



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104135944 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201280070093. 4

(22) 申请日 2012. 10. 24

(30) 优先权数据

2012-033828 2012. 02. 20 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/077441 2012. 10. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/125094 JA 2013. 08. 29

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 熊传芳 苏卉

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1917818 A, 2007. 02. 21,

US 2010/0113930 A1, 2010. 05. 06,

JP 特許第 4787725 号 B2, 2011. 10. 05,

CN 101516270 A, 2009. 08. 26,

WO 2005/020821 A1, 2005. 03. 10,

审查员 许流芳

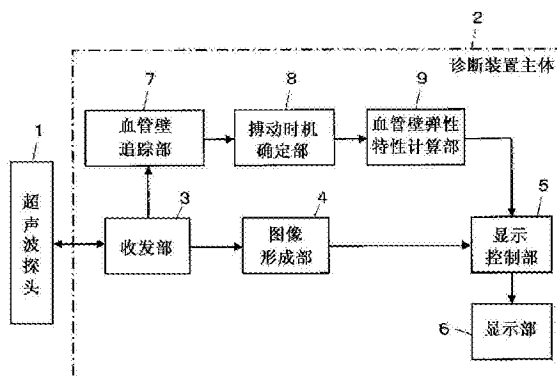
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像生成方法

(57) 摘要

基于从超声波探头 (1) 对被检体的血管发送和接收超声波束而得到的接收信号, 血管壁追踪部 (7) 追踪与搏动相伴的血管壁 (V) 的动作, 搏动时机确定部 (8) 根据由血管壁追踪部 (7) 追踪到的血管壁 (V) 的动作, 对应各声线 (L1 ~ L32) 检测与搏动相伴的周期性的变化, 并求出各个检测时刻作为各声线 (L1 ~ L32) 的搏动时机候补, 在一个搏动期间内对各声线 (L1 ~ L32) 的搏动时机候补相互进行统计分析, 由此确定搏动时机。



1. 一种超声波诊断装置,从超声波探头对被检体进行超声波束的发送和接收,基于从所述超声波探头输出的接收信号来生成超声波图像,

所述超声波诊断装置的特征在于,具备:

血管壁追踪部,基于从所述超声波探头对被检体的血管发送和接收超声波束而得到的接收信号,追踪与搏动相伴的血管壁的动作;及

搏动时机确定部,根据由所述血管壁追踪部追踪到的血管壁的动作,对应各声线检测在血管壁的直径变化波形中周期性出现的最小值或在血管壁的直径变化速度波形中周期性出现的最大值,并求出检测出所述最小值或所述最大值的检测时刻作为各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内对所述各声线的搏动时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述搏动时机确定部对于所述各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内算出平均值或中值,由此确定所述搏动时机。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述搏动时机确定部在包含所述检测时刻在内的前后0.05秒期间算出平均值或中值,由此求出所述搏动时机候补。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述搏动时机确定部在每一个搏动期间求出全部声线中的检测出所述最小值或所述最大值的声线的频数,将该声线的频数为预定值以下的搏动期间从所述搏动时机的确定中排除。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

所述搏动时机确定部在包含所述检测时刻在内的前后0.05秒期间求出检测出所述最小值或所述最大值的声线的频数,将该声线的频数为预定值以下的搏动期间从所述搏动时机的确定中排除。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述搏动时机确定部基于由所述血管壁追踪部追踪到的血管壁的动作而求出血管壁的直径变化速度波形,将在所求出的波形中周期性地出现的最大值为预定值以下的搏动期间从所述搏动时机的确定中排除。

7. 根据权利要求1~6中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备基于由所述搏动时机确定部确定的搏动时机而算出血管壁的弹性特性的血管壁弹性特性计算部。

8. 根据权利要求1~6中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备厚度计算部,所述厚度计算部基于由所述搏动时机确定部确定的搏动时机,算出血管壁的厚度及血管直径的厚度中的至少一方。

9. 一种超声波图像生成方法,从超声波探头对被检体发送和接收超声波束,基于从所述超声波探头输出的接收信号来生成超声波图像,

所述超声波图像生成方法的特征在于,

基于从所述超声波探头对被检体的血管发送和接收超声波束而得到的接收信号,追踪与搏动相伴的血管壁的动作,

根据追踪到的血管壁的动作,对应各声线检测在血管壁的直径变化波形中周期性出现的最小值或在血管壁的直径变化速度波形中周期性出现的最大值,并求出检测出所述最小值或所述最大值的检测时刻作为各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内对所述各声线的搏动时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机。

超声波诊断装置及超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波图像生成方法,尤其是涉及用于生成血管壁的超声波图像的超声波诊断装置及超声波图像生成方法。

背景技术

[0002] 一直以来,在医疗领域中,利用了超声波图像的超声波诊断装置正逐渐实用化。通常,这种超声波诊断装置具有内置了振子阵列的超声波探头和与该超声波探头连接的装置主体,从超声波探头朝向被检体发送超声波,由超声波探头接收来自被检体的超声波回波,利用装置主体对该接收信号进行电处理,由此生成超声波图像。

[0003] 另外,也能够基于接收来自被检体的超声波回波而得到的接收信号,得到表示疾病的状态的各种信息。例如,在动脉硬化、脑梗塞等循环系统疾病中,对血管发送超声波并从血管接收超声波,基于得到的接收信号来得到血管壁的弹性特性、血管壁的厚度及血管直径的厚度等信息。这些信息伴随着动脉硬化的进展而值发生变化,能够通过监控该值而推测循环系统疾病的状态。

[0004] 然而,血管壁的厚度小,另外,受到与心跳相伴的脉动的影响,因此上述那样的血管的信息含有较多的噪声成分。因此,要求能够抑制噪声成分而测定血管的状态的超声波诊断装置。

[0005] 作为这样的准确地测定血管的状态的技术,提出了如下的超声波诊断装置:例如专利文献1公开的那样,基于接收信号而对血管壁的位置进行追踪,由此确定血管的前壁及后壁的位置,并基于此来生成血管直径变化波形,从而测定血管直径的历时变化。

[0006] 专利文献1:日本特开2004-290408号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 在专利文献1所示的超声波诊断装置中,利用心电图波形来确定搏动时机,基于该搏动时机而除去包含于血管直径变化波形的与心跳相伴的噪声成分,由此能够高精度地测定血管的状态。然而,与超声波信息另行地需要求出心电图波形,因此存在装置大型化、机动性受损而难以应对在各种场所的诊断的问题。

[0009] 本发明为了消除这样的以往的问题点而作出,其目的在于提供一种能够不使用心电图波形、仅通过基于超声波诊断的信息而高精度地测定血管的状态的超声波诊断装置及超声波图像生成方法。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的超声波诊断装置从超声波探头对被检体进行超声波束的发送和接收,基于从上述超声波探头输出的接收信号来生成超声波图像,该超声波诊断装置具备:血管壁追踪部,基于从上述超声波探头对被检体的血管发送和接收超声波束而得到的接收信号,追踪与搏动相伴的血管壁的动作;及搏动时机确定部,根据由上述血管壁追踪部追踪到的

血管壁的动作,对应各声线检测与搏动相伴的周期性的变化,并求出各个检测时刻作为各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内对上述各声线的搏动时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机。

[0012] 在此,优选的是,上述搏动时机确定部基于由上述血管壁追踪部追踪到的血管壁的动作,求出血管壁的直径变化速度波形及直径变化波形中的至少一方,对应各声线检测在所求出的波形中周期性地出现的最大值或最小值,由此进行血管壁的周期性的变化的检测。

[0013] 另外,可以是,上述搏动时机确定部对于上述各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内算出平均值或中值,由此确定上述搏动时机。另外,也可以是,上述搏动时机确定部在包含上述检测时刻在内的前后0.05秒期间算出平均值或中值,由此求出上述搏动时机候补。

[0014] 另外,可以是,上述搏动时机确定部在每一个搏动期间求出全部声线中的检测出血管壁的周期性的变化的声线的频数,将该声线的频数为预定值以下的搏动期间从上述搏动时机的确定中排除。另外,也可以是,上述搏动时机确定部在包含上述检测时刻在内的前后0.05秒期间求出检测出血管壁的周期性的变化的声线的频数,将该声线的频数为预定值以下的搏动期间从上述搏动时机的确定中排除。

[0015] 另外,可以是,上述搏动时机确定部基于由上述血管壁追踪部追踪到的血管壁的动作而求出血管壁的直径变化速度波形,将在所求出的波形中周期性地出现的最大值为预定值以下的搏动期间从上述搏动时机的确定中排除。

[0016] 另外,优选的是,上述超声波诊断装置还具备基于由上述搏动时机确定部确定的搏动时机而算出血管壁的弹性特性的血管壁弹性特性计算部。另外,优选的是,上述超声波诊断装置还具备厚度计算部,该厚度计算部基于由上述搏动时机确定部确定的搏动时机,算出血管壁的厚度及血管直径的厚度中的至少一方。

[0017] 本发明的超声波图像生成方法从超声波探头对被检体进行超声波束的发送和接收,基于从上述超声波探头输出的接收信号来生成超声波图像,其中,基于从上述超声波探头对被检体的血管发送超声波束并从被检体的血管接收超声波束而得到的接收信号,追踪与搏动相伴的血管壁的动作,根据追踪到的血管壁的动作,对应各声线检测与搏动相伴的周期性的变化,并求出各个检测时刻作为各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内对上述各声线的搏动时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明,对应各声线检测血管壁的周期性的变化,并求出其检测时刻作为各声线的搏动时机候补,并且在一个搏动期间内对各声线的搏动时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机,因此,能够不使用心电图波形、仅通过基于超声波诊断的信息而高精度地测定血管的状态。

附图说明

[0020] 图1是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0021] 图2是表示对血管壁发送超声波束并从血管壁接收超声波束而生成的声线的情况的图。

[0022] 图3是表示在各声线求出的直径变化速度波形和直径变化波形的图。

[0023] 图4是表示检测到血管壁的周期性的变化的声线的频数的坐标图。

[0024] 图5是表示变形例的超声波诊断装置的结构框图。

具体实施方式

[0025] 以下,基于附图,说明本发明的实施方式。

[0026] 图1示出本实施方式的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置具备收发超声波的超声波探头1和与超声波探头1连接的诊断装置主体2。诊断装置主体2具有如下功能:基于从超声波探头1收发超声波而取得的接收信号来生成表示超声波图像的图像数据,并基于与搏动相伴的血管壁的动作来确定搏动时机而算出血管壁的弹性特性。

[0027] 超声波探头1是凸面类型、直线扫描类型或扇形扫描类型等的与被检体的身体表面抵接而使用的探测器。超声波探头1具备一维或二维排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器基于被施加的驱动信号而朝向被检体发送超声波,并通过接收由被检体反射而成的超声波回波来输出接收信号。

[0028] 各超声波换能器由在压电体的两端形成有电极的振子构成,该压电体由例如以PZT(锆钛酸铅:Pb(lead)zirconate titanate)为代表的压电陶瓷、以PVDF(聚偏氟乙烯:polyvinylidene difluoride)为代表的高分子压电元件等构成。当向这样的振子的电极施加脉冲状或连续波的电压时,压电体进行伸缩。通过该伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波的超声波,通过这些超声波的合成而形成超声波束。另外,各个振子通过接收进行传播的超声波而伸缩,并产生电信号。这些电信号作为超声波的接收信号而输出。

[0029] 诊断装置主体2具有与超声波探头1连接的收发部3,在该收发部3上连接有图像形成部4,在图像形成部4上经由显示控制部5而连接有显示部6。另外,在收发部3上依次连接有血管壁追踪部7、搏动时机确定部8及血管壁弹性特性计算部9,血管壁弹性特性计算部9与显示控制部5连接。

[0030] 收发部3内置有发送电路和接收电路。发送电路具备多个信道,生成向超声波探头1的多个超声波换能器分别施加的多个驱动信号。此时,能够基于预定的发送延迟模式,向多个驱动信号赋予各自的延迟时间。发送电路以从多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束的方式调节多个驱动信号的延迟量而向超声波探头1供给。

[0031] 收发部3的接收电路具备多个信道,接收从多个超声波换能器分别输出的多个模拟的接收信号并放大,转换成数字的接收信号。而且,基于预定的接收延迟模式,向多个接收信号赋予与焦点位置对应的各自的延迟时间,对应每个焦点位置对这些接收信号进行加算,由此进行接收焦点处理。通过该接收焦点处理,分别形成聚集了超声波回波的焦点的多个声线信号(声线数据)。

[0032] 接着,通过低通滤波处理等对声线数据实施包络检波处理,通过STC(Sensitivity Time gain Control:灵敏度时间控制)而根据超声波的反射位置的深度来进行与距离对应的衰减的校正。

[0033] 如此处理后的声线数据依次存储于用于存储多帧量的声线数据的具有存储容量的数据存储器。接收电路具备图像数据生成功能,在实时模式下输入直接供给的声线数据,在冻结模式下输入从数据存储器供给的声线数据,对这些声线数据,实施Log(对数)压缩、

增益调整等预处理而生成图像数据,并向图像形成部4输出。

[0034] 图像形成部4将从收发部3的接收电路供给的超声波图像的图像数据光栅转换成与通常的电视信号的扫描方式相应的图像数据,实施灰度处理等必要的图像处理而向显示控制部5供给。

[0035] 显示控制部5基于从图像形成部4供给的图像数据,将超声波诊断图像显示在显示部6上。显示部6例如包含LCD等显示装置,在显示控制部5的控制下,显示超声波诊断图像。

[0036] 血管壁追踪部7具有基于从收发部3的接收电路供给的声线数据来追踪血管壁的动作的功能。追踪能够使用例如日本专利第3652791号记载的相位差追踪法,对从收发部3输入的声线数据运算振幅信息和相位信息,并使用这些信息来高精度地追踪与搏动相伴的血管壁的动作。通过追踪而得到的血管壁的动作信息向搏动时机确定部8输出。

[0037] 搏动时机确定部8基于从血管壁追踪部7供给的血管壁的动作信息,对应各声线检测与搏动相伴的血管壁的周期性的变化,并求出各个检测时刻作为各声线的搏动时机候补,在一个搏动期间内对各声线的各声线时机候补相互进行统计分析,由此确定搏动时机。

[0038] 血管壁弹性特性运算部9基于由血管壁追踪部7追踪到的血管壁的动作和由搏动时机确定部8确定的搏动时机来算出血管壁的弹性特性,并将算出的血管壁的弹性特性经由显示控制部5显示在显示部6上。

[0039] 接着,说明本实施方式的动作。

[0040] 首先,如图2所示,当将超声波探头1以与被检体S的身体表面相接的方式配置时,通过来自诊断装置主体2中的收发部3的发送电路的驱动信号,从超声波探头1朝向被检体S内的血管发送超声波束。在图2中,示出以超声波束从与血管壁V的长轴方向正交的方向入射的方式将超声波探头1配置于被检体S的身体表面。向血管壁V入射后的超声波束由血管壁V的前壁Vf及后壁Vr等各部反射,其超声波回波由超声波探头1的各个超声波换能器接收。此时,血管壁V伴随着搏动而反复进行扩张和收缩并周期性地动作,在血管壁V的动作至少变化一个周期的期间连续地收发超声波束。

[0041] 当由各个超声波换能器接收超声波回波时,与该超声波回波的强度对应的接收信号从超声波换能器向收发部3的接收电路分别输出。基于所输出的接收信号,通过接收电路而对应每一帧生成数字的声线数据,而且,基于声线信号的强度(振幅的大小)而对应每一帧生成图像数据。例如,能够通过将声线信号的强度显示作亮度而生成B模式断层图像数据,进一步能够通过显示该B模式断层图像的历时变化而生成M模式图像数据。所生成的血管壁V的图像数据从收发部3向图像形成部4输出。另一方面,各帧的声线数据从收发部3向血管壁追踪部7输出。

[0042] 向图像形成部4输入后的图像数据在实施了灰度处理等必要的图像处理之后,向显示控制部5输出,将B模式断层图像、M模式图像等超声波图像显示在显示部6上。

[0043] 另一方面,血管壁追踪部7基于从收发部3输入的声线数据的振幅信息和相位信息来检测各帧中的血管壁V的位置,由此追踪与搏动相伴的血管壁V的动作。即,对帧之间的声线数据进行比较,将振幅(强度)不发生变化而仅相位(帧中的位置)发生变化的情况作为同一对象的动作的变化,来跟踪血管壁V的动作。

[0044] 追踪到的血管壁V的动作从血管壁追踪部7向搏动时机确定部8输出,搏动时机确定部8基于血管壁V的动作来确定与搏动相伴的周期性的搏动时机。此时,搏动时机通过例

如对应32条各声线L1~L32检测与搏动相伴的血管壁V的周期性的动作而求算。

[0045] 具体而言,为了检测血管壁V的预定部位的动作、例如血管壁V的外径的周期性的动作,取得位于各个声线L1~L32上的前壁Vf1与后壁Vr1之间、前壁Vf2与后壁Vr2之间、...前壁Vf32与后壁Vr32之间的位置(相位)之差,对应各声线L1~L32在各帧算出血管壁V的外径,由此求出血管壁V的直径变化速度波形及直径变化波形。图3示出在各声线L1~L32中求出的直径变化速度波形和直径变化波形的一例。如图3所示,可知,对于表示血管壁V的周期性的动作的M模式图像,在直径变化速度波形及直径变化波形中也得到同样的周期性的变化。因此,例如对各声线L1~L32检测在直径变化波形中周期性地出现的最小值、即血管直径周期性地变得最小的时刻T1~T5,由此能够检测与搏动相伴的血管壁V的周期性的变化。并且,在各声线L1~L32中分别求出各个检测时刻T1~T5作为第一搏动~第五搏动的搏动时机候补。需要说明的是,血管壁V的周期性的变化并未局限于检测直径变化波形的最小值来求算,例如在直径变化速度波形中周期性地出现的最大值等只要是表示血管壁V的周期性的变化即可。

[0046] 在此,表1表示在各声线L1~L32中检测到具体地表示第一搏动~第五搏动的直径变化波形的最小值的检测时刻(搏动时机候补)。需要说明的是,各个搏动时机候补表示作从检测开始时刻起的经过时间,与相同搏动期间对应的搏动时机候补按照声线L1~L32的顺序排列显示。此时,在各声线L1~L32中与相同搏动期间对应而检测的搏动时机候补应该成为同时刻,但是例如在声线L4中在0.15秒检测到第一搏动,相对于此,在声线L5中在0.20秒检测到第一搏动。这是因为,由于与心跳相伴的噪声的影响,在各声线L1~L32中检测的搏动时机候补的时刻发生了偏差。另外,例如声线L2的第一搏动和第二搏动等的“-”表示由于噪声的影响而未检测到搏动时机候补。

[0047] [表1]

表1					
声线	秒				
	第一搏动	第二搏动	第三搏动	第四搏动	第五搏动
L1	-	-	1.625	-	-
L2	-	-	1.625	2.385	3.17
L3	0.15	-	1.625	2.375	3.165
L4	0.15	-	1.625	2.375	3.165
L5	0.2	0.9	1.625	2.375	-
*	*	*	*	*	*
*	*	*	*	*	*
*	*	*	*	*	*
L28	0.21	0.905	1.625	2.385	3.165
L29	-	0.905	1.625	2.385	3.165
L30	-	0.905	1.625	2.385	3.165
L31	0.2	0.905	1.625	2.385	3.165
L32	0.2	0.905	1.625	2.38	3.165
平均值	0.19	0.904	1.625	2.383	3.165
中值	0.2	0.905	1.625	2.385	3.165
频数	27	20	30	29	29

[0048]

[0049] 因此,搏动时机在相同的一个搏动期间内对各声线L1~L32的搏动时机候补相互进行统计处理而确定,以避免这些搏动时机候补的偏差在确定搏动时机之际产生影响。

[0050] 例如,如表1所示,搏动时机确定部8对于各声线L1~L32的搏动时机候补,在相同的一个搏动期间内算出平均值或中值,由此能够对应每一搏动确定一个搏动时机。需要说明的是,越接近声线L1~L32中的两端(声线L1及L32),上述的搏动时机候补的偏差的发生率就越高,因此优选使用在除了接近声线L1~L32的两端的几条声线之外的位于中央部的声线检测到的搏动时机候补来算出平均值。另外,在图3所示的直径变化速度波形中,能够在全部的声线L1~L32中对周期性地出现的最大值进行比较,最大值表示预定值以下的声线的搏动时机候补判断为包含较多的噪声成分、即作为搏动时机候补而可靠性低,并从搏动时机的确定中排除在外。

[0051] 另外,搏动时机确定部8也能够对于在多个搏动期间确定的多个搏动时机,统计性地评价各搏动时机的可靠性而将可靠性低的搏动期间从搏动时机的确定中排除在外。例如,能够基于各个搏动期间的搏动时机候补的偏差来评价可靠性。图4示出表示表1所示的各声线L1~L32的检测时刻的频数的直方图。例如,当以第一搏动的频数为例时,在表1中,表示了声线L1~L32中检测到搏动时机候补的声线为27条(在其他的声线中未检测到而显示“-”),相对于此,在图4中,表示了检测到搏动时机候补的27条声线中在0.2S的同时刻检测到搏动时机候补的声线为16条。这样一来,图4对应各检测时刻分别表示了表1中表示相同检测时刻的声线L1~L32的频数。在图4中,在声线L1~L32中具有相同检测时刻的声线的频数为预定值以下的搏动期间、例如在全部的声线L1~L32中表示相同检测时刻的声线的频数为50%或80%以下的搏动期间能够判断为搏动时机的偏差大而可靠性低的搏动期间、即包含较多的噪声成分的搏动期间,从搏动时机的确定中排除在外。而且,也能够将对应各声线L1~L32求出的直径变化速度波形的最大值在各搏动期间进行平均,并将其平均值在多个搏动期间之间进行比较,平均值表示预定值以下的搏动期间判断为可靠性低,从搏动时机的确定中排除在外。

[0052] 这样一来,通过对搏动时机候补进行统计处理而确定搏动时机,能够高精度地求出搏动时机。另外,通过对所确定的搏动时机进行统计处理而评价可靠性,能够求出更高精度的搏动时机。

[0053] 所确定的搏动时机从搏动时机确定部8向血管壁弹性特性计算部9输出,血管壁弹性特性计算部9基于搏动时机来算出血管壁的弹性特性。例如,基于搏动时机,分别求出血管壁V在一个心跳内变得最厚的心脏扩张期末期和血管壁V在一个心跳内变得最薄的心脏收缩期,并且分别求出心脏扩张期末期中的血管壁V的厚度(h_{di})和心脏收缩期中的厚度变化的最大值(Δh_i),由此基于下述式(1)来算出血管壁径向的变形量 ϵ_i 作为血管壁V的弹性特性。

$$[0054] \quad \epsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \cdot \cdot \cdot (1)$$

[0055] 所算出的血管壁V的弹性特性从血管壁弹性特性计算部9输出,经由显示控制部5而显示在显示部6上。

[0056] 根据本实施方式,除去与心跳相伴的噪声而高精度地确定搏动时机,因此能够不使用心电图波形、仅通过基于超声波诊断的信息而准确地算出血管壁V的弹性特性。

[0057] 需要说明的是,在上述的实施方式中,在各搏动期间根据检测到直径变化波形的

最小值的一个检测时刻,对应各声线L1~L32求出一个搏动时机候补,但是也能够对包含检测到该最小值的一个检测时刻的一定时间进行统计处理,由此在各声线L1~L32中求出一个搏动时机候补。例如,能够将由噪声引起的直径变化波形的偏差稳定的0.05S的范围进行分组而作为一定时间。搏动时机确定部8通过在各搏动期间对应各声线L1~L32,对检测到直径变化波形的最小值的检测时刻包含于一定时间0.05S内的声线的检测时刻算出平均值或中值,能够在各声线L1~L32中统计性地求出一个搏动时机候补,对所求出的各个搏动时机候补进行统计处理而确定一个搏动时机。另外,搏动时机确定部8也能够,在各搏动期间,对应各声线L1~L32求出检测到直径变化波形的最小值的检测时刻的包含于一定时间0.05S内的声线的频数,该频数为预定值以下的搏动期间判断为可靠性低,从搏动时机的确定中排除在外。

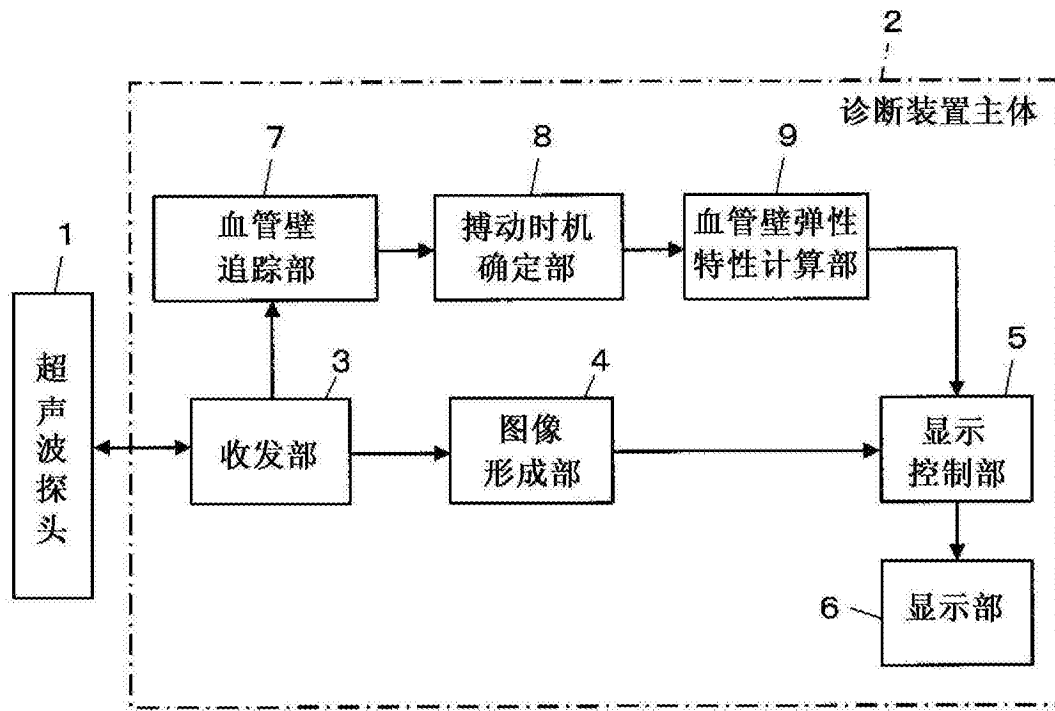
[0058] 另外,如图5所示,能够在血管壁弹性特性计算部9与显示控制部5之间新具备厚度计算部10。厚度计算部10能够基于通过搏动时机确定部8确定的搏动时机,准确地算出血管壁V的厚度及血管壁V的直径的大小。血管壁V的厚度及血管壁V的直径的大小伴随着动脉硬化的进展而变化,不使用心电图波形而准确地求出这些值,由此能够仅通过基于超声波诊断的信息而高精度地推测循环系统疾病的状态。

[0059] 另外,在上述的实施方式中,基于从收发部3供给的声线数据而通过血管壁追踪部7来追踪血管壁V的动作,但是向血管壁追踪部7供给的数据只要包含用于追踪血管壁V的动作的信息即可,并不局限于此。例如,能够从收发部3向血管壁追踪部7供给图像数据,血管壁追踪部7基于从收发部3供给的图像数据所包含的亮度信息等而追踪血管壁V的动作。

[0060] 另外,在上述的实施方式中,通过血管壁追踪部7来检测血管壁V的外直径的周期性的动作而求出搏动时机候补,但是血管壁V的检测部分只要能够求出血管壁V的周期性的动作即可,并不局限于此。例如,也可以通过检测血管壁V的前壁Vf或后壁Vr的周期性的动作来求出搏动时机候补。

[0061] 附图标记说明

[0062] 1超声波探头,2诊断装置主体,3收发部,4图像形成部,5显示控制部,6显示部,7血管壁追踪部,8搏动时机确定部,9血管壁弹性特性计算部,10厚度计算部,V血管壁,Vf血管壁的前壁,Vr血管壁的后壁,L1~L32声线,S被检体。



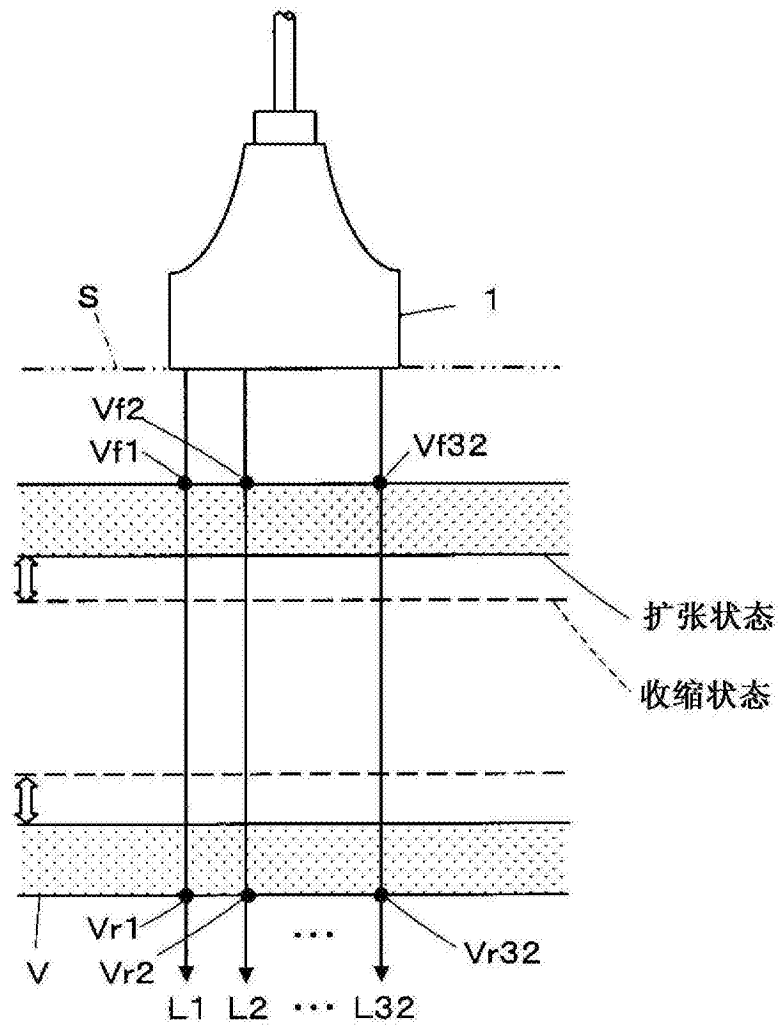


图2

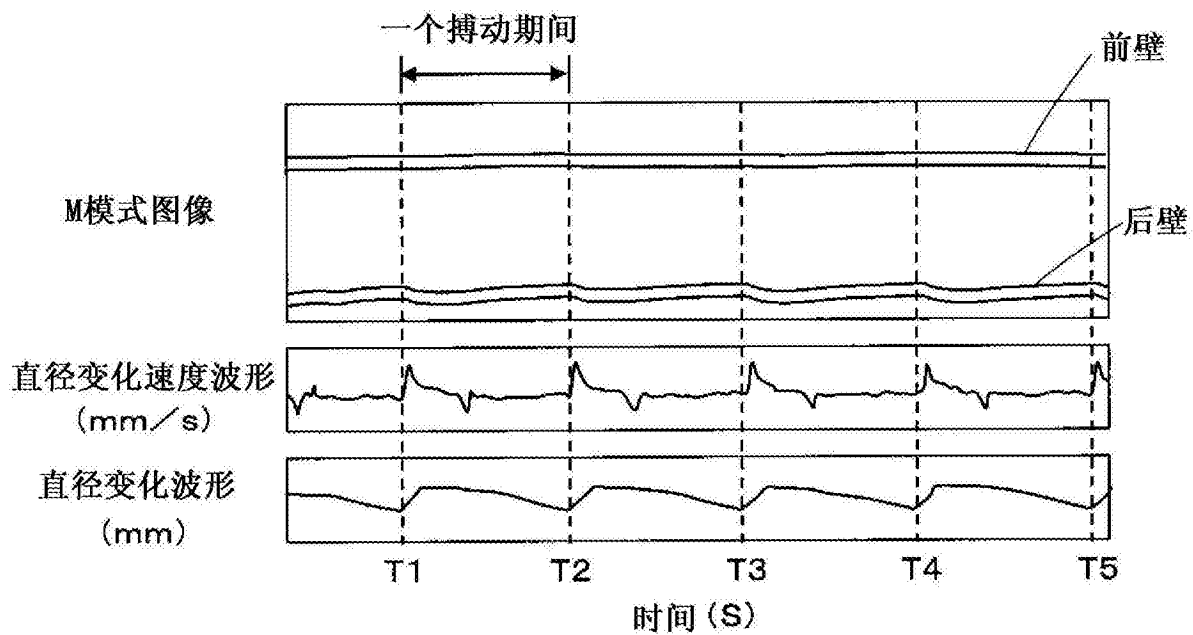


图3

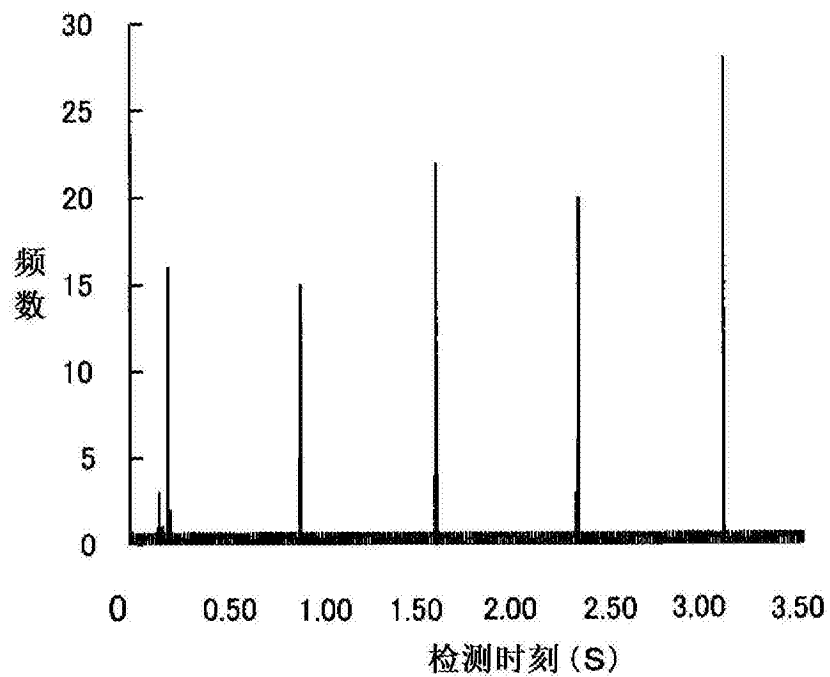


图4

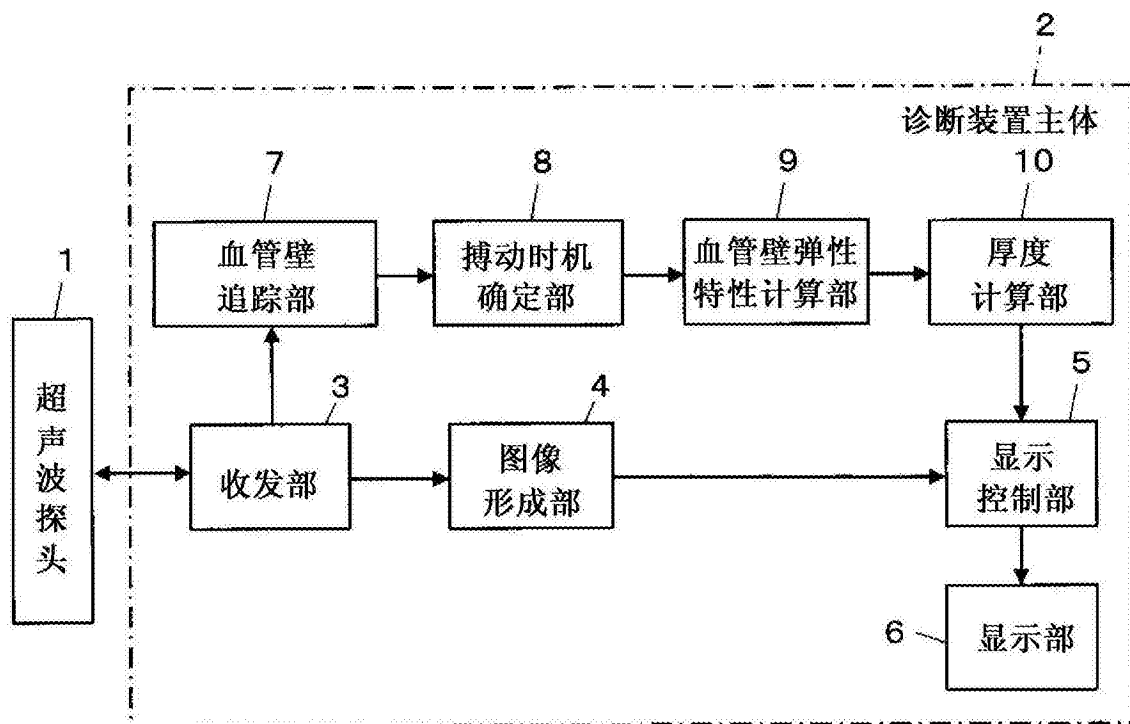


图5

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	CN104135944B	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201280070093.4	申请日	2012-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B5/02007 A61B8/02 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012033828 2012-02-20 JP		
其他公开文献	CN104135944A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于从超声波探头(1)对被检体的血管发送和接收超声波束而得到的接收信号，血管壁追踪部(7)追踪与搏动相伴的血管壁(V)的动作，搏动时机确定部(8)根据由血管壁追踪部(7)追踪到的血管壁(V)的动作，对应各声线(L1~L32)检测与搏动相伴的周期性的变化，并求出各个检测时刻作为各声线(L1~L32)的搏动时机候补，在一个搏动期间内对各声线(L1~L32)的搏动时机候补相互进行统计分析，由此确定搏动时机。

