

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780031130.X

[43] 公开日 2009年8月12日

[11] 公开号 CN 101505664A

[22] 申请日 2007.8.15

[21] 申请号 200780031130.X

[30] 优先权

[32] 2006.8.21 [33] JP [31] 224064/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/065901 2007.8.15

[87] 国际公布 WO2008/023618 日 2008.2.28

[85] 进入国家阶段日期 2009.2.20

[71] 申请人 国立大学法人东北大学

地址 日本国宫城县

共同申请人 松下电器产业株式会社

[72] 发明人 金井浩 长谷川英之 福元刚智

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公  
司

代理人 李贵亮

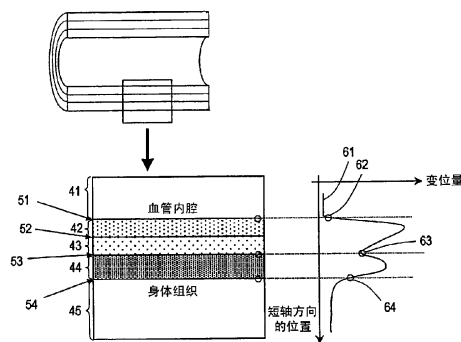
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 5 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

超声波诊断装置，具备：发送部(102)，其驱动用于向包含动脉血管壁在内的被检查体的计测区域发送超声波的超声波探头；接收部(101)，其使用所述超声波探头接收所述超声波在所述被检查体中反射后获得的反射波，生成接收信号；运动信息计算部(110)，其根据所述接收信号，计算所述动脉血管壁的至少轴向的运动信息；和边界位置决定部(109)，其根据所述运动信息，决定所述计测区域中的所述动脉血管壁的血流-内膜的边界、中膜-外膜的边界及外膜-体侧的结合组织的边界中的至少一个边界的位置。



1、一种超声波诊断装置，具备：

发送部，该发送部驱动超声波探头，该超声波探头用于向包含动脉血管壁在内的被检查体的计测区域发送超声波；

接收部，该接收部使用所述超声波探头接收所述超声波在所述被检查体中反射后获得的反射波，生成接收信号；

运动信息计算部，该运动信息计算部根据所述接收信号，计算所述动脉血管壁的至少轴向的运动信息；和

边界位置决定部，该边界位置决定部根据所述运动信息，决定所述计测区域中的所述动脉血管壁的血流—内膜的边界、中膜—外膜的边界及外膜—体侧的结合组织的边界中的至少一个边界的位置。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述运动信息计算部，计算出沿着所述动脉血管壁的径向计算所述轴向的变位量的分布的变位量分布曲线；

所述边界位置决定部，根据所述变位量分布曲线，决定所述至少一个边界的位置。

3、如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述发送部及接收部，通过用所述超声波扫描所述计测区域，从而多次反复取得 1 帧的所述接收信号；

所述运动信息计算部，在不同的 2 帧之间，比较所述接收信号的振幅，计算出所述计测区域内的各计测点的轴向的变位量。

4、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述运动信息计算部，计算第 1 帧中的接收信号的振幅信息与第 2 帧中的接收信号的振幅信息之间的相关性，从而计算出所述计测区域内的各计测点的所述 2 帧之间的轴向的变位量。

5、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述运动信息计算部，沿着所述动脉血管壁的径向，计算所述轴向的运动信息的分布；

所述边界位置决定部，根据所述运动信息的分布，决定所述至少一个边界的位置。

6、如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述边界位置决定部，根据所述变位量分布曲线中最靠近血管腔侧的陡峭上升位置，决定所述血流—内膜边界的位置。

7、如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述边界位置决定部，根据所述变位量分布曲线中最靠近体侧的结合组织侧的极小值的位置，决定所述中膜—外膜边界的位置。

8、如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述边界位置决定部，根据所述变位量分布曲线中最靠近体侧的结合组织侧的陡峭下降位置，决定所述外膜—体侧的结合组织边界的位置。

9、如权利要求 1~8 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：进而具备断层图像处理部，该断层图像处理部根据所述接收信号，生成表示所述计测区域的断层图像的信号，

在所述断层图像上重叠显示所述至少一个边界。

10、如权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于：进而具备弹性率值计算部，该弹性率值计算部根据所述接收信号，计算出所述计测区域内的计测点之间的弹性率，

进而显示所述计算出的弹性率值的二维映射图像。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001]

本发明涉及医疗用的超声波诊断装置，特别涉及计测血管壁的超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002]

超声波诊断装置向被检查体照射超声波，分析其回波信号（echo signal）包含的信息，从而观察被检查体内的状况。在现有技术中广泛使用的超声波诊断装置，将回波信号的强度变换成对应的像素的亮度，从而作为断层图像，获得被检查体的结构。这样，能够知道被检查体的内部结构，由于能够连续地观察被检查体内的状况，所以在临床中成为不可缺少的装置。

[0003]

近几年来，动脉硬化的患者与日俱增，为了诊断动脉硬化，进行使用超声波诊断装置的颈动脉回波。出现动脉硬化后，血管壁就变厚，血管变窄。因此，计测血管壁的厚度，能够诊断动脉硬化。众所周知：颈动脉具备从内侧依次具有内膜、中膜、外膜等3层的结构。在颈动脉回波中，计测将该内膜和中膜合在一起的厚度（内中膜复合体厚：以下称作“IMT”），作为动脉硬化的指标。根据非专利文献1，将IMT为1.1mm以上诊断为异常肥厚。

[0004]

在现有技术中，采用手动方式计测IMT。具体地说，操作人员在采用上述方法获得的断层图像上，判断内膜、中膜及外膜的位置，使用超声波诊断装置通常标准配备的断层图像上的长度计测功能，求出厚度。

[0005]

另外,近几年来,伴随着电子技术的进步,可以大幅度提高超声波诊断装置的测量精度。如专利文献1所述,试图主要分析反射波的相位,从而精密地测定被检查体的组织的活动,以便求出组织特别是动脉血管壁的变形及弹性率。

[0006]

求出血管壁的弹性率时,需要计测血管壁的厚度。在现有技术中,如上所述,使用断层图像上的长度计测功能,采用手动方式计测将内膜、中膜及外膜合在一起的厚度。

专利文献1:特开平10-5226号公报

非专利文献1:颈动脉回波、古幡博、vector·core社、2004、ISBN4-938372-86-6

非专利文献2:S.Golemati, et al., Ultrasound Med. Biol. vol. 29, pp. 387-399, 2003

非专利文献3:J. Bang, et al., Ultrasound Med. Biol., vol. 29, pp. 967-976, 2003

非专利文献4:M. Cinthio, et al., IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., vol. 52, pp. 1300-1311, 2005

[0007]

可是,操作人员根据断层图像测定血管壁的厚度及IMT时,他们对图像的认识及识别的方法有个人的习惯,计测值有可能因人而异。

[0008]

另外,内膜的内侧的边界即血流和内膜的边界,在血管壁上产生粥样时,血流和粥样块的图像往往被用同等程度的亮度显示,不容易判别血流和内膜的边界。同样,外膜和体侧的结合组织的边界在图像上也难以判别。

[0009]

进而,被称作“斑点”的干涉波与从被检查体获得的回波信号重叠,将回波信号的强度变换成对应的像素的亮度后获得的断层图像,受到斑点的影响。因此往往难以判别血管壁及构成血管壁的各膜的边界。这样,往往难以求出正确的血管壁的厚度及IMT。

## 发明内容

[0010]

本发明解决了现有技术的上述课题，其目的在于提供能够求出正确的血管壁的厚度及 IMT 的超声波诊断装置。

[0011]

本发明的超声波诊断装置，具备：发送部，该发送部驱动旨在向包含动脉血管壁在内的被检查体的计测区域发送超声波的超声波探头；接收部，该接收部使用所述超声波探头接收所述超声波在所述被检查体中反射后获得的反射波，生成接收信号；运动信息计算部，该运动信息计算部根据所述接收信号，至少计算所述动脉血管壁的轴向的运动信息；边界位置决定部，该边界位置决定部根据所述运动信息，决定所述计测区域中的所述动脉血管壁的血流—内膜的边界、中膜—外膜的边界及外膜—体侧的结合组织的边界中的至少一个边界的位置。

[0012]

在理想的实施方式中，所述运动信息计算部，计算出沿着所述动脉血管壁的径向计算所述轴向的变位量的分布的变位量分布曲线；所述边界位置决定部根据所述变位量分布曲线，决定所述至少一个边界的位置。

[0013]

在理想的实施方式中，所述发送部及接收部，用所述超声波扫描所述计测区域，从而可以多次反复取得 1 帧的所述接收信号；所述运动信息计算部，在不同的 2 帧之间，比较所述接收信号的振幅，计算出所述计测区域内的各计测点的轴向的变位量。

[0014]

在理想的实施方式中，所述运动信息计算部，计算第 1 帧中的接收信号的振幅信息和第 2 帧中的接收信号的振幅信息的相关性，从而计算出所述计测区域内的各计测点的所述 2 帧之间的轴向的变位量。

[0015]

在理想的实施方式中，所述运动信息计算部，沿着所述动脉血管壁的径向，计算所述轴向的运动信息的分布；所述边界位置决定部根据所述运动信息的分布，决定所述至少一个边界的位置。

[0016]

在理想的实施方式中，所述边界位置决定部根据所述变位量分布曲线中最靠近血管腔侧的急剧的上升位置，决定所述血流—内膜边界的位置。

[0017]

在理想的实施方式中，所述边界位置决定部根据所述变位量分布曲线中最靠近体侧的结合组织的极小值的位置，决定所述中膜—外膜边界的位置。

[0018]

在理想的实施方式中，所述边界位置决定部根据所述变位量分布曲线中最靠近血管腔侧的急剧的下降位置，决定所述外膜—体侧的结合组织边界的位置。

[0019]

在理想的实施方式中，超声波诊断装置进而具备断层图像处理部，该断层图像处理部根据所述接收信号，生成表示所述计测区域的断层图像的信号，在所述断层图像上重叠显示所述至少一个边界。

[0020]

在理想的实施方式中，超声波诊断装置进而具备弹性率值计算部，该弹性率值计算部根据所述接收信号，计算出所述计测区域内的计测点之间的弹性率，进而显示所述计算出的弹性率值的二维映射图像。

[0021]

采用本发明后，根据动脉血管的轴向的运动信息，决定动脉血管的血流—内膜边界、中膜—外膜边界及外膜—体侧的结合组织边界中的至少一个。所以能够不产生操作人员引起的计测值的离差地求出血管壁的厚度及IMT。

## 附图说明

[0022]

图1是讲述颈动脉的动脉壁的运动图形，(a)是表示在动脉壁上设定的计测点的位置的示意图，(b)表示被检查体的心电波图，(c)及(d)是表示计测点的轴向及径向的一个心率周期的移动量的曲线图。

图2是表示采用本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框图。

图 3 (a) ~ (c) 是讲述计算动脉壁的的移动量的步骤的图形。

图 4 是讲述计测区域的计测点的图形。

图 5 是讲述用帧单位进行采用超声波的计测的图形。

图 6 是讲述根据轴向变位量的径向中的分布曲线，决定动脉壁的边界的方法的图形。

图 7 表示出使用图 1 的超声波诊断装置，计测包含动脉壁在内的被检查体时，显示部 114 显示的图像的一个例子。

[0023]

图中：101—接收部；102—发送部；103—探头；104—延迟合成部；105—正交检波部；106—断层图像处理部；107—振幅信息处理部；108—相位信息处理部；109—边界位置决定部；110—运动信息计算部；111—弹性率计算部；112—厚度计算部；113—图像合成部；114—显示部；120—用户接口；121—控制部。

## 具体实施方式

[0024]

动脉血管按照在动脉内移动的血液的血流及血压变化，在径向上扩张·收缩。因此，动脉壁与心率周期同步地在径向上移动。通常看不到动脉血管向血管伸展的轴向上的运动，在分析动脉壁的运动时，也不考虑向轴向上的运动。

[0025]

可是，如非利文献 2、3 及 4 等所述的那样，近几年来确认作为动脉硬化指标计测的颈动脉的动脉壁，与心率周期同步地稍微向轴向上运动。该运动被认为是伴随着心脏的收缩·扩张，颈动脉被心脏牵引而产生的。

[0026]

下面，参照图 1 (a) ~ (d)，讲述颈动脉的血管壁在径向及轴向上的运动。图 1 (a) 示意性地表示使用超声波诊断装置进行计测的被检查体的测定区域。如图 1 (a) 所示，从靠近血管壁的血管腔的一侧起，依次设定计测点 A、B、C。图 1 (b) 表示一个心率周期的心电波形，图 1 (c) 及 (d)



分别表示计测点 A、B、C 的轴向及径向上的变位量的一个心率周期。在图 1 (c) 及 (d) 中, 横轴表示时间, 将向心脏一侧的移动方向及向血管的外侧的移动方向作为纵轴的正方向。

[0027]

如这些图所示, 在心脏的收缩期中, 由于血液被心脏压出, 血压上升, 使用血管扩张, 血管壁的计测点 A、B、C 的向血管的外侧的移动。另一方面, 从血管壁的移动的稍前一点起, 在心脏的收缩的作用下, 血管壁向心脏方向移动, 比血管壁的变位量成为最大的时刻稍微滞后, 向心脏方向的变位量成为最大。另外, 在轴向中, 越靠近血管壁的内侧, 最大变位量越大。而在径向中, 计测点 A 的最大变位量最大, 计测点 B、C 的最大变位量基本相等。这被认为是因为颈动脉的外侧被体侧的结合组织覆盖, 动脉壁由内膜、中膜、外膜等不同的组织构成, 各组织的弹性率不同等原因, 轴向及径向的变位量随着动脉壁的位置的不同而不同的缘故。

[0028]

如前所述, 颈动脉的动脉壁的轴向的运动, 被认为是心脏的收缩·扩张引起的, 所以在包含动脉壁的被检查体的计测区域中, 如果检出轴向的运动, 就能够决定没有被心脏牵引的血管腔及体侧的结合组织和动脉壁边界。另外, 构成动脉壁的各组织的边界也能够通过检出轴向的运动决定。本发明人根据这一见解, 发明了可以求出血管壁的厚度及 IMT 的超声波诊断装置。

[0029]

下面, 详细讲述采用本发明的超声波诊断装置的实施方式。图 2 是表示采用本发明的超声波诊断装置的一种实施方式的结构方框图。使用本发明的超声波诊断装置可以检出边界的动脉, 不局限于颈动脉, 只要是靠近心脏、伴随着心脏的收缩·扩张而被心脏牵引的动脉, 就能够检出其边界。

[0030]

本实施方式的超声波诊断装置, 具备接收部 101、发送部 102、延迟合成部 104、正交检波部 105、断层图像处理部 106、振幅信息处理部 107、相位信息处理部 108、边界位置决定部 109、运动信息计算部 110、弹性率

计算部 111、厚度计算部 112 及图像合成部 113。另外，还具备供操作者向超声波诊断装置下达指令的用户接口 120，和根据来自用户接口 120 的指令，控制上述各构成要素的由微机等构成的控制部 121。

[0031]

此外，图 2 所示的各构成要素，未必需要由独立的硬件构成。例如相位信息处理部 108、边界位置决定部 109、运动信息计算部 110、弹性率计算部 111 及厚度计算部 112 等，可以由微机及软件构成，实现各部的功能。

[0032]

旨在向被检查体发送超声波、从被检查体接收超声波回波的探头 103，与发送部 102 及接收部 101 连接。超声波诊断装置既可以具备专用的探头 103，也可以具备通用的探头 103。在探头 103 内，配置多个压电元件，利用延迟合成部 104 选择压电元件及设定给予压电变换元件电压的时刻，从而控制收发的超声波的偏向角及焦点。

[0033]

发送部 102 接受控制部 121 的指令，在指定的时刻产生驱动探头 103 的高压信号。探头 103 将发送部 102 产生的发送信号变换成超声波，照射被检查体。

[0034]

使用探头 103，将从被检查体内部反射出来的超声波回波变换成电信号，被接收部 101 放大后，生成接收信号。如前所述，接收部 101 利用延迟合成部 104 选择探头 103 的压电变换元件，从而能够只检出来自规定的位置（焦点）或方向（偏向角）的超声波。

[0035]

在发送部 102、接收部 101 及延迟合成部 104 这种动作的作用下，探头 103 照射的超声波用超声波扫描被检查体的计测范围，获得 1 帧的接收信号。在被检查体的一个心率周期中，反复进行这种扫描，可以获得好多帧的接收信号。例如取得一百几十帧的接收信号。

[0036]

断层图像处理部 106，包含滤波器、对数放大器及检波器，将从接收部 101 接收的接收信号变换成具有与信号强度对应的亮度信息的信号。这

样，可以获得表示被检查体的计测区域中的断层图像的信号。

[0037]

正交检波部 105 正交检波接收信号。振幅信息处理部 107 根据经过正交检波的接收信号，求出振幅信息，向运动信息计算部 110 输出。

[0038]

运动信息计算部 110 根据经过正交检波的接收信号的振幅信息，至少计算出动脉血管壁的轴向的运动信息。只要能够获得轴向的运动信息，运动信息计算部 110 既可以求出二维的运动信息，也可以求出三维的运动信息。边界位置决定部 109 根据获得的运动信息，决定计测区域中的动脉血管壁的血流—内膜的边界、中膜—外膜的边界及外膜—体侧的结合组织的边界中的至少一个边界，生成决定的边界的计测区域中的位置信息。

[0039]

厚度计算部 112 在边界位置决定部 109 决定动脉血管壁的血流—内膜的边界、中膜—外膜的边界及外膜—体侧的结合组织的边界中的 2 个以上时，求出决定的边界之间的厚度（距离）。

[0040]

相位信息处理部 108 生成经过正交检波的接收信号的相位信息，向弹性率值计算部 111 输出。弹性率值计算部 111 根据相位信息，计算出计测区域内的各计测点的径向中的移动量。另外，还从外部获得有关被检查体的血压的信息，根据从厚度计算部 112 获得的边界之间的厚度、有关血压的信息及各计测点的径向中的移动量，求出各计测点之间的弹性率值。

[0041]

图像合成部 113 从断层图像处理部 106 接受表示被检查体的计测区域中的断层图像的信号。另外，还从边界位置决定部 109 接受检出的边界的位置信息，从厚度计算部 112 接受求出的边界之间的厚度。然后，根据边界的位置信息，生成在断层图像上重叠表示决定的边界的线的图像信号，向显示部 114 输出。

[0042]

另外，图像合成部 113 接受各计测点之间的弹性率值，生成用与弹性率值对应的色调及灰度表示弹性率的计测区域中的分布的二维映射数据，

向显示部 114 输出。显示部 114 显示图像合成部 113 输出的数据。

[0043]

用户接口 120 是供操作人员给超声波诊断装置下达指令的输入部。具体地说，用户接口 120 是键盘、跟踪球及鼠标等输入器件。操作者使用用户接口 120，设定旨在计算弹性率的关心区域 (ROI)，选择边界位置决定部 109 决定的边界及厚度计算部 112 求出的边界之间的厚度。

[0044]

接着，详细讲述运动信息计算部 110 及边界位置决定部 109 的动作。如前所述，在本发明中，根据检出的被检查体的轴向的运动信息，决定血管腔及体侧的结合组织和动脉壁的边界及构成动脉壁的组织边界。因此，运动信息计算部 110 从振幅信息处理部 107 接受接收信号的振幅信息，沿着动脉血管壁的径向计算被检查体的轴向的运动信息的分布。运动信息既可以是轴向的运动速度，也可以是轴向的变位置量。在本实施方式中，利用轴向的变位置量检出边界。

[0045]

动脉的轴向的运动信息，例如能够通过朝着与径向不平行的方向向被检查体发送超声波后获得。可是，在通常的超声波诊断装置中，由于朝着与径向平行的方向发送超声波后获得被检查体内部的信息，所以难以直接检出轴向的运动成分。因此，在本实施方式中，用超声波扫描计测区域，从而多次反复取得 1 帧的所述接收信号，在不同的 2 帧之间，计算出接收信号的相关性，从而推定各计测点的轴向的变位置量。这样，可以获得进行了计测的超声波束的音响线上的变位置量分布曲线。根据变位置量分布曲线，决定血管腔及体侧的结合组织和动脉壁的边界及构成动脉壁的组织边界。

[0046]

下面，参照图 3，详细讲述轴向的变位置量的计算。首先如图 3 (a) 所示，例如设定旨在计算第 1 帧中的计测区域 20 中的相关性的关心区域 21。假设在计测区域 20 中，例如用  $n$  行  $m$  列配置计测点。为了求出计测点  $(s, t)$  ( $s, t$  分别为  $n, m$  以下的整数) 的移动量，而使用基准区域 21。

[0047]

如图 3 (b) 所示, 假设在从第 1 帧经过规定的时间后的第 k 帧中, 由于动脉壁扩张而径向移动  $dy$  的同时, 还被心脏牵引轴向移动  $dx$ 。这时, 设定的关心区域 21 朝着轴向及径向移动, 移动到以计测点  $(p, q)$  作为中心的区域 21'。这时, 如图 3 (c) 所示, 在第 k 帧中, 对于计测区域 20 中的各计测点, 设定和基准区域 21 相同大小的区域 23, 使用相关函数计算与第 1 帧的关心区域 21 对应的接收信号的振幅信息和与第 k 帧中的区域 23 对应的接收信号的振幅信息的相关性, 求出相关系数。对计测区域 20 中的所有的计测点都设定区域 23、计算相关性时, 如图 3 (b) 所示, 与区域 21' 的相关性最高, 相关系数也最大。这样, 推定关心区域 21 在第 k 帧中向区域 21' 移动, 这时的轴向的变位量成为  $dx$ 。利用接受信号的相关性, 特定 2 个帧之间的着眼的部位的位置的方法, 例如见特开平 8-164139 号公报。

[0048]

运动信息计算部 110 对各计测点进行该计算后, 求出计测区域中的所有的计测点的规定的 2 个帧之间的变位量。在本发明中, 由于决定动脉血管壁的边界所使用的, 是轴向的变位量, 所以可以不求出径向的变位量。

[0049]

另外, 计算相关性之际, 可以参照在相位信息处理部 108 中求出的相位信息。如果使用相位信息, 那么比较 2 个帧之间的相位, 就能够求出各计测点的径向的变位量。因此, 通过计算应该计算相关性的区域 23 中位于径向只移动根据相位求出的径向变位量的位置的区域 23 或者其附近的区域 23 的相关性, 能够决定相关系数成为最大的区域 23。其结果, 能够大幅度减少计算量。

[0050]

求出相关性的计算精度, 与关心区域 21 的大小息息相关, 一般地说, 关心区域越大, 计算精度就越高。但是要增大计算量。因此, 最好考虑计算量和必要的计算精度, 决定关心区域 21 的大小。

[0051]

采用上述方法求出的变位量的轴向及径向的分辨率, 如图 4 所示, 取决于计测区域设定的轴向及径向的计测点的间隔。具体地说, 轴向的分辨

率，成为超声波束的音响线 23 的间隔  $I_1$ 。另外，径向的分辨率，成为音响线 23 上设定的计测点 24 的间隔  $I_2$ 。由于间隔  $I_1$  或间隔  $I_2$  非常小，所以变位量的计算精度不太高时，可以插补邻接的音响线 23 的接受信号，生成插补信号 23'。这样，能够提高轴向的分辨率。另外，同样可以在音响线 23 上的 2 个计测点之间插补接受信号，生成插补计测点 24'。

[0052]

如在图 5 中所示意性地表示的那样，在一个心率周期中，可以获得从第 1 帧起到第 k 帧为止的计测区域 20 的接收信号。从第 1 帧到第 k 帧中选择任意的 2 个帧后，能够求出在选择 2 个帧之间动脉壁移动的变位量。一般地说，选择向图 1 (c) 所示的心脏方向的变位成为最小的时刻的帧和向心脏方向的变位成为最大的时刻的帧后，可以获得轴向的最大变位量。这样，能够减少噪声等的影响，能够高精度的获得以下讲述的轴向变位量的径向分布曲线，提高边界的判别精度。可是，如图 1 (c) 所示，在一个心率周期中，动脉壁的轴向的运动的时刻，随着径向的位置的不同而不同。因此，最好选择能够获得容易判别边界的那种轴向变位量的径向分布曲线的帧。

[0053]

运动信息计算部 110，生成沿着一个音响线求出采用上述方法获得的各计测点的轴向的移动量的变位量分布曲线。如图 6 所示，描绘径向排列的计测点中的变位量后，可以获得变位量分布曲线 61。在图 6 中，示意性地一并表示对应的计测区域的断面图像。

[0054]

边界位置决定部 109 使用从运动信息计算部 110 获得的变位量分布曲线，决定动脉壁边界。如图 6 所示，在获得的变位量分布曲线 61 中，最靠近血管腔 41 一侧的急剧上升位置 62，表示血管腔 41 的血流和内膜 42 的边界 51 的位置。另外，最靠体侧的结合组织 45 一侧的极小值的位置 63，表示中膜 43 和外膜 44 的边界 53 的位置。最靠近体侧的结合组织 45 一侧的急剧下降位置 54，表示外膜 44 和体侧的结合组织 45 的边界 54 的位置。

[0055]

之所以能够使变位量分布曲线和动脉壁边界位置如此对应，可以认为是由于血流及体侧的结合组织不朝着轴向运动，以及构成动脉壁的各组织的弹性率不同，所以轴向的运动特性不同的缘故。

[0056]

边界位置决定部 109 使用上述的关系，根据一个变位量分布曲线，决定血流—内膜边界、中膜—外膜边界及外膜—体侧的结合组织边界中的至少一个。具体地说，一边使计测点径向移动，一边和直线的计测点的变位量进行比较，决定上述曲线的上升位置、极小值及下降的位置。因为在各音响线中求出变位量分布曲线，所以在各变位量分布曲线中，决定边界后，就能够在整个计测区域决定血流—内膜边界、中膜—外膜边界或外膜—体侧的结合组织边界的位置。

[0057]

图 7 表示出使用本实施方式的超声波诊断装置，计测包含动脉壁在内的被检查体时，显示部 114 显示的图像的一个例子。如图 7 所示，在显示部 114 中，显示计测区域的断层图像 70。断层图像显示动脉的血管腔 41、内膜 42、中膜 43 外膜 44 及体侧的结合组织 45。另外，在断层图像 70 中，还显示计测弹性率的区域——关心区域 80。操作者可以使用用户接口 120（图 2），任意设定关心区域 80 的位置及大小。

[0058]

另外，在关心区域 80 中，显示边界位置决定部 109 决定的血流—内膜边界线 75 和中膜—外膜边界线 76。操作者可以使用用户接口 120，指定显示哪个边界。

[0059]

在显示部 114 的画面中，进而在断层图像 71 上重叠、二维映射显示在断层图像 70 上设定的关心区域 80 内的弹性率值。用与彩色条 73 表示的弹性率值对应的色调或灰度，显示弹性率值。还可以在断层图像 71 上显示边界位置决定部 109 决定的血流—内膜边界线 75' 和中膜—外膜边界线 76'。

[0060]

另外，在显示部 114 的画面中，还显示光标中的边界线 75 和边界线

76 的距离——IMT 的值。在图 7 中，虽然没有显示外膜一体侧的结合组织边界线 45，但是要求显示血流—内膜边界线 75 和外膜一体侧的结合组织边界线时，显示血管壁的厚度的值 78。

[0061]

采用本实施方式后，根据动脉血管的轴向的运动信息，决定动脉血管的血流—内膜边界、中膜—外膜边界及外膜一体侧的结合组织边界中的至少一个。所以，能够不产生操作人员引起的计测值的离差地求出血管壁的厚度及 IMT。另外，因为利用接收信号的振幅信息的图案匹配 (Pattern Matching)，决定轴向的移动量，所以即使一些噪声与接收信号重叠，也能够高精度地计算移动量。因此，不容易受到斑点等的影响，能够正确地决定边界的位置。

[0062]

此外，在上述实施方式中，超声波诊断装置具备旨在求出弹性率的分布的正交检波部和相位信息处理部。但是，不求出弹性率时，可以不具备这些结构。这时，既可以接受断层图像处理部获得的信号，运动信息计算部计算出动脉壁的轴向的运动信息，也可以不在断层图像处理部之外再设置振幅信息处理部。

[0063]

本发明适用于医疗用的超声波诊断装置，特别适用于旨在诊断动脉血管而使用的超声波诊断装置。



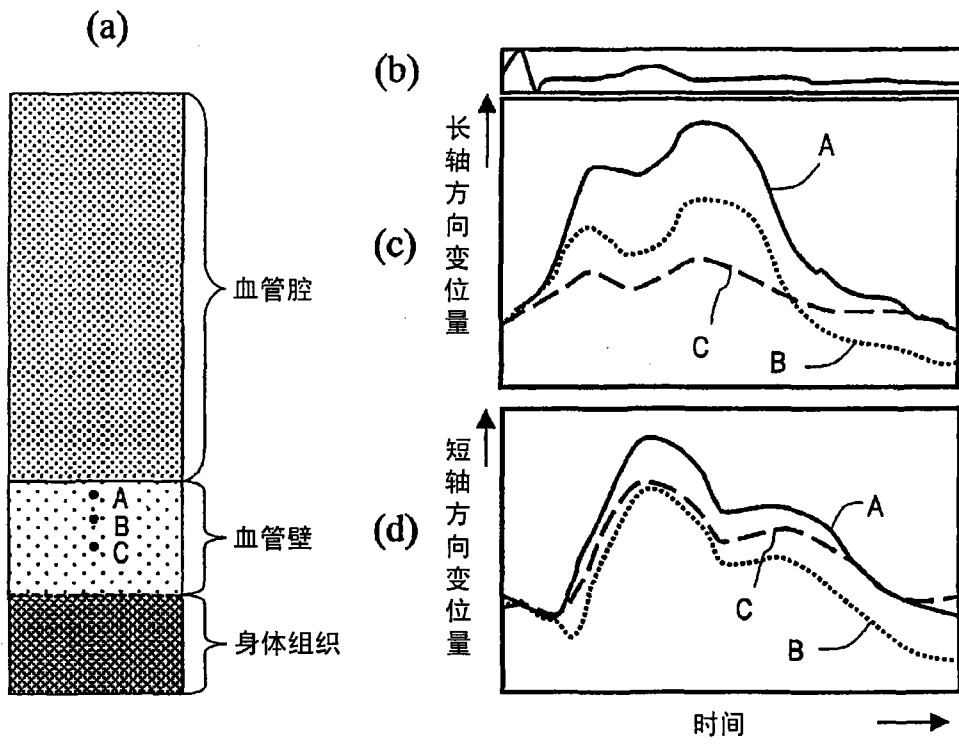


图 1

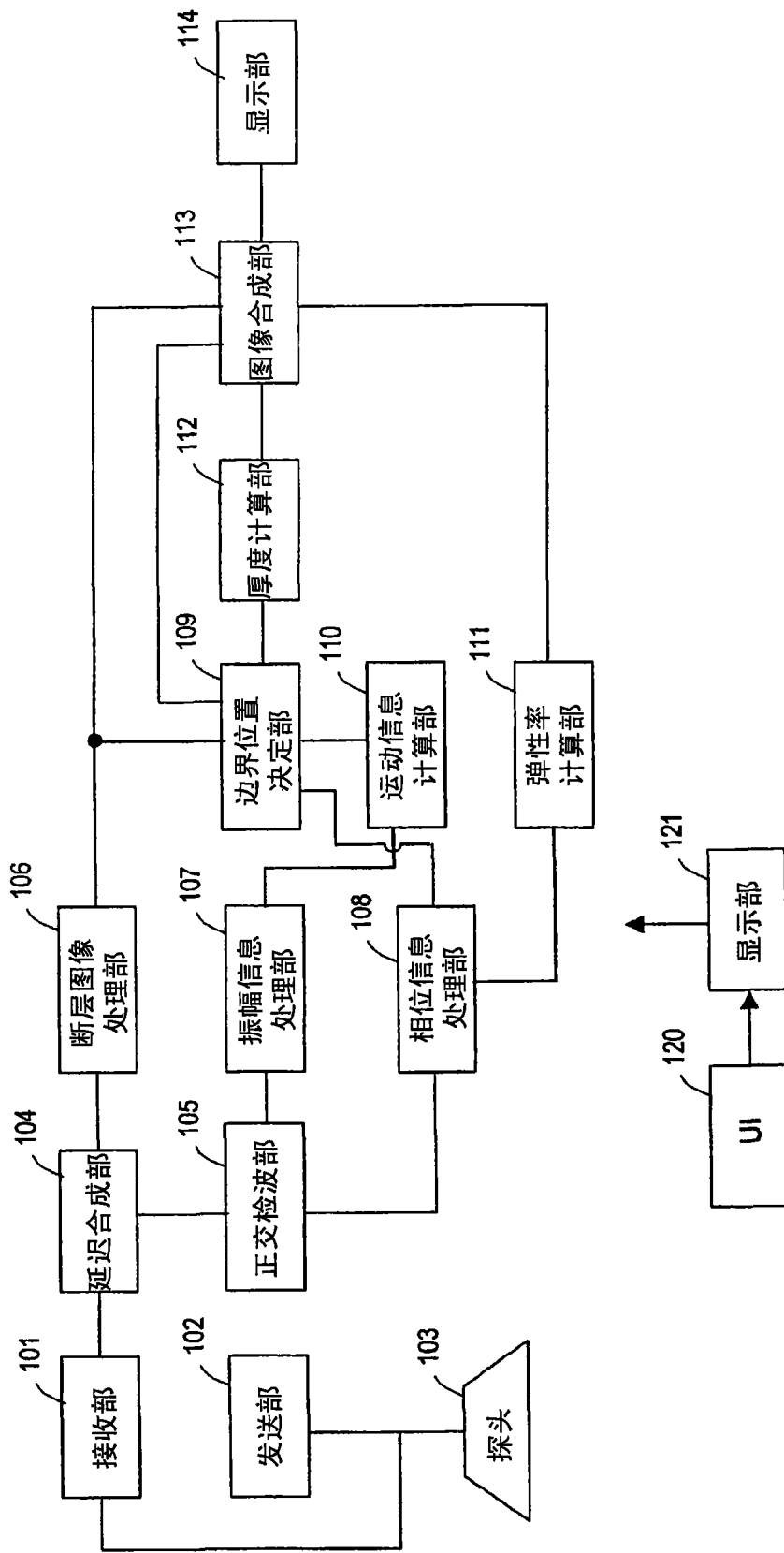


图 2

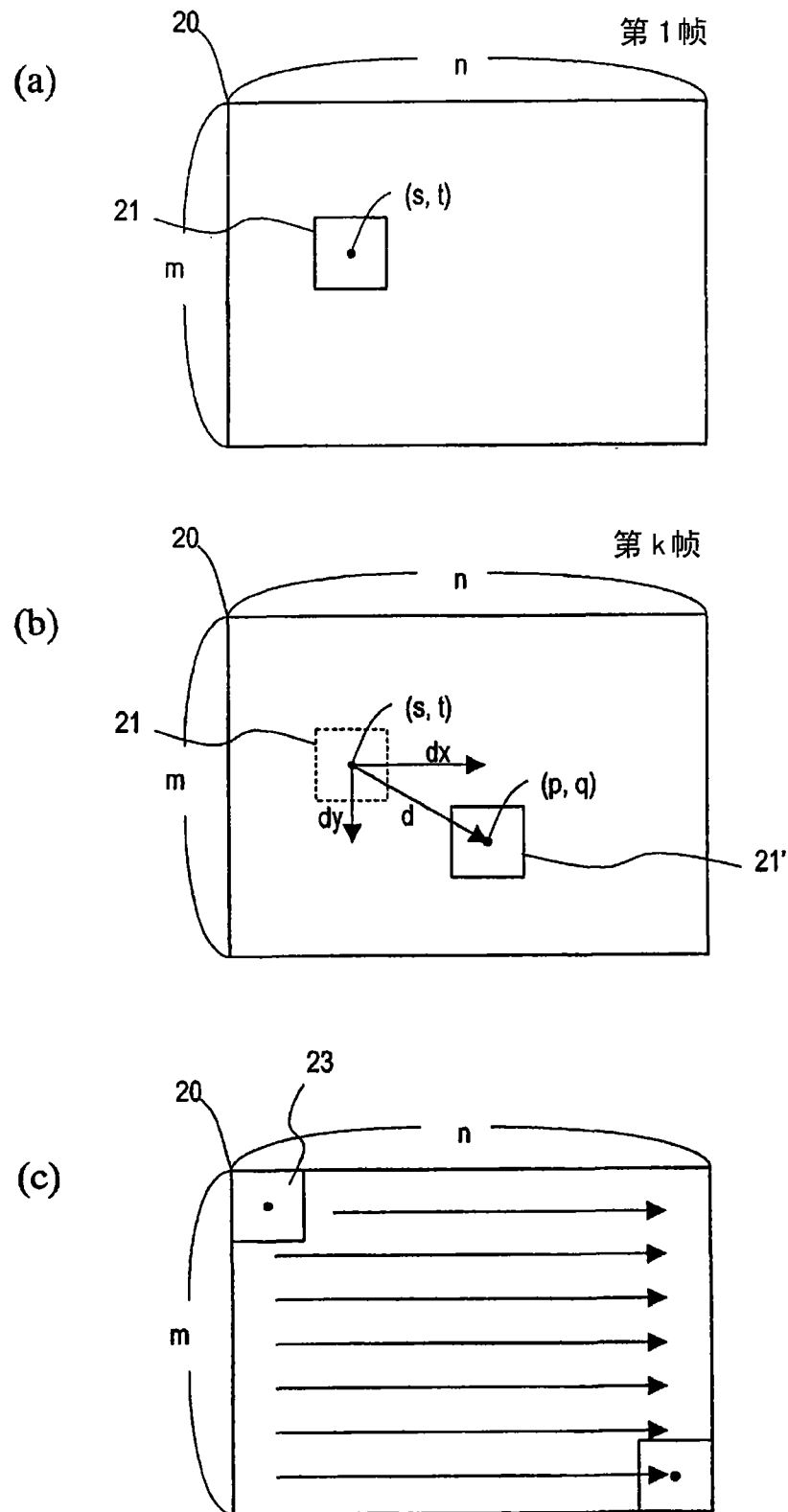


图 3

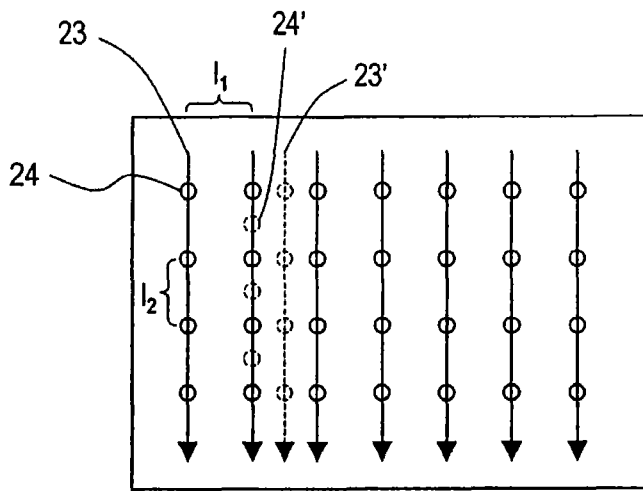


图 4

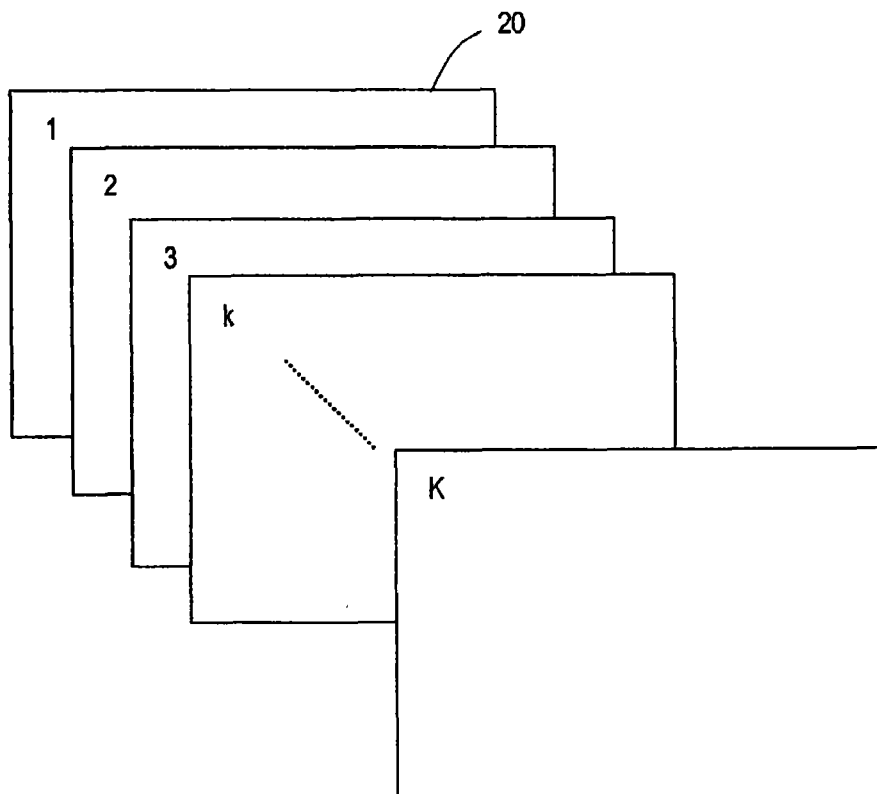


图 5

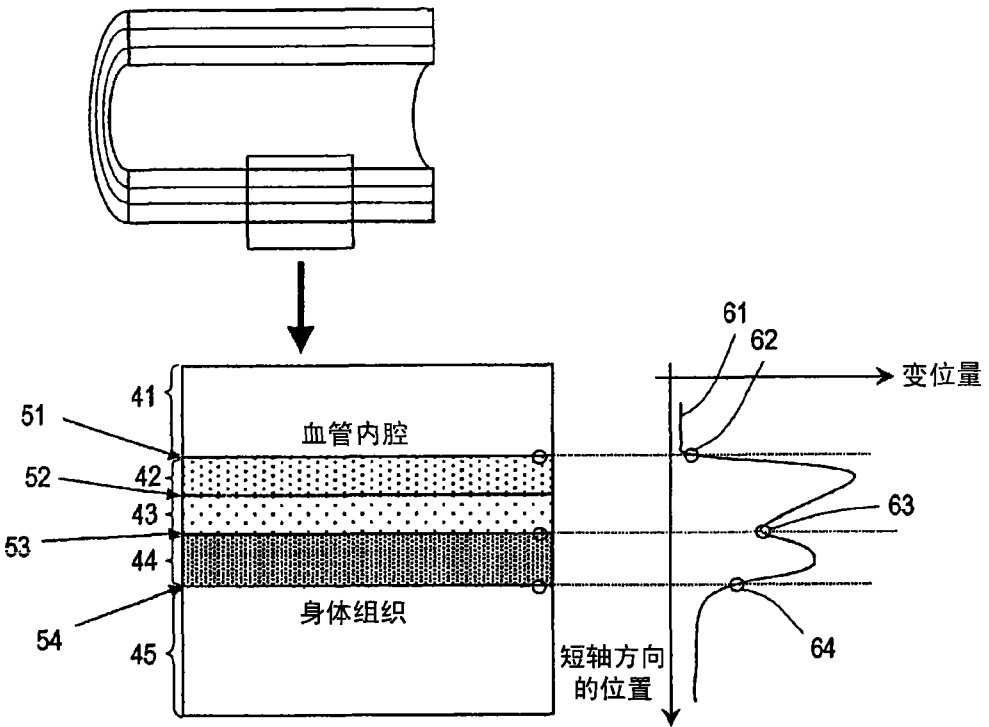


图 6

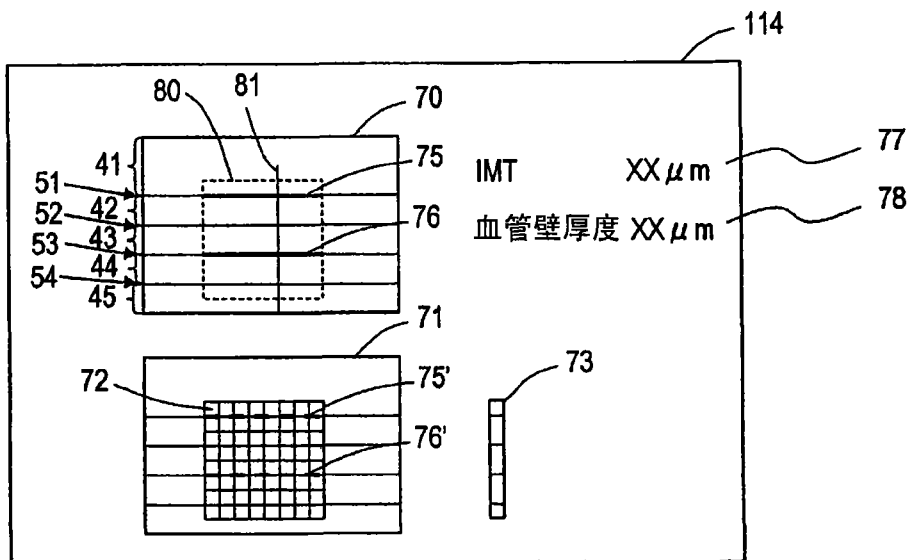


图 7