



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780035458.9

[43] 公开日 2009年8月26日

[11] 公开号 CN 101516270A

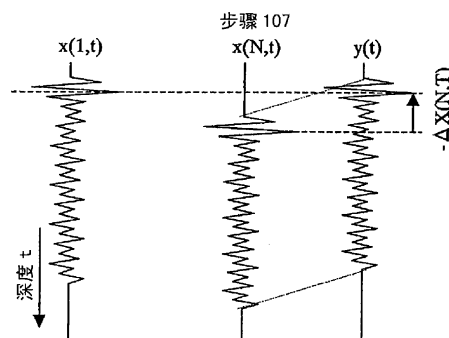
[22] 申请日 2007.9.25
 [21] 申请号 200780035458.9
 [30] 优先权
 [32] 2006.9.25 [33] JP [31] 259123/2006
 [86] 国际申请 PCT/JP2007/068513 2007.9.25
 [87] 国际公布 WO2008/038615 日 2008.4.3
 [85] 进入国家阶段日期 2009.3.24
 [71] 申请人 国立大学法人东北大学
 地址 日本国宫城县
 共同申请人 松下电器产业株式会社
 [72] 发明人 金井浩 长谷川英之 铃木隆夫

[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 22 页 附图 12 页

[54] 发明名称
 超声波诊断装置

[57] 摘要
 一种超声波诊断装置，具备：发送部，该发送部驱动用于向活体的组织发送超声波发送波的超声波探头；接收部，该接收部将所述超声波发送波在所述活体的组织中反射后获得的、被所述超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；基准变位量测定部，该基准变位量测定部测定所述接收信号上设定的基准点的变位量；接收信号调整部，该接收信号调整部根据所述基准点的变位量，调整接收信号的距离方向的位置；和形状变化值演算部，该形状变化值演算部根据所述调整后的接收信号，计测所述活体的组织中设定的多个基准点的位置变位量。



1、一种超声波诊断装置，具备：

发送部，该发送部驱动用于向活体的组织发送超声波发送波的超声波探头；

接收部，该接收部将所述超声波发送波在所述活体的组织中反射后获得的、被所述超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；

基准变位量测定部，该基准变位量测定部测定所述接收信号上设定的基准点的变位量；

接收信号调整部，该接收信号调整部根据所述基准点的变位量，调整接收信号的距离方向的位置；和

形状变化值演算部，该形状变化值演算部根据所述调整后的接收信号，计测所述活体的组织中设定的多个基准点的位置变位量。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述活体组织，以与心跳周期一致的周期运动；

所述基准变位量测定部，决定所述基准点的一个心跳周期中的最大变位量。

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，通过在每个心跳周期，多次收发所述超声波发送波，以便扫描所述活体组织中设定的计测区域，从而生成与多帧相应的接收信号；

所述接收信号调整部，至少在所述各心跳周期中获得所述基准点的最大变位量的帧中，调整接收信号的距离方向的位置。

4、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述接收信号调整部，在获得所述基准点的最大变位量的帧中，调整接收信号的距离方向的位置，以便使所述基准点的位置在距离方向上一致。

5、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述发送部及接收部，通过在每个心跳周期，多次收发所述超声波发送波，以便扫描所述活体组织中设定的计测区域，从而生成多帧接收信号；

所述基准变位量测定部，逐帧测定所述基准点的变位量，在所述变位量是规定的值的整数倍以上时，把将所述规定的值进行所述整数倍后的值

作为变位置量，输出到所述接收信号调整部，所述整数倍不包括0；

所述接收信号调整部，根据所述变位置量，调整接收信号的距离方向的位置。

6、如权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述接收信号调整部，调整所述接收信号的距离方向的位置，以便抵消所述变位置量。

7、如权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述规定的值，与取样间隔相等。

8、如权利要求1~7任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述活体的组织，是动脉血管壁；

所述基准点，在所述接收信号中，设定在对应于所述血管腔与内膜的交界的位置。

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：所述活体组织，以与心跳周期一致的周期运动；

所述形状变化值演算部，根据所述位置变位置量，求出根据所述多个计测点设定的任意的2点间的最大厚度变化量。

10、如权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：进而具备组织性状值演算部，该组织性状值演算部根据所述最大厚度变化量，求出所述组织的性状特性值。

11、如权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述活体组织，是动脉血管；

所述性状特性值，是弹性率值。

12、如权利要求1~9任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述基准变位置量测定部，分析所述接收信号的基准点的相位，从而求出所述变位置量。

13、如权利要求1~9任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述形状变化值演算部，分析所述调整后的接收信号的各计测点的相位，从而求出所述位置变位置量。

超声波诊断装置

技术领域

[0001]

本发明涉及超声波诊断装置，特别涉及计测活体内的组织的性状特性的超声波诊断装置。

背景技术

[0002]

近几年来，心肌梗塞及脑梗塞等循环器官系统疾病的患者越来越多，预防及治疗这种疾病已经刻不容缓。

[0003]

心肌梗塞及脑梗塞的发病，与动脉硬化息息相关。具体地说，动脉壁形成粥样，或者在高血压等各种因素的作用下，不能产生新的动脉细胞时，动脉就会失去弹性，变硬，变脆。而且在形成粥样的一部分中，血管闭塞，或者覆盖粥样血管组织破裂后，粥样流入血管内，在别的一部分闭塞动脉，或者动脉硬化的部分破裂后，引起这些疾病。因此，早期诊断动脉硬化，对于预防及治疗这些疾病而言至关重要。

[0004]

在现有技术中，使用血管镜，直接观察血管内部的情况，从而诊断动脉硬化病变。可是，在这种诊断中，因为需要将血管镜插入血管，所以存在着给被检查者带来痛苦的问题。因此，使用血管镜进行的观察，只能够在为了特定的确存在动脉硬化病变的被检查者的动脉硬化病变的部位时使用，在一般的体检中不能采用该方法。

[0005]

测量动脉硬化的一个要素——胆固醇值，或者测量血压值，是不给被检查者带来痛苦的、能够很容易地进行的检查。可是，这些值并非直接表示动脉硬化的程度的数据。

[0006]

另外，如果早期诊断动脉硬化，使被检查者服用治疗动脉硬化的药物，就可以在动脉硬化的治疗中发挥令人满意的效果。可是，动脉硬化严重后，即使能够利用治疗药物抑制动脉硬化的进一步发展，也难以使硬化的动脉完全恢复。

[0007]

基于上述理由，迫切需要能够减少给被检查者带来痛苦的、在动脉硬化严重之前的早期阶段进行诊断的诊断方法或诊断装置。

[0008]

另一方面，作为给被检查者带来痛苦较少的、非侵害的医疗诊断装置，在现有技术中使用超声波诊断装置及 X 线诊断装置。从体外照射超声波及 X 线，从而能够不使被检查者感到痛苦地获得体内的形状信息或者形状的时间变化信息。获得体内的测量对象物的时间变化信息（运动信息）后，能够求出测量对象物的性状信息。就是说，能够求出活体内的血管的弹性特性，可以直接知道动脉硬化的程度。

[0009]

特别是超声波诊断，与 X 线诊断相比，只将超声波探头挨住被检查者就能够进行测量，所以在不需要服用造影剂这一点以及不会被 X 线辐射的这一点上，非常优异。

[0010]

另外，伴随着近年来的电子技术的进步，超声波诊断装置的测量精度得到大幅度提高。与此同时，计测活体组织的微小运动的超声波诊断装置的研发日新月异。例如有报告称，由于使用专利文献 1 所述的技术后，能够以血管运动的振幅数微米高精度地计测数百 Hz 为止的高速的振动成分，所以能够以数微米的等级高精度地计测血管壁的厚度变化及变形。

[0011]

采用这种高精度的计测手法后，能够详细地测量动脉壁的弹性特性的二维分布。例如在非专利文献 1 中，示出将颈动脉血管壁的二维分布的样子与 B 模式断层像重叠地显示的一个例子。动脉壁的软硬程度不一样、具有某种分布地存在，在动脉硬化症的诊断中，准确掌握表示动脉的硬化程

度的特征量——弹性率的局部性的分布，十分重要。

专利文献 1: JP 特开平 10-5226 号公报

非利文献 1: Hiroshi Kanai et al, "Elasticity Imaging of Atheroma With Transcutaneous Ultrasound Preliminary Study", Circulation, Vol. 107, p. 3018-3021, 2003.

[0012]

采用上述方法求出动脉血管壁的弹性率时，需要计测动脉血管壁的变形量后求出，作为血管壁设定的二个计测点的变位量之差，求出变形量。

[0013]

另一方面，在从心脏压出的血液的作用下，动脉血管壁反复扩张及收缩。这时，整个血管壁一边变形，一边向半径方向变位。根据本发明申请人的研究可知：整个血管壁以血管壁本身的变形量 10 倍左右的大小，向半径方向变位。由于变位量的计测误差与变位量的大小成正比，所以采用专利文献 1 或非专利文献 1 公开的方法后，整个血管壁向半径方向变位导致的误差，在计算动脉血管壁的变形量之际重叠，因此很难计算出精度高的弹性率。

发明内容

[0014]

本发明的目的在于提供抑制上述要素导致的计测精度的下降、能够用高精度进行计测的超声波诊断装置。

[0015]

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活体的组织发送超声波发送波的超声波探头；接收部，该接收部将所述超声波发送波在所述活体的组织中反射后获得、被所述超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；基准变位量测定部，该基准变位量测定部测定所述接收信号上设定的基准点的变位量；接收信号调整部，该接收信号调整部根据所述基准点的变位量，调整接收信号的距离方向的位置；形状变化值演算部，该形状变化值演算部根据所述调整后的接收信号，计测所述活体的组织中设定的多个基准点的位置变位量。

[0016]

在理想的实施方式中，所述活体组织，用与心跳周期一致的周期运动；所述基准变位量测定部，决定所述基准点的一个心跳周期中的最大变位量。

[0017]

在理想的实施方式中，所述发送部及接收部，在每个心跳周期，多次收发所述超声波发送波，以便扫描所述活体组织设定的计测区域，从而生成多帧接收信号；所述接收信号调整部，至少在所述各心跳周期中，在获得所述基准点的最大变位量的帧中，调整接收信号的距离方向的位置。

[0018]

在理想的实施方式中，所述接收信号调整部，在获得所述基准点的最大变位量的帧中，调整接收信号的距离方向的位置，以便使所述基准点的位置在距离方向中一致。

[0019]

在理想的实施方式中，所述发送部及接收部，在每个心跳周期，多次收发所述超声波发送波，以便扫描所述活体组织设定的计测区域，从而生成多帧接收信号；所述基准变位量测定部，逐帧测定所述基准点的变位量，在所述变位量是规定的值的整数倍（但是0除外）以上时，把将所述规定的值所述整数倍后的值作为变位量，向所述接收信号调整部输出；所述接收信号调整部，根据所述变位量，调整接收信号的距离方向的位置。

[0020]

在理想的实施方式中，所述接收信号调整部，调整接收信号的距离方向的位置，以便抵消所述变位量。

[0021]

在理想的实施方式中，所述规定的值，与取样间隔相等。

[0022]

在理想的实施方式中，所述活体组织，是动脉血管壁；所述基准点，在所述接收信号中，设定在与所述血管腔和内膜的交界对应的位置。

[0023]

在理想的实施方式中，所述活体组织，以与心跳周期一致的周期运动；

所述形状变化值演算部，根据所述位置变位量，求出根据所述多个检测点设定的任意的2点间的最大厚度变化量。

[0024]

在理想的实施方式中，超声波诊断装置进而具备组织性状值演算部，该组织性状值演算部根据所述最大厚度变化量，求出所述组织的性状特性值。

[0025]

在理想的实施方式中，所述活体组织，是动脉血管；所述性状特性值，是弹性率值。

[0026]

在理想的实施方式中，所述基准变位量测定部，分析所述接收信号的基准点的相位，从而求出所述变位量。

[0027]

在理想的实施方式中，所述形状变化值演算部，分析所述调整后的接收信号的各计测点中的相位，从而求出所述位置变位量。

[0028]

采用本发明后，在接收信号上设定基准点，测量基准点的变位量，从而能够求出测量对象——整个活体组织的变位量。使用该变位量，使接收信号在距离方向上位移，从而能够抵消整个活体组织的变位。这样，使用使接收信号位移的信号，计测活体组织的微小运动后，能够抑制与成变位量正比的误差，能够用很高的精度计测活体组织的微小的变位量、厚度变化量、变形量或弹性率值。

附图说明

[0029]

图 1A 示意性地表示处于收缩的状态的动脉血管的剖面。

图 1B 示意性地表示处于扩张的状态的动脉血管的剖面。

图 2 是表示为了使用本发明的超声波诊断装置进行血管壁组织的性状诊断的结构的方框图。

图 3 是表示采用本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式的结构方

框图。

图 4 是详细表示图 2 所示的超声波诊断装置的演算部的结构的方框图。

图 5 是表示采用第 1 实施方式的计测方法的主要部分的流程图。

图 6 是为了讲述采用第 1 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 7 是为了讲述采用第 1 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 8 是为了讲述采用第 1 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 9 是详细表示采用本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式的超声波诊断装置的演算部的结构的方框图。

图 10 表示采用第 3 实施方式的计测方法的主要部分的流程图。

图 11 是为了讲述采用第 2 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 12 是为了讲述采用第 2 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 13 是为了讲述采用第 2 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 14 是为了讲述采用第 2 实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

图 15A 是表示使用现有技术的超声波诊断装置测量试料的变形量的结果的图形。

图 15B 是表示使用采用本发明的超声波诊断装置测量试料的变形量的结果的图形。

图 16A 是表示使用现有技术的超声波诊断装置测量其它试料的变形量的结果的图形。

图 16B 是表示使用采用本发明的超声波诊断装置测量其它试料的变形量的结果的图形。

符号说明

[0030]

- 1 血管外组织
- 2 体表
- 3 血管
- 4 血管前壁
- 5 血液
- 11 超声波诊断装置
- 12 血压计
- 13 超声波探头
- 14 发送部
- 15 接收部
- 16 延迟时间控制部
- 19 演算部 19
- 20 演算数据存储部
- 21 图像合成部
- 22 心电图仪
- 51 基准设定部
- 52、56 基准变位量测定部
- 53、57 接收信号调整部
- 54、58 形状变化值演算部
- 55 组织性状值演算部

具体实施方式

[0031]

本发明的超声波诊断装置，计测测量对象物——活体组织的各部的形状测量值（位置变位量、最大厚度变化量）及性状测量值（变形量、弹性率值、粘性率值）等。如在以下所讲述的那样，本发明特别适用于整个活体组织一边进行变位运动一边在组织的各部位中产生微小变位时，高精度地计测组织各部位的微小变位量。

[0032]

图 1A 及图 1B 示意性地表示与活体的动脉血管 3 的轴向平行的剖面图，图 1A 表示血管收缩的状态，图 1B 表示扩张的状态。如图 1A 所示，在动脉血管 3 收缩的状态中，使动脉血管 3 的血管腔的直径为 d ，血管壁的厚度为 t 。将血管壁和血管腔的交界作为原点，在半径方向上设定坐标。在血管壁和血管腔的交界及血管壁和血管外装置的交界处分别设定计测点 x_1 及 x_7 ，将 x_1 和 x_7 之间 6 等份后设定 $x_2 \sim x_6$ 。 $x_1 \sim x_7$ 的间隔都为 δ 。

[0033]

如图 1B 所示，血液在心脏的作用下被压出后，动脉血管 3 的血管壁就伴随着血管腔的扩张而变薄，扩张后的血管腔 d' 及血管壁的厚度 t' ，成为 $d' > d$ 而且 $t' < t$ 。

[0034]

这时，假设在将血管收缩了的状态下血管壁和血管腔的交界固定为原点，在血管壁上设定的计测点 $x_1 \sim x_7$ 分别移动到 $x_1' \sim x_7'$ 。由图中可知：血管壁由于扩张而在半径方向上整体移动的同时，血管壁变薄后，血管壁组织的各部位受到压缩而变形。这时，各部位的变形情况是不均匀的。如果使 $x_1' \sim x_7'$ 的各测量点之间的距离为 $\delta_{1,2} \sim \delta_{6,7}$ ，那么计测点 x_1' 和 x_2' 之间的组织的变形量就成为 $(\delta_{1,2} - \delta) / \delta$ 。可以根据变形量，求出弹性率值。

[0035]

如专利文献 1 所述，跟踪各计测点中的接收信号的相位差，求出各测量点的变位位置，再求出 2 个测量点之间的位置之差的最大值及最小值，就能够求出血管壁组织的变形量。

[0036]

采用专利文献 1 所述的方法后，因为首先求出各计测点的变位位置，所以各计测点的变位位置较大时，在求出的各计测点的变位位置中就会产生与变位量成正比的较大的误差。其结果，在弹性率值中就包含与各计测点的位置变位量成正比的误差。其原因如下。

[0037]

如专利文献 1 公开的方法那样，为了根据接收信号的相位计算出对象的变位，需要获得超声波的中心频率的信息。如动脉壁等那样，在测量

对象区域内存在许多散射体时，散射波就互相干涉。由于计测使用的超声波是脉冲，所以不是单一频率，具有有限的带域。这样，由于干涉而在本来的中心频率 f_0 附近产生频角后，中心频率就会在表面上变化。接收波的中心频率与 f_0 不同时，产生的误差就与对象物的变位的大小成正比。

[0038]

动脉血管壁时，伴随着心脏的跳动而产生的动脉壁的变形量，在整个动脉壁的位置变化（并进运动）的十分之一以下，所以位置变化成分导致的误差，远远大于本来希望计测的变形量导致的误差。例如如果中心频率进行 10% 的变化，那么位置变化成分导致的误差就成为和变形量相同程度的大小。因此，不能够正确计测变形量。

[0039]

可是，测量弹性率值所需的计测值，是 2 点间的正确的变形量，而不是计测点的正确的位置。因此，如果设定基准点，计测计测点对于基准点而言的相对的变位量，就能够减小各计测点的位置变位量，能够减小与变位量成正比的误差。

[0040]

动脉血管壁时，最好将来自内腔—内膜交界的回波作为基准。这是因为来自内腔—内膜交界的较强的回波，不容易受到干涉，中心频率的变化较小的缘故。

[0041]

例如如图 1B 所示，在动脉血管扩张了的状态下，血管壁和血管腔的交界移动 Δx 时，即使认为 x_1' 没有变位地调整接收信号，也能够求出 x_1' 对于计测点 $x_2' \sim x_7'$ 而言的相对性的变位量。这样，能够使计测点的变位量减少 Δx 的量。因此，在计算出相位的变化之前，抵消血管壁的变位成分，就能够减少与变位量成正比的误差。本发明采用该方法后，实现了能够高精度地计测的超声波诊断装置。

[0042]

（第 1 实施方式）

下面，讲述采用本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式。第 1 实施方式能够用很高的精度求出各计测点的一个心跳周期中的最大变形量，特

别宜于用来测量弹性率值。

[0043]

图 2 是表示为了使用本实施方式的超声波诊断装置 11 进行血管壁组织的性状诊断的结构方框图。与超声波诊断装置 11 连接的超声波探头 13, 被紧贴被检查者的体表地设置, 向血管外组织 1 的内部发送超声波。发送的超声波用血管及血液反射、散射, 其中的一部分返回超声波探头 13, 被作为回波(超声波反射波)接收。超声波诊断装置 11 对接收信号进行分析、演算, 求出血管前壁 4 及血管后壁 5 的形状信息。超声波诊断装置 11 例如按照专利文献 1 公布的方法, 使用检波信号的振幅及相位等二者, 采用带限制的最小平方法, 决定对象的瞬时的位置。进行高精度的(位置变化量的测量精度为 ± 0.2 微米)相位跟踪后, 能够用非常好的精度测量血管前壁 4 中的微小部位的厚度及厚度变化量的时间变化的情况。最好将血压计 12 与超声波诊断装置 11 连接。使用由血压计 12 获得的血压数据后, 能够求出血管前壁 4 中的微小部位的弹性率值。另外, 最好将心电图仪 22 与超声波诊断装置 11 连接, 将心电图仪 22 测量的心电波形输入超声波诊断装置 11, 作为决定取得数据及转换数据的时刻的触发信号使用。可以将心电图仪 22 置换成其它活体信号检出单元——心音计及脉波计, 取代心电波形, 将心音波形及脉波波形作为触发信号使用。

[0044]

下面, 详细讲述超声波诊断装置的结构及动作。图 3 是表示超声波诊断装置 11 的结构方框图。超声波诊断装置 11, 具备发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16、演算部 19 及演算数据存储部 20、图像合成部 21 及显示部 30。另外, 超声波诊断装置 11 还具备控制部 23, 控制各部的动作。操作者能够使用包含鼠标、键盘、跟踪球等的用户接口 25, 向控制部 23 下达超声波诊断装置 11 的动作指令。

[0045]

发送部 14 生成规定的驱动脉冲信号, 向超声波探头 13 输出。超声波探头 13 根据驱动脉冲信号发送的超声波发送波, 在血管 3 等活体组织中反射、散射, 生成的超声波反射波被用超声波探头 13 接收。考虑测量对象的深度和超声波的声速后, 决定使(超声波探头 13)产生超声波的驱动

脉冲信号的发送间隔，以免在时间轴上邻接的前后的超声波脉冲重叠。

[0046]

接收部 15 使用超声波探头 13 接收超声波反射波。接收部 15 包含 A/D 变换部，将超声波反射波放大后，生成接收信号，进而变换成数字信号。发送部 14 及接收部 15 可以使用电子部件等构成。

[0047]

延迟时间控制部 16，与发送部 14 及接收部 15 连接，控制发送部 14 给予超声波探头 13 的超声波振子组的驱动脉冲信号的延迟时间。这样，就使超声波探头 13 发送的超声波发送波的超声波束的音响线的方向及焦点深度变化。另外，控制被超声波探头 13 接收、被接收部 15 放大的接收信号的延迟时间后，能够使开口径变化，或者使焦点位置变化。延迟时间控制部 16 的输出，输入演算部 19 及断层图像生成部 24。

[0048]

发送部 14 及接收部 15，在每个心跳周期，多次收发超声波发送波，以便扫描活体组织设定的计测区域。这样，按照各心跳周期，生成与多帧相应的接收信号。

[0049]

断层图像生成部 24，根据接收信号生成断层图像。例如将接收信号的振幅强度变换成显示部 30 显示的图像的亮度信号。从而生成 B 模式断层像。

[0050]

图 4 是详细表示演算部 19 的结构的方框图。演算部 19，包含基准设定部 51、基准变位量测定部 52、接收信号调整部 53、形状变化值演算部 54 及组织性状值演算部 55。演算部 19 既可以用软件构成，也可以用硬件构成。

[0051]

为了求出测量对象——整个活体组织的变位，基准设定部 51 在接收信号的距离方向的轴上设定基准点。最好将基准点设定在接收信号上振幅较大、不容易受到斑点等噪声的影响的位置。

[0052]

采用超声波诊断装置进行计测时，由于活体组织的各部位位于到超声波探头 13 的表面距离不同的深度，所以从活体组织的各部位获得的超声波反射波，产生与深度方向的位置对应的时间的延迟。因此，接收信号的距离方向的轴，与活体组织的分布对应。

[0053]

在本实施方式中，因为将动脉血管的血管壁作为测量对象，所以最好例如在与血管中流动的血流和内膜的交界对应的接收信号的距离方向的轴上的位置设定基准点。这是因为在血流和内膜中，音响阻抗迥然不同，所以在它们的交界处可以获得比较强的超声波的反射，而且斑点的影响也较少的缘故。

[0054]

在血流和内膜的交界设定基准点，既可以采用手动方式，也可以采用自动方式。采用手动方式设定基准点时，在被显示部 30 显示的 B 模式断层图像上，操作者用光标等指定血流和内膜的交界位置。基准设定部 51 根据光标的位置信息，决定接收信号上的位置。采用自动方式设定基准点时，基准设定部 51 根据接收信号的振幅等，设定基准点。因为与血管壁中相比，超声波在血流中的反射及散射较少，所以即使根据振幅等自动设定血流和内膜的交界，也能够高精度地设定基准点。

[0055]

基准变位置测定部 52，测量设定的基准点的变位置。在本实施方式中，为了求出活体组织的弹性率值，而在各心跳周期中决定基准点的最大变位置。具体地说，采用专利文献 1 公布的相位差跟踪法等，分析接收信号的基准点中的相位，从而按照各帧逐次计测各帧的接收信号中的基准点的变位置，决定最大变位置。最好测量将动脉收缩最大的时刻中的接收信号作为基准设定的基准点的变位置。

[0056]

接收信号调整部 53 接受基准变位置测定部 52 测量的基准点的最大变位置，调整最大变位置获得的接收信号的距离方向的位置。具体地说，生成使接收信号在距离方向上位移基准点的最大变位置的信号，以便使求出的基准点的变位置成为 0。在本实施方式中，基准变位置测定部 52 在各心

跳周期中决定基准点的最大变位量。在本实施方式中,为了求出弹性率值,可以至少对基准点的最大变位量获得的帧的接收信号进行接收信号的调整。

[0057]

形状变化值演算部 54, 根据调整的接收信号, 求出活体的组织内设定的多个计测点中的最大相对变位量。在该演算中, 可以采用专利文献 1 公布的相位差跟踪法。具体地说, 在动脉收缩最大的时刻中的接收信号和调整的接收信号之间, 利用相位差跟踪法等, 分析接收信号的各计测点中的相位, 从而求出各计测点中的最大相对变位量。形状变化值演算部 54 进而根据各计测点中的最大相对变位量, 求出根据多个计测点设定的任意的 2 点之间的最大厚度变化量。

[0058]

组织性状值演算部 55, 根据最大厚度变化量, 求出所述组织的性状特性值。从血压计 12 中取得有关一个心跳周期中的最高血压及最低血压的信息, 根据最大厚度变化量及有关血压的信息, 求出在弹性率值。在计测区域内二维设定计测点时, 在各计测点之间求出弹性率值后, 可以求出计测区域内的弹性率值的二维分布。

[0059]

图像合成部 21, 合成断层图像生成部 24 生成的断层图像和演算部 19 获得的弹性率值等组织性状的二维映射数据, 在显示部 30 中显示合成的图像。

[0060]

此外, 可以在超声波诊断装置 11 中设置存储部 20, 将数字化的接收信号及演算部 19 算出的数据存储到存储部 20 中, 结束计测后, 变更基准点的位置后重新进行演算, 或者在显示部 30 中显示存储部 20 存储的数据。

[0061]

如前所述, 在基准变位量测定部 52 及形状变化值演算部 54 中, 为了求出基准点及各计测点的变位量, 最好采用相位差跟踪法。相位差跟踪法, 如专利文献 1 所详细讲述的那样, 在微小的时间差中计测的 2 个接收信号中, 在振幅不变化、只有相位及反射位置变化的前提下, 使 2 个接收信号

的整合误差成为最小地利用最小平方法求出相位差。根据该相位差，求出计测点的运动速度，进而将它积分后，求出位置变位量。因此，基准变位量测定部 52 及形状变化值演算部 54 正交检波被用延迟时间控制部 16 延迟控制的接收信号，将其分离为实部信号和虚部信号。另外，还使用滤波器从分离后的实部信号和虚部信号中除去高频成分、来自测量对象以外的反射成分及噪声成分等。使用经过这种处理的接收信号，进行采用相位差跟踪法的演算。正交检波及滤波处理，既可以用软件构成，也可以用硬件构成。

[0062]

这时，接收信号调整部 53 中的接收信号的位移，既可以使用正交检波前的接收信号，也可以使用正交检波后的接收信号。但是，使用正交检波后的接收信号时，必须在使接收信号向距离方向位移的同时，还按照位移量使接收信号的相位旋转。求出活体组织的 2 点之间的一个心跳周期中的最大厚度变化量 Δh ，并且将 2 点之间的厚度的最大值作为 H 时，可以利用 $S = \Delta h/H$ ，求出组织的变形量 S 。将血压的最大值和最小值的差作为 Δp 时，可以利用 $x = \Delta p/S$ ，求出弹性率值 x 。

[0063]

接着，参照图 3、图 4 及图 5~图 8，详细讲述采用本实施方式的计测方法的主要部分的步骤。图 5 是表示采用本实施方式的计测方法的主要部分的流程图，图 6~图 8 是为了讲述采用本实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

[0064]

首先，驱动超声波探头 13，向活体组织发射超声波，用接收部 15 检出反射回来的超声波反射波，获得帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ (步骤 100)。图 6 示出向动脉血管壁的后壁的不同部位反复发送超声波时的接收信号。将与第 1 次的发送对应的接收信号表示为 $x(1, t)$ ，将与第 2 次的发送对应的接收信号表示为 $x(2, t)$ 。 t 是将发送时刻作为起点的接收时间，表示深度。以下，表示与第 n 次的发送对应的接收信号时，记述为“帧 n 的接收信号 $x(n, t)$ ”。

[0065]

基准设定部 51, 在帧 1 的接收信号上设定基准点的深度 T (步骤 101)。如前所述, 基准点的设定, 既可以采用手动方式, 也可以采用自动方式。在图 6 中, 在各接收信号中几乎看不到波动的部分, 是来自血流区域的反射波成分; 在可以看到较大的波动的部分, 是从血流和内膜的交界处获得的反射波成分。另外, 它的下面的可以看到斑点状的波动的部分, 是从血管壁获得的反射波成分。在本实施方式中, 根据以上讲述的理由, 在血流和内膜的交界处设定基准点。这样在图 6 中, 如用黑点 (●) 表示的那样, 基准点在帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 上位于振幅最大的波上。

[0066]

接着, 将设定的基准点的变位量 $\Delta x(1, t)$ 复位为 0 (步骤 102)。就是说, 如图 6 所示, 使在帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 上的基准点的变位量 $\Delta x(1, t)$ 为 0。

[0067]

再接着, 向活体组织发送超声波, 获得接收信号。就是说, 取得帧 2 的接收信号 $x(2, t)$ (在步骤 103 中, $n=2$)。在帧 2 的接收信号 $x(2, t)$ 和帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 之间, 采用相位差跟踪法, 计算出基准点的变位量, 决定帧 2 的接收信号中的基准点的变位量。具体地说, 在帧 1 的接收信号和帧 2 的接收信号之间, 采用相位差跟踪法, 计算出基准点的变位量 $\Delta x(2, T)$ (在步骤 104 中, $n=2$)。

[0068]

接着, 判定是否检出了心率同步信号。心率同步信号在各心跳周期中, 被作为将计测复位的触发信号使用, 例如根据心电波形的 R 波或 R 波形生成。如前所述, 也可以使用心音波形等其它活体信号。

[0069]

基准变位量测定部 52 没有检出心率同步信号时 (在步骤 105 中为 No 时), 反复进行步骤 103 及步骤 104, 求出基准点的帧 n 的接收信号中的变位 $\Delta x(n, T)$ 。

[0070]

在步骤 105 中, 基准变位量测定部 52 检出心率同步信号时, 基准变位量测定部 52 根据迄今为止计测的基准点的变位量, 作为给予基准点的

最大变位的帧，获得其编号和其时的最大变位量 $\Delta x(N, T)$ 。将获得的这些帧编号和最大变位量 $\Delta x(N, T)$ 向接收信号调整部 53 输出。

[0071]

接收信号调整部 53，接受帧编号和最大变位量 $\Delta x(N, T)$ ，生成使帧 N 的接收信号 $x(N, t)$ 向深度方向位移 $-\Delta x(N, T)$ 的信号 $y(t)$ (步骤 107)。经过该操作后，如图 7 所示，获得基准点的位置一致的接收信号 $y(t)$ 。

[0072]

形状变化值演算部 54，至少从接收信号调整部 53 中接受最初的接受信号 $x(1, t)$ 和在步骤 107 中获得的信号 $y(t)$ ，在最初的接受信号 $x(1, t)$ 和在步骤 107 中获得的信号 $y(t)$ 之间，使用相位差跟踪法，如图 8 所示，计算出基准点以外的最大变位量 $\Delta x'(N, t)$ (步骤 108)。在图 8 中，用 \circ 表示基准点以外的计测点。基准点的位置在 $x(1, t)$ 和 $y(t)$ 中一致变位量是零。这时求出的最大变位量 $\Delta x'(N, t)$ ，是对于基准点的最大变位量而言的相对的值。

[0073]

求出计测点之间的变形、计算弹性率值时，在步骤 108 中求出的各计测点的最大变位量 $\Delta x(N, t)$ 之差，成为最大厚度变位量 Δh 。这样，如前所述，组织性状值演算部 55 能够接受各计测点之间的最大厚度变位量 Δh ，使用来自血压计 12 的血压信息，求出弹性率值。

[0074]

如果象步骤 109 所示的那样，将在步骤 106 中获得的基准点的最大变位 $\Delta x(N, T)$ 与在步骤 108 中求出的最大变位量 $\Delta x'(N, t)$ 相加后，就可以计算出基准点以外的计测点的绝对性的最大变位 $\Delta x(N, t)$ 。

[0075]

反复进行步骤 100~步骤 108 或步骤 109，就可以按照各心跳周期连续计测弹性率值。

[0076]

这样，如果采用本实施方式的超声波诊断装置，就能够在接受信号上设定基准点，测量基准点的变位量后，大概求出测量对象——整个活体组

织的变位量。使用该使变位量，使接受信号在距离方向上位移后，就能够抵消整个活体组织的变位。这样，使用使接受信号位移的信号，计测活体组织的微小运动后，就能够抑制与变位量成正比的误差，能够用很高的精度计测活体组织的微小的变位量。特别是按照各心跳周期，求出在接受信号上设定的基准点的最大变位量，根据求出的最大变位量，使接受信号在距离方向上位移，调整接受信号，以便使基准点的位置在距离方向上不变化，使用调整后的接受信号，求出各计测点的最大相对变位量后，就能够抑制与变位量成正比的误差，能够用很高的精度求出获得变位量、变形量及弹性率值。

[0077]

（第2实施方式）

下面，讲述采用本发明的超声波诊断装置的第2实施方式。第1实施方式能够用很高的精度求出各计测点的一个心跳周期中的最大变形量，与此不同，在本实施方式中，还能够用很高的精度求出一个心跳周期中各计测点的变位。

[0078]

图9是表示本实施方式的超声波诊断装置的演算部19'的结构方框图。演算部19'以外的结构，与图3所示的第1实施方式的超声波诊断装置11相同。

[0079]

演算部19'，包含基准设定部51、基准变位量测定部56、接收信号调整部57、形状变化值演算部58及组织性状值演算部55。

[0080]

基准设定部51和第1实施方式同样，为了求出测量对象——整个活体组织的变位，在接收信号中设定基准点。

[0081]

基准变位量测定部56，使用各帧的接收信号，测量基准点的变位量。如果变位量是规定的值的整数倍（但是0除外）以上，就将整数倍的值作为变位量，向接收信号调整部57输出规定的值。

[0082]

所述接收信号调整部 57, 根据从基准变位量测定部 56 接受的变位量, 调整接收信号上的基准点的位置。具体地说, 生成使接收信号在距离方向的轴上位移求出的变位量的信号。对于变位量的绝对值小于规定的值的接收信号, 不进行基准点的位置调整。

[0083]

形状变化值演算部 58, 根据调整后的接收信号, 求出活体的组织内设定的多个计测点中的位置变位量。在该演算中, 可以采用专利文献 1 公布的相位差跟踪法。具体地说, 在第 1 帧的接收信号和调整的接收信号之间, 或在时间轴上邻接的 2 个调整后的接收信号之间, 利用相位差跟踪法, 求出各计测点中的位置变位量。形状变化值演算部 58 进而根据各计测点中的位置变位量, 求出根据多个计测点设定的任意的 2 点之间的厚度变化量。

[0084]

组织性状值演算部 55, 根据厚度变化量, 求出所述组织的性状特性值。在本实施方式中, 求出在变形量。在计测区域内二维设定计测点时, 在各计测点之间求出变形量后, 可以求出计测区域内的变形量的二维分布。

[0085]

和第 1 实施方式同样, 图像合成部 21, 合成断层图像生成部 24 生成的断层图像和演算部 19' 获得的变形量的二维映射数据, 在显示部 30 中显示合成的图像。

[0086]

接着, 参照图 3、图 9 及图 10~图 14, 详细讲述采用本实施方式的计测方法的主要部分的步骤。图 10 是表示采用本实施方式的计测方法的主要部分的流程图, 图 11~图 14 是为了讲述采用本实施方式的计测方法的主要的步骤中的处理而绘制的图形。

[0087]

首先, 驱动超声波探头 13, 向活体组织发射超声波, 用接收部 15 检出反射回来的超声波反射波, 获得帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ (步骤 200)。图 11 示出向动脉血管壁的后壁的后壁的不同部位反复发送超声波时的接收信号。将与第 1 次的发送对应的接收信号表示为 $x(1, t)$, 与第 2 次的发送对应的接收信号表示为 $x(2, t)$ 。t 是将发送时刻作为起点的接收时间, 表示

深度。以下，表示与第 n 次的发送对应的接收信号时，记述为“帧 n 的接收信号 $x(n, t)$ ”。

[0088]

基准设定部 51，和第 1 实施方式同样，在帧 1 的接收信号上设定基准点的深度 T （步骤 201）。图 11 中，如用黑点（●）表示的那样，基准点在帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 上位于振幅最大的波上。

[0089]

接着，将设定的基准点的变位量 $\Delta x(1, t)$ 复位为 0（步骤 202）。就是说，如图 11 所示，使在帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 上的基准点的变位量 $\Delta x(1, t)$ 为 0。另外，将表示最初的帧的 1 代入表示决定了所有计测点的变位的刚才（最后）的帧的变量 m 。

[0090]

再接着，向活体组织发送超声波，获得接收信号。就是说，取得帧 2 的接收信号 $x(2, t)$ （在步骤 203 中， $n=2$ ）。在帧 2 的接收信号 $x(2, t)$ 和帧 1 的接收信号 $x(1, t)$ 之间，采用相位差跟踪法，计算出基准点的变位量，决定帧 2 的接收信号中的基准点的变位量。具体地说，在帧 1 的接收信号和帧 2 的接收信号之间，采用相位差跟踪法，计算出基准点的变位量 $\Delta x(2, T)$ （在步骤 204 中， $n=2$ ）。

[0091]

接着，判定是否检出了心率同步信号，以及判定最后决定所有计测点的变位的帧号 m 时的基准点的位置和现在的接收信号中的基准点的位置之差的绝对值是不是规定值 A 以上（步骤 205）。和第 1 实施方式同样，作为心率同步信号，例如可以使用心电波形的 R 波。既可以使用心音波形，还可以分析、求出基准点的变位波形 $\Delta x(n, T)$ 。

[0092]

虽然可以任意决定规定值 A ，但是最好采用接收信号的取样间隔。没有检出心率同步信号，而且最后决定所有计测点的变位的帧号 m 时的基准点的位置和现在的接收信号中的基准点的位置之差的绝对值小于 A 时，反复进行步骤 203 及步骤 204，求出基准点的帧 n 的接收信号上的变位量 $\Delta x(n, T)$ 。

[0093]

检出心率同步信号时，或者所述 2 个基准点的位置之差的绝对值为 A 以上时，作为离散变位量 X_n ，求出 A 的整数倍（0 除外）而且最靠近基准点的变位 $\Delta x(n, T)$ 的变位量（步骤 206）。另外，将这时的帧号代入最后决定所有计测点的变位的帧号 m。

[0094]

接着，获得使帧 n 的接收信号 $x(n, t)$ 向深度方向位移 $-X_n$ 的信号 $y(t)$ 。经过该操作后，如图 12 所示，获得基准点的位置基本一致的接收信号 $y(t)$ （步骤 207）。经过该操作后，如图 7 所示，获得基准点的位置一致的接收信号 $y(t)$ 。

[0095]

接着，如图 13 所示，在决定了所有计测点的变位的刚才的帧的接收信号 $x(m, t)$ 和在步骤 207 中获得的信号 $y(t)$ 之间，使用相位差跟踪法，计算出基准点以外的最大变位量 $\Delta x'(N, t)$ （步骤 208）。在图 13 中，用 \circ 表示基准点以外的计测点。基准点的位置在 $x(1, t)$ 和 $y(t)$ 中一致，变位量是零。这时求出的最大变位量 $\Delta x'(N, t)$ ，是对于基准点而言的相对的值。

[0096]

再接着，将在步骤 204 中获得的变位量 $\Delta x(n, T)$ 与在步骤 208 中获得的基准点以外的计测点的变位量 $\Delta x'(N, t)$ 相加后，就可以计算出基准点以外的计测点的变位量 $\Delta x(N, t)$ 。

[0097]

接着，判定是否检出了心率同步信号（步骤 209）。没有检出心率同步信号时，反复进行步骤 203～步骤 209。检出心率同步信号时，结束现在的心跳周期中的计测，开始下一个心跳周期中的计测。因此，反复进行步骤 200～步骤 210。

[0098]

图 14 示出这样跟踪各计测点的变位的结果。这样能够降低采用相位差跟踪法导致的累计误差，提高跟踪精度。如图 14 所示，基准点的变位超过规定值 A 时，使接收信号位移，求出计测点的变位量。由于该变位量

的演算扣除整个活体组织的变位量，采用相位差跟踪法进行，所以与变位量的大小成正比的误差变小。这样，能够用很高的精度跟踪计测点。还由于能够在心跳周期中多次求出变位量，所以还能够提高计测的时间分辨率。

[0099]

本实施方式，可以与第1实施方式组合。这时，虽然基准点可以是一个，但是基准变位量测定部可以不独立地计测基准点的最大变位量和各帧的变位量。

[0100]

此外，在本实施方式中，作为旨在求出各心跳周期中的计测点的变位量的基准，使用刚才（最后）求出了计测点的变位量的帧的接收信号。具体地说，来自刚才计测了各计测点的变位量的帧的变位量成为决定的值A以上时，使接收信号位移值A的整数倍，在和刚才计测了各计测点的变位量的帧之间，采用相位差跟踪法求出变位量。可是，也可以将最初的帧的接收信号，作为旨在求出各心跳周期中的计测点的变位量的基准使用。具体地说，来自最初的帧的变位量成为决定的值A的整数倍以上时，使接收信号位移值A的整数倍，在和最初的帧的接收信号之间，采用相位差跟踪法求出变位量。

[0101]

（实验例）

为了明确本发明的效果，使用第1实施方式的超声波诊断装置，测量了弹性体管的变形量。作为测量试料，准备了由外径10mm、内径8mm的硅橡胶构成的管（作为试料A）及由外径10mm、内径8mm的硅橡胶构成的内管和由外径12mm、内径10mm的硅橡胶构成的外管形成的双层管（作为试料B）。试料B的管，内管的弹性率小于外管。

[00102]

使用流体泵，周期性地向这些试料中压送液体，使试料周期性地收缩，使用第1实施方式的超声波诊断装置进行了计测。另外，为了进行比较，还使用现有技术的采用相位差跟踪法的超声波诊断装置，测量了相同试料的变形量。

[0103]

图 15A 及图 15B 分别示出使用现有技术的超声波诊断装置及采用本发明的超声波诊断装置进行计测的结果。在这些图中，横轴表示管的半径方向上的距离，纵轴表示变形量。另外，变形量的值用出错条表示。虚线表示根据构成管的硅橡胶的弹性率求出的理论上的变形量的半径方向上的分布。

[0104]

如图 15A 及图 15B 所示，采用现有技术的超声波诊断装置时，获得的变形量在半径方向上趋于平均，大致成为接近理论值的值。可是离差非常大。与此不同，采用本发明的超声波诊断装置时，与理论值非常一致，离差也非常小。

[0105]

图 16A 及图 16B 分别示出使用现有技术的超声波诊断装置及采用本发明的超声波诊断装置进行计测的结果。试料 B 用硬度不同的双层管构成，如图 16A 所示，在使用现有技术的超声波诊断装置进行的计测中，不能够明确地看到硬度的差异导致的变形量的差异。与此不同，如图 16B 所示，使用本发明的超声波诊断装置后，计测到柔软的内管的变形量大于坚硬的外管的变形量，能够明确地看到硬度的差异导致的变形量的差异。

[0106]

根据这些结果可知：使用本发明的超声波诊断装置后，能够用很高的精度计测变形量，特别是即使测量对象区域中存在弹性率不同的区域时，也能够正确地计测弹性率的差异导致的变形量的差异。这样，使用本发明的超声波诊断装置测量活体的动脉血管壁的变形量及弹性率时，能够用很高的精度检出病变导致的弹性率不同的区域。因此，实现了可以使医生正确地诊断活体组织的性状特性的超声波诊断装置。

[0107]

本发明适合于计测活体组织的性状特性的超声波诊断装置，特别适合于计测血管壁的弹性特性的超声波诊断装置。

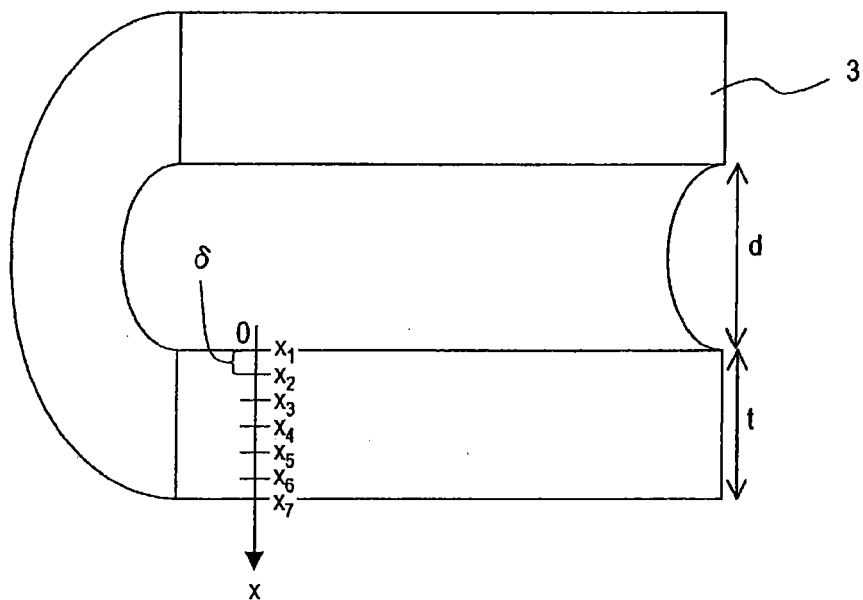


图 1A

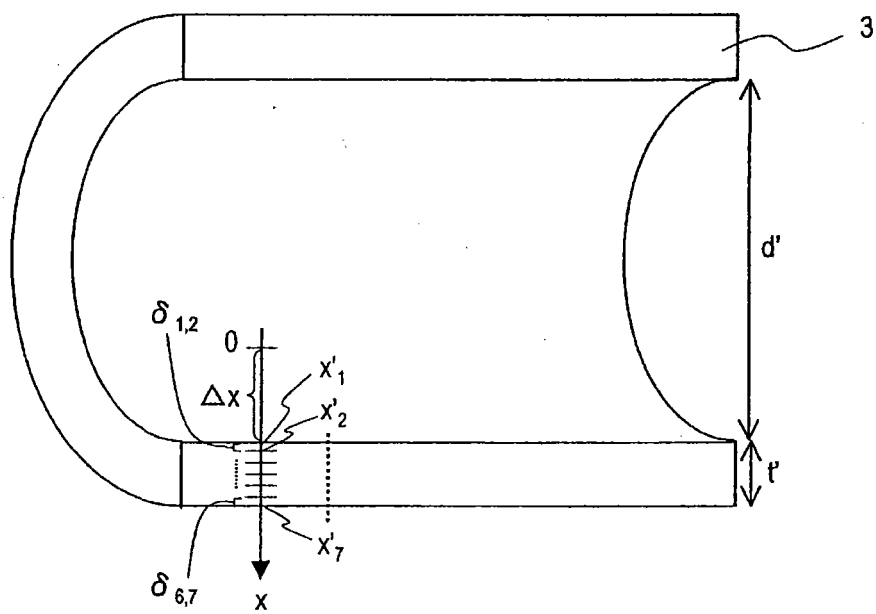


图 1B

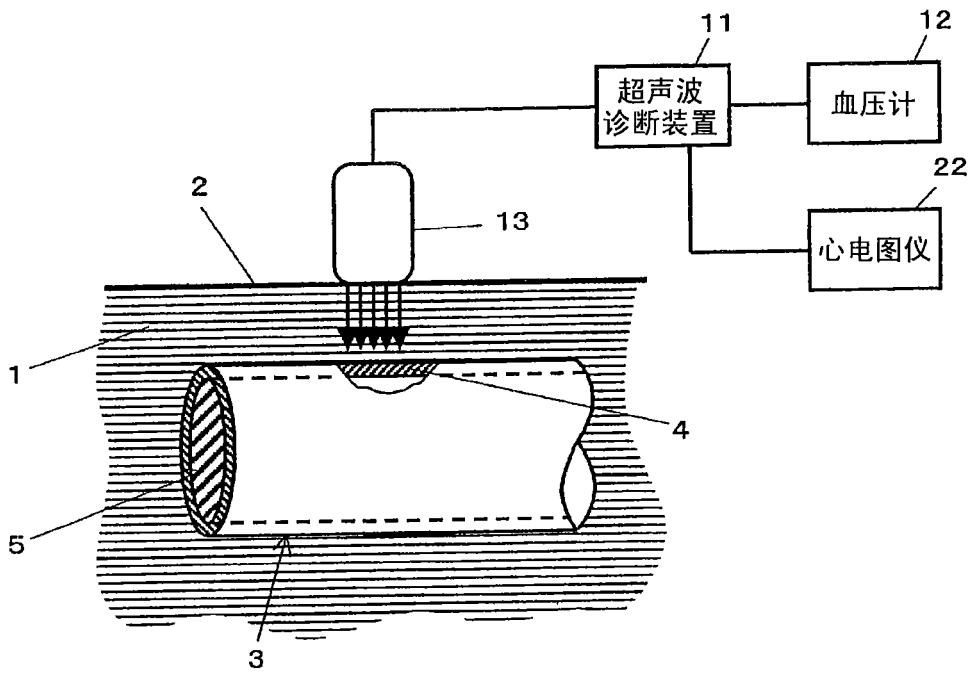


图 2

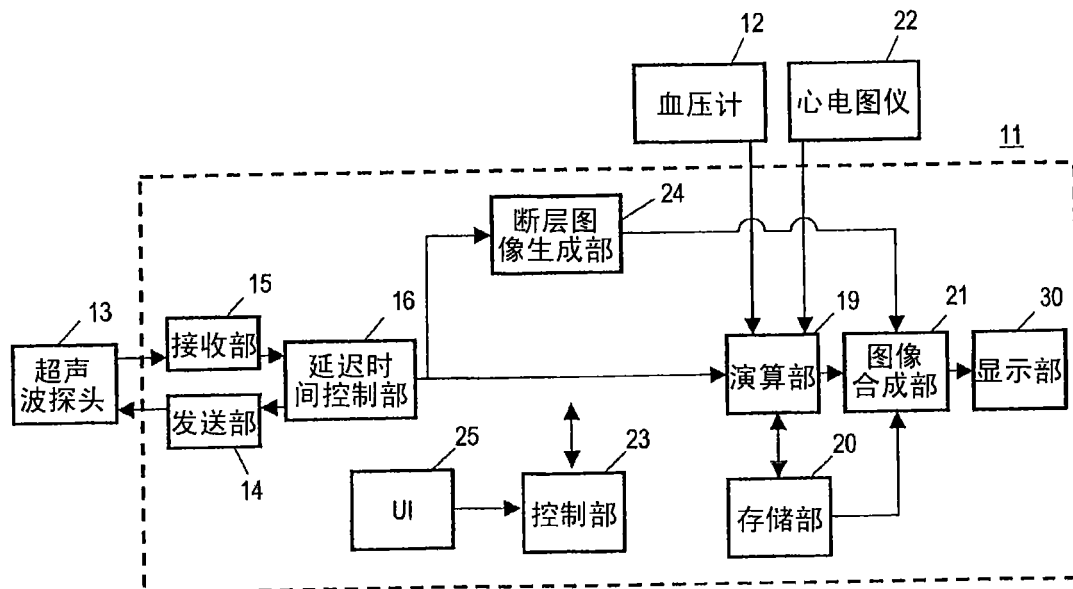


图 3

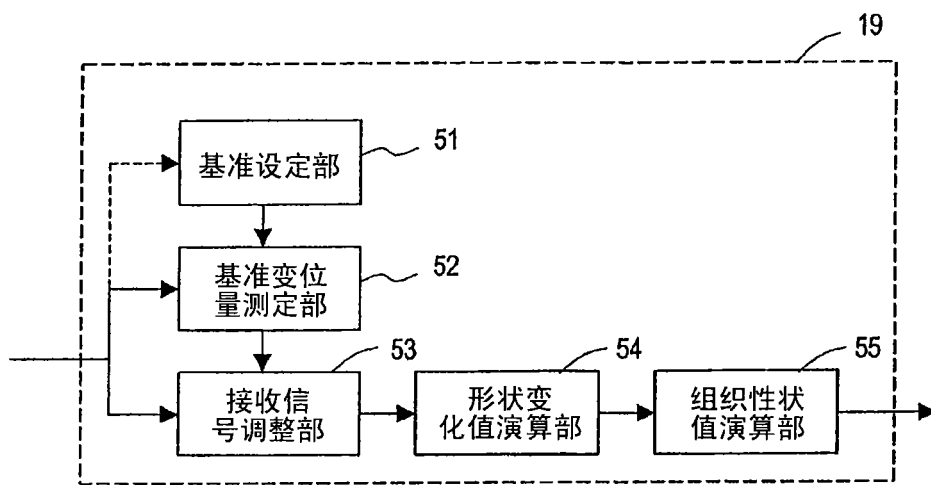


图 4

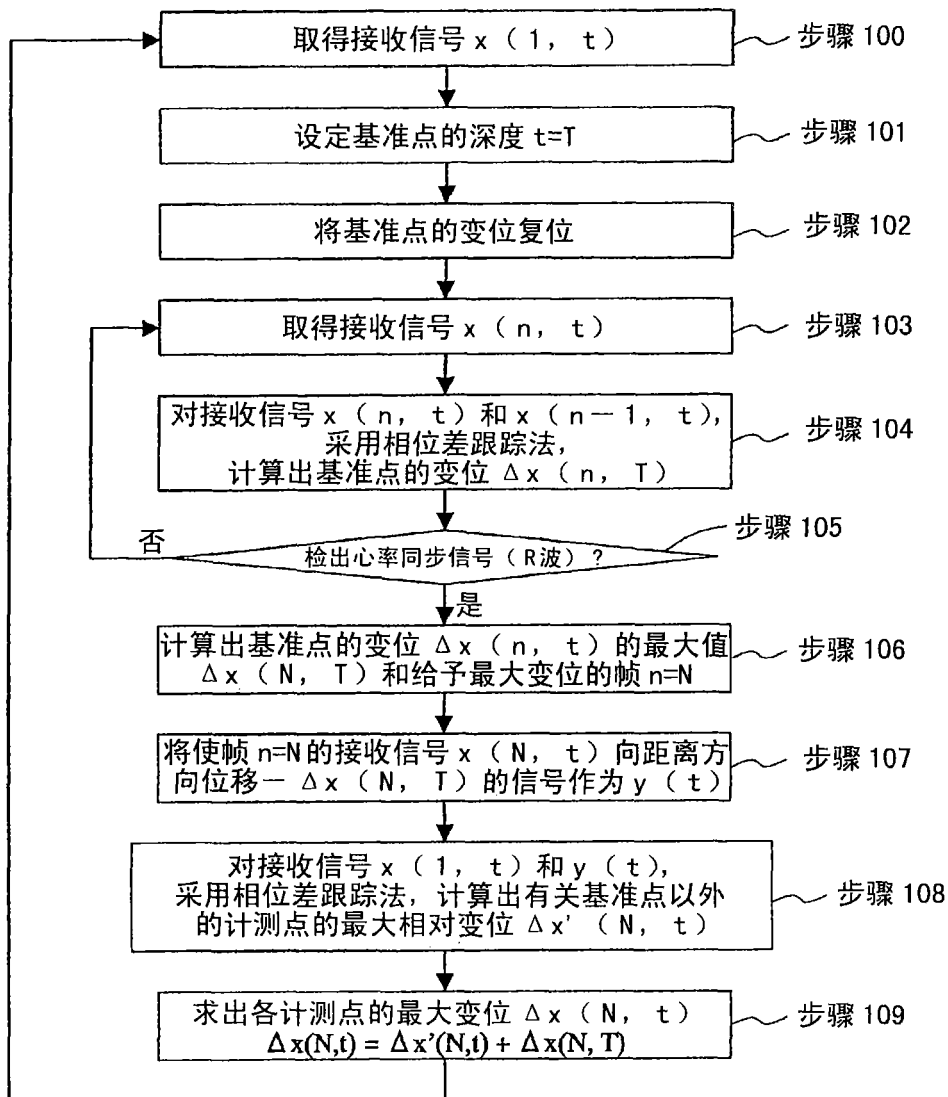


图 5

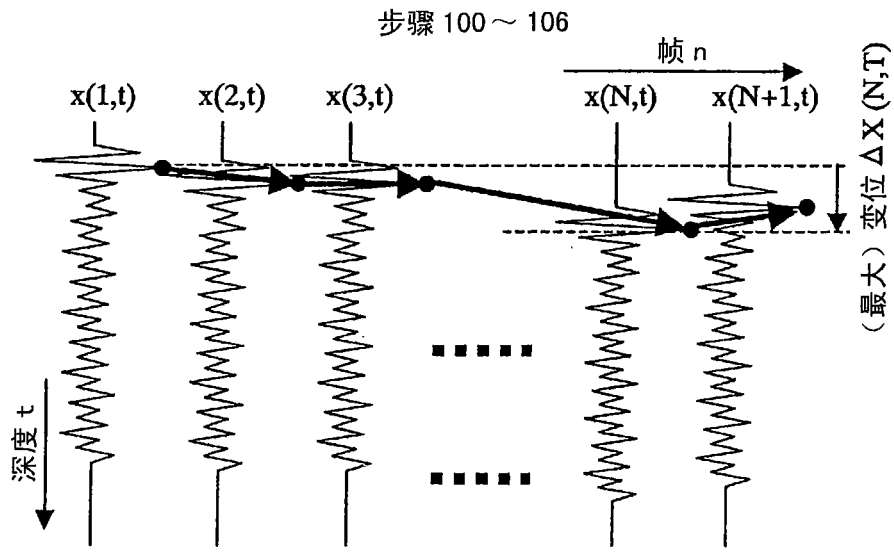


图 6

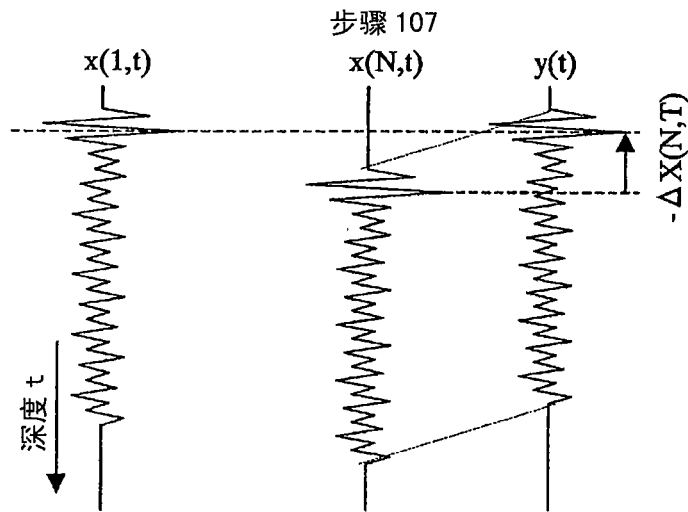


图 7

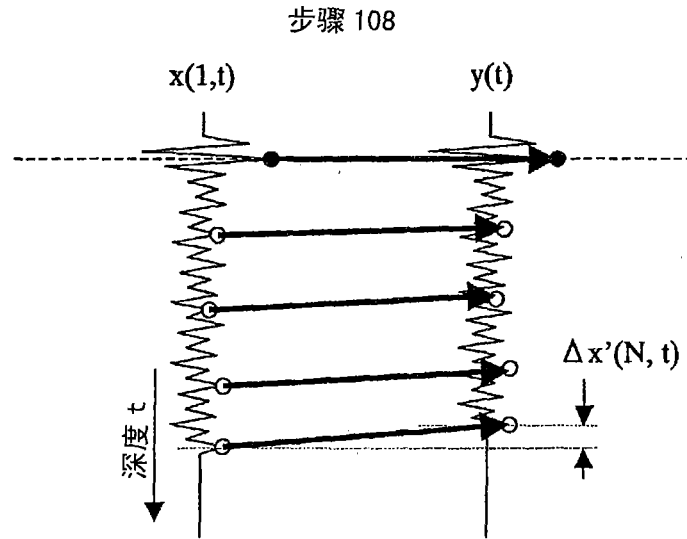


图 8

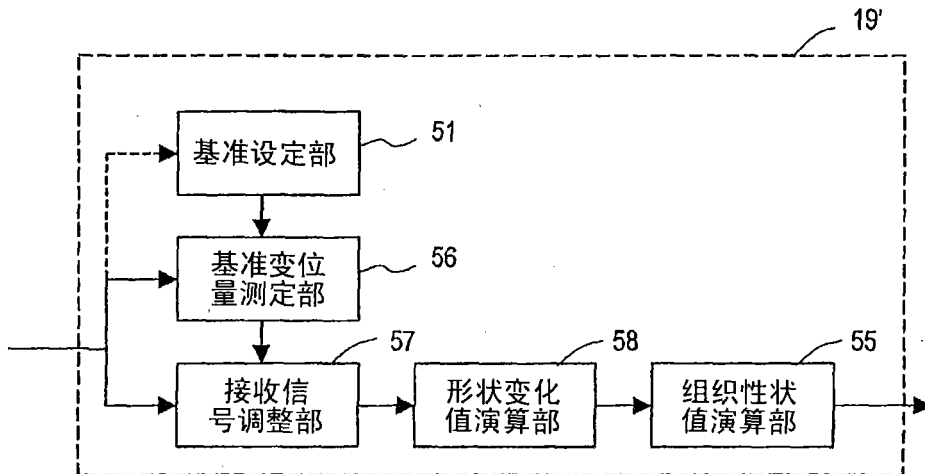


图 9

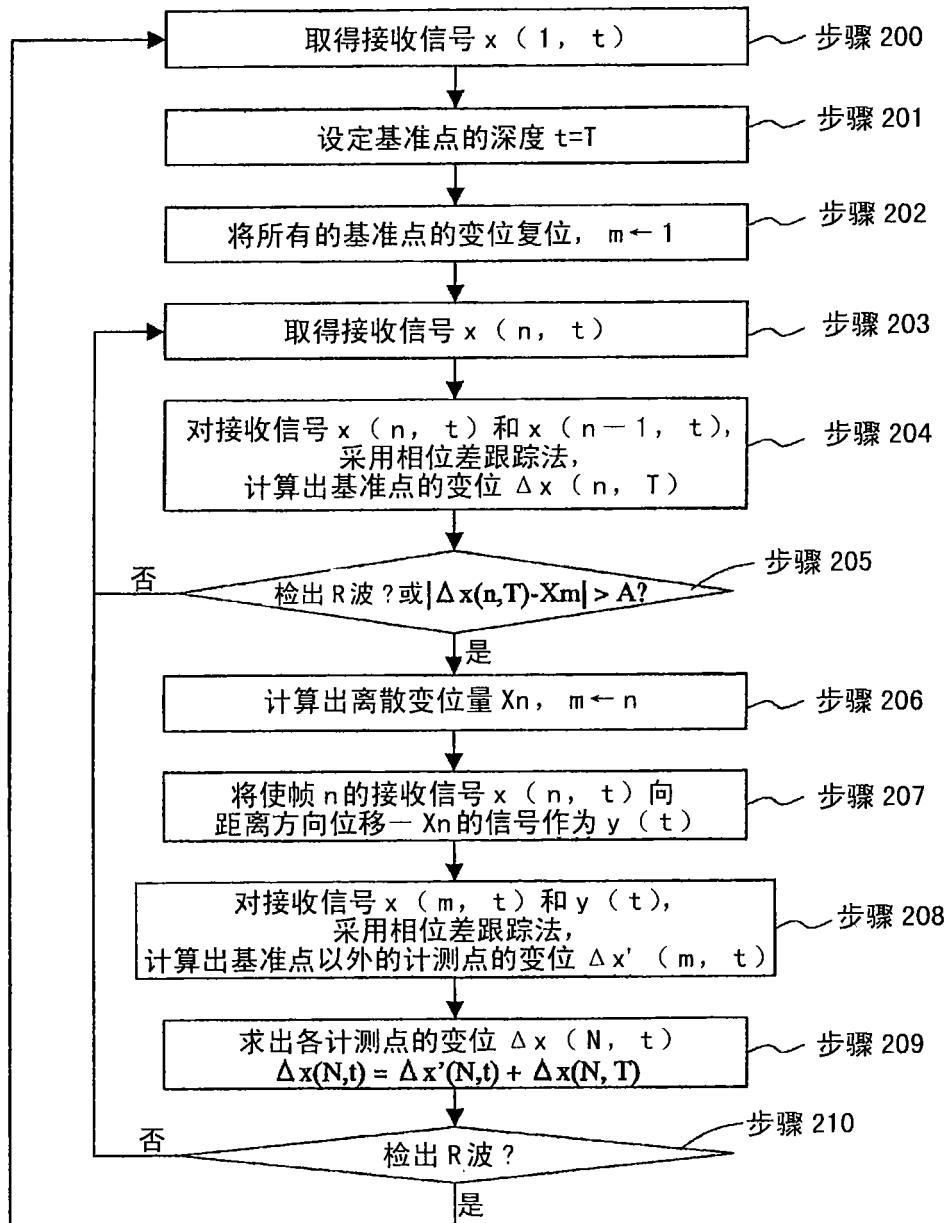


图 10

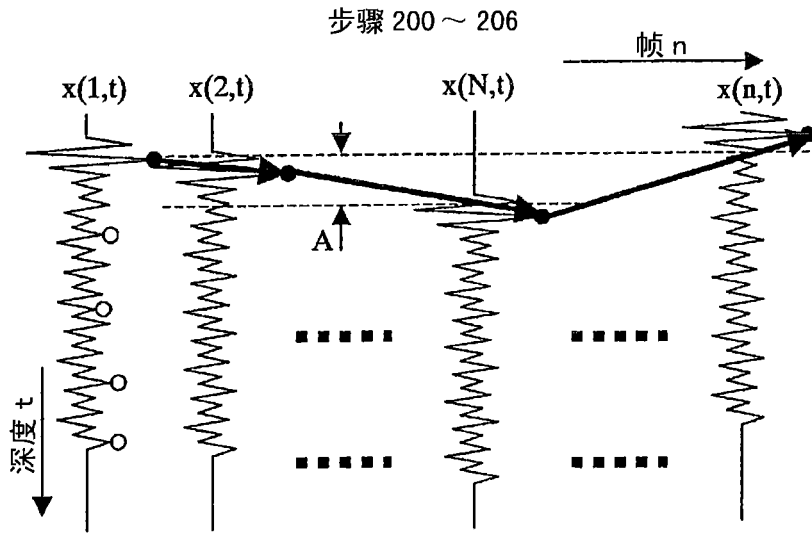


图 11

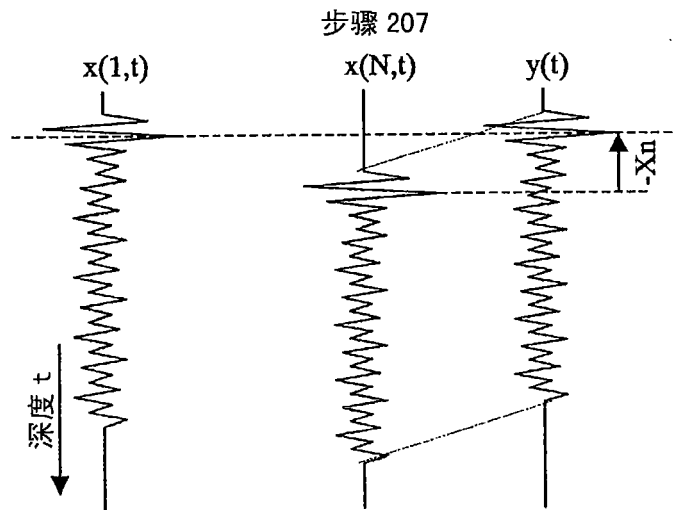


图 12

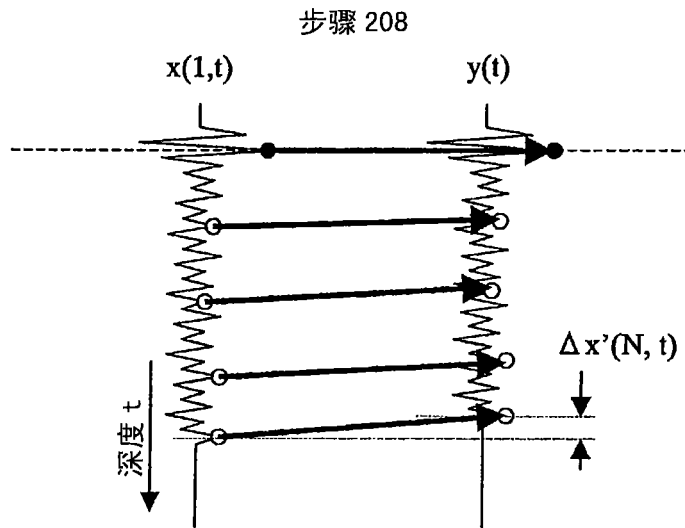


图 13

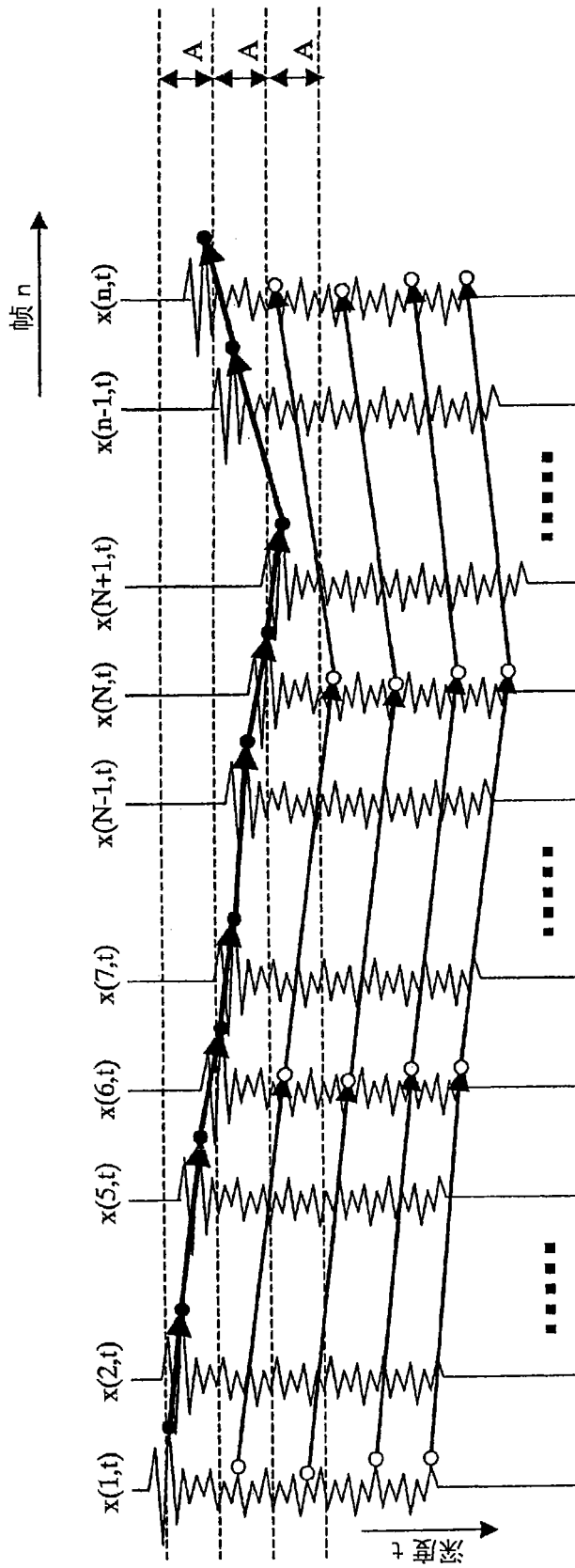


图 14

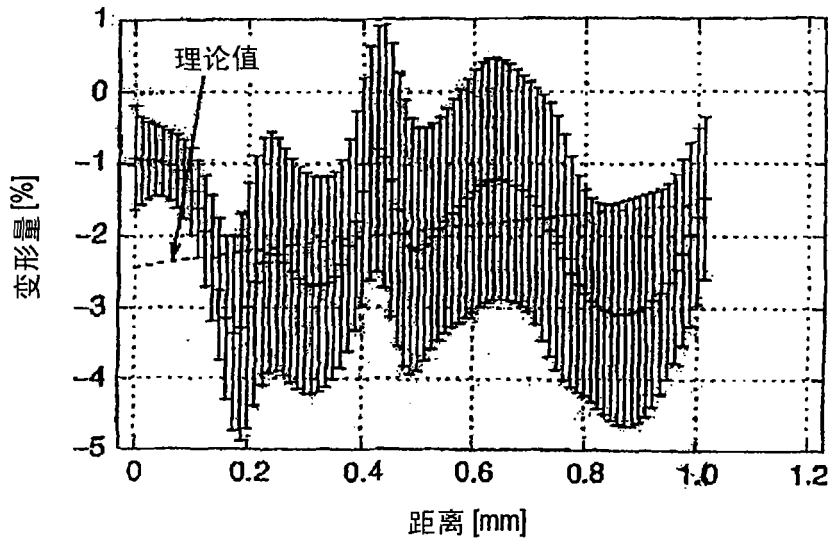


图 15A

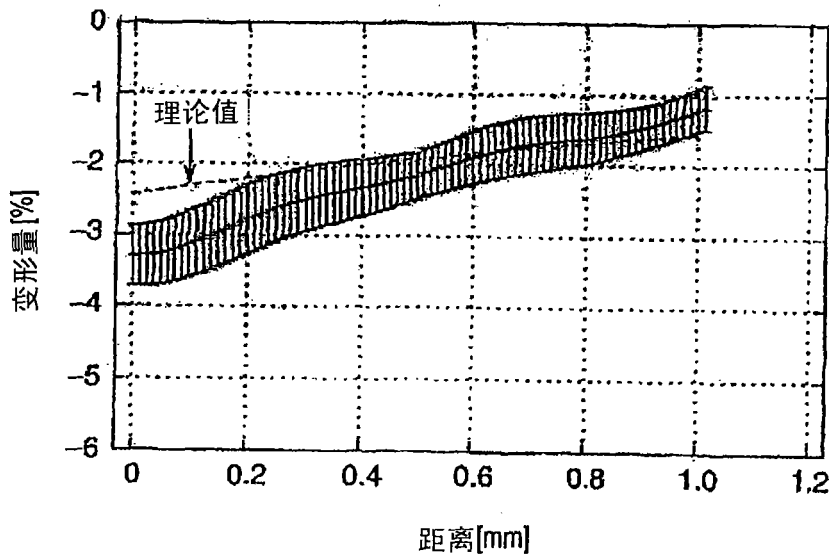


图 15B

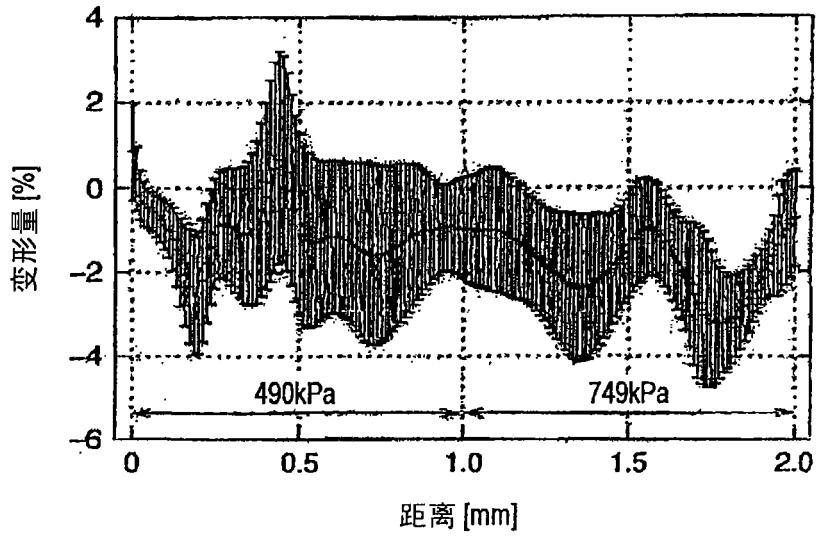


图 16A

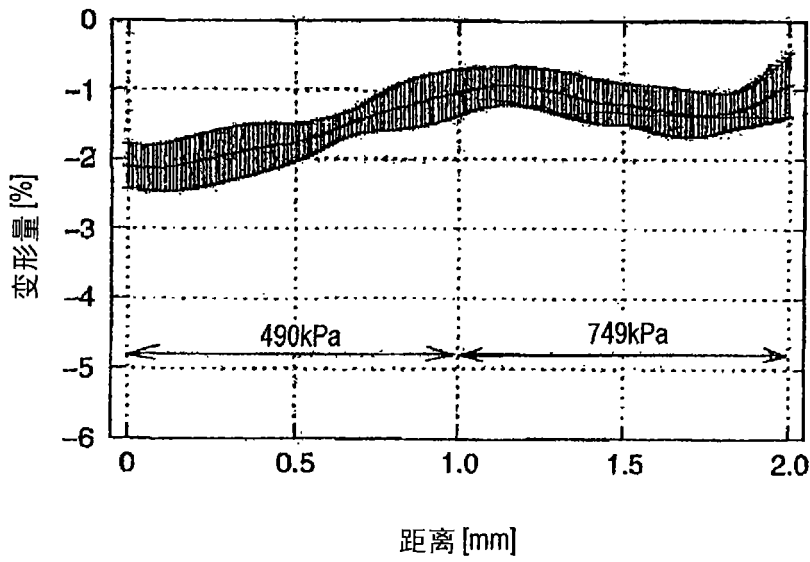


图 16B

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101516270A	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	CN200780035458.9	申请日	2007-09-25
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
[标]发明人	金井浩 长谷川英之 铃木隆夫		
发明人	金井浩 长谷川英之 铃木隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/543 G01S15/8909 A61B8/0858 A61B8/485 A61B5/02007 G01S7/52087 G01S7/52042		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2006259123 2006-09-25 JP		
其他公开文献	CN101516270B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具备：发送部，该发送部驱动用于向活体的组织发送超声波发送波的超声波探头；接收部，该接收部将所述超声波发送波在所述活体的组织中反射后获得的、被所述超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；基准变位置测定部，该基准变位置测定部测定所述接收信号上设定的基准点的变位置；接收信号调整部，该接收信号调整部根据所述基准点的变位置，调整接收信号的距离方向的位置；和形状变化值演算部，该形状变化值演算部根据所述调整后的接收信号，计测所述活体的组织中设定的多个基准点的位置变位置。

