



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104873224 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201510084797. 2

(22) 申请日 2015. 02. 16

(30) 优先权数据

2014-036408 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 水上博光

(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)

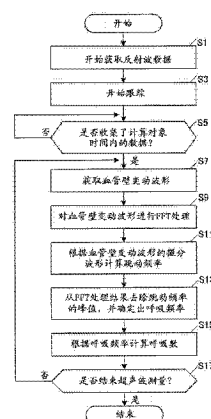
权利要求书1页 说明书9页 附图11页

(54) 发明名称

超声波测量装置以及超声波测量方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波测量装置以及超声波测量方法。在超声波测量装置 (1) 中, 超声波传感器 (4) 朝向血管发送超声波并接收反射波。而且, 在主体装置 (5) 的处理部 (57) 中, 超声波测量控制部 (58)、呼吸变动成分分离部 (571)、以及呼吸数计算部 (575) 使用反射波的接收信号来解析血管壁距生物体表面的深度方向的位移, 并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。单位时间例如可以是一分钟, 也可以是一秒钟。



1. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:
收发部,其朝向血管发送超声波,并接收反射波;以及
检测部,其使用所述反射波的接收信号来解析所述血管的位移,并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。
2. 根据权利要求1所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部通过对所述血管的位移进行频率解析并确定呼吸变动成分的频率来检测所述呼吸次数。
3. 根据权利要求2所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部具有计算心率的心率计算部,所述检测部从所述频率解析结果去除与所述心率对应的频率,并确定所述呼吸变动成分的频率。
4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部基于血管前壁以及血管后壁中的任意一方的位移来检测所述呼吸次数。
5. 根据权利要求1所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部基于所述血管壁的接收信号强度的时间变化来检测所述呼吸次数。
6. 根据权利要求1所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部基于由血管前壁的位移和血管后壁的位移决定的血管直径的时间变化来检测所述呼吸次数。
7. 根据权利要求6所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述检测部从所述血管直径的时间变化对表示舒张期血管直径以及收缩期血管直径中的任意一方的时间变化的血管直径变动进行频率解析来检测所述呼吸次数。
8. 根据权利要求1~7中任意一项所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述血管为动脉。
9. 一种超声波测量方法,包括:
朝向血管发送超声波,并接收反射波;以及
使用所述反射波的接收信号来解析所述血管的位移,并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。

超声波测量装置以及超声波测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及检测被检者的呼吸次数的超声波测量装置等。

背景技术

[0002] 作为检测被检者的呼吸次数的方法之一,例如已知有基于从被检者采集的脉搏信号来把握被检者的呼吸状态的技术(参照专利文献1)。在该专利文献1中,使用光学式的脉搏传感器向被检者照射光,通过检测血液的流动引起的受光量的变化来把握呼吸状态。

[0003] 专利文献1:日本特开2002-17696号公报

[0004] 然而,血管因周边的器官、肌肉伴随呼吸进行动作而反复进行舒张/收缩,若知道伴随该呼吸的血管的舒张/收缩的周期,则能够了解单位时间的呼吸次数。

发明内容

[0005] 鉴于上述情况,本发明的目的在于提出一种能够正确地检测被检者的呼吸次数的新的方法。

[0006] 用于解决以上课题的第一发明是超声波测量装置,该超声波测量装置具备:收发部,其朝向血管发送超声波,并接收反射波;以及检测部,其使用上述反射波的接收信号来解析血管壁距生物体表面的深度方向的位移,并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。

[0007] 另外,作为其他方式,也可以构成超声波测量方法,该超声波测量方法包括:朝向血管发送超声波,并接收反射波;以及使用上述反射波的接收信号来解析血管壁距生物体表面的深度方向的位移,并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。

[0008] 根据第一发明以及其他方式,能够解析血管壁距生物体表面的深度方向的位移,并计算出单位时间的呼吸数。

[0009] 第二发明是在第一发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部通过对上述血管壁的深度方向的位移进行频率解析并确定呼吸变动成分的频率来检测上述呼吸次数。

[0010] 根据第二发明,频率解析血管壁的深度方向的位移并确定出呼吸变动成分的频率,能够计算出呼吸次数。

[0011] 第三发明是在第二发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部具有计算心率的心率计算部,上述检测部从上述频率解析结果去除与上述心率对应的频率,并确定上述呼吸变动成分的频率。

[0012] 根据第三发明,能够在从频率解析结果去除了心率的基础上确定出呼吸变动成分的频率。

[0013] 第四发明在第一~第三的任意一个发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部基于血管前壁以及血管后壁中的任意一方的深度方向的位移来检测上述呼吸次数。

[0014] 根据第四发明,能够解析血管前壁以及血管后壁的任意一方的深度方向的位移,并检测出呼吸次数。

[0015] 第五发明是在第一发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部基于上述血管壁中的接收信号强度的时间变化来检测上述呼吸次数。

[0016] 根据第五发明,能够根据血管壁中的接收信号强度的时间变化来检测呼吸次数。

[0017] 第六发明是在第一发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部基于由血管前壁的深度方向的位移和血管后壁的深度方向的位移决定的血管直径的时间变化来检测上述呼吸次数。

[0018] 根据第六发明,能够根据血管直径的时间变化来检测呼吸次数。

[0019] 第七发明是在第六发明的超声波测量装置的基础上,上述检测部从上述血管直径的时间变化对表示舒张期血管直径以及收缩期血管直径中的任意一方的时间变化的血管直径变动进行频率解析来检测上述呼吸次数。

[0020] 根据第七发明,能够提取表示舒张期血管直径以及收缩期血管直径的任意一方的时间变化的血管直径变动并进行频率解析,来检测呼吸次数。

[0021] 第八发明是在第一~第七的任意一个发明的超声波测量装置的基础上,上述血管为动脉。

[0022] 根据第八发明,能够以动脉血管为对象解析深度方向的位移,来检测呼吸次数。

附图说明

[0023] 图 1 是表示第一实施方式中的超声波测量装置的整体结构例的图。

[0024] 图 2 是说明血管壁变动的检测原理的图。

[0025] 图 3 是表示血管壁变动波形的一个例子的图。

[0026] 图 4 是表示血管壁变动波形的 FFT 处理结果的图。

[0027] 图 5 是表示血管壁变动波形的微分波形的图。

[0028] 图 6 是表示第一实施方式中的超声波测量装置的功能结构例的框图。

[0029] 图 7 是表示第一实施方式中的呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。

[0030] 图 8 是表示信号强度变动波形的一个例子的图。

[0031] 图 9 是表示变形例中的呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。

[0032] 图 10 是表示血管直径变动波形的一个例子的图。

[0033] 图 11 是表示舒张期血管直径变动波形的 FFT 处理结果的图。

[0034] 图 12 是表示第二实施方式中的超声波测量装置的功能结构例的框图。

[0035] 图 13 是表示第二实施方式中的呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。

[0036] 图 14 是表示变形例中的血管测量装置的整体结构例的图。

具体实施方式

[0037] 以下,参照附图对用于实施本发明的超声波测量装置以及超声波测量方法的一方式进行说明。应予说明,并不通过以下说明的实施方式对本发明进行限定,能够适用本发明的方式也不局限于以下的实施方式。另外,在附图的记载中,对相同部分标注相同的符号。

[0038] (第一实施方式)

[0039] 图 1 是表示第一实施方式中的超声波测量装置 1 的整体结构例的图。第一实施方式的超声波测量装置 1 基于测量对象血管(例如颈动脉)的血管壁变动来检测被检者 7 的

呼吸数,如图 1 所示,超声波测量装置 1 具备超声波探针 3 以及主体装置 5。超声波探针 3 用于测量超声波的反射波,超声波探针 3 例如具有二维排列了多个超声波振子的作为收发部的超声波传感器 4。主体装置 5 进行使用了超声波探针 3 的超声波测量来获取血管壁变动,并计算(估算)被检者 7 的呼吸数。应予说明,对于呼吸数,以一分钟的呼吸次数进行说明,但只要是单位时间的呼吸次数即可,并不局限于一分钟的呼吸次数。

[0040] (原理)

[0041] 图 2 是说明血管壁变动的获取原理的图,图 2 的 (1) 示意地示出血管 9 的长轴(血管 9 的行进方向)剖面,图 2 的 (2) 示意地示出血管 9 的短轴剖面(与血管 9 的行进方向垂直的面)。在图 2 中,将血管 9 的血管长轴方向标记为 Y 方向,将距生物体表面的深度方向标记为 Z 方向,将与 Y 方向以及 Z 方向正交的血管 9 的血管短轴方向标记为 X 方向。

[0042] 在超声波测量时,通过将超声波探针 3 例如贴在被检者 7 的生物体表面(这里为颈部的皮肤表面),来将超声波传感器 4 定位于血管(例如颈动脉)9 的正上。然后,如在图 2 的 (1) 中以虚线箭头所示那样,超声波传感器 4 朝向血管 9 发送几 MHz ~ 几十 MHz 的超声波的脉冲信号或者脉冲串信号,并接收包括来自血管 9 的血管前壁 91 的反射波以及来自血管后壁 93 的反射波的反射波。另一方面,主体装置 5 通过对由超声波传感器 4 接收到的反射波的接收信号进行放大、信号处理来生成被检者 7 的生物体内构造所涉及的反射波数据。以规定的测量周期(例如每秒 300 帧 ~ 500 帧的帧速率)反复执行该超声波测量。

[0043] 反射波数据包括所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒模式的各模式的图像。A 模式是将第一轴作为距规定的生物体表面位置的深度方向(Z 方向)的距离,并将第二轴作为反射波的接收信号强度来显示反射波的振幅(A 模式像)的模式。另外,B 模式是通过将扫描生物体表面位置得到的反射波振幅(A 模式像)转换为亮度值而显示可视化了的生物体内构造的二维图像(B 模式像)的模式。

[0044] 血管 9 因心脏的跳动而大致各向同性地反复进行舒张/收缩。由于超声波具有被介质界面大量反射的特性,所以血管壁处的反射信号较强地显现,但越是与超声波的发送方向正交的面越能够接收到较强的反射波。相反,越是接近与超声波的发送方向平行的面越不易接收到反射波。因此,在超声波测量中,较强地检测到来自血管 9 的中心正上的血管前壁 91 以及中心正下的血管后壁 93 的反射波,但来自血管横壁 95 的反射波较弱。因此,在反射波数据显现血管前壁 91 以及血管后壁 93 所涉及的较强的反射波。

[0045] 这里,主体装置 5 能够通过对作为对象的反射波数据(例如 A 模式像)设定关心区域(跟踪点),来进行在不同的帧间追踪关心区域并计算位移的所谓的“跟踪”。

[0046] 在第一实施方式中,使用检测血管的剖面形状即圆形的图案匹配等方法来从血管短轴剖面(XZ 平面)的 B 模式像检测血管 9,并将与通过血管 9 的中心附近的扫描线(在图 2 的 (2) 中以单点划线表示的线 L1) 上的反射波振幅相当的 A 模式像选择为对象。然后,在选择出的 A 模式像中对血管前壁 91 设定关心区域并进行跟踪,并通过计算血管前壁 91 伴随跳动、呼吸的距生物体表面的深度方向的位移来获取血管壁变动波形。此外,若与血管前壁 91 一并地也对血管后壁 93 设定关心区域并进行跟踪,则若计算出血管后壁 93 距生物体表面的深度方向的位移,则能够按照各帧计算出血管直径 D。

[0047] 图 3 是表示血管壁变动波形的一个例子的图。血管 9 除了伴随上述的心脏的跳动而反复进行舒张/收缩之外,也因周边的器官、肌肉伴随呼吸进行动作而进行舒张/收缩。

而且,通常在一次呼吸的期间,心脏跳动多次,所以在血管壁变动波形中以较短的周期 T21 显现伴随跳动的变动(跳动变动),并且以比周期 T21 长的周期 T23 显现伴随呼吸的变动(呼吸变动)。

[0048] 因此,对血管壁变动波形进行 FFT(Fast Fourier Transform:快速傅里叶变换)处理来进行频率解析,并分离出呼吸变动成分。图 4 是表示图 3 的血管壁变动波形的 FFT 处理结果的图。FFT 处理的结果,得到多个频谱的峰值。在图 4 中,例如以单点划线包围示出的峰值 P31 与呼吸变动成分对应,以双点划线包围示出的峰值 P35 与跳动变动成分对应。

[0049] 对血管壁变动波形进行微分,通过计算出跳动的频率(心率)能够确定出与跳动变动成分对应的峰值 P35。图 5 是表示图 3 的血管壁变动波形的微分波形的图。图 5 所示的微分波形的峰值间的时间 T41 与跳动变动的周期(图 3 的周期 T21)相当。因此,例如求出各峰值间的时间 T41 的平均值来作为跳动变动的周期,并通过计算出其频率,能够确定出在图 4 的 FFT 处理结果中与跳动变动成分对应的峰值是哪一个(这里是峰值 P35)。

[0050] 若像这样地确定出了与跳动变动成分对应的峰值 P35,则在将确定出的峰值 P35 去除的基础上,从余下的峰值中选出峰值频率为基本波以及基本波的整数倍波(两倍波、三倍波、...)的关系的峰值,在图 4 中选出峰值 P31、P32、P33。然后,将基本波的峰值 P31 的频率确定为呼吸变动成分的频率(呼吸频率),从而能够分离出呼吸变动成分。之后,根据确定出的呼吸频率来计算呼吸数。

[0051] (功能结构)

[0052] 图 6 是表示超声波测量装置 1 的主要功能结构例的框图。如图 6 所示,超声波测量装置 1 的主体装置 5 具备操作部 51、显示部 53、通信部 55、处理部 57、以及存储部 59,该主体装置 5 构成为与超声波传感器 4 连接。

[0053] 操作部 51 通过按钮开关、杠杆开关、拨码开关等各种开关、触摸面板、跟踪板、鼠标等输入装置来实现,操作部 51 将与操作输入相应的操作信号输出至处理部 57。

[0054] 显示部 53 通过 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、EL 显示器(Electroluminescence display:电致发光显示器)等显示装置来实现,显示部 53 基于从处理部 57 输入的显示信号来显示各种画面。在该显示部 53 显示检测出的被检者 7 的呼吸数等。例如,与针对操作部 51 的模式的操作相应地,显示当前的呼吸数显示画面、基于过去的记录数据将呼吸数变化曲线图化了的呼吸数变化显示画面等。

[0055] 通信部 55 是在处理部 57 的控制下用于与外部之间收发数据的通信装置。作为该通信部 55 的通信方式,能够应用经由依据了规定的通信标准的电缆来有线连接的形式、经由被称为承载座(cradle)的兼用作充电器的中间装置来连接的形式、利用无线通信来无线连接的形式等各种方式。

[0056] 处理部 57 是统一地控制超声波测量装置 1 的各部的控制装置以及运算装置,处理部 57 通过 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、GPU(Graphic Processing Unit:图形处理器)等微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、IC(Integrated Circuit:集成电路)存储器等来实现。该处理部 57 具备超声波测量控制部 58、呼吸变动成分分离部 571、呼吸数计算部 575,该处理部 57 作为检测部发挥作用。应予说明,构成处理部 57 的各部也可以通过电子电路等硬件来构成。

[0057] 超声波测量控制部 58 与超声波传感器 4 一同构成超声波测量部 2,并通过该超声

波测量部 2 来实现超声波测量。该超声波测量控制部 58 能够通过公知技术来实现。例如，超声波测量控制部 58 包括驱动控制部 581、收发控制部 583、接收合成部 585、以及跟踪部 587，超声波测量控制部 58 控制朝向血管 9 的超声波的发送以及反射波的接收。

[0058] 驱动控制部 581 控制从超声波传感器 4 发送超声波脉冲的时刻，并将发送控制信号输出至收发控制部 583。

[0059] 收发控制部 583 根据来自驱动控制部 581 的发送控制信号来产生脉冲电压并输出至超声波传感器 4。此时，进行发送延迟处理来进行向各超声波振子输出脉冲电压的输出时刻的调整。另外，收发控制部 583 进行从超声波传感器 4 输入的反射波信号的放大、滤波处理，并将处理结果输出至接收合成部 585。

[0060] 接收合成部 585 根据需要进行延迟处理等来执行所谓的接收信号的聚焦所涉及的处理等并生成反射波数据。

[0061] 跟踪部 587 是进行“跟踪”所涉及的处理的功能部，跟踪部 587 基于反射波数据在超声波测量的帧间追踪关心区域的位置。例如从 B 模式像检测血管 9 的位置，进行用于对血管前壁 91 设定关心区域的处理、用于在不同的帧间追踪关心区域的处理、计算关心区域的位移的处理等。实现公知的相位差跟踪、回声跟踪等功能。

[0062] 呼吸变动成分分离部 571 根据表现跟踪部 587 追踪的关心区域（血管前壁 91）的时间变化的血管壁变动波形来确定出呼吸频率，并分离出呼吸变动成分。该呼吸变动成分分离部 571 具有基于血管壁变动波形计算跳动频率（心率）的心率计算部 572。应予说明，心率计算部 572 也可以通过从外部输入表现被检者 7 的心跳的信号或者表示心率的信号来获取心率。

[0063] 呼吸数计算部 575 根据呼吸频率计算被检者 7 的单位时间（例如一分钟）的呼吸次数作为呼吸数。应予说明，单位时间并不局限于一分钟，也可以是一秒钟。

[0064] 存储部 59 通过 ROM(Read Only Memory:只读存储器)、闪存 ROM、RAM(Random Access Memory:随机存储器)等各种 IC(Integrated Circuit)存储器、硬盘等存储介质来实现。在存储部 59 预先存储或者在每次处理时暂时存储用于使超声波测量装置 1 动作并实现该超声波测量装置 1 具备的各种功能的程序、在该程序的执行中使用的数据等。

[0065] 另外，在存储部 59 存储使处理部 57 作为超声波测量控制部 58、呼吸变动成分分离部 571、以及呼吸数计算部 575 发挥作用并用于进行呼吸数检测处理（参照图 7）的第一呼吸数检测程序 591、反射波数据 593、跟踪数据 595、以及呼吸数数据 597。

[0066] 反射波数据 593 存储在按照每帧反复进行的超声波测量中得到的反射波数据。该反射波数据 593 包括被选为跟踪的对象且被设定了关心区域的每帧的 A 模式像的数据。

[0067] 跟踪数据 595 是跟踪部 587 的跟踪结果的数据，跟踪数据 595 包括设为关心区域而被追踪的每帧的血管前壁 91 的位移的数据。

[0068] 呼吸数数据 597 存储通过呼吸数计算部 575 每隔规定的计算对象时间（例如可以是 10 秒也可以是 30 秒。）随时计算出的呼吸数。

[0069] （处理的流程）

[0070] 图 7 是表示呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。应予说明，这里说明的处理能够通过处理部 57 从存储部 59 读出第一呼吸数检测程序 591 并执行来实现。若将超声波探针 3 贴在被检者 7 的颈部并输入规定的测量开始操作，则开始该呼吸数检测处理。

[0071] 在第一实施方式的呼吸数检测处理中,首先,通过超声波测量控制部 58 开始超声波测量来开始通过接收合成部 585 的反射波数据的获取(步骤 S1),并且开始通过跟踪部 587 的跟踪(步骤 S3)。之后,仅在第一次在计算对象时间的期间待机,并收集计算对象时间内的数据(步骤 S5:否)。

[0072] 若经过计算对象时间,并收集了计算对象时间内的数据(步骤 S5:是),则呼吸变动成分分离部 571 从跟踪数据 595 读出最近的计算对象时间内的跟踪结果来获取血管壁变动波形(步骤 S7),并对获取的血管壁变动波形进行 FFT 处理(步骤 S9)。另外,心率计算部 572 对在步骤 S7 获取的血管壁变动波形微分,并根据微分波形的峰值间的时间计算跳动频率(心率)(步骤 S11)。

[0073] 接着,呼吸变动成分分离部 571 在从 FFT 处理结果去除跳动频率的峰值的基础上,确定出以上述的要领选出的基本波的峰值的频率作为呼吸频率(步骤 S13)。

[0074] 然后,呼吸数计算部 575 根据呼吸频率计算出一分钟的呼吸次数作为呼吸数[次/分](步骤 S15)。计算出的呼吸数作为呼吸数数据 597 被存储于存储部 59,并在适当的时刻被控制显示于显示部 53。之后,在结束超声波测量之前的期间(步骤 S17:否),返回至步骤 S7 反复进行上述的处理。

[0075] 如以上说明的那样,根据第一实施方式,例如能够对血管前壁 91 设定关心区域并进行跟踪,计算出血管前壁 91 距生物体表面的深度方向的位移,获取血管壁变动波形。然后,能够对该血管壁变动波形进行频率解析,在去除跳动频率的峰值的基础上确定出呼吸频率,计算出呼吸数。因此,能够实现能够正确地检测被检者 7 的呼吸次数的新的方法。

[0076] 此外,在第一实施方式中,对血管前壁 91 设定关心区域并进行跟踪来获取血管壁变动波形。与此相对,也可以通过对血管后壁 93 设定关心区域并进行跟踪来获取血管壁变动波形。

[0077] 然而,血管壁也因血管 9 伴随跳动、呼吸进行舒张/收缩而在血管短轴方向(X 方向)上位移。而且,如参照图 2 所上述的那样,在超声波测量中,较强地检测来自血管 9 的血管前壁 91 以及血管后壁 93 的反射波,但来自血管横壁 95 的反射波较弱。因此,若着眼于来自某特定的扫描线(例如图 2 的扫描线 L5)上的血管横壁 95 的反射波,则对于其接收信号强度来说,血管 9 的收缩时比舒张时小。是因为与舒张时相比,在收缩时血管横壁 95 的壁面接近与超声波的发送方向平行,来自血管横壁 95 的反射波变弱。因此,也可以基于来自血管横壁 95 的反射波的接收信号强度的时间变化来检测被检者 7 的呼吸数。

[0078] 在本变形例中,将通过血管横壁 95 的扫描线的 A 模式像选作对象。然后,对选择出的 A 模式像的血管横壁 95 设定关心区域并进行跟踪,获取各帧中的关心区域中的接收信号强度的时间变化作为信号强度变动波形。

[0079] 图 8 是表示信号强度变动波形的一个例子的图。在该信号强度变动波形中,反复细微的跳动变动,并且作为整体描绘呼吸的周期。因此,若求出各周期的最小值间的时间 T6 的平均值来作为呼吸的周期,则能够计算出呼吸数。应予说明,也可以求出各周期的最大值间的时间的平均值来作为呼吸的周期。

[0080] 图 9 是表示本变形例中的呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。应予说明,对于与第一实施方式相同的处理工序标注相同的符号。

[0081] 在本变形例的呼吸数检测处理中,在收集了初次的计算对象时间内的数据之后

(步骤 S5:是),从跟踪数据 595 读出最近的计算对象时间内的跟踪结果并使用,获取信号强度变动波形(步骤 S201)。例如,根据计算对象时间内的跟踪结果来从反射波数据 593 读出作为跟踪的对象的 A 模式像的关心区域内的接收信号强度。然后,按照每一帧计算读出的关心区域内的接收信号强度的平均值,并获取计算出的平均值的时间变化来作为信号强度变动波形。

[0082] 若获取了信号强度变动波形,则根据信号强度变动波形描绘的各周期的最小值间的时间求出呼吸的周期,并计算出呼吸数(步骤 S203)。之后,移至步骤 S17。

[0083] 根据本变形例,例如能够对血管横壁 95 设定关心区域并进行跟踪,并根据血管横壁 95 距生物体表面的深度方向的位移,获取各帧中的来自血管横壁 95 的反射波的接收信号强度的时间变化来作为信号强度变动波形。然后,能够根据该信号强度变动波形求出呼吸的周期,并计算出呼吸数。因此,能够实现能够正确地检测被检者 7 的呼吸次数的新的方法。

[0084] (第二实施方式)

[0085] 在第二实施方式中,基于血管直径伴随跳动、呼吸的时间变化来检测被检者 7 的呼吸数。应予说明,对与第一实施方式相同的部分标注相同的符号。

[0086] (原理)

[0087] 首先,在血管前壁 91 以及血管后壁 93 的双方设定关心区域并进行跟踪。然后,参照图 2 以上述的要领按照每帧计算血管直径 D,并获取表示血管直径 D 的时间变化的血管直径变动波形。

[0088] 图 10 是表示血管直径变动波形的一个例子的图。如图 10 所示,血管直径因按照每次的跳动(一次心跳)反复进行的心脏的舒张和收缩而较大地变动,在收缩期增大,在舒张期减小。因此,若仅提取舒张期以及收缩期的任意一方的血管直径,则能够从血管直径变动波形去除跳动变动成分,分离出呼吸变动成分。

[0089] 因此,例如通过仅提取(抽样)舒张期的血管直径,生成图 10 中以单点划线示出的表示舒张期血管直径的时间变化的舒张期血管直径变动波形 L71。由于此时已抽样的各舒张期血管直径的抽样时间并不限于等间隔,所以适当地进行再抽样成等间隔的数据的处理较好。另外,也可以应用包络线检波所涉及的技术来生成舒张期血管直径变动波形 L71。应予说明,也可以如图 10 中以双点划线所示的那样,仅提取收缩期的血管直径来生成表现收缩期血管直径的时间变化的收缩期血管直径变动波形 L73,通过同样地进行以后的处理能够分离出呼吸变动成分。

[0090] 若生成了舒张期血管直径变动波形,则对生成的舒张期血管直径变动波形进行 FFT 处理来进行频率解析,分离出呼吸变动成分。图 11 是表示图 10 中以单点划线表示的舒张期血管直径变动波形 L71 的 FFT 处理结果的图。从该 FFT 处理结果确定出图 11 中以虚线包围示出的最高的频谱的峰值 P8 的频率作为呼吸频率,从而能够分离出呼吸变动成分。之后,根据确定出的呼吸频率计算呼吸数[次/分]。在图示的例子中,峰值 P8 的频率为 0.39[Hz],能够计算呼吸数为 $0.39 \times 60 = 18$ [次/分]。

[0091] (功能结构)

[0092] 图 12 是表示第二实施方式中的超声波测量装置 1a 的主要功能结构例的框图。如图 12 所示,超声波测量装置 1a 的主体装置 5a 具备操作部 51、显示部 53、通信部 55、处理部

57a、以及存储部 59a。该主体装置 5a 与超声波传感器 4 连接来构成超声波测量装置 1a。

[0093] 在第二实施方式中,处理部 57a 具备超声波测量控制部 58a、血管直径计算部 577a、呼吸变动成分分离部 571a、以及呼吸数计算部 575。

[0094] 在超声波测量控制部 58a 中,跟踪部 587a 对对象的 A 模式像的血管前壁 91 以及血管后壁 93 设定关心区域,并在不同的帧间追踪各关心区域,并计算每个关心区域的位移。

[0095] 血管直径计算部 577a 根据跟踪部 587a 追踪关心区域而得到的血管前壁 91 的位移和血管后壁 93 的位移来按照每帧计算血管直径。

[0096] 呼吸变动成分分离部 571a 生成表现血管直径计算部 577a 按照每帧计算出的血管直径的时间变化的血管直径变动波形,并通过从该血管直径变动波形确定出呼吸频率来分离出呼吸变动成分。该呼吸变动成分分离部 571a 具有通过从血管直径变动波形生成舒张期血管直径变动波形来去除跳动变动成分的跳动变动成分去除部 573a。

[0097] 另外,在存储部 59a 存储使处理部 57a 作为超声波测量控制部 58a、血管直径计算部 577a、呼吸变动成分分离部 571a、以及呼吸数计算部 575 发挥作用,并用于进行呼吸数检测处理(参照图 13)的第二呼吸数检测程序 592a、反射波数据 593、跟踪数据 595a、血管直径数据 599a、以及呼吸数数据 597。

[0098] 跟踪数据 595a 存储设为关心区域而被追踪的每帧的血管前壁 91 的位移以及血管后壁 93 的位移。血管直径数据 599a 存储通过血管直径计算部 577a 按照每帧计算出的血管直径。

[0099] (处理的流程)

[0100] 图 13 是表示呼吸数检测处理的处理顺序的流程图。应予说明,这里说明的处理能够通过处理部 57a 从存储部 59a 读出第二呼吸数检测程序 592a 并执行来实现。

[0101] 在第二实施方式的呼吸数检测处理中,在步骤 S1 开始反射波数据的获取并在步骤 S3 开始跟踪之后,开始血管直径计算部 577a 的血管直径的计算(步骤 S301)。之后,仅第一次在计算对象时间的期间待机并收集计算对象时间内的数据(步骤 S5:否)。

[0102] 若经过计算对象时间,并收集了计算对象时间内的数据(步骤 S5:是),则呼吸变动成分分离部 571a 从血管直径数据 599a 读出最近的计算对象时间内的血管直径并生成血管直径变动波形(步骤 S303)。

[0103] 接着,跳动变动成分去除部 573a 从在步骤 S303 生成的血管直径变动波形仅抽样舒张期的血管直径,并通过生成舒张期血管直径变动波形来去除跳动变动成分(步骤 S305)。

[0104] 然后,呼吸变动成分分离部 571a 对舒张期血管直径变动波形进行 FFT 处理(步骤 S307),并从 FFT 处理结果确定出最高的频谱的峰值的频率作为呼吸频率(步骤 S309)。之后,移至步骤 S15。

[0105] 如以上所说明的那样,根据第二实施方式,能够对血管前壁 91 以及血管后壁 93 的双方设定关心区域并进行跟踪,并获取表现由血管前壁 91 和血管后壁 93 决定的血管直径的时间变化的血管直径变动波形。而且,能够通过从该血管直径变动波形仅提取舒张期血管直径来生成去除了跳动变动成分的舒张期血管直径变动波形,并根据该舒张期血管直径变动波形确定出呼吸频率来计算呼吸数。因此,能够正确地检测被检者 7 的呼吸次数。

[0106] 应予说明,在上述的各实施方式中,作为测量对象血管例示了颈动脉,但也可以将

其它的血管作为对象。但是,优选将伴随跳动、呼吸的变动比静脉大的动脉作为对象。

[0107] 另外,也可以将利用超声波非加压地测量血压的功能设置于在上述的各实施方式中说明的超声波测量装置,在测量血压的同时检测呼吸数。已知呼吸给血压变动带来影响。另一方面,血管直径和血压能够以某种非线性的相关特性相联系。

[0108] 图 14 是表示本变形例中的超声波测量装置 100b 的整体结构例的图。本变形例的超声波测量装置 100b 与加压血压计一体地构成,如图 14 所示,具备超声波探针 3、臂带 6b、以及主体装置 5b。

[0109] 主体装置 5b 除了具备在上述的各实施方式中说明的主体装置的结构之外,还具备为了基于测量对象血管(例如颈动脉管)的血管直径计算(估算)出血压所需的结构。

[0110] 这里,能够根据施加至血管的压力和各血压时的血管直径来以下式(1)所示的相关式表现上述的血管直径与血压的相关特性。在下式(1)中,“Ps”为收缩期血压(最高血压),“Pd”为舒张期血压(最低血压)。“Ds”是收缩期血压时的血管直径即收缩期血管直径,“Dd”是舒张期血压时的血管直径即舒张期血管直径。另外,“β”是被称为硬度参数的血管弹性指标值。

[0111]
$$P = Pd \cdot \exp[\beta (D/Dd - 1)] \quad \cdots (1)$$

[0112] 其中,
$$\beta = \ln(Ps/Pd) / (Ds/Dd - 1) \quad \cdots (2)$$

[0113] 但是,每当使用上述式(1)的相关式来根据血管直径计算血压时,与血管直径不同,需要校正用地测量血压。臂带 6b 是用于该校正时的血压测量的加压用臂带,超声波测量装置 100b 在校正时进行使用了臂带 6b 的加压血压测量。在图 14 中图示了缠绕在被检者 7 的上臂部来测量上臂动脉的血压的类型的装置。在校正了超声波测量装置 100b 之后从被检者 7 取下该臂带 6b,之后单体使用超声波探针 3 来非加压地测量被检者 7 的血压。

[0114] 本申请要求于 2014 年 2 月 27 日提交的日本专利申请第 2014-036408 号的优先权,并在此引用其全部内容。

[0115] 符号说明:1、1a…超声波测量装置,2…超声波测量部,3…超声波探针,4…超声波传感器,5、5a、5b…主体装置,51…操作部,53…显示部,55…通信部,57、57a…处理部,58、58a…超声波测量控制部,581…驱动控制部,583…收发控制部,585…接收合成部,587、587a…跟踪部,571、571a…呼吸变动成分分离部,572…心率计算部,573a…跳动变动成分去除部,575…呼吸数计算部,577a…血管直径计算部,59、59a…存储部,591…第一呼吸数检测程序,592a…第二呼吸数检测程序,593…反射波数据,595、595a…跟踪数据,597…呼吸数数据,599a…血管直径数据,7…被检者。

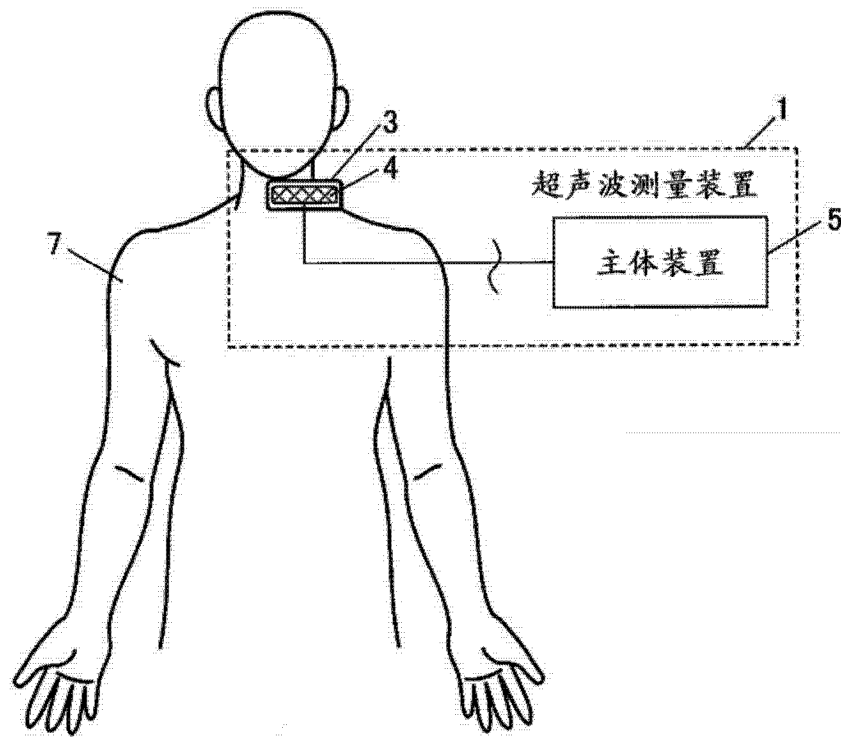
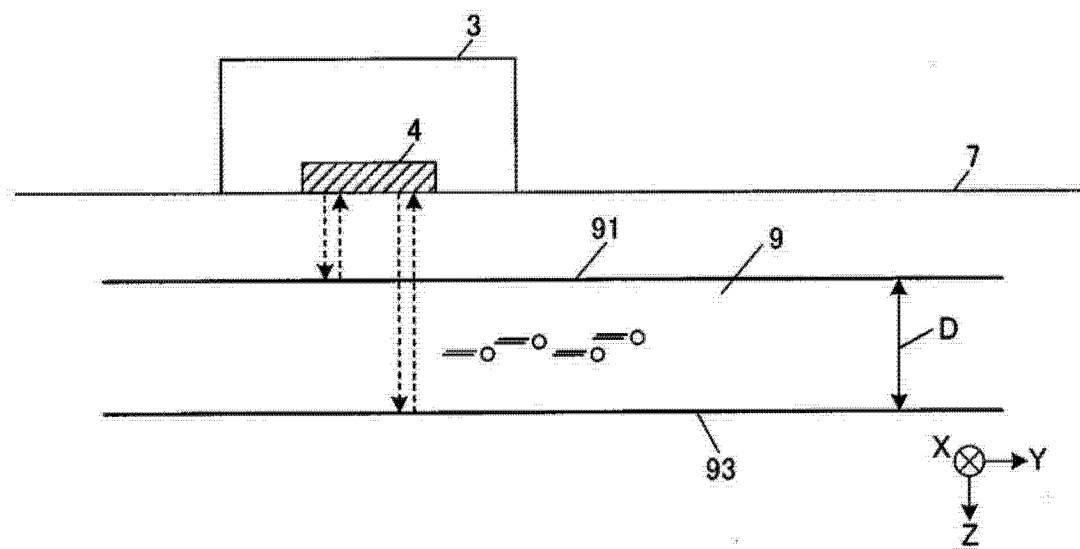


图 1

(1)



(2)

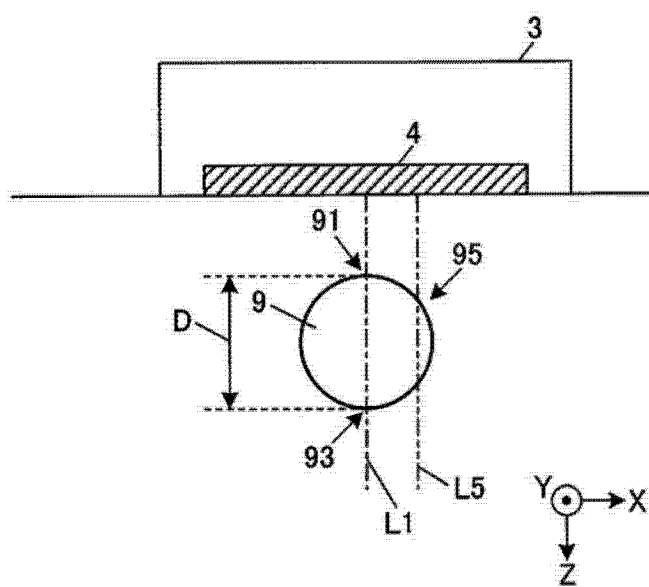


图 2

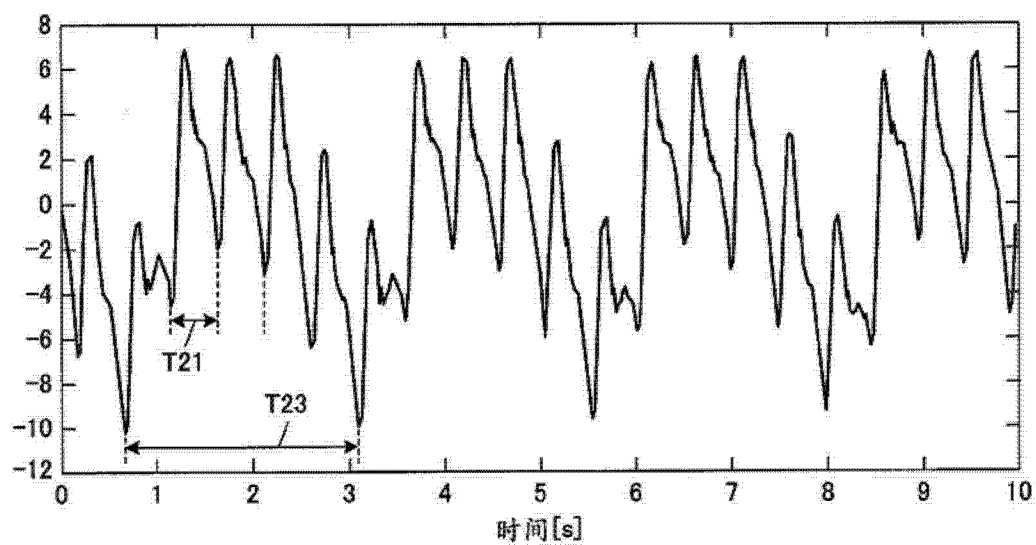


图 3

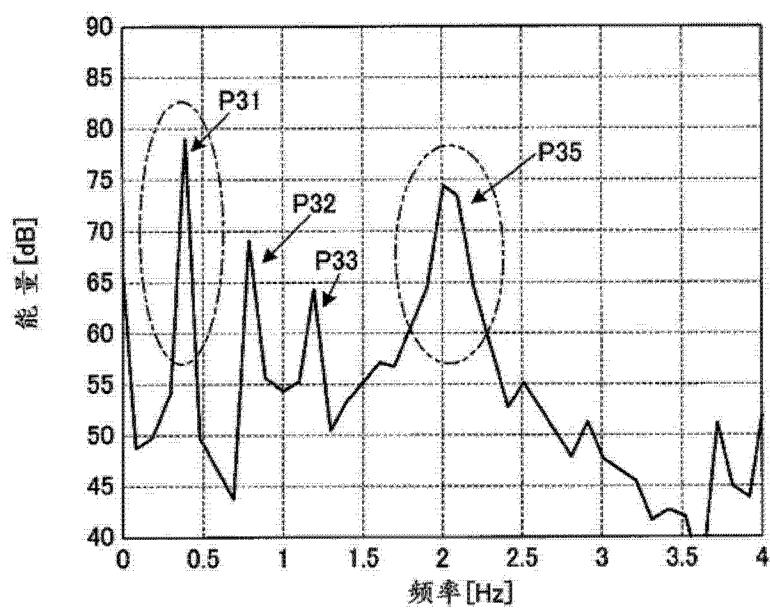


图 4

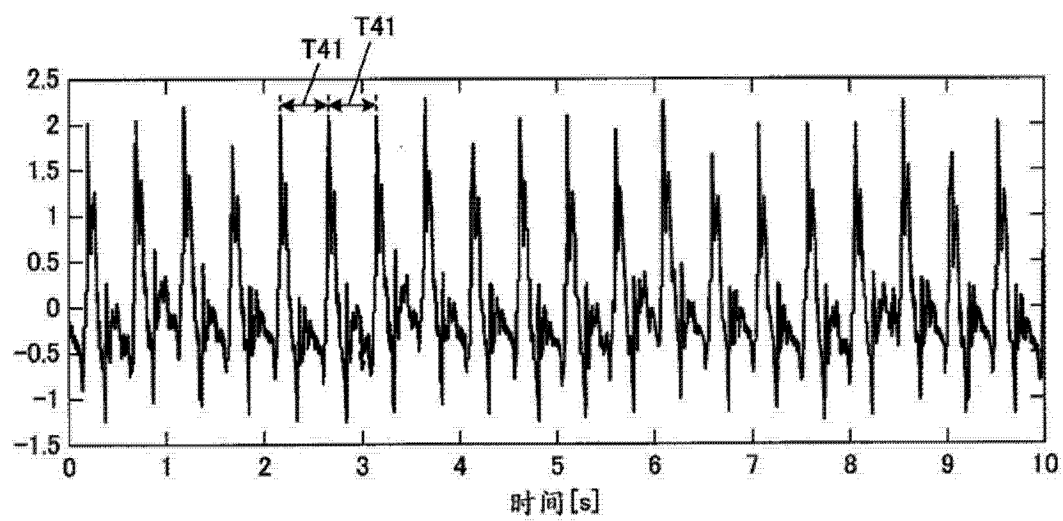


图 5

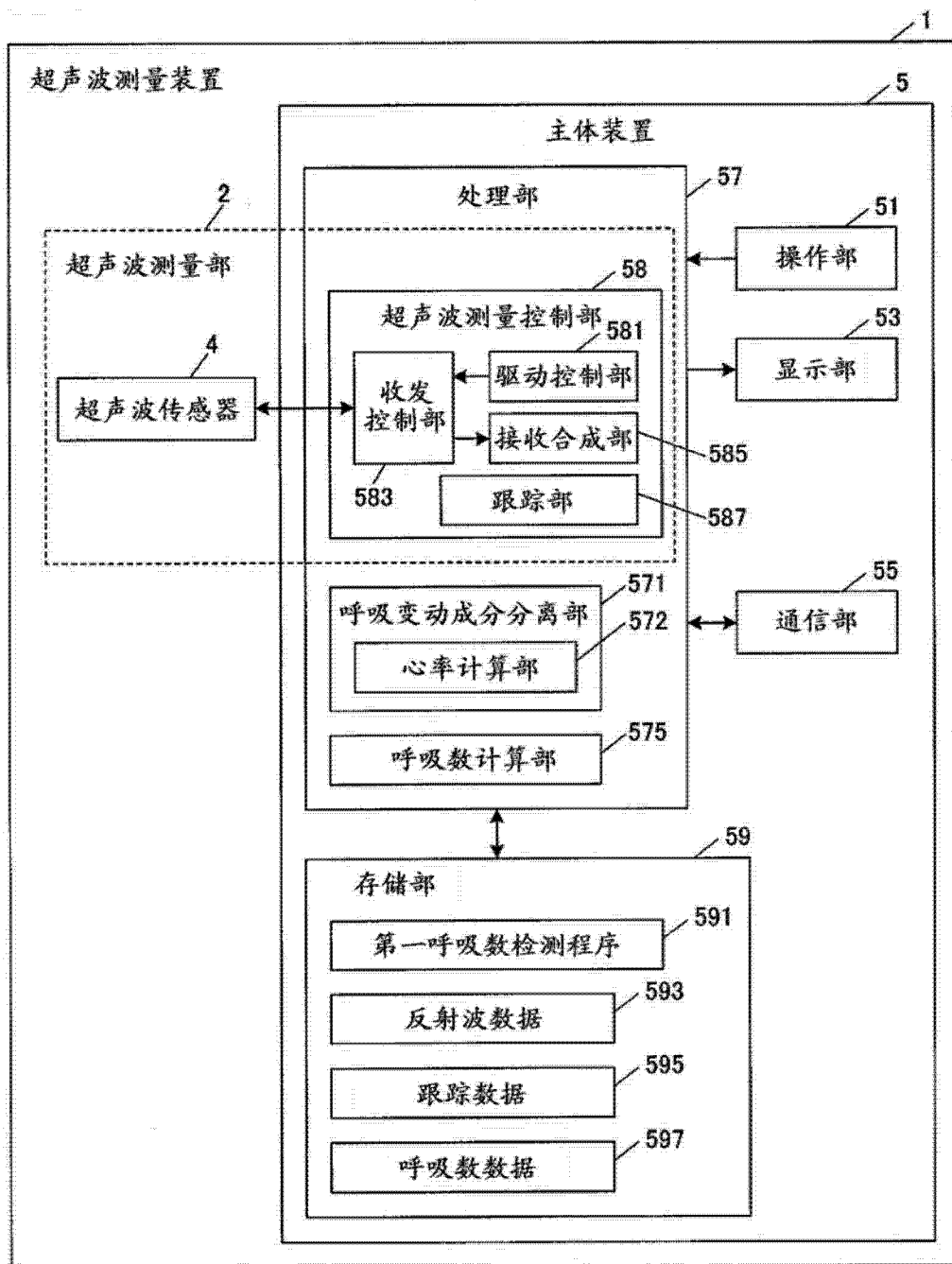


图6

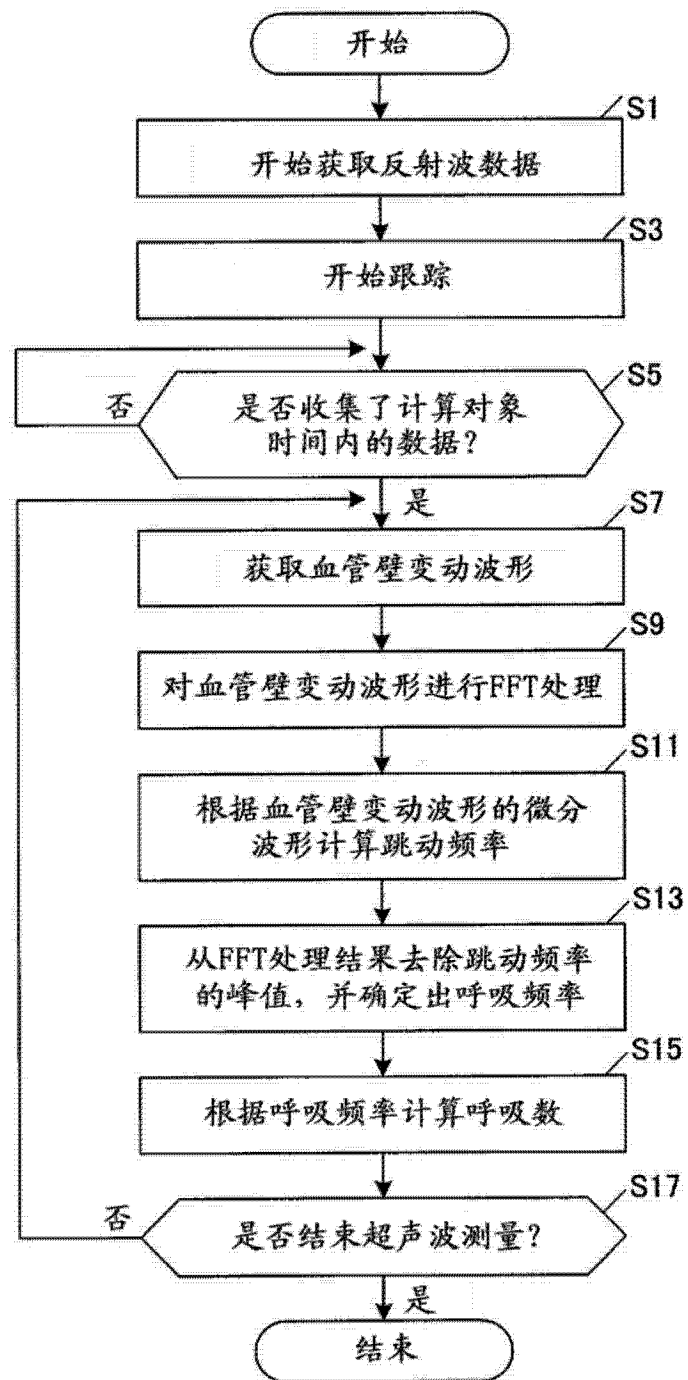


图 7

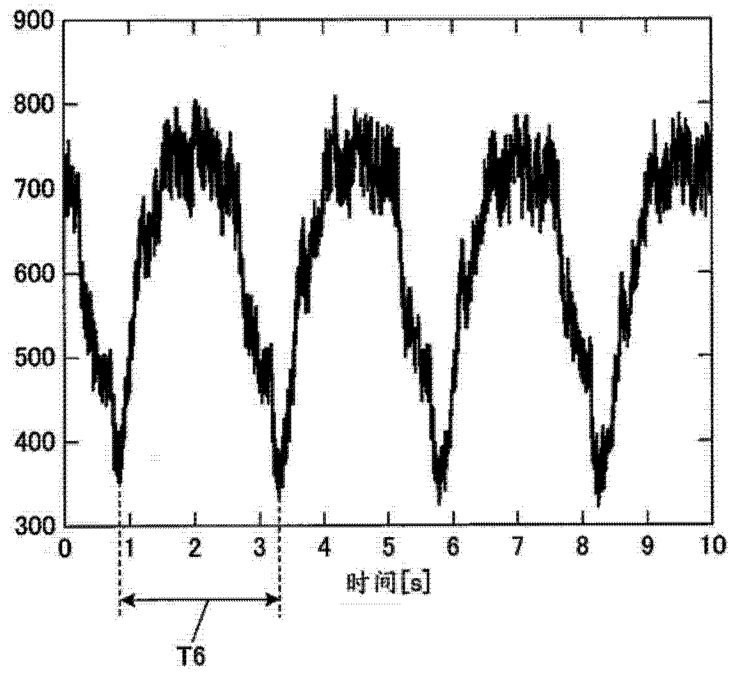


图 8

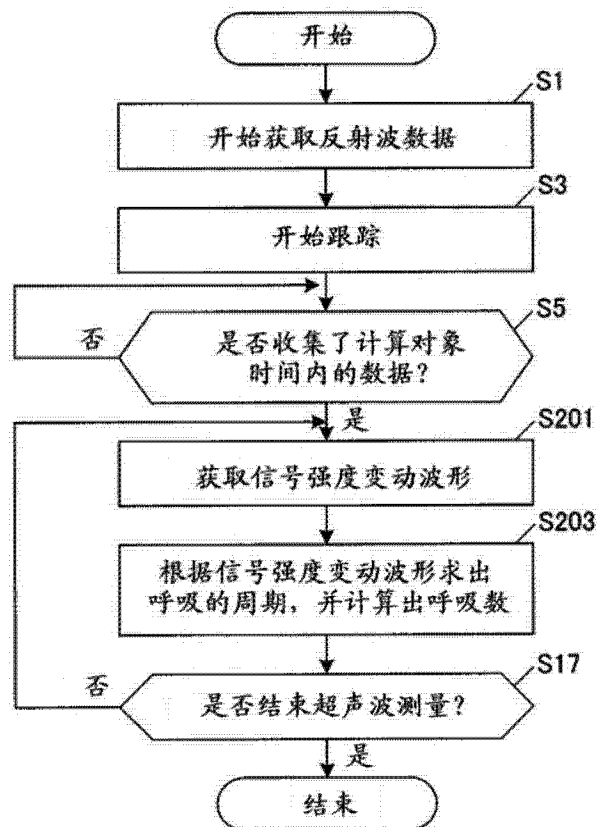


图 9

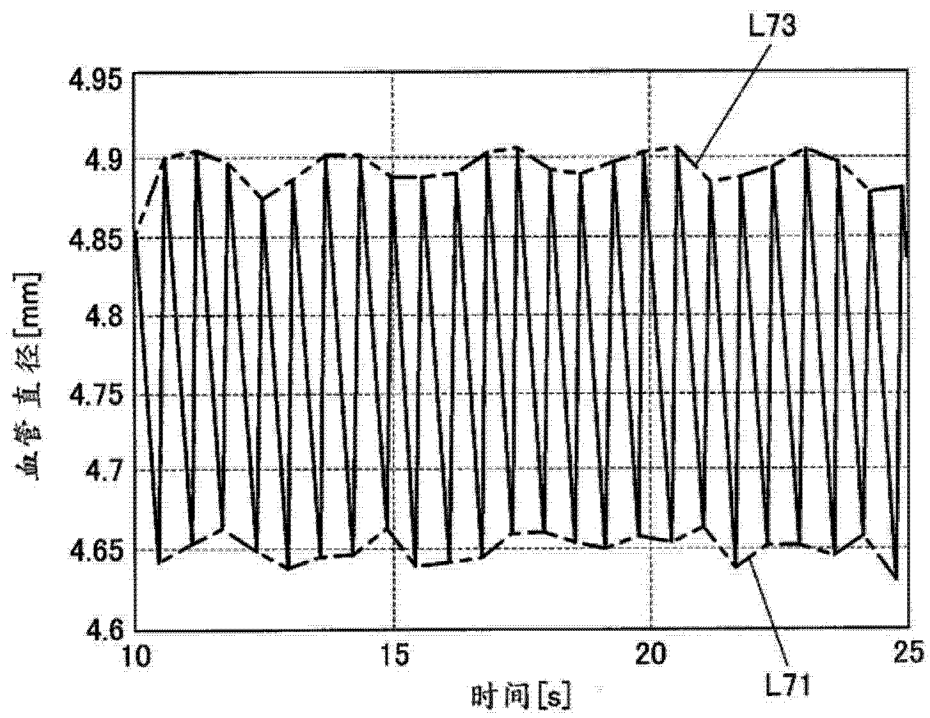


图 10

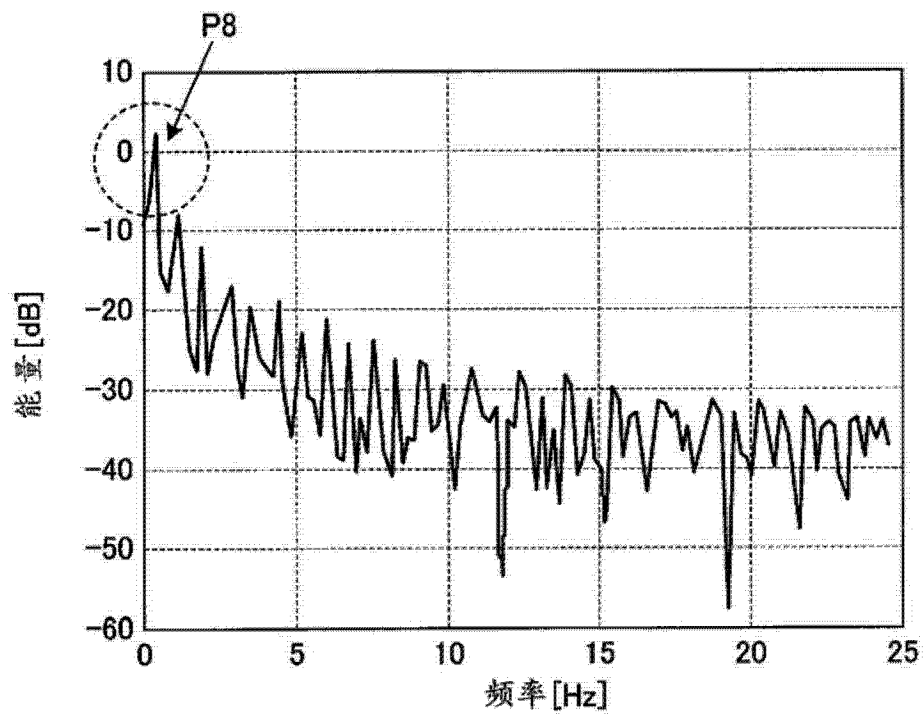


图 11

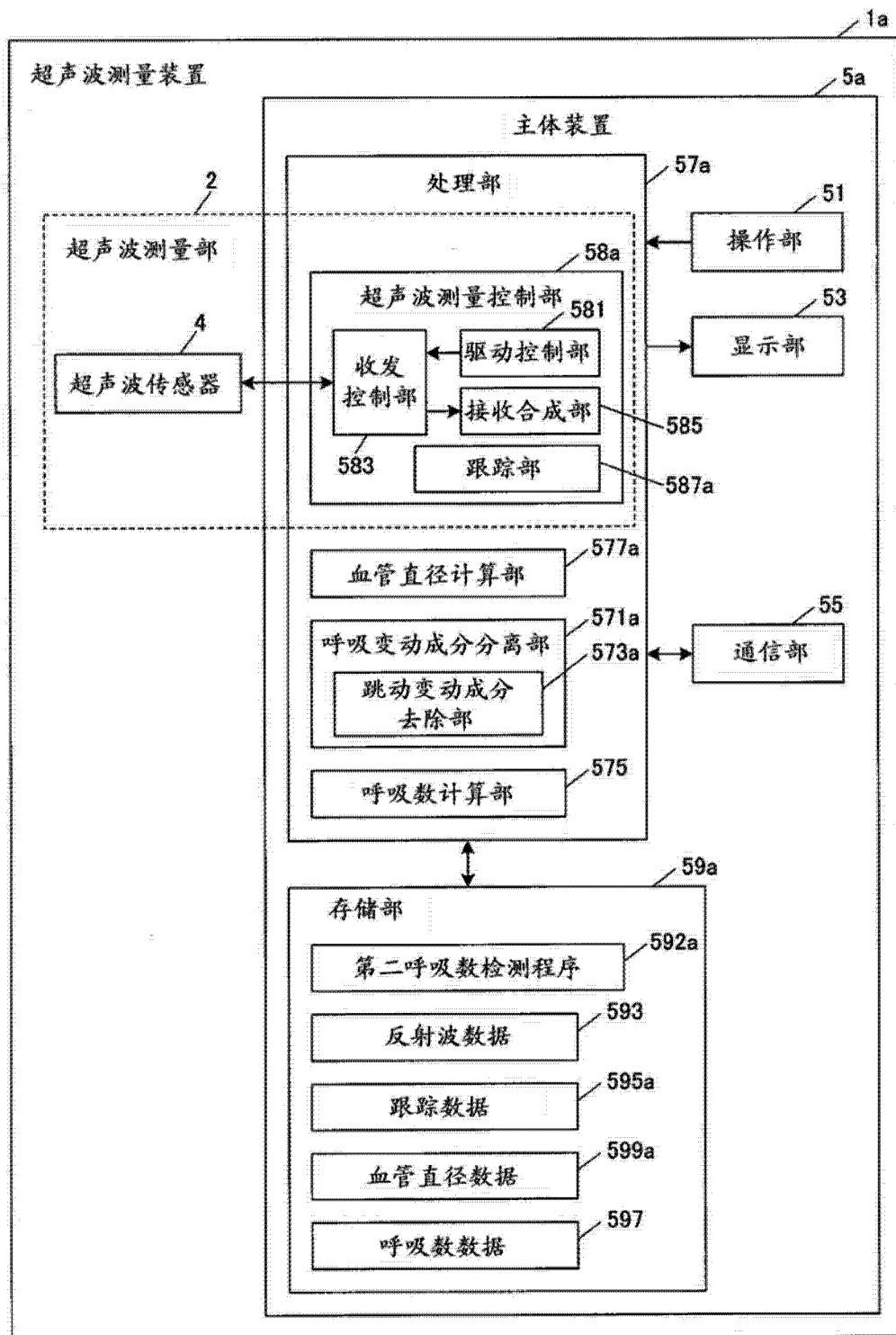


图 12

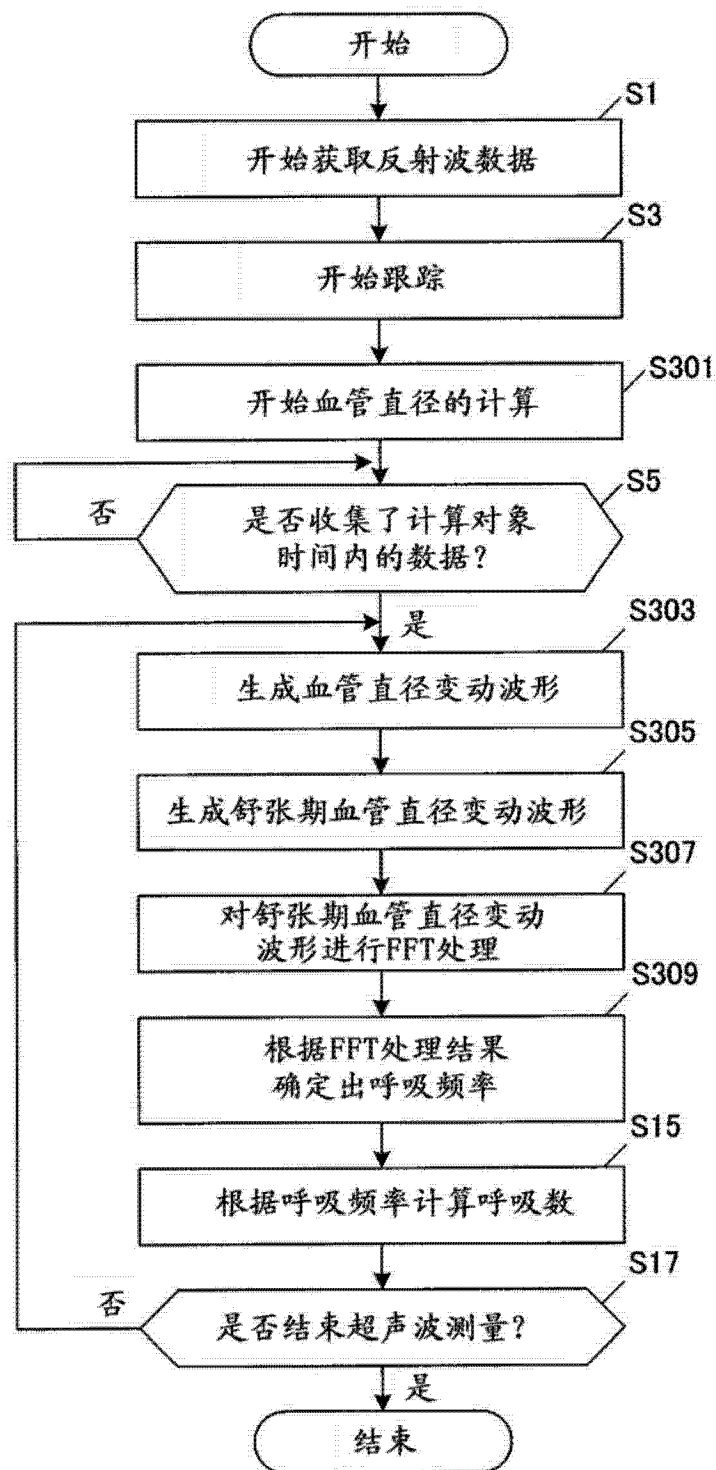


图 13

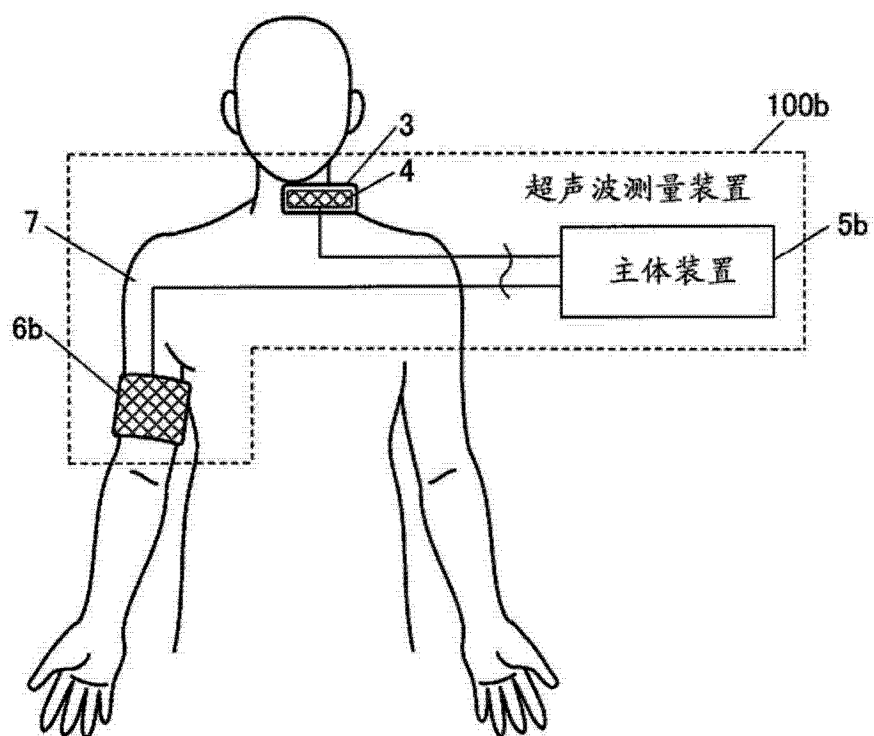


图 14

专利名称(译)	超声波测量装置以及超声波测量方法		
公开(公告)号	CN104873224A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201510084797.2	申请日	2015-02-16
[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	水上博光		
发明人	水上博光		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B8/02 A61B8/5207 A61B5/02141 A61B8/085 A61B8/4416 A61B8/485 A61B8/5223 A61B8/58		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014036408 2014-02-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波测量装置以及超声波测量方法。在超声波测量装置(1)中，超声波传感器(4)朝向血管发送超声波并接收反射波。而且，在主体装置(5)的处理部(57)中，超声波测量控制部(58)、呼吸变动成分分离部(571)、以及呼吸数计算部(575)使用反射波的接收信号来解析血管壁距生物体表面的深度方向的位移，并使用该解析结果来检测单位时间的呼吸次数。单位时间例如可以是一分钟，也可以是一秒钟。

