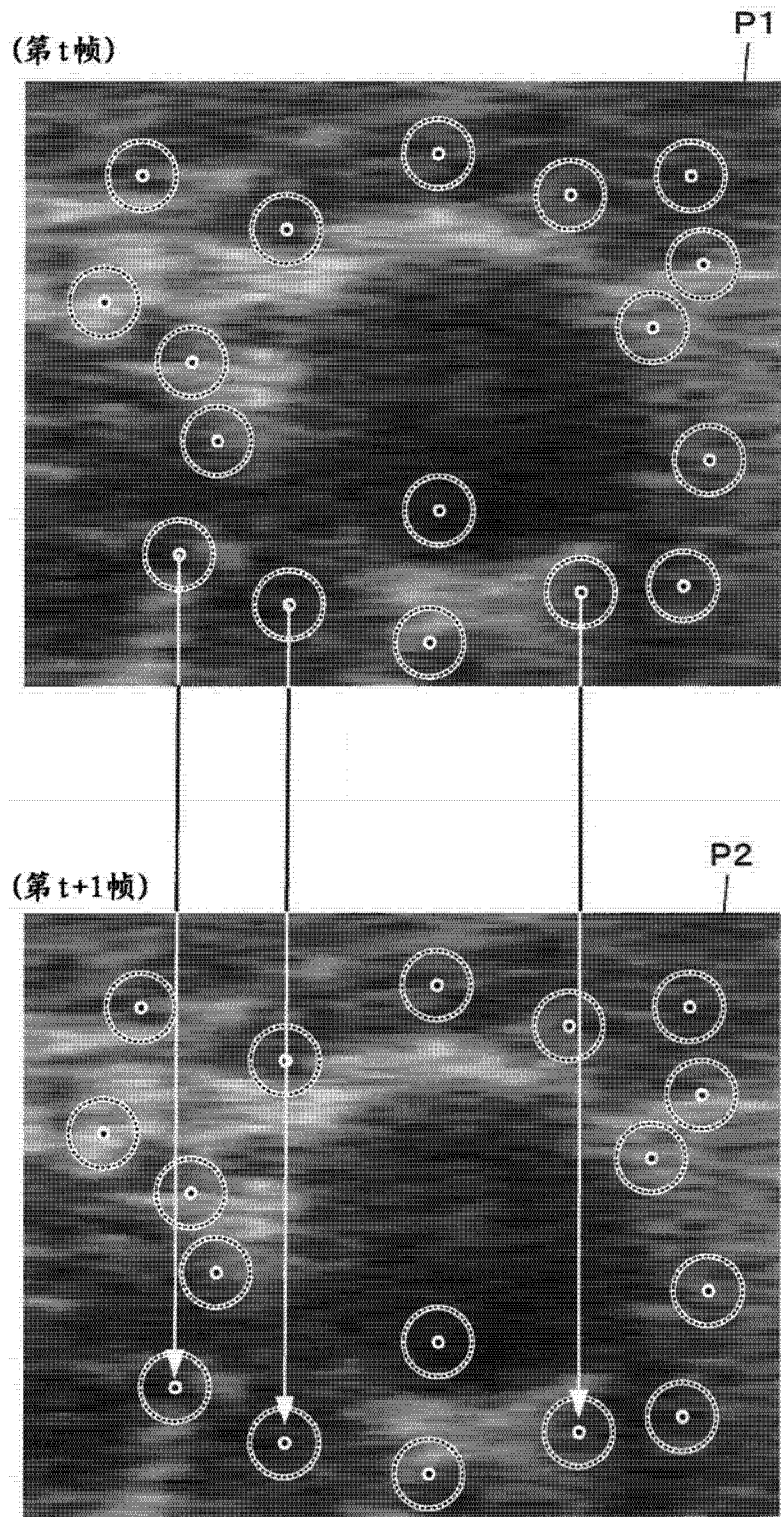


图 3

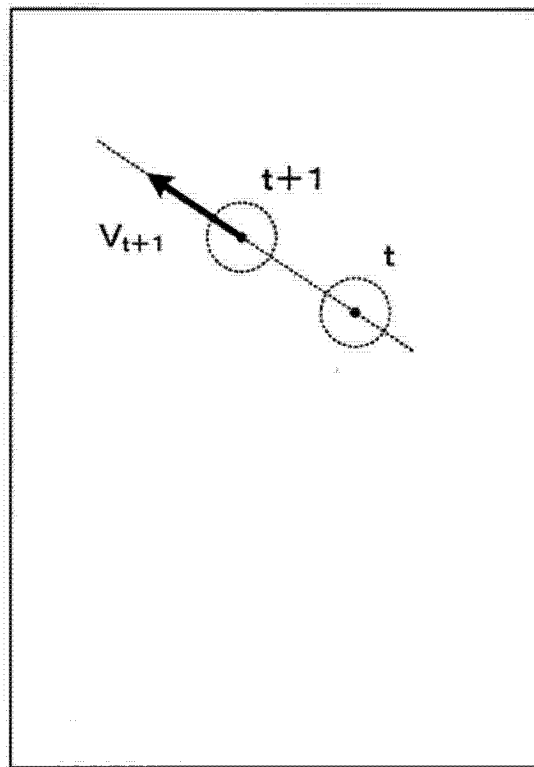


图 4

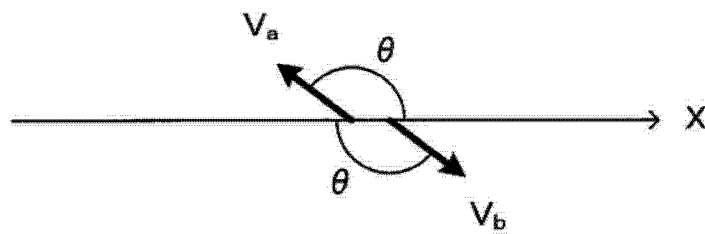


图 5

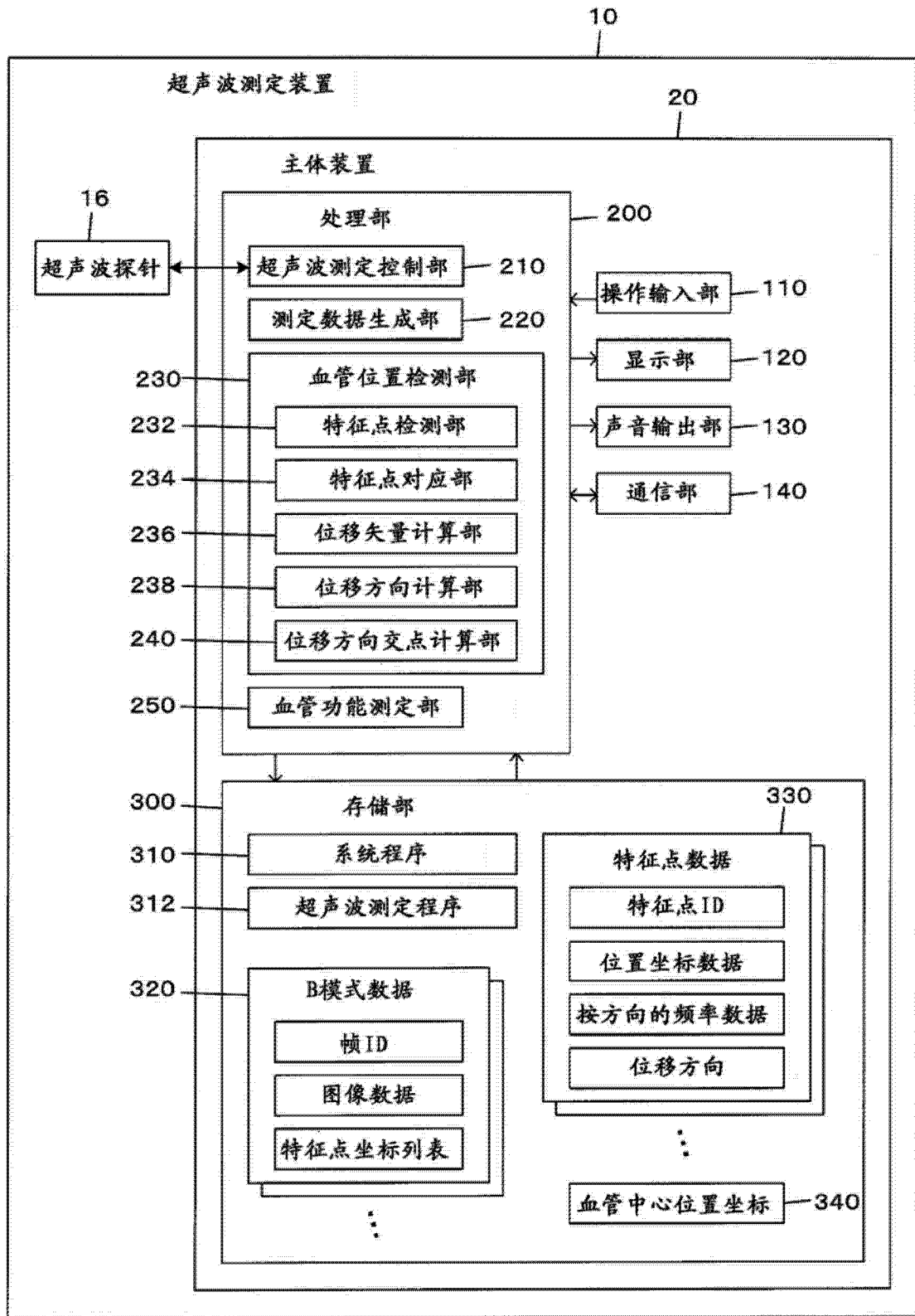


图 6

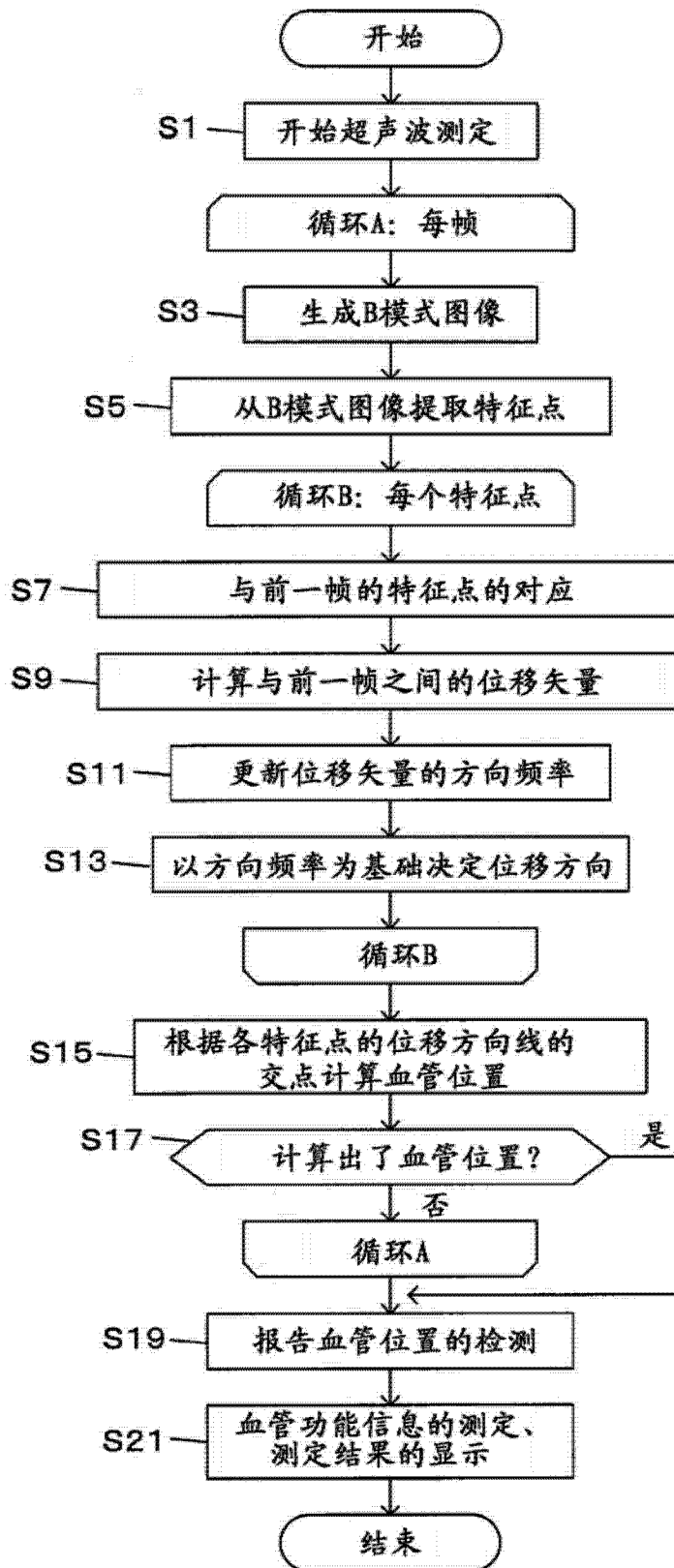


图 7

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	CN104873225A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201510086985.9	申请日	2015-02-25
[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	日向崇		
发明人	日向崇		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0858 A61B8/5223 A61B8/085 A61B8/0891 G16H50/30		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014036406 2014-02-27 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。超声波测定装置从通过超声波测定获取的B模式图像中检测多个特征点。并按照每个测定帧反复执行该检测。然后，计算在时间上相邻的(连续的)测定帧间的各特征点的位移矢量。接下来，按照每个特征点基于位移矢量来计算位移方向。检测该位移方向的交点来作为血管(3)的剖面中心位置(4)。

