

[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 200580004866.9

[43] 公开日 2007 年 2 月 21 日

[11] 公开号 CN 1917818A

[22] 申请日 2005.7.27

[21] 申请号 200580004866.9

[30] 优先权

[32] 2004.7.28 [33] JP [31] 219753/2004

[32] 2004.9.3 [33] JP [31] 257227/2004

[32] 2005.7.27 [33] JP [31] 216640/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2005/013718 2005.7.27

[87] 国际公布 WO2006/011504 日 2006.2.2

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.14

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 加藤真 萩原尚 砂川和宏

反中由直

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 汪惠民

权利要求书 5 页 说明书 43 页 附图 21 页

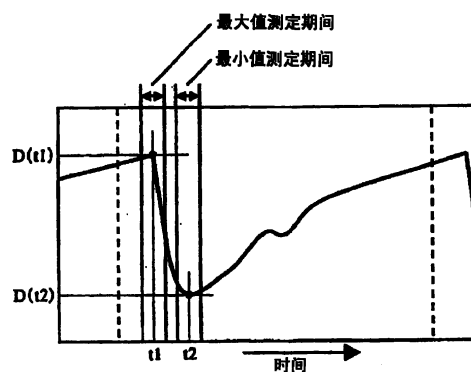
[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置，包括：发送部(14)，驱动超声波探测器(13)，向生物体的组织发送超声波发送波；接收部(15)，对所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，使用所述超声波探测器接收，并生成接收信号；相位检波部(17)，对所述接收信号进行相位检波，并生成相位检波信号；位置变位量运算部(31a)，根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织上的多个测定对象位置上的位置变位量；厚度变化量运算部(31b)，根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的厚度或厚度变化量；最大最小值运算部(31c)，在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确

定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值，根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。



1. 一种超声波诊断装置，其包括：

5 发送部，其驱动超声波探测器，该超声波探测器用于向生物体的组织发送超声波发送波；

接收部，其使用所述超声波探测器，接收所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，并生成接收信号；

相位检波部，其对所述接收信号进行相位检波，生成相位检波信号；

10 位置变位量运算部，其根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织上的多个测定对象位置的位置变位量；

厚度变化量运算部，其根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的厚度或厚度变化量；

15 最大最小值运算部，其在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间中的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值，

根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中，

20 还包括性状特性值运算部，该性状特性值运算部接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置，其中，

25 所述最大值测定期间及最小值测定期间被设定为在所述生物体的一个心动周期中不重叠。

4. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置，其中，

所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方被设定为与从所述生物体得到的生物体信号同步。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其中，

30 所述生物体信号为通过心电图仪得到的心电图波形。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置, 其中,
所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于所述心电图波形的P波、Q波、R波、S波、T波及U波中的至少一种设定。

7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置, 其中,
5 所述生物体信号为通过心音图仪得到的心音图波形。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置, 其中,
所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于所述心音图波形的I音、II音、III音及IV音中的至少一种设定。

9. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置, 其中,
10 所述生物体信号为脉波波形。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置, 其中,
所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于所述脉波波形的S波、P波、T波、C波及D波中的至少一种设定。

11. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置, 其中,
15 所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于由所述位置变位量运算部预先求出的位置变位量波形而设定。

12. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置, 其中,
所述厚度变化量运算部根据所述位置变位量预先求出表示所述体组织的厚度变化量的厚度变化量波形, 所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于所述厚度变化波形设定。
20

13. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置, 其中,
所述厚度变化量运算部根据所述位置变位量预先求出表示包含在所述体组织的血管的直径变化量的血管直径变化量波形, 所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方, 基于所述血管直径变化量波形而设定。
25

14. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置, 其中,
所述最大值测定期间及最小值测定期间分别为所述一个心动周期的1%以上且25%以下的长度。

15. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置, 其中,
30 还包括准确度判断部, 该准确度判断部基于所述厚度或厚度变化量的

最大值及最小值的比较结果，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置，其中，

所述准确度判断部在最大值小于或等于所述最小值的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度判断为低。

17. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括准确度判断部，该准确度判断部基于得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方的关系，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其中，

在得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、与对应的测定期间的开始时刻或结束时刻相一致的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度判断为低。

19. 根据权利要求 15 或 16 所述的超声波诊断装置，其中，

所述最大最小值运算部或所述性状特性运算部基于所述准确度，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种设定为规定的值。

20. 根据权利要求 15 或 16 所述的超声波诊断装置，其中，

所述准确度判断部生成表示所述准确度的信息。

21. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括显示部，该显示部显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。

22. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的显示部，基于表示所述准确度的信息，进行使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

23. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括显示部，该显示部进行以下所述的二维显示：使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度分别对应于所述生物体的组织上的位置。

24. 一种超声波诊断装置的控制方法，通过超声波诊断装置的控制部进行控制，所述超声波诊断装置的控制方法包括：

发送超声波发送波，使用超声波探测器接收所述超声波发送波在所述生物体的组织上反射而得到的超声波反射波，并生成接收信号的步骤(A)；

5 对所述接收信号进行相位检波，生成相位检波信号的步骤(B)；

根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织的多个测定对象位置上的位置变位量的步骤(C)；

根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意两点之间的厚度或厚度变化量的步骤(D)；

10 在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间中的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的步骤(E)；

根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别运算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的步骤(F)。

15 25. 根据权利要求24所述的超声波诊断装置的控制方法，其中，

在所述步骤(F)中，接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

26. 根据权利要求24或25所述的超声波诊断装置的控制方法，其中，
20 在所述步骤(E)中，所述最大值测定期间及最小值测定期间被设定为在所述生物体的一个心动周期中不重叠。

27. 根据权利要求24或25所述的超声波诊断装置的控制方法，其中，
在所述步骤(E)中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，被设定为与从所述生物体得到的生物体信号同步。

25 28. 根据权利要求27所述的超声波诊断装置的控制方法，其中，
所述生物体信号为通过心电图仪得到的心电图波形。

29. 根据权利要求24或25所述的超声波诊断装置的控制方法，其中，
还包括步骤(G1)，该步骤(G1)中，基于所述厚度或厚度变化量的最大值与最小值的比较结果，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度。
30

30. 根据权利要求 29 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
在所述步骤 (G1) 中, 在所述最大值小于或等于所述最小值的情况下,
将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度判断为低。

31. 根据权利要求 24 或 25 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
5 还包括步骤 (G2), 该步骤 (G2) 中, 基于得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方的关系, 判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度。

32. 根据权利要求 31 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
10 在所述步骤 (G2) 中, 在得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、与对应的测定期间的开始时刻或结束时刻相一致的情况下, 将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度判断为低。

33. 根据权利要求 29 或 30 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
15 还包括步骤 (H), 该步骤 (H) 中, 基于所述准确度, 将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种设定为规定的值。

34. 根据权利要求 29 或 30 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
所述步骤 (G2) 中, 生成表示所述准确度的信息。

35. 根据权利要求 33 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
20 还包括步骤 (I1), 该步骤 (I1) 中, 显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种。

36. 根据权利要求 34 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
还包括显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的步骤 (I2), 基于表示所述准确度的信息, 进行使所述最大厚度变化量、形变及
25 弹性特性的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

37. 根据权利要求 34 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
还包括步骤 (I3), 该步骤 (I3) 中, 进行以下所述的二维显示: 使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度分别对应于所述生物体的组织上的位置。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

5

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，尤其涉及测定生物体内组织的性状特性的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

10 背景技术

近年来，患上心肌梗塞或脑梗塞等循环器官系统类疾病的人越来越多，这样的疾病的预防及治疗成为大的问题。

心肌梗塞或脑梗塞的发病与动脉硬化有着根深蒂固的关系。具体来说，如果在动脉壁上形成粉瘤（atherom），或由于高血压等各种原因动脉不能生成新的细胞时，动脉失去弹性，变硬，变脆。还有，由于形成有粉瘤的部分的血管堵塞，或覆盖粉瘤的血管组织破裂，导致粉瘤流出到血管内，在其他的部分堵塞动脉，或动脉硬化的部分破裂，由此，引起这些疾病。因而，提前诊断动脉硬化，对这些疾病的预防或治疗至关重要。

以往，动脉硬化疾病的诊断通过使用血管导管（katheter）直接观察血管内部的样子而进行。但是，该诊断需要将血管导管插入血管，因此，存在被检人的负担加重的问题。因而，通过血管导管进行的观察，对于动脉硬化病变事实已确定的被检人，用于特定其部位而使用，例如，在用于健康管理的检查上，不使用该方法。

测定动脉硬化的一种诱因的胆固醇（cholesterol）值，或测定血压值，对被检人的负担小，是容易进行的检查。但是，它们的值不直接表示动脉硬化的状况。

另外，如果能够提前诊断动脉硬化，对被检人实施动脉硬化的治疗药，则发挥动脉硬化的治疗的效果。但是，如果动脉硬化处在蔓延过程中，则即使能够由治疗药抑制动脉硬化的发展，也难以将硬化的动脉完全恢复。

出于这样的理由，追求对被检人负担小，在动脉硬化的发展过程中的

早期阶段，诊断动脉硬化的状况的诊断方法或诊断装置。

另一方面，作为对被检人负担小的非侵入式医疗诊断装置，使用超声波诊断装置或 X 线诊断装置。通过从体外照射超声波或 X 线，对被检人不造成痛苦，能够得到体内的形状信息、或形状的经时变化信息。如果得到体内的测定对象物的形状的经时变化信息（运动信息），则可以求出测定对象物的性质信息。总之，可以求出生物体内的血管的弹性特性，能够直接知道动脉硬化的状况。

尤其，超声波诊断相比 X 线诊断，只将超声波探测器接触在被检人上就可以测定，因此，不需对被检人投入显影剂这一点或不存在 X 线爆炸之患这一点上优越。

另外，随着近年来电子技术的进步，逐渐变得也可以飞越提高超声波诊断装置的测定精度。与此同时，计测生物体组织的微小运动的超声波诊断装置得到了开发。例如，专利文献 1 中，公开了通过使用带有约束的最小二乘法来解析超声波回波信号的振幅和相位，以高精度跟踪（tracking）测定对象的技术。将该技术称为相位差跟踪法。根据该技术可知，血管运动引起的振幅为数微米，高精度计测频率为数百 Hz 为止的高速振动成分。因而，据报告，可以将血管壁的厚度变化或形变高精度计测到数微米等级（order）。

通过使用这样的高精度的计测方法，可以详细测定动脉壁的弹性特性的二维分布。例如，在非专利文献 1 中，表示了将肠骨动脉血管壁的弹性率的二维分布的样子重叠在 B 模式断层像表示的一个例子。

动脉壁的硬度状况不均匀，通过某种分布知道存在与否，在动脉硬化症的诊断中，正确掌握动脉壁的硬度的分布至关重要。根据非专利文献 1 公开的方法可知，由于二维显示作为表示动脉的硬化状况的特征量的弹性率，因此，能够更正确特定动脉壁的硬化的部分。

专利文献 1：特开平 10-5226 号公报

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

然而，随着通过专利文献 1 及非专利文献 1 等公开的技术，可以计测

到数微米等级，噪音的影响相对变大。另外，在超声波诊断装置的诊断方法中，由于将超声波探测器抵接在被检人的作为测定对象的部位计测，因此，如果被检人在测定中晃动，则导致测定位置偏离。

因而，存在以下问题，即：不能从被检人的生物体组织得到正确的超声波反射波，不能进行正确的计测，或测定值受到噪音的影响，导致不正确的值。另外，在测定结构不正确的情况下，如果不能判断该结果为不正确，则导致将该不正确的测定结果误认为正确的结果，导致基于测定结果的诊断不适当，或导致诊断的可靠性下降。

10 发明内容

本发明的目的在于提供解决这样的问题中的至少一种，能够进行正确的测定及可靠性高的测定的超声波诊断装置及其控制方法。

本发明的超声波诊断装置，包括：发送部，其驱动超声波探测器，该超声波探测器向生物体的组织发送超声波发送波；接收部，其使用所述超声波探测器，接收所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，并生成接收信号；相位检波部，其对所述接收信号进行相位检波，并生成相位检波信号；位置变位量运算部，其根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织上的多个测定对象位置的位置变位量；厚度变化量运算部，其根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的厚度或厚度变化量；最大最小值运算部，其在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间中的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值，根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种

在某个优选的实施方式中，还具备性状特性值运算部，该性状特性值运算部接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间被设定为在所述生物体的一个心动周期中不重叠。

在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方被设定为与从所述生物体得到的生物体信号同步。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为通过心电图仪得到的心电图波形。

- 5 在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于所述心电图波形的 P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波及 U 波中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为通过心音图仪得到的心音图波形。

- 10 在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于所述心音图波形的 I 音、II 音、III 音及 IV 音中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为脉波波形。

- 15 在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于所述脉波波形的 S 波、P 波、T 波、C 波及 D 波中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于由所述位置变位量运算部预先求出的位置变位量波形设定。

- 20 在某个优选的实施方式中，所述厚度变化量运算部根据所述位置变位量预先求出表示所述体组织的厚度变化量的厚度变化量波形，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于所述厚度变化波形设定。

- 25 在某个优选的实施方式中，所述厚度变化量运算部根据所述位置变位量预先求出表示包含在所述体组织的血管的直径变化量的血管直径变化量波形，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，基于所述血管直径变化量波形设定。

在某个优选的实施方式中，所述最大值测定期间及最小值测定期间分别为所述一个心动周期的 1% 以上且 25% 以下的长度。

- 30 在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括准确度判断部，该准确度判断部基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的比较结果，

判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

在某个优选的实施方式中，所述准确度判断部在最大值小于或等于所述最小值的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度判断为低。

5 在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括准确度判断部，该准确度判断部基于得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方的关系，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

10 在某个优选的实施方式中，在得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的测定期间的开始时刻或结束时刻相一致的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度判断为低。

15 在某个优选的实施方式中，所述最大最小值运算部或所述性状特性运算部基于所述准确度，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种设定为规定的值。

在某个优选的实施方式中，所述准确度判断部生成表示所述准确度的信息。

20 在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括显示部，该显示部显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还具备显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的显示部，基于表示所述准确度的信息，进行使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

25 在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括显示部，该显示部进行以下所述的二维显示：分别使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度对应于所述生物体的组织上的位置。

30 本发明的超声波诊断装置，包括：发送部，其驱动超声波探测器，向生物体的组织发送超声波发送波；接收部，其对所述超声波发送波在所述

生物体的组织反射而得到的超声波反射波，使用所述超声波探测器接收，并生成接收信号；相位检波部，其对所述接收信号进行相位检波，并生成相位检波信号；位置变位量运算部，其根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织上的多个测定对象位置的位置变位量；厚度变化量运算部，其根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的厚度或厚度变化量；厚度变化量运算部，其根据从所述多个测定对象位置选择的任意两个的位置变位量，运算多个厚度或厚度变化量；最大最小值运算部，其分别确定所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值；性状特性值运算部，其基于最大值及最小值的差，计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种；准确度判断部，其基于得到所述最大值及最小值的时刻，判断最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置的所述性状特性值运算部，还具备性状特性值运算部，该性状特性值运算部接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

在某个优选的实施方式中，所述准确度判断部比较得到所述最大值的时刻和得到最小值的时刻，判断所述准确度。

在某个优选的实施方式中，所述最大最小值运算部在与所述生物体的一个心动周期相等或比其短的第一期间，确定所述最大值及最小值。

在某个优选的实施方式中，所述最大最小值运算部在与所述生物体的一个心动周期相等或比其短的第一期间，确定所述最大值及最小值，所述准确度判断部通过所述最大值及最小值中的至少一方的时刻是否处在设定于所述生物体的一个心动周期中的所述第一期间内的一部分的第二期间来判断准确度。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间被设定为与从所述生物体得到的生物体信号同步。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为通过心电图仪得到的心电图波形。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间基于所述心电图波形的P波、

Q波、R波、S波、T波及U波中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为通过心音图仪得到的心音图波形。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间基于所述心音图波形的I音、
5 II音、III音及IV音中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为脉波波形。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间基于所述脉波波形的S波、
P波、T波、C波及D波中的至少一种设定。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间基于由所述位置变位量运算
10 部预先求出的位置变位量波形设定。

在某个优选的实施方式中，所述厚度变化量运算部根据所述位置变位量预先求出表示所述体组织的厚度变化量的厚度变化量波形，所述第一期间基于所述厚度变化波形设定。

在某个优选的实施方式中，所述厚度变化量运算部根据所述位置变位
15 量预先求出表示包含在所述体组织的血管的直径变化量的血管直径变化量波形，所述第一期间基于所述血管直径变化量波形设定。

在某个优选的实施方式中，所述第一期间为所述一个心动周期的5%以上且75%以下的长度。

在某个优选的实施方式中，所述最大最小值运算部或所述性状特性运算部基于所述准确度，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少
20 一种设定为规定的值。

在某个优选的实施方式中，所述准确度判断部生成表示所述准确度的信息。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括显示部，该显示部
25 表示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括显示部，该显示部表示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种，基于表示所述准确度的信息，进行使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

30 在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还包括显示部，该显示部

进行以下所述的二维显示：分别使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度对应于所述生物体的组织上的位置。

本发明的超声波诊断装置，包括：发送部，其驱动超声波探测器，向生物体的组织发送超声波发送波；接收部，其对所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，使用所述超声波探测器接收，并生成接收信号；相位检波部，其对所述接收信号进行相位检波，并生成相位检波信号；性状特性运算部，其根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织的多个测定对象位置的位置变位量，根据所述位置变位量，运算多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的形状特性值；性状特性运算部，其基于所述多个形状特性值，运算多个性状特性；合格与否运算部，其进行所述多个形状特性值及多个性状特性值中的至少一方的各个是否为正确的值的与否判断，分别基于与否判断结果，运算与否比率；显示部，其基于所述与否比率，显示所述多个形状特性值及多个性状特性值中的至少一种。

在某个优选的实施方式中，所述合格与否运算部在所述与否比率和规定的阈值满足规定的条件的情况下，生成表示所述与否比率优越的显示信号，所述显示部基于所述显示信号，显示所述形状测定值及性状测定值中的至少其中其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，所述性状特性运算部、所述性状特性运算部及所述合格与否运算部按所述生物体的心动周期进行运算，所述显示部显示所述形状测定值及性状测定值中的至少其中一种的空间分布图像，直至接收到其次的显示信号。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置还具备存储部，在所述比率和规定的阈值满足规定的条件下，存储所述形状测定值及性状测定值中的至少其中一种，显示部基于规定的指令，显示存储在所述存储部的数据中的最新形状测定值及性状测定值中的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，超声波诊断装置具备存储所述与否比率的存储部，所述合格与否运算部每次在运算所述与否比率时，与存储在所述存储部的与否比率的最佳值进行比较，在所述与否比率比所述最佳值优越

的情况下，生成显示信号，所述显示部基于所述显示信号，显示所述形状测定值及性状测定值中的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，所述存储部在所述与否比率所述最佳值优越的情况下，存储所述形状测定值及性状测定值中的至少其中一种，所述显示部基于规定的指令，显示存储在所述存储部的得到所述与否比率的最佳值的形状测定值和性状特性值中的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，所述形状测定值为生物体的体组织的最大厚度变化量。

在某个优选的实施方式中，所述性状特性值为生物体的体组织的形变及/或弹性特性。

本发明的超声波诊断装置的控制部进行的超声波诊断装置的控制方法，包括：发送超声波发送波，使用超声波探测器接收所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，并生成接收信号的步骤（A）；对所述接收信号进行相位检波，生成相位检波信号的步骤（B）；根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织的多个测定对象位置的位置变位量的步骤（C）；根据所述位置变位量，求出基于所述多个测定对象位置设定的任意两个点之间的多个厚度或多个厚度变化量的步骤（D）；在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间中的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的步骤（E）；根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别运算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的步骤（F）。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤（F）中，接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤（E）中，所述最大值测定期间及最小值测定期间被设定为在所述生物体的一个心动周期中不重叠。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤（E）中，所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方，同步于从所述生物体得到的生物体信号设定。

在某个优选的实施方式中，所述生物体信号为通过心电图仪得到的心电图波形。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括步骤（G），基于所述厚度或厚度变化量的最大值和最小值的比较结果，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤（G1）中，在所述最大值小于或等于所述最小值的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度判断为低。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括步骤（G2），基于得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的所述最大值测定期间及最小值测定期间中的至少一方的关系，判断所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤（G2）中，在得到所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值中的至少一方的时刻、和对应的测定期间的开始时刻或结束时刻相一致的情况下，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度判断为低。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括步骤（H），基于所述准确度，将所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种设定为规定的值。

在某个优选的实施方式中，所述步骤（G2）生成表示所述准确度的信息。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括步骤（I1），显示所述最大厚度变化量、相位检波及弹性特性中的至少一种。

在某个优选的实施方式中，控制方法 还包括显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的步骤（I2），基于表示所述准确度的信息，进行使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

在某个优选的实施方式中，控制方法 还包括步骤（I3），该步骤（I3）进行以下所述的二维显示：使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度分别对应于所述生物体的

组织上的位置。

本发明的超声波诊断装置的控制部进行的超声波诊断装置的控制方法，包括：发送超声波发送波，使用超声波探测器接收所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，并生成接收信号的步骤

5 (A)；对所述接收信号进行相位检波，生成相位检波信号的步骤(B)；根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织的多个测定对象位置的位置变位量的步骤(C)；根据所述位置变位量，求出基于所述多个测定对象位置设定的任意两个点之间的多个厚度或多个厚度变化量的步骤(D)；根据从所述多个测定对象位置选择的任意两个的位置变位量，运
10 算多个厚度或多个厚度变化量的步骤(E)；分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的步骤(F)；根据所述最大值及最小值的差，计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的步骤(G)；基于得到所述最大值及最小值的时刻，判断最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的准确度的步骤(I)。

15 在某个优选的实施方式中，在所述步骤(G)中，接收所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值、和有关所述生物体的血压值的信息，基于所述厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差及所述血压值，计算弹性特性。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤(I)中，比较得到所述最大值的时刻和得到最小值的时刻，判断所述准确度。
20

在某个优选的实施方式中，在所述步骤(F)中，在与所述生物体的一个心动周期相等或比其短的第一期间，确定所述最大值及最小值。

在某个优选的实施方式中，在所述步骤(F)中，在与所述生物体的一个心动周期相等或比其短的第一期间，确定所述最大值及最小值，在所述步骤(I)中，通过所述最大值及最小值中至少一方的时刻是否处在设定于所述生物体的一个心动周期中的所述第一期间内的一部分的第二期间来判断准确度。
25

在某个优选的实施方式中，所述第一期间被设定为与从所述生物体得到的生物体信号同步。

30 在某个优选的实施方式中，控制方法还包括基于所述准确度，将所述

最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种设定为规定的值的步骤(J)。

在某个优选的实施方式中,在所述步骤(I)中,生成表示所述准确度的信息。

5 在某个优选的实施方式中,控制方法还包括显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的步骤(K1)。

在某个优选的实施方式中,控制方法还包括显示所述最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种的步骤(K1),基于表示所述准确度的信息,进行使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种对应于所述生物体的组织上的位置的二维显示。

在某个优选的实施方式中,控制方法还包括步骤(K3),该步骤(K3)进行以下所述的二维显示:使所述最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种、和基于表示所述准确度的信息的准确度分别对应于所述生物体的组织上的位置。

15 本发明的超声波诊断装置的控制部进行的超声波诊断装置的控制方法,包括:发送超声波发送波,使用超声波探测器接收所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波,并生成接收信号的步骤(A);对所述接收信号进行相位检波,生成相位检波信号的步骤(B);根据所述相位检波信号,分别运算设定在所述生物体的组织的多个测定对象位置上的位置变位量的步骤(C);根据所述位置变位量,运算基于所述多个测定对象位置设定的任意两点之间的多个形状特性值的步骤(D);根据所述多个形状特性值,运算多个性状特性的步骤(E);进行所述多个形状特性值及多个性状特性值的至少一方是否分别为正确的值的与否的判断,并分别基于与否判断结果运算与否比率的步骤(F);基于所述与否比率,表示多所述个形状特性值及多个性状特性值的至少一方的步骤(G)。

在某个优选的实施方式中,所述步骤(F)在所述与否比率和规定的阈值满足规定的条件的情况下,生成表示所述与否比率优越的显示信号,所述步骤(G)基于所述显示信号显示所述形状测定值及性状测定值的至少其中一种的空间分布图像。

30 在某个优选的实施方式中,所述步骤(D)、(E)及(F)按心动周期

进行运算，所述步骤（G）显示所述形状测定值及性状测定值的至少其中一种的空间分布图像，直至接收到其次的显示信号。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括，在所述与否比率和规定的阈值满足规定的条件的情况下，存储所述形状测定值及性状测定值的至少其中一种的步骤（H1），步骤（G）基于规定的指令，显示存储在所述存储部的数据中的最新的形状测定值和性状测定值的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，控制方法包括存储所述与否比率的步骤（H2），所述步骤（F）在每次运算所述与否比率时，与在所述步骤（H2）中存储的与否比率的最佳值进行比较，如果所述与否比率比所述最佳值更优越，则生成显示信号，所述步骤（G）基于所述显示信号，显示所述形状测定值及性状测定值的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，控制方法还包括，在所述与否比率比所述最佳值更优越的情况下，存储所述形状测定值及性状测定值的至少其中一种的步骤（H3），所述步骤（G）基于规定的指令，显示存储在所述存储部的得到所述与否比率的最佳值的形状测定值和性状测定值的至少其中一种的空间分布图像。

在某个优选的实施方式中，所述形状测定值是生物体的体组织的最大厚度变化量。

在某个优选的实施方式中，所述性状测定值是生物体的组织的形变及/或弹性特性。

根据本发明可知，根据设在一个心动周期的一部分期间的最大值测定期间及最小值测定期间求出厚度或厚度变化量的最大值及最小值。因而，能够降低最大值测定期间及最小值测定期间以外的期间中的噪音等影响，能够正确进行测定。

另外，基于得到最大值及最小值的时刻，求出最大厚度变化量、形变及弹性特性的准确度。因而，通过考虑测定结果为何种程度的准确度，降低误将不正确的测定结果视为正确的结果的可能性，可以基于测定结果进行可靠性高的诊断。

另外，求出基于判断形状特性值或性状特性值是否分别为正确的值的

与否判断、及与否判断结果的与否比率，基于与否比率，显示形状特性值或性状特性值，因此，能够基于测定结果，进行可靠性高的诊断。

附图说明

5 图 1 是表示用于使用本发明的超声波诊断装置测量血管壁组织的性状特性的结构的方框图。

图 2 是表示本发明的超声波诊断装置的第一实施方式的方框图。

图 3 是表示如图 2 所示的超声波诊断装置的运算部的结构的方框图。

图 4A 是表示设定在显示部显示的血管壁的图像的 ROI 的示意图。

10 图 4B 是表示在显示部的二维弹性特性图像的示意图。

图 5 是以示意性表示在生物体的组织中传播的超声波束的图。

图 6 是表示测定对象位置测定对象部位的弹性率的关系的示意图。

图 7 是表示如图 2 所示的超声波诊断装置的要部的详细结构的方框图。

15 图 8 的曲线图 8a 至图 8c 表示由本发明的超声波诊断装置测定的人颈动脉血管的位置变位量、厚度变化量及血管内径变化量，曲线图 8d 至 8f 表示心音图及脉波。曲线图 8g 说明心动周期现象。

图 9 是表示设定在厚度变化波形的一个心动周期长度的最大值测定期间及最小值测定期间的一例的图。

20 图 10A 是以示意性表示设定在血管中传播的超声波束的声线上的测定对象位置的侧视图。

图 10B 是以示意性表示设定在血管中传播的超声波束的声线上的测定对象位置的剖视图。

25 图 11A 是以示意性表示如图 10A 及 10B 所示的测定对象位置上的位置变位量的曲线图。

图 11B 是以示意性表示如图 10A 及 10B 所示的测定对象位置的邻接的两点的厚度变化量的曲线图。

图 12 是表示设定在厚度变化波形的一个心动周期长度的最大值测定期间及最小值测定期间的其他的例子的图。

30 图 13A 是表示显示在显示部的二维弹性特性图像的一例的示意图。

图 13B 是表示显示在显示板的二维弹性特性图像的其他的例子的示意图。

图 14 是表示使用第一实施方式的超声波诊断装置而测定的人颈动脉血管前壁的厚度变化量的经时变化的曲线图。

5 图 15 是表示使用第一实施方式的超声波诊断装置而测定的人颈动脉血管前壁的厚度变化量的经时变化的曲线图，表示设定的最大值测定期间及最小值测定期间。

图 16 是表示本发明的超声波诊断装置的第二实施方式的要部的详细的结构的方框图。

10 图 17 是表示设定在厚度变化波形内的求出最大值及最小值的期间的图。

图 18 是表示正负颠倒的厚度变化波形的最大值及最小值的图。

图 19 是表示一个心动周期的开始时期不同的情况下的厚度变化波形的最大值及最小值的图。

15 图 20 是表示设定在厚度变化波形内的求出最大值及最小值及最大值及最小值出现预测期间的图。

图 21 是表示设定在厚度变化波形内的求出最大值及最小值的期间及最大值及最小值出现预测期间的其他的图。

20 图 22 是表示设定在厚度变化波形内的求出最大值及最小值的期间、最大值测定期间及最小值测定期间的图。

图 23 是表示本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的要部的详细的结构的方框图。

图 24A 是以示意性表示本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的要部的详细结构的方框图。

25 图 24B 是以示意性表示从如图 24A 所示的图像只取样了血管壁部位的图像的图。

图 25 是说明本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的动作的流程图。

30 图 26 是说明本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的动作的其他流程图。

图 27 是以示意性表示按照如图 26 或 27 所示的流程图动作而求出的合格率的曲线图。

图 28 是说明本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的其他的动作的流程图。

5 图 29 是以示意性表示按照如图 28 所示的流程图动作而求出的合格率的曲线图。

图中，1—血管外组织、2—体表面、3—血管、4—血管前壁、5—血液、11—超声波诊断装置、12—血压计、13—超声波探测器、14—发送部、15—接收部、16—延迟时间控制部、17—相位检波部、18—滤波部、19—运算部、20—运算数据存储部、21—显示部、22—心电图仪、31—形状测定值运算部、31a—位置变位量运算部、31b—厚度变化量运算部、31c—最大最小值运算部、32—性状特性值运算部、33，33'—准确度判断部、34—分布图像运算部、35—合格与否运算部、40—血管壁、41—ROI、60—生物体、64—血管壁、66—声腺、67—超声波束。

15

具体实施方式

本发明的超声波诊断装置用于测定被测定对象物的各部位的运动速度或各微小区域的最大厚度变化量及弹性特性。本发明的超声波诊断装置适于测量生物体的各部位的弹性特征，由于空间分辨能力高，因此尤其适于血管壁的最大厚度变化量、形变及弹性特性的测量。

20

在将血压的最大值和最小值的差（脉压）设为 Δp ，将血管壁在任意的一个心动周期中的最大厚度变化量设为 Δh ，将血管壁的厚度的最大值设为 H 的条件下，形变表示为 $\Delta h/H$ ，弹性特性表示为 $\Delta p \cdot H/\Delta h$ 。从而，正确测量最大厚度变化量在求出具有高度可靠性的形变或弹性特性上至关重要。以下，枚举测量血管壁的最大厚度变化量的情况，说明本发明的超声波诊断装置。

25

图 1 是表示在使用本发明的超声波诊断装置 11 而进行血管壁组织的性质诊断的情况中使用的结构的方框图。该结构在各实施方式中通用。连接在超声波诊断装置 11 的超声波探测器 13 被支持成与被检人的体表面 2 紧密接触，向包含血管外组织 1 及血管 3 的体组织内部发送超声波。血管

30

外组织 1 由脂肪或肌肉等构成。发送的超声波被血管 3 或血液 5 反射，散射，其一部分返回到超声波探测器 13，并作为回波接收。超声波探测器 13 包含阵列状排列的多个超声波振子（超声波振子群），可以使用以往的超声波诊断装置中使用的公知的超声波探测器。超声波诊断装置 11 通过对由超声波探测器 13 接收的回波的接收信号进行解析及运算，求出血管外组织 1 或血管 3 的运动信息。另外，超声波诊断装置 11 与血压计 12 连接，血压计 12 测定的关于被检人的血压值的信息被输入到超声波诊断装置 11。

超声波诊断装置 11 可以根据专利文献 1 中公开的方法，使用检波信号的振幅及相位两者，由约束最小二乘法确定对象的瞬时的位置，进行高精度（位置变位量的测定精度为 ± 0.2 微米左右）的相位跟踪，由此可以以足够的精度测定血管 3 的微小部位的位置及厚度的经时变化。进而，通过使用从血压计 12 得到的关于血压的信息，可以求出血管 3 的壁的微小部位的弹性特性。

超声波诊断装置 11 与心电图仪 22 连接。超声波诊断装置 11 从心电图仪 22 接收心电图波形，并将心电图波形作为确定测定数据的获得或数据复位（data reset）的时序的触发信号使用。

（第一实施方式）

以下，对本发明的超声波诊断装置的第一实施方式进行说明。图 2 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 具有：发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16、相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19、运算数据存储部 20、显示部 21。另外，为了控制这些各部位，具有由微型电子计算机等构成的控制部 30。

发送部 14 生成规定的驱动脉冲信号，并输出到超声波探测器 13。从超声波探测器 13 通过驱动脉冲信号发送的超声波发送波在血管 3 等体组织上经过反射、散射，生成的超声波反射波被超声波探测器 13 检测。产生超声波的驱动脉冲的频率为了避免时间轴上邻接的前后的超声波脉冲重叠，考虑测定对象的深度和超声波的声速而确定。

接收部 15 使用超声波探测器 13 检测超声波反射波，并通过将检测得到的信号放大，生成接收信号。接收部 15 包含 A/D 转换部，将接收信号

进而转换为数字信号。发送部 14 及接收部 15 通过使用电子部件等构成。

延迟时间控制部 16 连接在发送部 14 及接收部 15, 用于控制从发送部 14 向超声波探测器 13 的超声波振子群赋予的驱动脉冲信号的延迟时间。由此, 改变从超声波探测器 13 发送的超声波发送信号的超声波束的声线的方向或焦点深度。另外, 通过将由超声波探测器 13 接收并由接收部 15 生成的接收信号的延迟时间控制, 可以改变开口直径或改变焦点位置。延迟时间控制部 16 的输出被输入到相位检波部 17。

相位检波部 17 对延迟时间控制部 16 中被延迟控制的接收信号进行相位检波, 并分离为实际信号和虚拟信号。所分离的实际信号及虚拟信号被输入到滤波部 18。在滤波部 18 中, 除去高频成分、来自测定对象以外的反射成分及噪音成分等。相位检波部 17 及滤波部 18 可以由软件构成, 也可以由硬件构成。由此, 分别对应于设定在血管 3 的组织内部的多个测定对象位置, 生成包含实际信号和虚拟信号的相位检波信号。

如图 3 所示, 运算部 19 包含形状测定值运算部 31 及性状特性值运算部 32。另外, 从心电图仪 22 得到的心电图波形被输入到运算部 19, 作为确定测定数据的获得或数据复位 (data reset) 的时序的触发信号使用。在该目的中, 也可以取代心电图仪 22 而使用其他的生物体信号检测机构, 即心音图仪或脉波计, 还可以取代心电图波形而使用心音图波形或脉波波形作为触发信号。

形状测定值运算部 31 使用相位检波信号的实际信号及虚拟信号, 求出设定在血管 3 的组织内部的多个测定对象位置上的位置变位量 (位置的经时变位量)。位置变位量可以通过求出测定对象位置 (跟踪位置) 的运动速度, 并积分该运动速度而同样求出。还有, 通过求出从多个位置变位量中选择的任意两处位置上的位置变位量的差分, 可以求出该两点之间的厚度变化量。在得到两处位置的初始值或两处位置上的位置变位量的差分的初始值的情况下, 可以求出两点之间的厚度。

另外, 规定厚度或厚度变化量的两点也可以与设定在血管 3 的组织内部的测定对象位置不一致。例如, 也可以使用多个测定对象位置的中心位置。在这种情况下, 优选对围绕中心的多个测定对象位置的位置变位量取平均, 并使用平均的位置变位量。在使用多个测定对象位置的情况下, 代

表多个测定对象位置的位置及位置变位量可以通过单纯的平均法求出，也可以找出侧重点，只要根据多个测定对象位置，求出两点及该位置上的位置变位量即可。

性状特性值运算部 32 根据求出的厚度变化量的最大值和最小值的差分，计算最大厚度变化量，根据从血压计 12 得到的血压数据，求出位于两点之间的组织的弹性特性。求出弹性特性的部位为夹在任意两点之间的一处也无妨。但是，在本实施方式中使用的超声波探测器 13 具有阵列状排列的多个超声波振子，因此，可以求出断层面内的任意的区域内的所有的部位的弹性特性。

显示部 21 用来映射这样求出的生物体组织的最大厚度变化量、形变、或弹性特性，并按表示测定值或性状测定值的空间分布的每一个心动周期显示空间分布图像。空间分布图像可以为二维，也可以为三维。通过对应于形状测定值或性状测定值的颜色或灰度进行显示，就容易掌握测定结果。

此时，操作者通过在显示部 21 指定 ROI (Region Of Interest)，可以确定欲求出形状测定值或性状测定值的任意的区域。ROI 是用于指定操作者欲求出测定值的区域的显示，可以在显示部 21 上一边确认其大小或位置，一边通过超声波诊断装置 11 的接口 (interface) 部 (未图示) 自由设定。图 4A 以示意性表示在显示部 21 上显示的血管壁 40 和 ROI41。ROI41 规定的区域还包括血管壁 40 以往的组织。血管壁 40 的图像通过将例如，与上述的运算不同的接收信号调制为对应振幅强度的亮度来获得。图 4B 表示在由血管壁 40 的 ROI41 规定的区域上的弹性特性。在由 ROI41 规定的区域上，配置有映射为 6 行×5 列的图像数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ ，图像数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 构成空间分布图像 F_k 。所述的图像数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 是生物体组织的最大厚度变化量等形状测定值、或形变或弹性特性等性状特性值。

由运算部 19 运算的位置变位量、厚度变化量、弹性特性等数据存储在运算数据存储部 20，随时可以读取。另外，由运算部 19 运算的位置变位量、厚度变化量、弹性特性等数据被输入到显示部 21，使得能够将数据可视化二维图像等。进而，通过连接显示部 21 和运算数据存储部 20，

还可以将存储的各种数据随时显示在显示部 21。优选将由运算部 19 运算的各种数据输出到显示部 21，还输出到运算数据存储部 20，使得可以实时显示数据的同时，之后可以利用数据。但是，也可以仅向其中一方输出。

其次，参照图 5、图 6 及图 7，对体组织的位置变位量的计算进行详细的说明。如图 5 所示，从超声波探测器 13 射出的超声波发送波作为具有有限的宽度的超声波束 67 在生物体组织 60 的血管外组织 1 及血管 3 中传播，在其过程中被血管外组织 1 及血管 3 反射或散射的超声波的一部分返回超声波探测器 13，并作为超声波反射波接收。超声波反射波被作为时间序列信号 $r(t)$ 检测，越是从靠近超声波探测器 13 的组织得到的反射的时间序列信号，在时间轴上位于越靠近原点的位置。超声波束 67 的宽度（束直径）可以通过改变延迟时间来控制。

如上所述，超声波反射波从血管外组织 1、血管 3、及血液 5 开始生成。但是，在本实施方式中，血管壁组织为测定对象，因此，在以下的说明中，只对血管 3，尤其对离体表面近的血管壁即血管前壁进行研究。位于作为超声波束的中心轴的声线 66 上的血管前壁的多个测定对象位置 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k …… P_n ， n 是 3 以上的自然数) 以一定间隔从超声波探测器 13 近处依次排列为 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k …… P_n 。在将把图 5 的上方作为正，把下方作为负的坐标轴设置在深度方向上，并将测定对象位置 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k …… P_n 的坐标分别设为 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_k 、…… Z_n 的条件下，来自测定对象位置 P_k 的反射在时间轴上位于 $t_k=2Z_k/c$ 。在此， c 表示超声波在体组织内的声速。在相位检波部 17 对反射波信号 $r(t)$ 进行相位检波，将检波的信号分类为实际信号及虚拟信号，使之通过滤波部 18。

如上所述，超声波诊断装置 11 根据经过了相位检波的信号，通过运算依次求出位置变位量、厚度变化量及厚度变化量的最大值、最小值。如图 7 所示，为了求出它们的形状特性，运算部 19 包含位置变化量 31a、厚度变化量 31b、和最大最小值运算部 31c。位置变化量运算部 31a 在不改变反射波信号 $r(t)$ 和微小时间 Δt 后的反射波信号 $r(t+\Delta t)$ 的振幅，只改变相位及反射位置的约束条件的基础上，通过使反射波信号 $r(t)$ 和 $r(t+\Delta t)$ 之间的波形的整合误差最小的最小二乘法，求出相位差（约束最小二乘法）。根据相位差，求出测定对象位置 P_n 的运动速度 $V_n(t)$ ，

进而将此进行积分，由此，求出位置变位置量 $d_n(t)$ 。

图6以示意性表示测定对象位置 P_n 和求出弹性率的对象组织 T_n 之间的关系。对象组织 T_k 位于夹在邻接的测定对象位置 P_k 和 P_{k+1} 之间的范围并具有厚度 h 。在本实施方式中，根据测定对象位置 $P_1 \cdots P_n$ 定义了 $(n-1)$

5 个对象组织 $T_1 \cdots T_{n-1}$ 。

厚度变化量运算部 31b 根据测定对象位置 P_k 和 P_{k+1} 的位置变位置量 $d_k(t)$ 和 $d_{k+1}(t)$ ，使用 $D_k(t) = d_k(t) - d_{k+1}(t)$ 的关系求出厚度变化量 $D_k(t)$ 。

进而，最大最小值运算部 31c 求出厚度变化量的最大值及最小值。血管前壁的组织 T_k 的厚度的变化由于流过血管前壁构成的血管的血液随着心跳变化，而发生。从而，可以使用对象组织 T_k 的厚度的最大值 H_k （最低血压时的值）、对象组织的厚度变化量 $D_k(t)$ 的最大值和最小值之间的差 Δh_k 及作为最低血压值和最高血压值之间的差的脉压 Δp ，由以下式求出作为对象组织 T_k 的形变率的血管半径方向上的弹性率 E_k 。

$$15 \quad E_k = (\Delta p \times H_k) / \Delta h_k$$

在上述说明中，求出了邻接的测定对象位置之间的对象组织 T_n 的弹性率，但弹性率可以选择多个测定对象位置的任意的两点。在这种情况下，同样可以使用选择的两点之间的厚度的最大值、及选择的两点之间的厚度变化量的最大值和最小值的差进行计算。

20 在测定对象组织为血管壁等循环器的情况下，最大厚度变化量 Δh 、脉压 Δp 的任何一个都是随着每一个心动周期更新的数值。从而，优选弹性特性也同步于心动周期而求出每一个心动周期的数值。为了求出每一个心动周期的最大厚度变化量 Δh ，需要每一个心动周期的厚度变化量的最大值和最小值，但在本发明中，在比每一个心动周期更短的期间内发现该

25 厚度变化量的最大值和最小值。详细说明该数值的计测时序。

图8中的曲线图 8a 至 8c 分别以示意性表示由超声波诊断装置 11 测定的、人颈动脉血管壁内的任意位置上的位置变位置量、厚度变化量及血管内径的变化量。另外，图8中的曲线图 8d 至 8f 分别表示作为在测定曲线图 8a 至 8c 所示的变位置量时得到的生物体信号的心电图、心音图及脉波。

30 在这些各图中，横轴为时间轴，分别将时间轴共用一个而描绘。另外，图

8 中的图表 8g 用于说明曲线图 8a 至 8f 在时间轴上的心动周期现象。

如图表 8g 所示，一个心动周期大体分为收缩期和舒张期，收缩期分为射血前期和射血期，舒张期分为等容舒张期、充盈期、心房收缩期。收缩期在心电图（曲线图 8d）中，大致相当于从 Q 波开始到 T 波的结束之前的期间，在心音图（曲线图 8e）中，大致相当于从 I 音开始到 II 音的开始之前的期间。另一方面，舒张期在心电图中大致相当于从 T 波的结束到 Q 波的开始之前的期间，在心音图中，大致相当于从 II 音的开始到 I 音的开始之前的期间。在图 8 中，用虚线表示了将心脏中观察到的收缩期的开始作为触发点的一个心动周期。

从曲线图 8a 至 8c 中所示的位置变位量、厚度变化量及血管内径变化量、以及曲线图 8f 中所示的脉波分别是在远离心脏的颈动脉中测定的数据。因而，在这些变位量或脉波中观测到了，心动周期中的心脏的各种事件延迟 0.1 秒左右后与心脏的各种事件对应的现象。例如，脉波（曲线图 8f）中观察到的收缩期从 S 波开始，但该时序比在心脏中观察到的收缩期的开始（用虚线表示）时间滞后 0.1 秒左右。在图 8 中，用一条点划线表示将颈动脉中观察的收缩期的开始作为触发点的一个心动周期。

脉波的波形由于从心脏射出血液而从 S 波向 P 波急剧上升。然后，经过顶点（P 波后），描绘轻微向上凸出的隆起（T 波）而到达切痕状处（C 波），在此，再次描绘向上凸出的隆起（D 波），并平缓下降。C 波、D 波分别被称为重脉（dicrotic）缺陷、重脉波，通过闭塞主动脉阀（aorta valve）来发生的事件。在如图 8b 中所示的颈动脉的厚度变化量中，在与脉波的 S 波相同的时刻观测到最大值 b_1 ，在与脉波的 P 波相同的时刻观测到最小值 b_2 。总之，可以知道最大厚度变化量 Δh 不需要将整个一次的心动周期作为计测期间，只要包含脉波的 S 波及 P 波被观测到的时期即可。具体来说，可以知道只要将测定最大值 b_1 的期间设在至少包含脉波的 S 波的时间带，还有，将测定最小值 b_2 的期间设在至少包含脉波的 P 波的时间带就足以。另外，用于求出脉压 Δp 的最小血压值及最大血压值也可以根据这些包含 S 波的时间带及包含 P 波的时间带获得。厚度的最大值 H 在厚度变化量成为最大值 b_1 时获得。

从而，生物体的血管壁等循环器的弹性特性通过在以下期间中进行计

测而获得，即：包含脉波的 S 波及 P 波被观测到的时期的、心动周期中的射血期或收缩期（心房收缩期）、或至少包含射血期的一部分或收缩期（心房收缩期）的一部分。相反，由于在一个心动周期的舒张期中不存在厚度变化量的最大值及最小值，因此，在该期间进行计测，查找最大值及最小值，也不能达到希望的最大值及最小值。即，位置变位量的测定也不需要连续进行一个心动周期间隔，例如，在将心电图的 S 波及心音图的 I 音作为触发点（用图 8 中的虚线表示）开始测定的情况下，测定到至少包含脉波的 P 波为止就足以。

在本发明中，利用厚度变化量的这样的特性，将求出一个心动周期内的厚度变化量的最大值及最小值的期间设定为比一个心动周期短。具体来说，将用于求出厚度变化量的最大值的最大值测定期间、和用于求出最小值的最小值测定期间分别设在一个心动周期中的一部分期间。优选最大值测定期间设定为至少包含脉波的 S 波发生的时刻的期间，最小值测定期间设定为至少包含脉波的 P 波发生的时刻的期间。这些期间优选尽量短，另外，优选最大值测定期间和最小值测定期间不重叠。形状测定值运算部 31 的最大最小值运算部 31c 求出已设定的最大值测定期间中的厚度变化量的最大值，并求出已设定的最小值测定期间中的厚度变化量的最小值。

在图 9 中，表示一个心动周期中设定了最大值测定期间及最小值测定期间的例子。在图 9 中，夹在两条虚线之间的期间为一个心动周期。通过缩短用于求出最大值及最小值的期间，可以降低误将噪音作为最大值或最小值识别的可能性。例如，将最大值测定期间和最小值测定期间分别设定为整个一个心动周期的大约 10% 的时间长度，则可以将受到噪音的影响的可能性降低到 1/5 左右。另外，通过缩短计测时间，能够减少需要运算的计测值的量，因此，无需将大量的内存搭载在超声波诊断装置，或使用高价

的具有高性能的运算处理能力的计算机，从而，能够降低超声波诊断装置的制造成本。或者，实现能够高速计测的超声波诊断装置。

含在最大值测定期间及最小值测定期间内的测定取样点的数量优选为多个。为了减少噪音的影响，可以将最大值测定期间及最小值测定期间作为一个取样点，但心动期由于受到呼吸的影响，因此，不是严格恒定。从而，从发现最大值及最小值的角度来说，最大值测定期间及最小值测定

期间分别优选设定为包含多个取样点。进而，在取样点为多个的情况下，根据最大值测定期间（或最小值测定期间）内的多个值求出平均值，并将该值作为厚度变化量的最大值（或最小值）也可。

如图 8 明确可知，在脉波的 S 波及 P 波被观测到的时刻、或获得厚度变化量的最大值 b1 及最小值 b2 的时刻可以使用生物体信号容易地确定。例如，在将心电图仪 22 作为生物体信号检测机构使用的情况下，如果将最大值测定期间及最小值测定期间分别设为从 R 波的检测开始到经过 0.1 秒为止的期间及从 R 波的检测的 0.2 秒后到 0.3 秒后为止的期间，则能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。可以使用 P 波、Q 波、S 波、T 波、U 波取代 R 波作为基准，将最大值测定期间设为从 S 波开始到经过相当于一个心动周期的 10% 的时间为止的期间等，也可以获得相同的效果。

在将心电图仪作为生物体信号检测机构使用的情况下，通过将最大值测定期间及最小值测定期间分别设定为从 I 音的检测开始到经过 0.1 秒后为止的期间及从 I 音的检测中的 0.2 秒后开始到 0.3 秒后为止的期间，能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。可以使用 II 音、III 音、IV 音取代 I 音作为基准，将最大值测定期间设为从 I 音开始到经过相当于一个心动周期的 10% 的时间后为止的期间等，也可以获得相同的效果。

在使用脉波仪作为生物体信号检测机构的情况下，将最大值测定期间及最小值测定期间分别设为从 S 波的 0.05 秒前到 S 波的 0.05 秒后为止的期间及从 P 波的 0.05 秒前到 P 波的 0.05 秒后为止的期间，能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。可以使用 T 波、C 波、D 波取代 S 波或 P 波，将最大值测定期间设为从 S 波的相当于一个心动周期的 5% 的时间前到 S 波的相当于 5% 的时间后为止的期间等，也可以获得相同的效果。

进而，即使在超声波诊断装置 11 的外部设置另外的机器作为生物体信号检测机构，且不采用生物体信号，也可以将超声波诊断装置 11 测定的数值作为触发信号。如图 8 中的曲线图 8a 所示，在测定的颈动脉血管内的任意的位置上的位置变位量上，可以观察到点 a1、a2 及 a3 所示的位置变位量的变化相比其他的部分具有特征性极大点或极小点。因而，还可以在运算部 19 对点 a1、a2、a3 取样，使用它们确定厚度变化量的最大值测定期间及最小值测定期间。还有，点 a1 是来自血管 3 的测定对象部位

上的血压最小点的事件，点 a2 是来自测定对象部位上的血压最大点的事件，点 a3 是来自重脉缺陷的事件。

在根据位置变位量确定计测期间的情况下，例如，将最大值测定期间及最小值测定期间分别设为点 a1 的 0.5 秒前到 0.05 秒后为止的期间、点
5 a2 的 0.5 秒前到 0.05 秒后为止的期间，由此能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。另外，基准点上可以使用点 a3，也可以将最大值测定期间设为从点 a1 的相当于一个心动周期的 5% 的时间前到点 a1 的相当于 5% 的时间后为止的期间等。

另外，如曲线图 8c 所示，可以从血管内径变化量将图中所示的点 c1、
10 c2、及 c3 抽样，使用在计测期间的设定上，从曲线图 8b 所示的厚度变化量自身将点 b1、b2、b3 抽样，进行计测期间的设定也可。

为了利用通过上述的生物体信号检测机构得到的生物体信号而设定厚度变化量的最大值测定期间及最小值测定期间，例如，如图 1 及图 2 所示，将从心电图仪 22 得到的心电图波形输入到运算部 19。如果在心电图
15 波形中检测到 R 波，则开始运算位置变位量及厚度变化量，并将从 R 波检测到 0.1 秒后为止的期间作为最大值测定期间，测定该期间内的厚度变化量的最大值的。其次，将从 R 波检测的 0.2 秒后到 0.3 秒后为止的期间作为最小值测定期间，在该期间内厚度变化量的最小值。在从 R 波检测经过了 0.3 秒的时刻，中断位置变位量及厚度变化量的运算。

20 R 波的检测例如，在运算部 19，通过使用心电图波形中的振幅的大小、微分心电图波形而得到的值、它们出现的时序而进行。或者，将该 R 波检测在心电图仪 22 进行，根据 R 波的检测，将控制信号输出到运算部 19。

另外，例如从心电图仪 22 得到的 T 波或 U 波等一样，作为最大值测定期间及最小值测定期间的设定的基准的奇异信号的时序，在接近于得到
25 厚度变化量的最大值及最小值的时序，或滞后于得到厚度变化量的最大值及最小值的时序的情况下，作为用于设定得到作为触发信号使用的奇异信号的周期的下一个周期中的计测期间的触发信号也可。还有，用于求出厚度变化量的最大值及最小值的计算可以在由奇异信号等设定的上述期间内实时进行，也可以错开上述期间进行。

30 还有，如果考虑被检体的各自差别，则优选分别将最大值测定期间及

最小值测定期间设成一个心动周期的 1% 以上且 25% 以下。如果计测期间比一个心动周期的 1% 短, 则存在不能得到厚度变化量的最大值及最小值的至少一方的可能性。另外, 如果比一个心动周期的 1% 长, 则不能充分得到缩短计测期间的效果, 存在容易受到噪音的影响的可能性。从而, 在
5 将上述的生物体信号作为触发信号并设定计测期间的情况下, 优选设定计测期间处在该范围内。通过将计测期间设定在该长度, 认为能够降低 50% 到 99% 左右的运算量, 另外, 能够降低噪音带来的影响的 50% 到 99% 左右。

另外, 在通过超声波诊断装置进行诊断过程中, 由于生物体处在安静
10 状态, 因此, 心动周期变动少。因而, 最大值测定期间及最小值测定期间的设定未必每次都需要进行, 可以根据上述的生物体信息, 一旦设定计测期间后, 以与计测期间相同的周期反复进行计测。另一方面, 如果每一个心动周期都检测生物体信号, 并根据生物体信号确定计测期间, 则即使在生物体的心动周期由于心律不齐等而变得不规则的情况下, 也能够可靠计
15 测弹性特性。

在本实施方式中, 对使用从一种生物体信号检测机构得到的奇异信号而设定计测期间的例子进行了说明, 但也可以使用从多个生物体信号检测机构得到的奇异信号设定计测期间。例如, 将心电图波形的 R 波作为设定最大值测定期间的信号使用, 将血管内径变化量的点 c3 作为设定最小值
20 测定期间的信号使用也可。

另外, 在本实施方式中, 在求出最大厚度变化量时, 求出厚度变化量的最大值和最小值, 但如上所述地测定厚度该物, 并从其最大值和最小值求出厚度变化量也可。在厚度变化量为已知的情况下, 如果知道厚度变化量的测定开始时的厚度, 则厚度的经时变化量可以由测定开始时的厚度和
25 厚度变化量之和来求出。测定开始时的厚度不是求出两点的位置变位量的任意的两点之间的距离的初始值, 而在本实施方式中说明的超声波诊断装置 11 中为已知的参数。

通过上述方法求出厚度变化量的最大值和最小值, 能够降低噪音带来的影响, 但存在一个心动周期的厚度变化量的最大值或最小值不在最大值
30 测定期间或最小值测定期间内的情况。关于该理由进行说明。

图 10A 及图 10B 以示意性表示了向血管 3 发送的超声波的声线上的测定对象位置 P_1 至 P_7 。在图 10A 中, 在血管前壁 4 内设置位置 P_1 和 P_2 , 在血液 5 内设置位置 P_3 、 P_4 、和 P_5 , 在血管后壁 6 内设置位置 P_6 和 P_7 。

图 11A 以示意性表示了各测定对象位置 P_1 至 P_7 的位置变位量波形 $d_1(t)$ 至 $d_7(t)$ 的完整的一个心动周期。血管前壁 4 内的位置 P_1 和 P_2 通过血管的扩张而向上方(靠近超声波探测器 13 的方向)移动, 通过血管收缩而向下方移动。另一方面, 血管后壁 6 内的位置 P_6 和 P_7 通过血管扩张而向下方移动, 通过血管收缩向上方移动。血管 3 的壁内的位置变位量波形的振幅越远离血管中心的位置而越小。总之, 血管前壁 4 的 $d_1(t)$ 的振幅比 $d_2(t)$ 还小, 在血管后壁 6 上, $d_7(t)$ 的振幅比 $d_6(t)$ 还小。

在这样得到测定对象位置 $P_1 \sim P_7$ 的位置变位量波形 $d_1(t) \sim d_7(t)$ 的情况下, 相邻的测定对象位置之间的厚度变化量波形 D_1 至 D_5 通过 $D_n(t) = d_n(t) - d_{n+1}(t)$ 求出, 如图 11B 所示。

如图 11B 所示, 厚度变化量波形 $D_1(t)$ 及 $D_6(t)$ 是向下凸出的波形, 具有与图 8 中的曲线图 8b 相同的形状。厚度变化量波形 $D_1(t)$ 及 $D_6(t)$ 在一个心动周期中, 最大值相比最小值位于靠前。

对此, 包含血管前壁 4 和血液 5 的边界的厚度变化波形 $D_2(t)$ 、及包含血液 5 和血管后壁 6 的边界的厚度变化波形 $D_5(t)$ 呈向上凸出的波形。另外, 与血液 5 相比组织, 对超声波的散射程度相当低, 不像组织一样表现出同步于心跳的变化, 因此, 包含大量噪音成分。因而, 血液 5 中的厚度变化量波形 $D_3(t)$ 和 $D_4(t)$ 是大量包含噪音的不规则波形或变化几乎观测不到的波形。

另外, 根据测定对象位置的不同, 由于某种原因导致超声波反射波的振幅极端小, 或包含噪音的情况下, 使用这样的部位的反射波信号而求出的位置变位量可能不是正确的数值。具体来说, 整体上成为振幅大的波形, 或小的波形。在这种情况下, 使用该位置变位量求出的厚度变化量波形也像上述的波形 $D_2(t)$ 及 $D_5(t)$ 一样, 成为正负颠倒的曲线图。

在得到这样正负颠倒的厚度变化波形的情况下, 即使确定最大值测定期间及最小值测定期间的各个期间的最大值及最小值, 也不能求出最大值及最小值。从而, 使用求出的最大值及最小值计算的最大厚度变化量、形

变及弹性特性也不成为正确的值，可以说得到的值可靠性低。为了使超声波诊断装置的操作者或医师能够将这样的测定结果正确识别为可靠性低的测定数据，本实施方式的超声波诊断装置 11 还具备用于判断最大厚度变化量、形变、及弹性特性的准确度的准确度判断部 33（图 7）。

5 准确度判断部 33 将最大值测定期间及最小值测定期间的厚度变化波形的最大值及最小值进行比较，并根据比较结果，判断最大厚度变化量、形变、及弹性特性的准确度。具体来说，在将最大值测定期间内得到的最大值设为 $D_{\max}$ ，将最小值测定期间内得到的最小值测定期间设为 $D_{\min}$ 的条件下，判断最大值及最小值是否满足下记不等式（1）的关系。

10 $D_{\max} > D_{\min} \quad (1)$

在准确度判断部 33 中，在最大值及最小值满足上述不等式（1）的关系时，判断为得到的厚度变化波形的最大值及最小值是正确值，根据这些值计算的最大厚度变化量、形变、及弹性特性的准确度高。之所以是因为对正确的厚度变化量 $D_k(t)$ 来说，在最大值测定期间及最小值测定期间
15 内，存在厚度变化波形的一个心动周期的最大值及最小值。在得到图 9 所示的厚度变化波形的情况下， $D(t1) > D(t2)$ ，且满足不等式（1）。从而，使用最大值 $D(t1)$ 及最小值 $D(t2)$ 计算的最大厚度变化量、形变、及弹性特性的准确度高。

另一方面，如图 12 所示，在厚度变化波形的正负颠倒的情况下，最大值测定期间及最小值测定期间中得到的最大值 $D'(t1')$ 及最小值 $D'(t2')$
20 是 $D'(t1') < D'(t2')$ ，因此，不满足不等式（1）。从而，使用最大值 $D'(t1')$ 及最小值 $D'(t2')$ 计算的最大厚度变化量、形变、及弹性特性的准确度低。

准确度判断部 33 在根据最大值及最小值，判断为最大厚度变化量、形变、或弹性特性的准确度低的情况下，将最大厚度变化量、形变、或弹性特性设定为规定的值（例如，0 或负数等）。或者，准确度判断部 33 也可以生成表示准确度的信息。表示准确度的信息是“准确度高”或“准确
25 度低”，只要对应于这些信息生成适当的数值（例如，1 或 0 等）即可。

准确度判断部 33 除了进行最大值和最小值的比较之外，还可以使用
30 对应于得到最大值及最小值的时刻的最大值测定期间及最小值测定期间

在时间轴上的关系来确定准确度。具体来说，在得到最大值及最小值的时刻与最大值测定期间及最小值测定期间的开始时刻或结束时刻一致的情况下，也可以判断为最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度低。如图12所示，在厚度变化波形的正负颠倒的情况下，厚度变化波形在最大值测定期间内具有极大值，因此，最大值测定期间的最大值为最大值测定期间的开始时刻或结束时刻得到的值。同样，厚度变化波形在最小值测定期间内具有极小值，因此，最小值测定期间的最小值为最大值测定期间的开始时刻或结束时刻得到的值。从而，使用这样的关系，也能够正确判断准确度。

还有，在使用该判断基准的情况下，只要将得到最大值及最小值的至少一个的时刻、和与之对应的期间在时间轴上的关系查询就足以。之所以是因为只要至少最大值或最小值中的任意一方不是正确的值，则最大厚度变化量、形变或弹性特性也不为正确的值。

准确度判断部 33 可以通过这些其中一种方法判断准确度，也可以组合这些两种方法判断准确度。通过组合多个准确度判断方法，能够适当获得进一步细致的准确度信息。

图 13A 及图 13B 表示通过反映准确度判断部 33 的准确度的判断结果，并将最大厚度变化量、形变或弹性特性显示在显示部 21 的例子。在图 13A 中，表示了将判断为准确度低的最大厚度变化量、形变或弹性特性设定为规定的值的情况显示的例子。在如图 13A 所示的空间分布图像 F_k 中，图像数据 $f(k)_{34}$ 及图像数据 $f(k)_{44}$ 被判断为准确度低，因此，设定有规定的值。因而，由与其他的图像数据不同的颜色显示。如上所述，准确度判断部 33 也可以生成表示准确度的信息，并根据所生成的信息，显示如图 13A 所示的空间分布图像 F_k 。

另外，图 13B 表示将表示最大厚度变化量、形变或弹性特性的二维空间分布图像 F_k 、和表示准确度的信息的二维空间分布图像 G_k 同时显示在画面 70 的例子。在图 13B 中，由规定的灰度显示图像数据 $f(k)_{34}$ 及图像数据 $f(k)_{44}$ ，但这些区域中空间分布图像 G_k 表示了准确度低。

通过进行这样的显示，可以在显示最大厚度变化量、形变或弹性特性的画面中，容易识别准确度低的区域，从而，能够根据测定结果，进行更

正确的诊断。

以下，对使用超声波诊断装置 11，测定颈动脉壁的某一部分的最大厚度变化量及弹性特性的情况举例说明。

图 14 表示使用超声波诊断装置 11 测定人颈动脉的前壁的厚度变化量的结果。被检人是 41 岁的男性，将被检人的心电图波形的 R 波作为触发信号，在一个心动周期的一部分期间（大约为 700（ms））进行了测定。在图 14 中，一个心动周期的最大厚度变化量是 $1.87+2.62=4.49$ （ μm ）。此时的测定对象部位的厚度最大值为 160（ μm ），被检人的血压差为 40（mmHg），即，5.33（kPa）。从而，弹性特性 E 为 $5.33 \times 160 / 4.49 = 190$ （kPa）。

然而，该最大值及最小值，如图 14 所示，基于一个心动周期中的大约 10ms 及大约 545ms 中观测到的信号。如果比较图 14 及图 8 的曲线图 8b，则明确可知，赋予该最大值及最小值的厚度变化量不能是作为血管壁的厚度变动引起的特性，而受到噪音的影响。这样，在使用一个心动周期的整个期间求出最大值及最小值的情况下，存在受到噪音的影响，得到准确度低的弹性特性的情况。

图 15 表示与图 14 相同的人颈动脉的前壁的厚度变化量测定结果。如图 15 所示，通过将用于求出厚度变化量的最大值的期间从 50（ms）变更至 150（ms），以及将用于求出最小值的期间从 300（ms）变更至 400（ms），能够选择准确度高的最大值及最小值。这种情况下的最大厚度变化量为 $1.87+1.25=3.12$ （ μm ）。测定对象部位的厚度最大值为 160（ μm ），被检人的血压差为 5.33（kPa），因此，弹性特性 E 为 $5.33 \times 160 / 3.12 = 270$ （kPa），从而，可以求出准确度更高的弹性特性。进而，如图 15 所示，还可以知道通过设置其他的最大值测定期间及最小值测定期间，具有避免 200（ms）附近存在的尖峰状的噪音的影响的效果。

另外，通过变更测定期间，由于获得数据的期间大约为 1/2，因此，存储获得的数据的内存的容量小也可，还可以减少一个心动周期的计算机的运算量。从而，能够减少搭载在超声波诊断装置的内存的容量，能够进一步高速实现弹性特性测定。随着运算量的降低，也可以使用运算能力低的计算机，在这种情况下，可以降低超声波诊断装置的成本。

这样，根据本实施方式的超声波诊断装置可知，由于将厚度变化量的最大值及最小值的计测在分别设置的、比一个心动周期短的期间内进行，因此，能够降低噪音等的影响，能够获得准确度更高的最大厚度变化量及弹性特性。

5 (第二实施方式)

以下，对本发明的超声波诊断装置的第二实施方式进行说明。图 16 是表示第二实施方式的超声波诊断装置的要部的结构的方框图。图 16 中没有图示，但第二实施方式的超声波诊断装置与第一实施方式相同，具有发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16、相位检波部 17、滤波部 18、
10 及控制部 30。这些各部位如对第一实施方式的说明一样运行。

本实施方式的超声波诊断装置也在一个心动周期或一个心动周期的一部分期间确定厚度变化量的最大值及最小值，基于所确定的最大值及最小值，判断最大厚度变化量、形变及弹性特性的准确度。因而，包含运算部 19、位置变化量运算部 31a、厚度变化量运算部 31b、及最大最小值运算部 31c'。另外，包含性状特性值运算部 32 及准确度判断部 33'。另外，位置变化量运算部 31a 及厚度变化量运算部 31b 的运算与第一实施方式相同。另外，最大最小值运算部 31c' 的运算如下述说明，除了求出厚度变化量的最大值及最小值的期间不同之外，与第一实施方式相同的方式进行。
15

如在第一实施方式中详细的说明，厚度变化量同步于周期，在厚度变化量的一个心动周期中得到的最大值及最小值关联于一个心动周期中的心脏的事件。因而，最大值及最小值可以由厚度变化量的一个心动周期中的一部分期间确定。
20

如图 8 中的曲线图 8b 及 8f 明确可知，一部分的期间只要包含脉波的 S 波及 P 波被观测到的时期，就可以正确求出最大值及最小值。在本实施方式中，将用于求出最大值及最小值的期间设定在一个心动周期的连续的一部分上。
25

通过缩短用于求出最大值及最小值的期间，可以降低误将噪音作为最大值或最小值识别的可能性。例如，在只通过一个心动周期内的射血期来进行计测的情况下，由于射血期占有一个心动周期整体的大约 30% 的时
30

间, 因此, 能够将受到噪音的影响的可能性降低到 $1/3$ 以下。另外, 通过缩短计测时间, 能够降低需要运算的量, 因此, 不需要将大量内存搭载在超声波诊断装置, 或使用高价的高性能的运算处理能力的计算机, 能够降低超声波诊断装置的制造成本。或者, 实现能够用高速计测的超声波诊断装置。

参照图 8, 如第一实施方式中的说明, 在脉波的 S 波及 P 波被观测到的时刻、或者得到厚度变化量的最大值 b_1 及最小值 b_2 的时刻, 可以使用生物体信号容易确定。例如, 在将心电图仪 22 作为生物体信号检测机构使用的情况下, 通过将数据获得期间设为 R 波至 T 波为止的期间, 能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。可以使用 P 波、Q 波、S 波取代 R 波, 也可以将 R 波作为基准, 将数据获得期间设为从 R 波到 0.5 秒后为止的期间、或从 R 波到相当于一个心动周期的 40% 的时间后为止的期间, 得到同样的效果。

另外, 在将心音图仪作为生物体信号检测机构使用的情况下, 通过将数据获得期间设为从 I 音到 II 音为止的期间, 能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。使用 IV 音取代 I 音, 使用 III 音取代 II 音也可。另外, 将 I 音作为基准, 将数据获得期间设为从 I 音到 0.5 秒后为止的期间、或从 I 音的相当于一个心动周期的 10% 的时间前到 I 音的相当于 30% 的时间后为止的期间, 也得到同样的效果。

在将脉波计作为生物体信号检测机构使用的情况下, 通过将数据获得期间设为从 S 波到 C 波为止的期间, 能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。可以使用 T 波或 D 波取代 C 波, 也可以将 S 波作为基准并将数据获得期间设为从 S 波到 0.5 秒后为止的期间、或从 S 波的相当于一个心动周期的 10% 的时间前到 S 波的相当于 30% 的时间后为止的期间。

进而, 即使在超声波诊断装置 11 的外部设置另外的机器作为生物体信号检测机构, 不采用生物体信号, 也可以将超声波诊断装置 11 测定的数值作为触发信号。如图 8 中的曲线图 8a 所示, 在测定的颈动脉血管内的任意的位置上的位置变位量上, 可以观察到点 a_1 、 a_2 及 a_3 所示的位置变位量的变化相比其他的部分具有特征性极大点或极小点。因而, 还可以在运算部 19 将点 a_1 、 a_2 、 a_3 取样, 使用它们确定求出一个心动周期内的

厚度变化量的最大值及最小值的期间。还有，点 a1 是来源于血管 3 的测定对象部位上的血压最小点的事件，点 a2 是来源于测定对象部位上的血压最大点的事件，点 a3 是来源于重脉缺陷的事件。

在根据位置变位量确定计测期间的情况下，例如，将数据获得期间设为 a1 至 a3 为止的期间，能够适当求出厚度变化量的最大值及最小值。另外，可以使用点 a2 取代 a3，也可以将点 a1 作为基准并将数据获得期间设为从 a1 至 0.5 秒后为止的期间、或从 a1 的相当于一个心动周期的 10% 的时间前至 a2 的相当于一个心动周期的 10% 的时间后为止的期间。

另外，如曲线图 8c 所示，可以从血管内径变化量将图中所示的点 c1、c2、及 c3 取样，使用在计测时间的设定上，从曲线图 8b 所示的厚度变化量自身提取点 b1、b2、b3，进行计测期间的设定也可。

利用由上述的生物体信号检测机构获得的生物体信号，例如，如图 1 及图 2 所示，将从心电图仪 22 获得的心电图波形输入到运算部 19，若如上所述地检测到 R 波，则进行厚度变化量的运算，若检测到 T 波，中断运算即可。R 波及 T 波的检测，例如，在运算部 19 中，可以通过使用心电图波形中的振幅的大小、微分心电图波形而得到的值、和它们出现的时序来进行。或者，将该检测在心电图仪 22 中进行，基于 R 波及 T 波的检测，将控制信号输出到运算部 19。

另外，作为生物体信号的触发信号的波形等的奇异信号的时序，在接近获得厚度变化量的最大值及最小值的时序，或将在获得厚度变化量的最大值及最小值的时序之后得到的奇异信号作为触发信号的情况下，作为得到作为触发信号使用的奇异信号的周期的下一周期的计测期间的触发信号即可。

如上所述，厚度变化量通过规定厚度的两点之间的位置变位量的差而求出。从而，根据在求出厚度变化量的最大值及最小值的期间获得的两点之间的位置变位量求出厚度变化量的最大值及最小值即可。超声波诊断装置 11 在整个一个心动周期，总之，连续测定位置变位量，从获得的位置变位量中抽取在求出上述厚度变化量的最大值及最小值的期间内获得的位置变位量作为样本，求出厚度变化量的最大值及最小值也可。或者，超声波诊断装置 11 只在一个心动周期中的上述期间，连续测定位置变位量，

求出厚度变化量的最大值及最小值也可。用于求出厚度变化量的最大值及最小值的计算可以在由生物体信号等设定的上述期间实时进行，也可以错开上述期间进行。

如果考虑被检体的各自差别，则优选将求出厚度变化量的最大值及最小值的计测期间设成一个心动周期的 5% 以上且 75% 以下的长度。如果计测期间比一个心动周期的 5% 短，则存在不能得到厚度变化量的最大值及最小值的至少一方的可能性。另外，如果比一个心动周期的 75% 长，则不能充分得到缩短计测期间的效果，存在容易受到噪音的影响的可能性。从而，在将上述的生物体信号作为触发信号并设定计测期间的情况下，优选设定计测期间处在该范围内。通过将计测期间设定在该长度，认为能够降低 25% 到 95% 左右的运算量，另外，能够降低噪音带来的影响的 25% 到 95% 左右。

另外，在通过超声波诊断装置进行诊断过程中，由于生物体处在安静状态，因此，心动周期变动少。因而，最大值测定期间及最小值测定期间的设定未必每次都需要进行，也可以根据上述的生物体信息，一旦设定计测期间后，以与计测期间相同的周期反复进行计测。另一方面，如果每一个心动周期都检测生物体信号，并根据生物体信号确定计测期间，则即使在生物体的心动周期由于心律不齐等而变得不规则的情况下，也能够可靠计测弹性特性。

在本实施方式中，对使用从一种生物体信号检测机构得到的奇异信号而设定计测期间的例子进行了说明，但也可以使用从多个生物体信号检测机构得到的奇异信号而设定计测期间。例如，将心电图波形的 R 波作为设定最大值测定期间的开始的信号使用，将血管内径变化量的点 c3 作为设定最小值测定期间的结束的信号使用也可。

另外，在本实施方式中，在求出最大厚度变化量时，求出了厚度变化量的最大值和最小值，但如上所述地测定厚度该物，并从其最大值和最小值求出厚度变化量也可。在厚度变化量为已知的情况下，如果知道厚度变化量的测定开始时的厚度，则厚度的经时变化量可以由测定开始时的厚度和厚度变化量之和来求出。测定开始时的厚度不是求出两点的位置变位量的任意的两点之间的距离的初始值，在本实施方式中说明的超声波诊断装

置 11 中为已知的参数。

其次，对准确度判断部 33' 进行说明。准确度判断部 33' 根据由最大最小值运算部 31c' 求出的最大值及最小值，判断最大厚度变化量、形变及弹性特性的至少一种的准确度。具体来说，将获得最大值的时刻、和获得最小值的时刻进行比较，根据比较结果判断准确度。

图 17 表示在与心脏的收缩期的开始一致的条件下确定了一个心动周期的情况下的一个心动周期长度的厚度变化波形。在一个心动周期内设定了求出最大值及最小值的一部分期间作为第一期间。在第一期间内，在时刻 $t_{\max}$ 获得最大值 $D(t_{\max})$ ，在时刻 $t_{\min}$ 获得最小值 $D(t_{\min})$ 。在通常的厚度变化量 $D(t)$ 中，如图 17 所示地设定测定期间的情况下，最大值比最小值提前的时刻被观察到。因而，时刻 $t_{\max}$ 及时刻 $t_{\min}$ 满足 $t_{\max} < t_{\min}$ 的关系，准确度判断部 33' 使用该 $D(t_{\max})$ 及最小值 $D(t_{\min})$ 而判断为计算的最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度高。

另一方面，例如，超声波反射波的振幅极端小，或包含噪音的情况下，使用这样的部位的反射波信号而求出的位置变位量可能不是正确的数值。具体来说，整体上成为振幅大的波形，或小的波形。此时，使用该位置变位量求出的厚度变化波形，如图 18 所示，正负颠倒。另外，与在第一实施方式中参照图 10A、10B、11A 及 11B 说明的理由相同，厚度变化波形的正负颠倒。在如图 18 所示的波形中，如果与图 17 相同地求出最大值及最小值，则在时刻 $t_{\max}'$ 获得最大值 $D'(t_{\max}')$ ，在时刻 $t_{\min}'$ 获得最小值 $D'(t_{\min}')$ 。此时，时刻 $t_{\max}'$ 及时刻 $t_{\min}'$ 为 $t_{\max}' > t_{\min}'$ 的关系，不满足正确的关系。因而，在这种情况下，准确度判断部 33' 使用该 $D'(t_{\max}')$ 及最小值 $D'(t_{\min}')$ 而判断为计算的最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度低。

准确度判断部 33' 在根据最大值及最小值，判断为最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度低的情况下，如在第一实施方式中详细的说明，将最大厚度变化量、形变或弹性特性设定为规定的值（例如，0 或负数等）。或者，准确度判断部 33' 也可以生成表示准确度的信息。表示准确度的信息是“准确度高”或“准确度低”，只要对应于这些信息生成适当的数值（例如，1 或 0 等）即可。

显示部 21 用来反映准确度判断部 33' 判断的准确度的判断结果，显示最大厚度变化量、形变或弹性特性。在将判断为准确度低的最大厚度变化量、形变或弹性特性设定为规定的值的情况下，混合在显示通常的最大厚度变化量或弹性特性时使用的配色（例如，黑色等）而显示，或根据准确度改变透射比来显示。另外，在准确度判断部 33' 生成表示准确度的信息的情况下，也可以将其他的二维映射作为准确度信息专用显示映射使用，遵照预先准备的配色而显示准确度。具体的显示方法可以进行与第一实施方式相同的显示。

还有，在准确度判断部 33' 中，根据得到最大值的时刻及得到最小值的时刻而判断准确度的条件依赖于厚度变化波形的一个心动周期的设定方法。如图 19 所示，可以将规定一个心动周期的开始的触发位置设在图 8 中的曲线图 8b 中 b1 和 b2 之间，总之，将检测到心电图波形的 S 波或心音图波形的 I 音的 0.1 秒后作为一个心动周期的开始时刻。在这种情况下，准确度判断部 33' 在获得最大值 $D(t_{\max})$ 的时刻 $t_{\max}$ 和获得最小值 $D(t_{\min})$ 的时刻 $t_{\min}$ 满足 $t_{\max} > t_{\min}$ 的关系时判断为准确度高。

另外，准确度判断部 33' 也可以通过其他的方法判断准确度。如图 20 所示，在一个心动周期的一部分期间内设定用于求出最大值及最小值的第一期间，进而在第一期间内设定最大值及最小值出现预测期间（第二期间）。最大值及最小值出现预测期间考虑循环器系统的机制而设定，例如，优选设定为在期间内厚度变化量的最大值和最小值出现的概率为 99.9%。最大值及最小值出现预测期间与最大值及最小值测定期间相同，可以根据心电图波形或心音图波形等生物体信号、或位置变位量波形等设定。

准确度判断部 33' 判断分别得到最大最小值运算部 31c' 确定的最大值及最小值的时刻是否为最大值及最小值出现预测期间，在期间内的情况下，判断为从该最大值及最小值获得的最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度高。

在图 20 中，由于分别获得最大值及最小值的时刻 $t_{\max}$ 及 $t_{\min}$ 分别为最大值及最小值出现预测期间，因此，准确度判断部 33' 判断为频度高。

如图 21 所示，在厚度变化量波形中含有噪音，该噪音被作为为最小值 $D''(t_{\min}'')$ 测定的情况下，时刻 $t_{\min}''$ 处在最大值及最小值出

现预测期间外。因而，判断为从最大值' ' ($t_{\max}'$) 及最小值 D' ($t_{\min}'$) 获得的最大厚度变化量、形变或弹性特性的准确度低。

还有，最大值及最小值出现的概率高的期间不是一个连续的期间，如图 22 所示，也可以将最大值出现的概率高的最大值出现预测期间、和最小值出现的概率高的最小值出现预测期间设定在第一期间内。在这种情况下，准确度判断部 33' 判断获得最大值的时刻是否在最大值出现预测期间内，以及获得最小值的时刻是否在最小值出现预测期间内。

另外，也可以组合上述的判断多个准确度的方法。通过组合多个准确度判断方法，能够得到更高精度的准确度信息。例如，在获得如图 21 所示的厚度变化波形的情况下，只比较获得最大值及最小值的时刻，就由于满足 $t'_{\max} < t'_{\min}$ 的关系，故被判断为准确度高，但可以通过使用最大值及最小值出现预测期间的判断，正确判断准确度。

于是，根据本发明的超声波诊断装置可知，通过基于获得厚度变化量的最大值及最小值的时刻，能够评价获得的最大厚度变化量、形变、弹性特性的可靠性，能够进行正确且可靠性高的诊断。

(第三实施方式)

以下，对本发明的超声波诊断装置的第三实施方式进行说明。图 23 是表示第三实施方式的超声波诊断装置的要部的结构的方框图。图 23 中未图示，但第三实施方式的超声波诊断装置，与第一实施方式相同，具有超声波探测器 13、发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16、相位检波部 17、滤波部 18 及控制部 30。这些各部位如第一实施方式中的说明似的动作。

本实施方式的超声波诊断装置判断每一个心动周期中获得的最大厚度变化量、形变或弹性特性的整体的可靠性是否高。因而，运算部 19 包含形状测定值运算部 31、性状测定值运算部 32、合格与否运算部 33。

如第一实施方式中的详细的说明，形状测定值运算部 31 求出性状特性。具体来说，使用相位检波信号的实际信号及虚拟信号，求出设定在生物体的组织内部的多个测定对象位置上的位置变位量，进而，根据多个位置变位量求出任意两点之间的厚度变化量。性状特性值运算部 32 求出性状特性值。具体来说，根据厚度变化量的最大值及最小值的差求出形变或

弹性特性。厚度变化量的最大值及最小值如在第二实施方式中的说明，也可以根据设定在一个心动周期的一部分期间或最大值测定期间及最小值测定期间求出。通过心动周期的一部分期间求出最大值及最小值，如第一及第二实施方式中的说明，能够降低噪音引起的计测误差。

5 合格与否运算部 33 对于所有数据进行运算，判断形状测定值运算部 31 求出的最大值变化量、或性状特性值运算部 32 求出的形变量或弹性特性是否为值得可靠的数值。例如，在获得的弹性特性为 6 行 5 列的 2 维矩阵的情况下，运算各位置上的弹性特性是否为值得可靠的数值。对共计 30 部位进行与否的运算。作为与否的判断方法，存在例如，着眼于厚度变化量的情况下，将由于血压的增大而本应减少的厚度反而增大的数据设为不合格，或将厚度表示最大值（最小值）的时序和血压值表示最小值的（或最大值）的时序大于预先规定的阈值的数据设为不合格的方法等。

10 合格与否运算部 33 运算出这样求出的各位置上的与否比率。图 24A 表示在 6 行 5 列的弹性特性上附加与否信息的弹性特性图像。表示图像的区域如第一实施方式中的说明，通过指定显示在显示 21 的画面上的 ROI 来指定。在图 24A 中，由黑色表示判断为不合格的部位。在 30 部位中，被判断为合格的数据为 18 部位，其合格率为 60%。其中，位于第一行及第六行的数据是从血管壁外的组织获得的数据。因而，不表示正确的弹性率。合格与否运算部 33 可以取代合格率，而求出不合格率。

20 图 24B 是从图 24A 所示的弹性特性图像只将血管壁的部位取样的图像。为了从空间分布图像将相当于血管壁的区域取样，例如，可以利用声阻抗的差。或者，调节 ROI，设定为只含有血管壁也可。在表示血管壁的 20 部位中，合格数据是 18 部位，其合格率为 90%。以下，对使用求出的合格率控制超声波诊断装置的显示的方法进行详细的说明，但进行与否的判断的数据优选只包含需要求出弹性特性的区域。因而，优选判断由图 24B 表示的区域的与否，而不是由图 24A 表示的区域，将基于获得的与否结果的合格率使用在显示的控制。

25 求出的合格率在合格与否运算部 33 中，与存储在运算数据存储部 20 的预先规定的阈值进行比较。在合格率为阈值以上的情况下，合格与否运算部 33 将表示与否率优越的的显示信号输出到显示部 21。显示部 21 根据

显示信号，显示图像数据。例如，在阈值被定义为 80% 的情况下，合格率为 90% 的图像数据显示在显示部 21。另外，在阈值为 95% 的情况下，图像数据不显示在显示部 21。在合格与否运算部 33 求出不合格率的情况下，如果不合格率为阈值以下，则将表示合格比例优越的显示信号输出。总之，
5 与合格比率和阈值满足规定的条件时生成显示信号。合格与否运算部 33 按生物体的心动周期进行这样的动作。

图 25 是使用合格率控制超声波诊断装置的一个例子的流程图。表示基于合格与否运算部 33 求出的合格率 a_n 和超声波诊断装置的操作者预先设定的合格率的阈值 A 的比较结果，控制空间分布图像的显示的方法。在
10 以下说明的步骤中，例如，通过能够在计算机上执行的程序或软件等，记录在设置于超声波诊断装置的 ROM 等记录媒体中。

首先，在进行测定前，操作者规定合格率的阈值 A ，并设定在超声波诊断装置中（步骤 S1）。其次，操作者操作超声波诊断装置，由分布图像运算部 34 测定希望的部位的形状测定值或性状测定值、例如，弹性特性
15 （步骤 S2），运算其空间分布图像 F_1 （步骤 S3）。然后，求出与合格与否和合格率 a_1 （步骤 S4），将合格率 a_1 与阈值 A 进行比较（步骤 S5）。在合格率 a_1 比阈值 A 大的情况下，基于从合格与否运算部 33 输出的显示信号，将空间分布图像 F_1 显示在显示部 21（步骤 S6），完成该心动周期的动作。然后，返回步骤 S2，反复执行从步骤 2 到步骤 6。另一方面，在合格率 a_1 小于阈值 A 的情况下，空间分布图像 F_1 不显示，结束其心动周期的动作，返回步骤 S2。在以前的空间分布图像 F_0 显示于显示部 21 的情况下，保持该图像。
20

在此，图 25 的分布图像运算（步骤 S3）和合格率运算（步骤 S4）的顺序相反也可。在该种情况下的流程图如图 26 所示。如图 26 所示的控制方法和如图 25 所示的控制方法的差异在于：在图 26 的方法中，只在判断
25 为合格率 a_n 超过阈值 A 的情况下（步骤 S14）运算空间分布图像 F_n （步骤 S15）这一点。即，具有如图 26 所示的控制方法中的分布图像运算部 34 的运算量偏少的效果。

合格率 a_n 在每次求出时显示在显示部 21 也可。即使不显示图像 F ，通过显示合格率来告知操作者，操作者也能够知道测定的合格率是否已上升或下降，并判断测定部位或测定的姿势的适合性。
30

在操作者欲中断或结束测定的情况下，操作者能够向超声波诊断装置输入中断信号。中断信号可以在如图 25 及 26 所示的任意一个步骤中输入，如果超声波诊断装置确认到中断信号的输入，中断所有的测定。在显示部 21 上，合格率 a_n 比阈值 A 大的图像中显示最后获得的空间分布图像 F、和此时的合格率 a_n 。

为了进行这样的动作，在如图 25 的步骤 S6 及如图 26 所示的步骤 16 中，优选不仅显示空间分布图像 F_n ，而且将大于阈值 A 的空间分布图像 F_n 和合格率 a_n 存储在运算数据存储部 20 中。如果存储这些图像 F_n 和合格率 a_n ，则操作者在中断后只能浏览大于阈值 A 的可靠性高的图像，能够进行有效的诊断。另外，还可以在输入了中断信号时，在从测定开始到中断信号输入为止的期间，从运算数据存储部 20 读取合格率最高的情况下的图像 F，进行将此显示在显示部 21 上的控制。还有，也可以通过输入中断信号，进行控制，使得不终止所有的测定，只保持显示。

图 27 是表示本实施方式的超声波诊断装置的每次心动周期中求出的合格率 a_n 的曲线图。横轴表示从计测开始获得空间分布图像的个数，总之表示从计测开始起算的心动周期的个数。阈值 A 设定为 90%。计测开始之后，由于被检人或保持准确度判断部 33 的操作者的姿势或呼吸状态不稳定等原因，合格率 a_n 小，但之后合格率 a_n 变大。在图 27 中，如在横轴上的数值上标记圆圈一样，第 5~8 及 10 次心动周期中获得的合格率 a_n 比阈值 A 大。超声波诊断装置将在获得比阈值 A 大的合格率时的空间分布图像显示在显示部 21。具体来说，在计测开始后，到 4 次心动周期为止，显示部 21 上不显示空间分布图像，其后，从第 5 次心动周期开始显示空间分布图像 F_5 。之后，按每一个心动周期更新显示空间分布图像直至 8 次心动周期。在第 9 次心动周期获得的合格率 a_n 比阈值 A 小。因而，在第 9 次心动周期中，不进行空间分布图像的更新显示，保持空间分布图像 F_8 的显示。之后，在第 10 次心动周期进行更新显示，并显示空间分布图像 F_{10} 。

于是，根据本实施方式可知，进行合格与否运算部 33 求出的合格率 a 和操作者预先设定的阈值 A 的比较，只将比阈值 A 优越的合格率 a 的情况下的空间分布图像 F 进行显示。因而，操作者可以有选择地只看到具有一定程度的可靠性的测定结果，从而，能够进行更正确的诊断。

另外,也可以利用合格率 a_n 而控制测定的结束。例如,作为阈值 A' , 设定表示计测结果具有充分的可靠性的值,判断合格率 a_n 是否比阈值 A' 优越。在合格率 a_n 比阈值 A' 优越的情况下,结束计测,并打印出最后获得的空间分布图像,或记录在记录媒体上。该控制也可以与上述的空间分布图像的显示的控制组合。在空间分布图像也进行显示的情况下,使用在结束测定的控制中的阈值 A' 优选为表示计测的可靠性比用于显示空间分布图像的阈值 A 还高的数值。由此,能够在开始计测后,在计测可靠性得到充分高的时刻下,自动结束测定,从而,能够获得希望的空间分布图像。

还有,在本实施方式中,例示了求出血管壁的弹性特性的二维分布的情况,但本发明的超声波诊断装置还可以适合对心脏等血管壁以外的循环器组织或肝脏或乳房等体组织进行测定。

另外,在本实施方式中,测定了形状测定值或性状测定值的二维分布,并说明了按心动周期显示图像的超声波诊断装置,但也可以使用 3D 机制探测器等测定形状测定值或性状测定值的三维分布,按心动周期进行图像显示。

在上述方式中,比较了合格率和阈值,基于比较结果控制了显示部 21。因而,在通过超声波诊断装置进行的计测初期,由于计测不稳定,合格率总是不能大于阈值,不存在不显示图像的情况。在这种情况下,也可以通过将其合格率作为基准而控制显示,在计测初期显示图像。

具体来说,运算数据存储部 20 存储与否比率及性状特性值及性状特性值的至少一方。合格与否运算部 35 在每次运算与否比率时,进行存储在运算数据存储部 20 的与否比率的最佳值、和运算的与否比率,并在与否比率比最佳值优越的情况下生成显示信号。运算数据存储部 20 也可以存储所有的与否比率、形状特性值及性状特性值,以在存储的与否比率中特定与否比率的最佳值及此时的形状特性值及性状特性值。或者,也可以时常只将与否比率的最佳值和获得该值时的形状特性值及性状特性值进行更新的同时,进行存储。

图 28 是表示使用合格率 a_n 而控制超声波诊断装置的流程图。合格率 a_n 的运算方法如上所述。基于合格与否运算部 33 求出的合格率 a_n 、和超声波诊断装置的操作者预先设定的期间内的合格率最大值 a_{best} 的比较结

果, 控制空间分布图像 F_n 的显示。

首先, 操作者操作超声波诊断装置, 如上所述地通过分布图像运算部 34 测定希望处的形状测定值或性状测定值, 例如, 弹性特性 (步骤 S21)。其次, 求出测定的弹性特性的空间分布图像 F_1 、或图像 F_1 的合格率 a_1 , 将它们显示在显示部 21 (步骤 S22)。合格与否运算部 33 将图像 F_1 和合格率 a_1 作为在该时点上的最佳值 F_{best} 和 a_{best} , 分别存储在运算数据存储部 20 (步骤 S23)。

在接下来的周期中, 分布图像运算部 34 测定弹性特性 (步骤 S24), 运算分布图像 F_2 (步骤 S25)。然后, 求出与合格率和合格率 a_2 (步骤 S26), 比较合格率 a_2 和合格率最大值 a_{best} (步骤 S27)。在合格率 a_2 比合格率最大值 a_{best} 还大的情况下, 图像 F_2 和合格率 a_2 重新作为 F_{best} 和 a_{best} 存储 (步骤 S28), 空间分布图像 F_2 由显示部 21 显示 (步骤 S29), 结束该心动周期的动作。然后, 返回步骤 S24, 反复执行步骤 24~步骤 29。另一方面, 在合格率 a_2 比合格率最大值 a_{best} 还小的情况下, 不显示空间分布图像 F_2 , 结束该心动周期的动作, 并返回到步骤 S24。

如果操作者欲中断或结束测定的情况下, 操作者可以向超声波诊断装置输入中断信号。该中断信号, 可以在如图 28 所示的任何一个步骤中也可以输入, 超声波诊断装置如果确认到中断信号的输入, 则中止一切测定。显示部 21 上显示合格率最大值 a_{best} 、和空间分布图像 F_{best} 。还有, 也可以通过输入中断信号, 不中止一切测定, 而只保持显示。

图 29 是表示在本实施方式的超声波诊断装置中, 按心动周期求出的合格率 a_n 的曲线图。与图 27 相同, 横轴表示从计测开始得到空间分布帧的次数、总之从计测开始起算的心动周期的次数。计测刚开始后, 由于被检人或保持超声波探测器 13 的操作者的姿势或呼吸状态还未稳定等原因, 合格率 a_n 较小, 之后, 合格率 a_n 逐渐变大。在图 29 中, 在横轴上的数字上标注圆圈的心动周期中, 更新最佳值 F_{best} 和 a_{best} 。因而, 更新显示空间分布图像。总之, 刚开始后, 由于每个心动周期中, 合格率 a_n 变大, 因此, 按心动周期更新空间分布图像。如果计测最终变得稳定, 合格率 a_n 最终成为大致恒定的值, 则只在合格率 a_n 进而表示计测的可靠性高的值的情况下, 更新空间分布图像。

于是，根据本实施方式可知，测定刚开始后频繁更新空间分布图像而显示，但如果计测逐渐变得稳定，则保持可靠性最高的情况下的空间分布图像。因而，随着计测稳定而变得容易观察显示在显示部的图像，另外，可以有选择地观察可靠性高的测定结果。由此，操作者能够进行正确的诊断。

5 (产业上的可利用性)

本发明的超声波诊断装置适于使用在生物体组织的性状特性及形状特性的测定，适于测定弹性特性。另外，适于测定血管壁的弹性特性，适于使用在动脉硬化病变的发现或动脉硬化的预防。

10

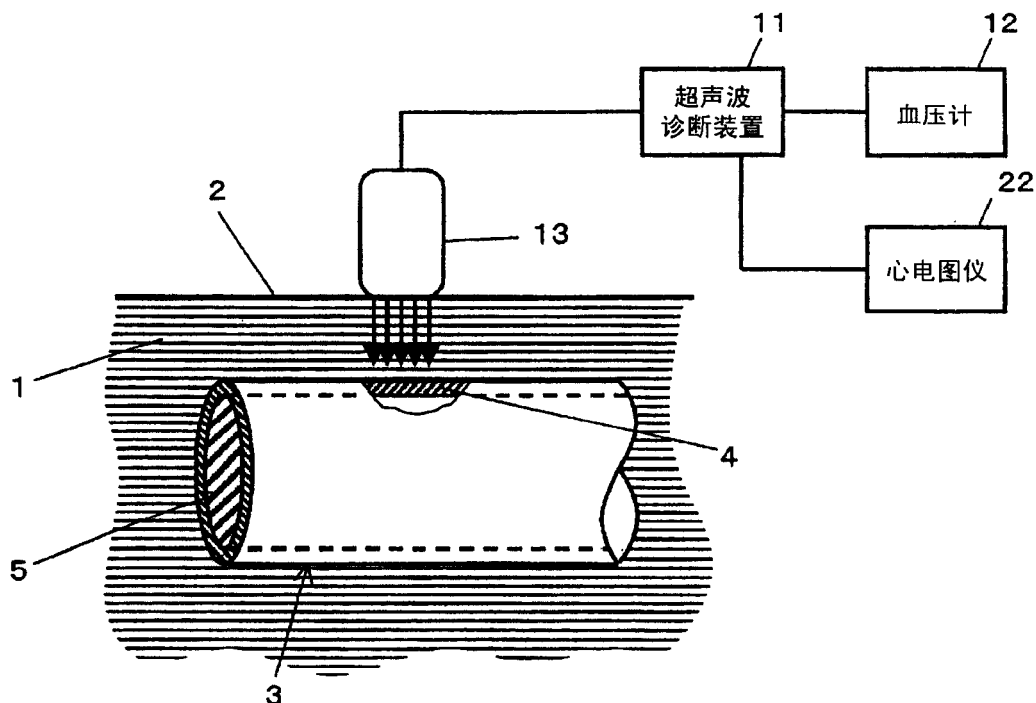


图 1

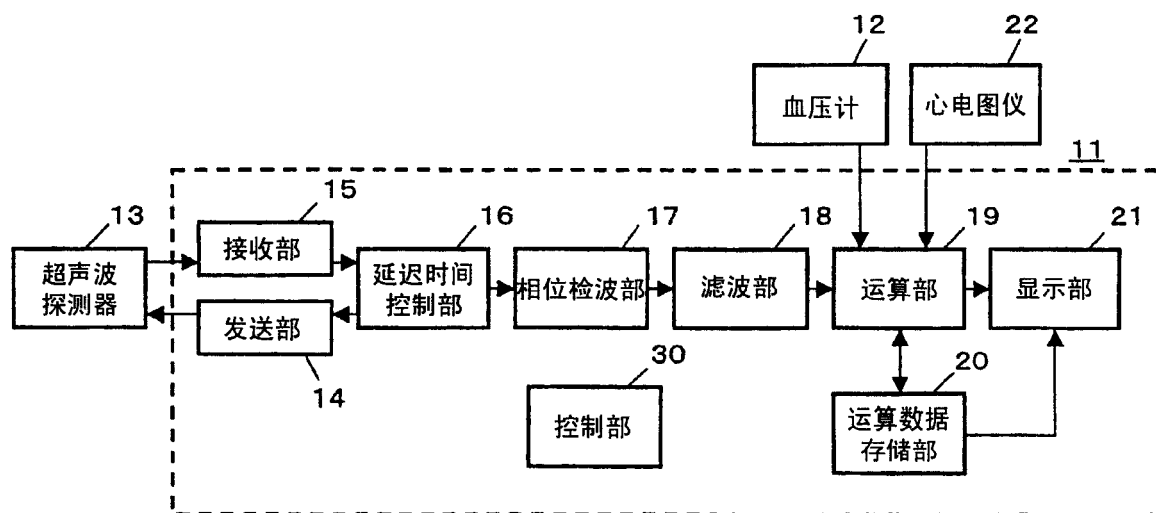


图 2

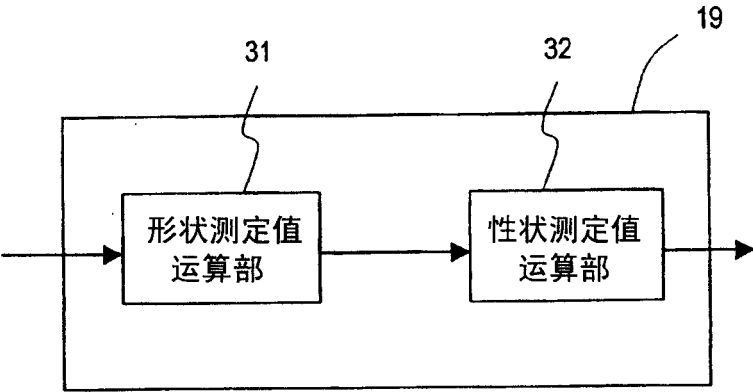


图 3

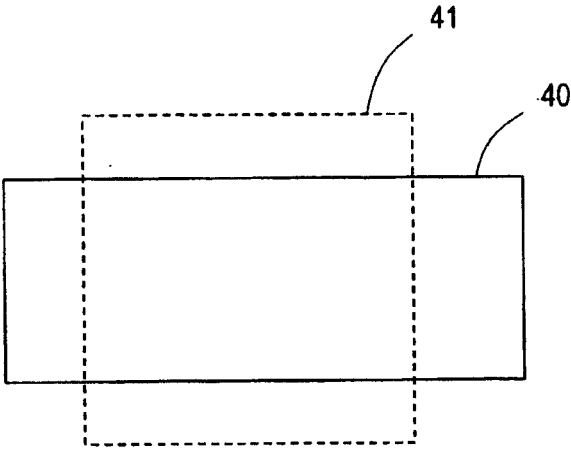


图 4A

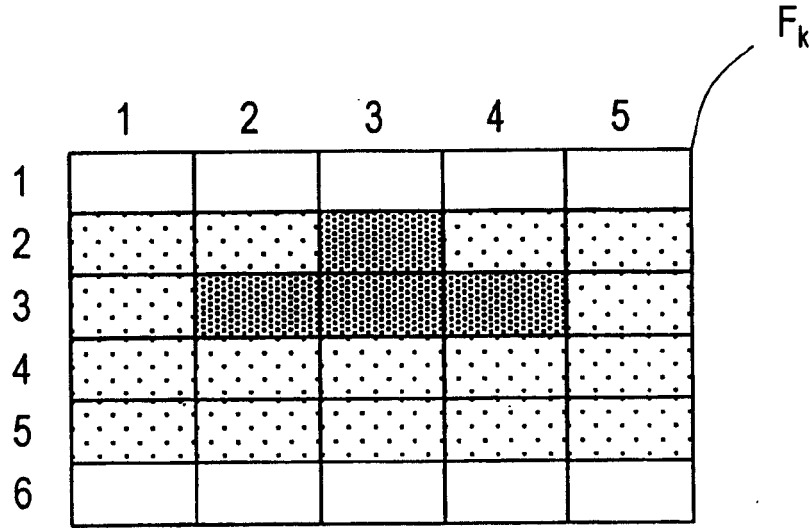


图 4B

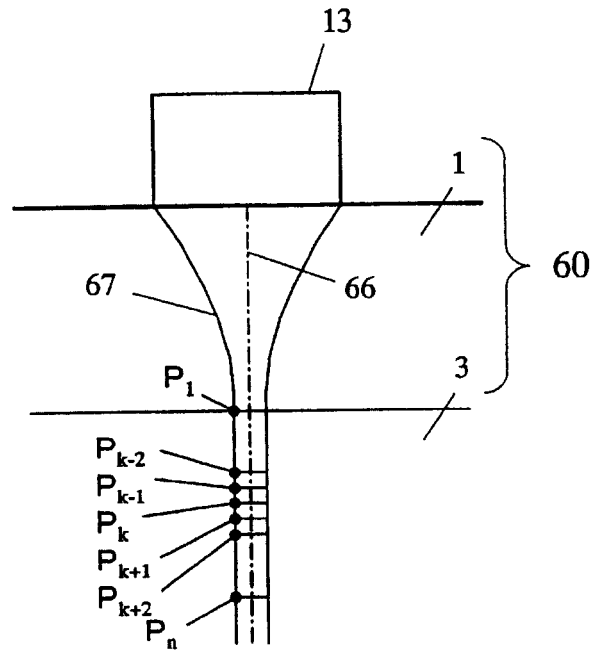


图 5

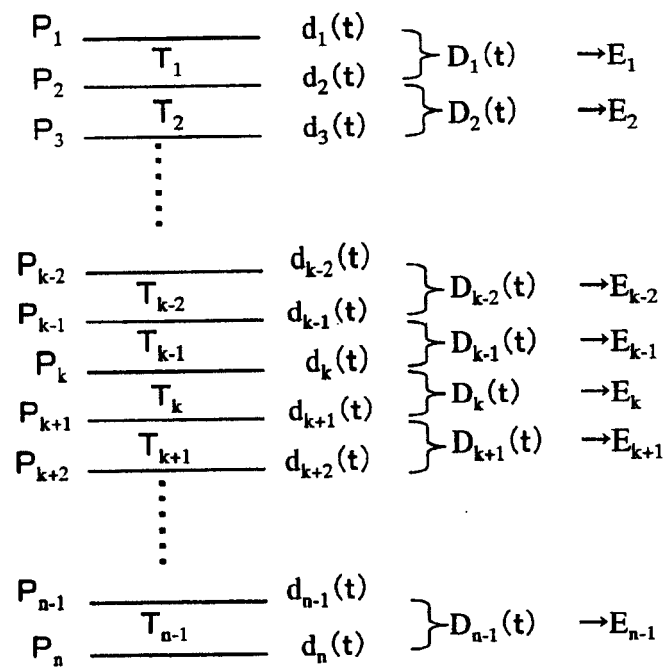


图 6

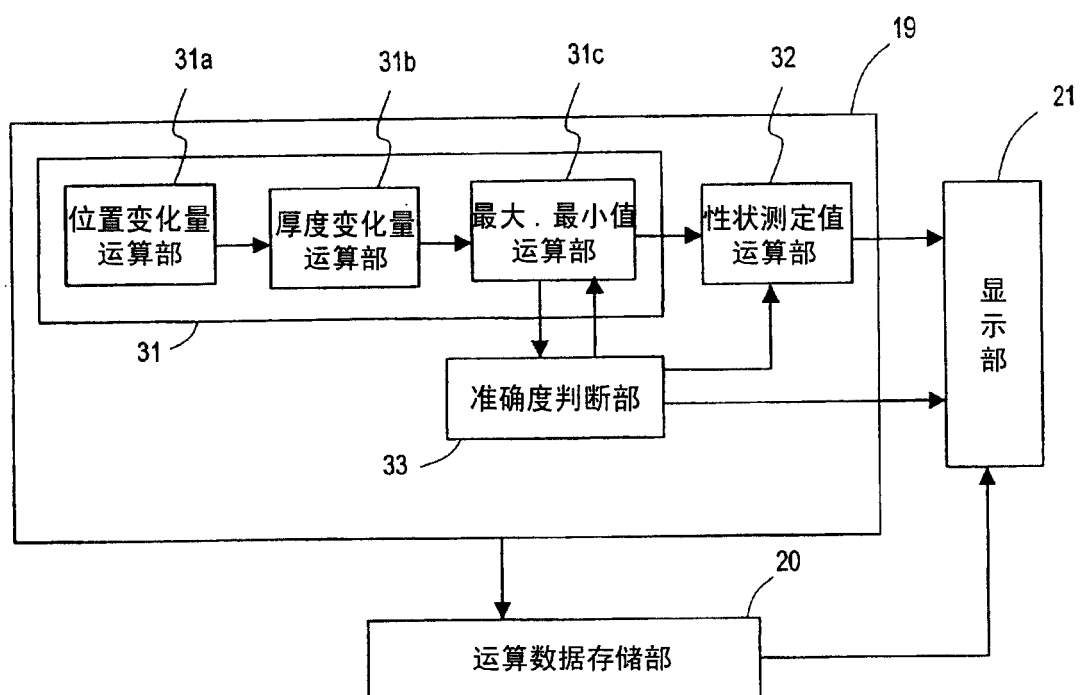


图 7

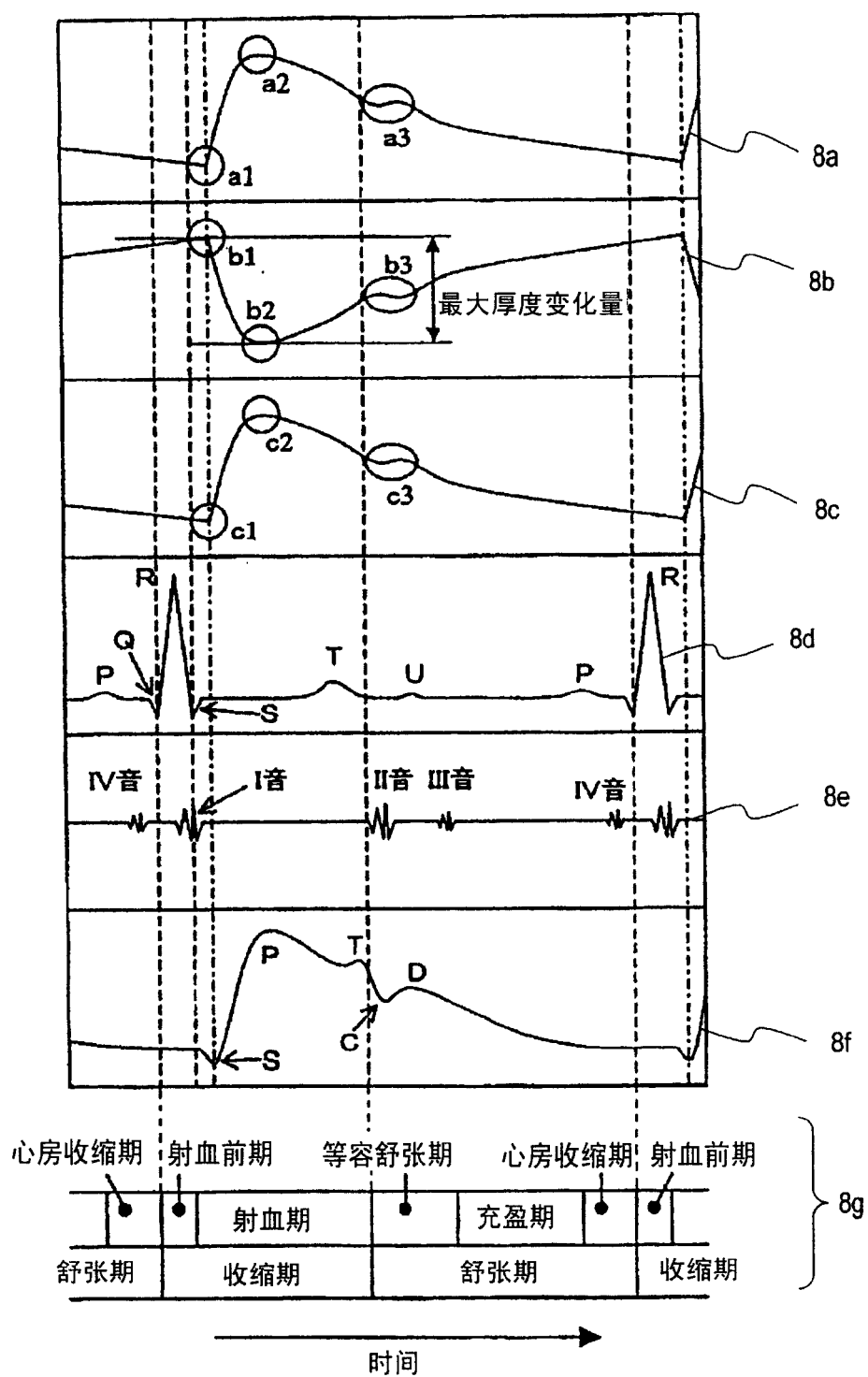


图 8

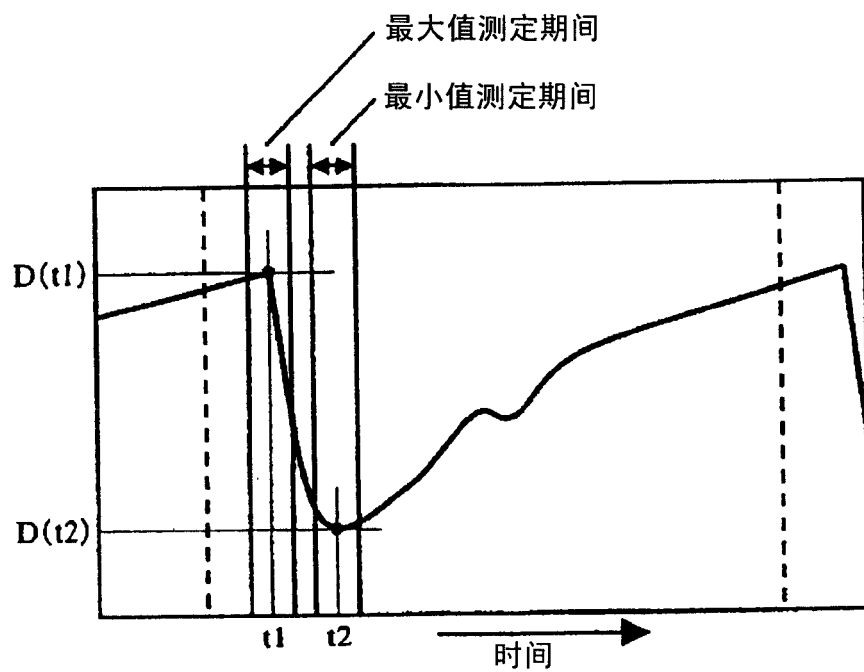


图 9

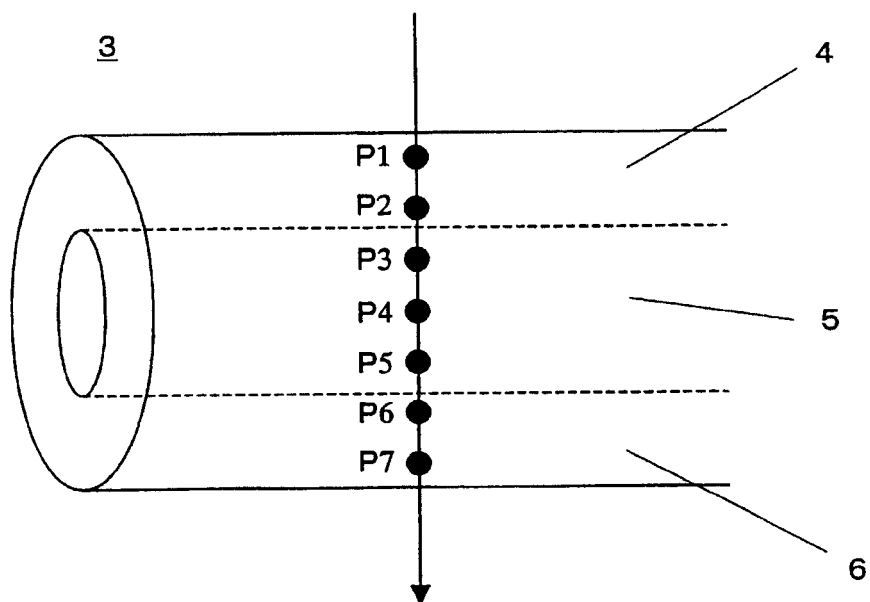


图 10A

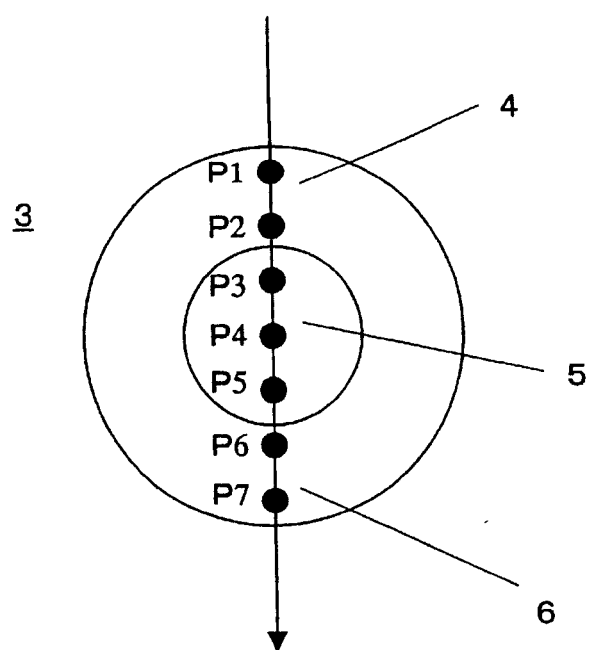


图 10B

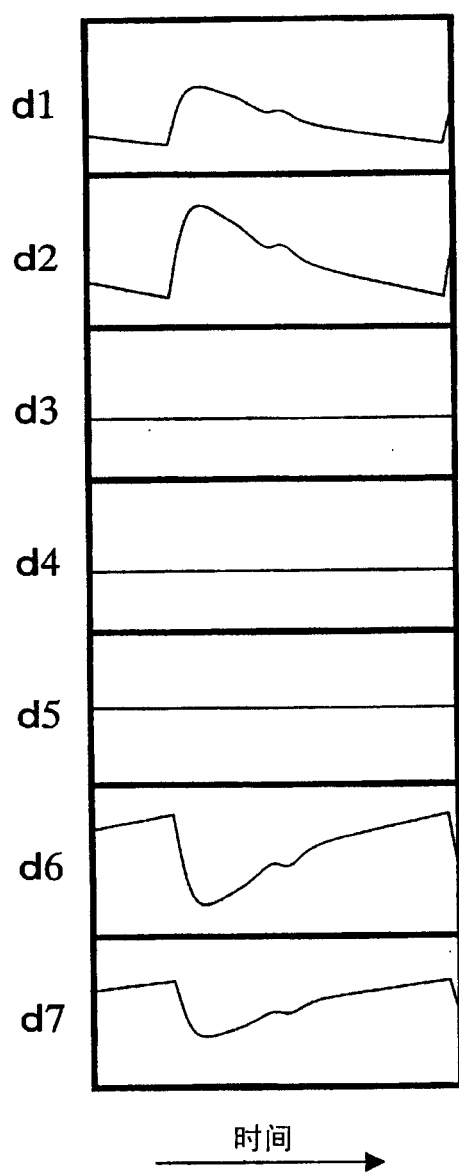


图 11A

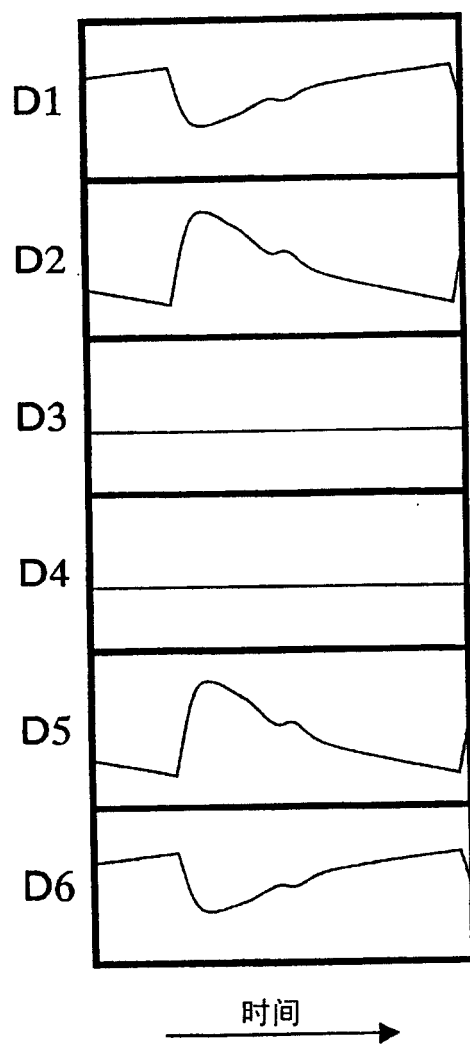


图 11B

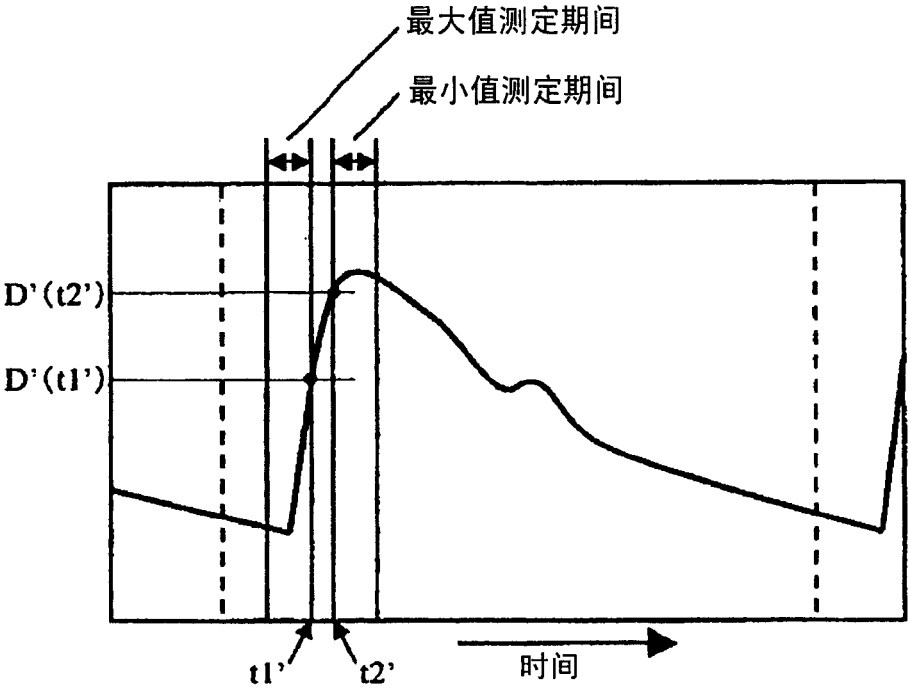


图 12

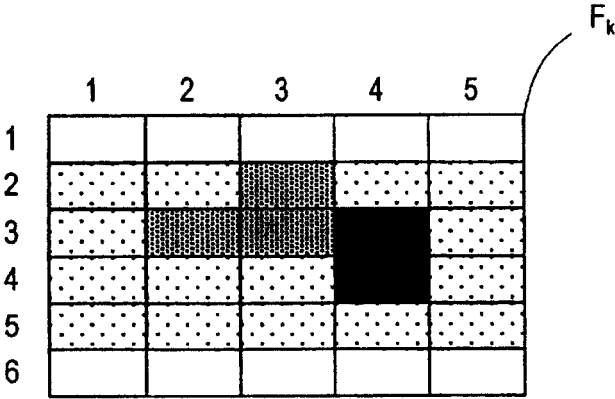


图 13A

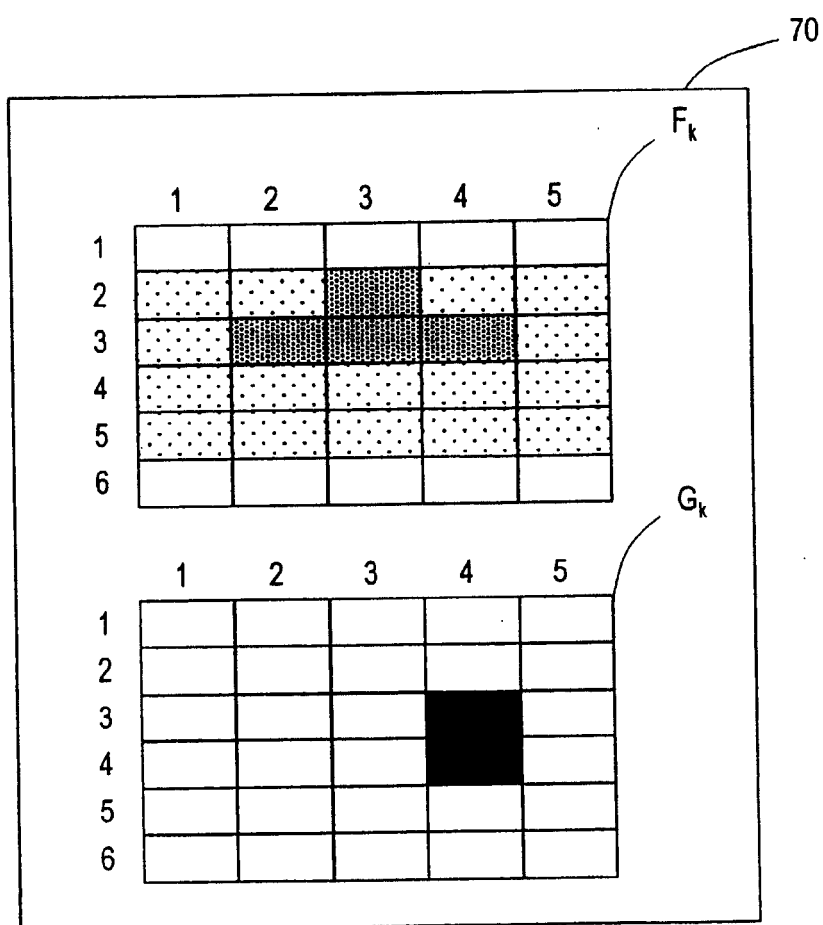


图 13B

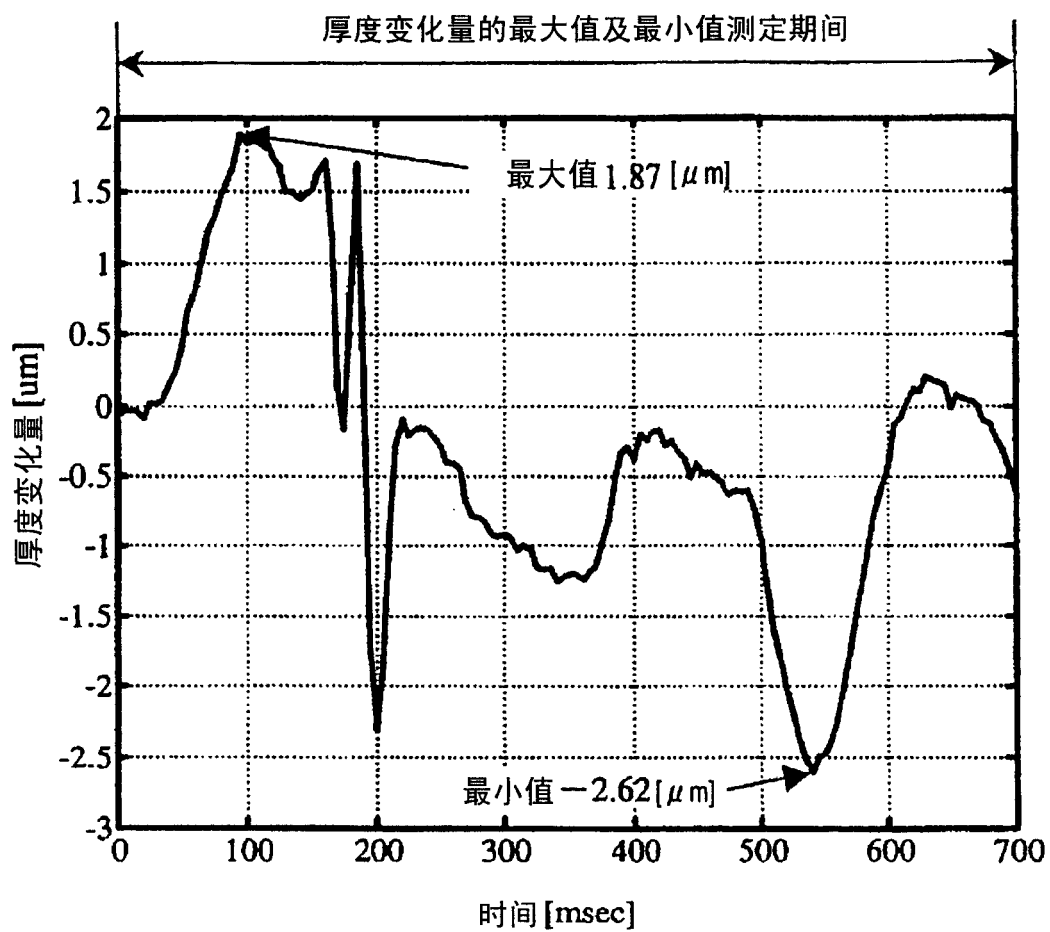


图 14

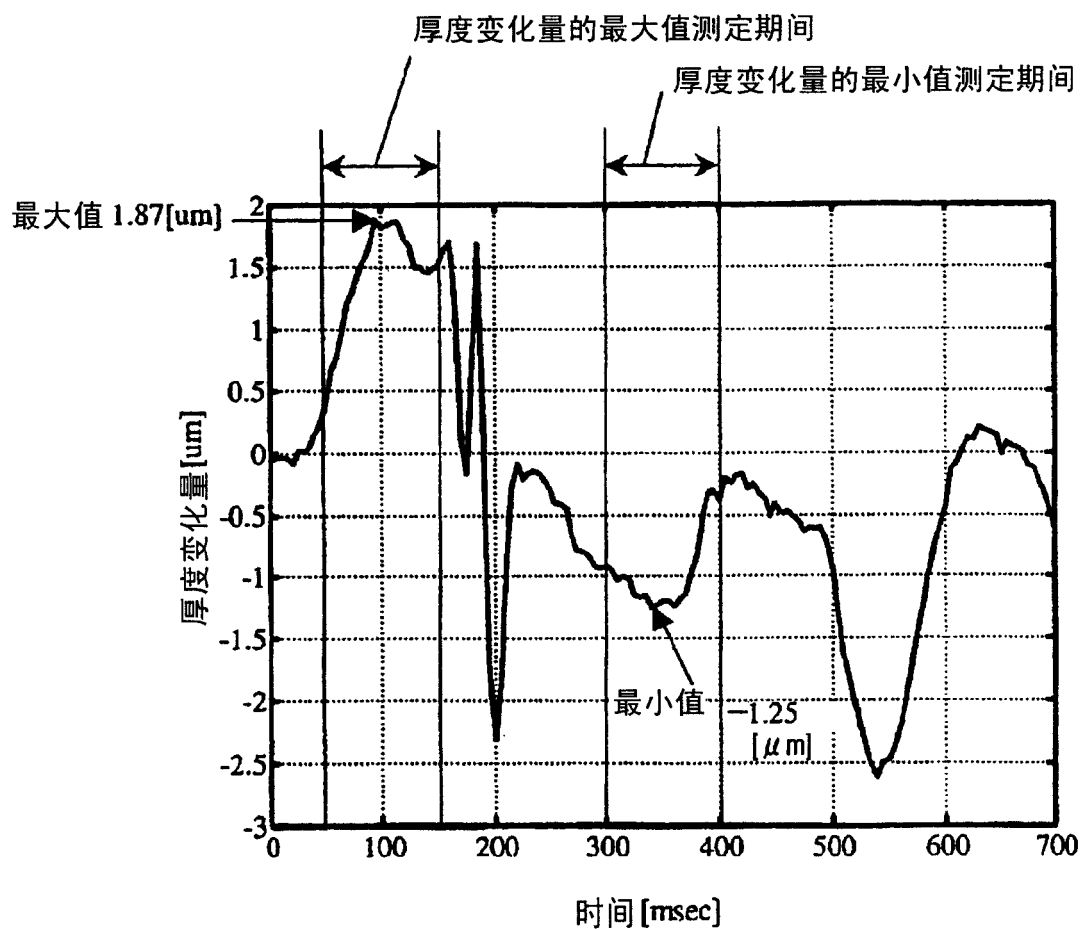


图 15

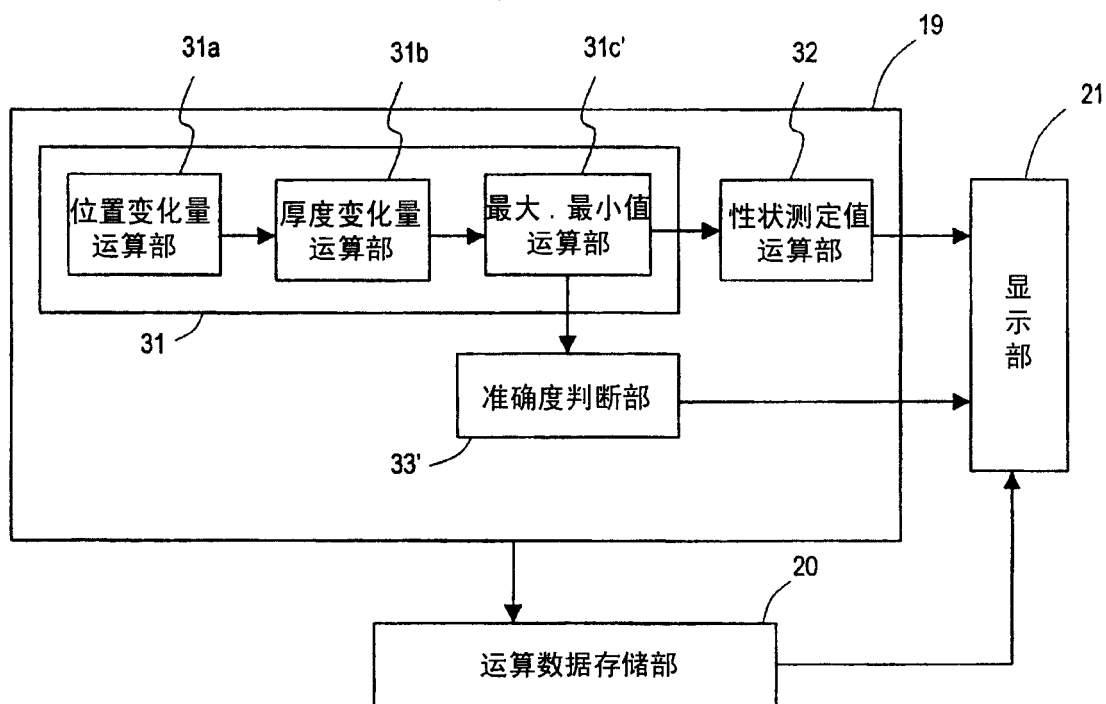


图 16

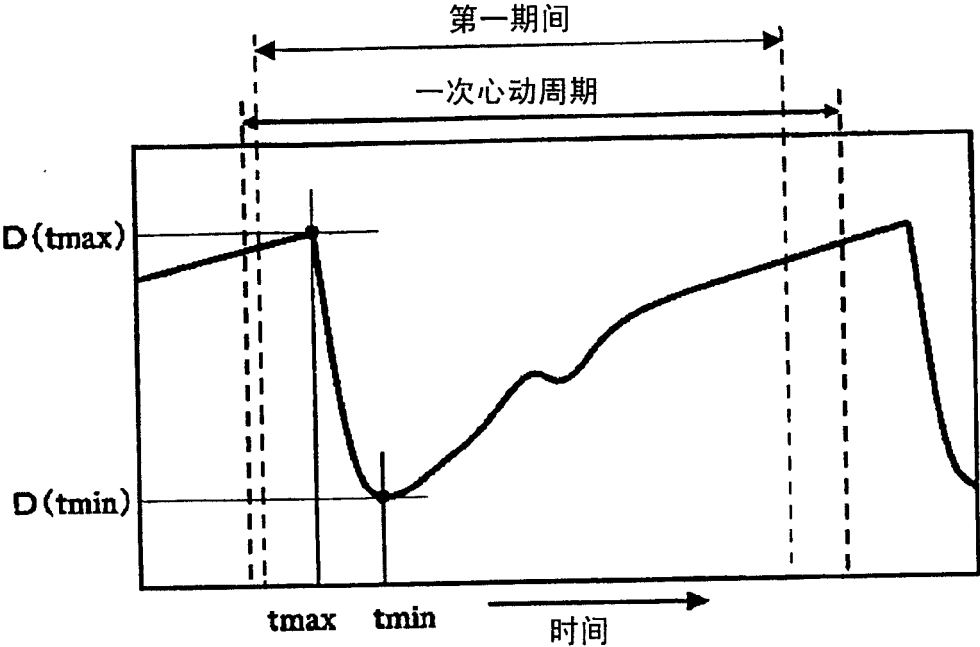


图 17

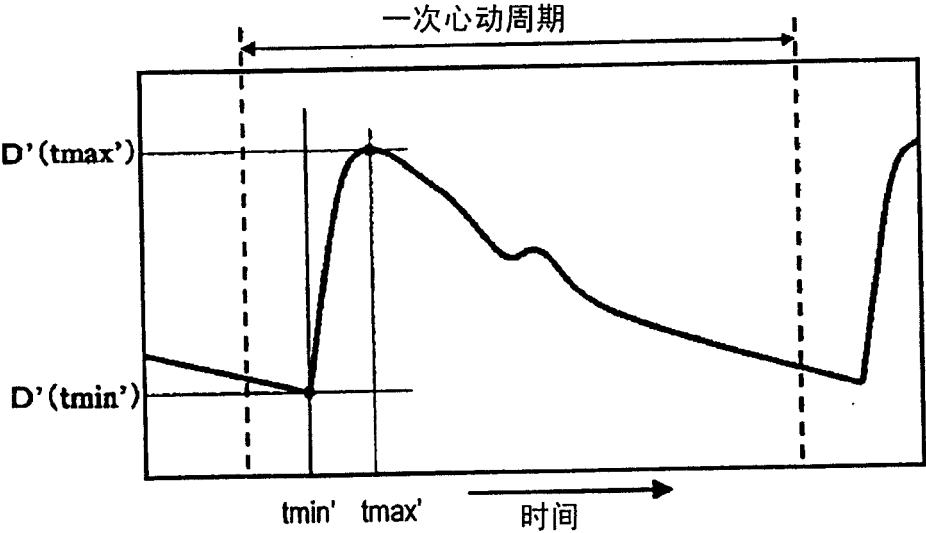


图 18

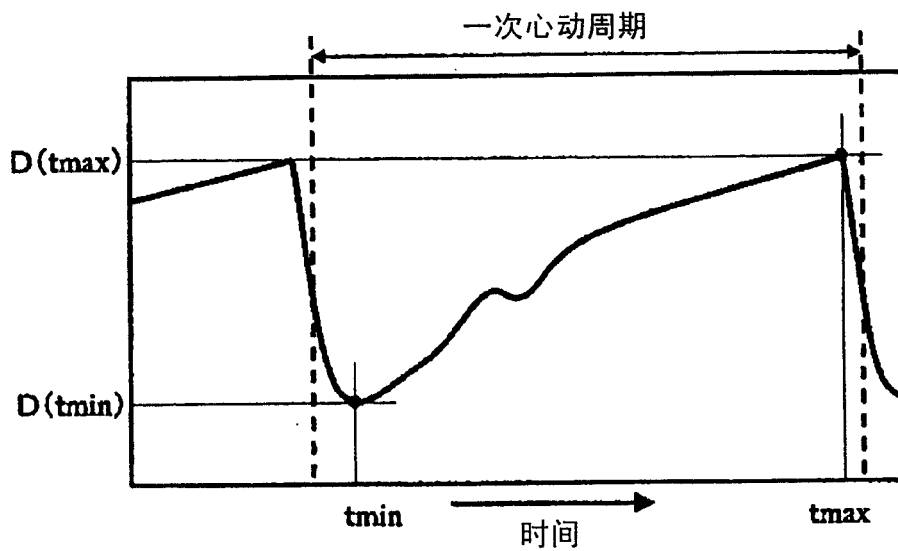


图 19

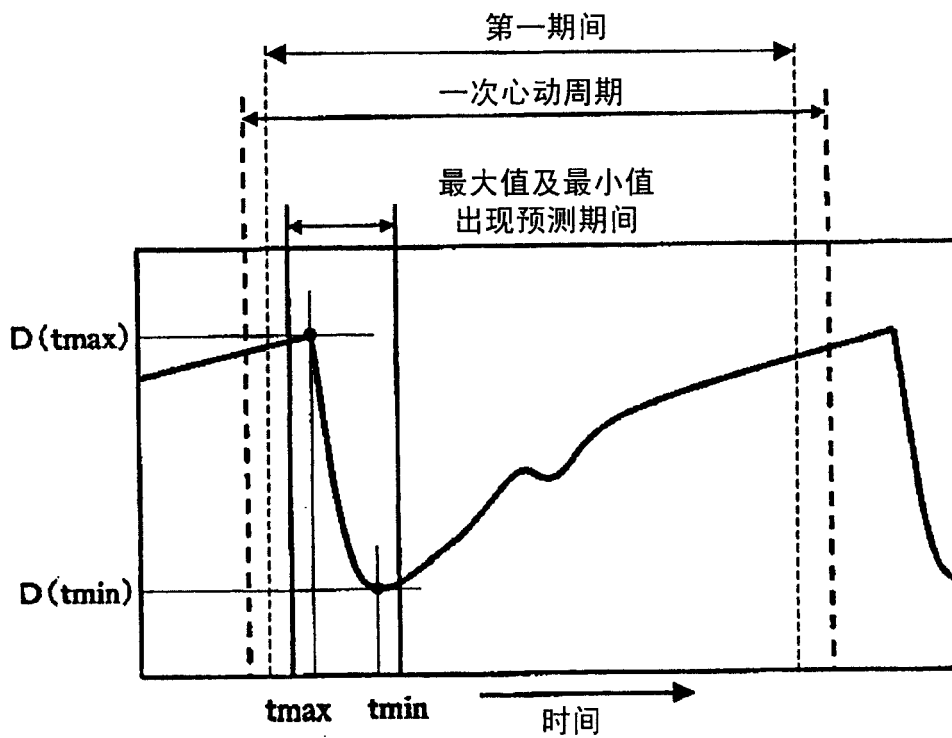


图 20

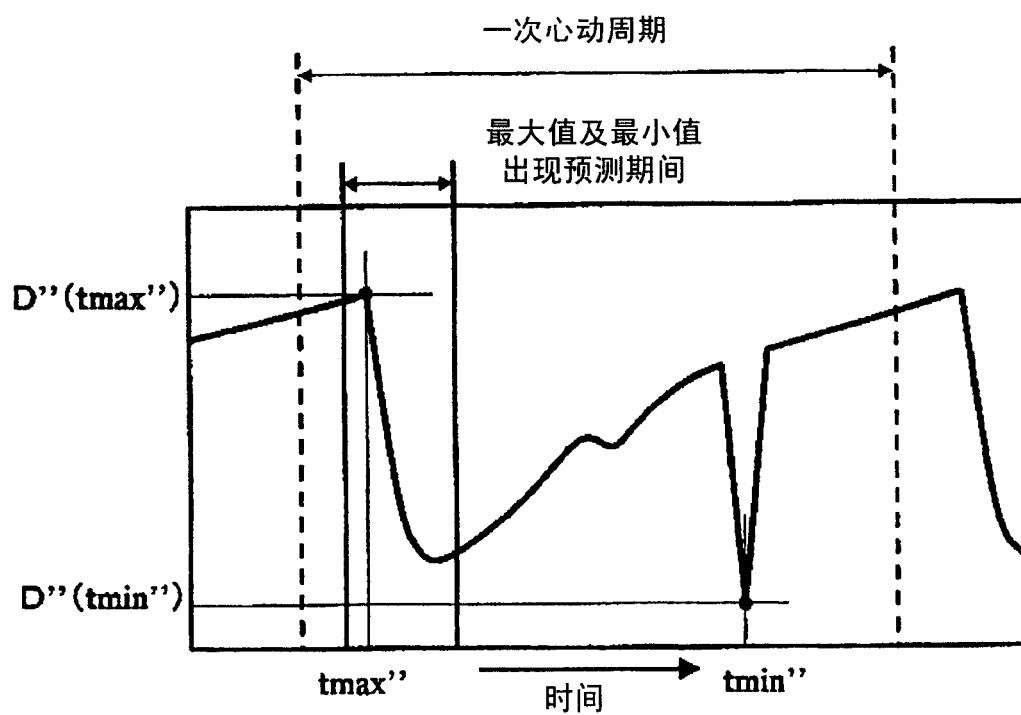


图 21

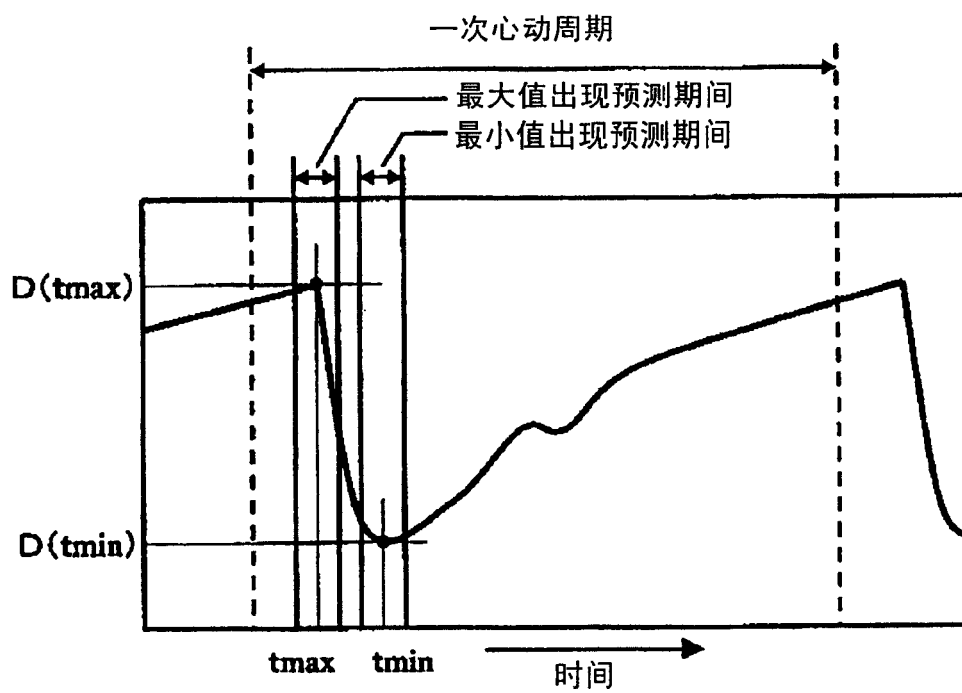


图 22

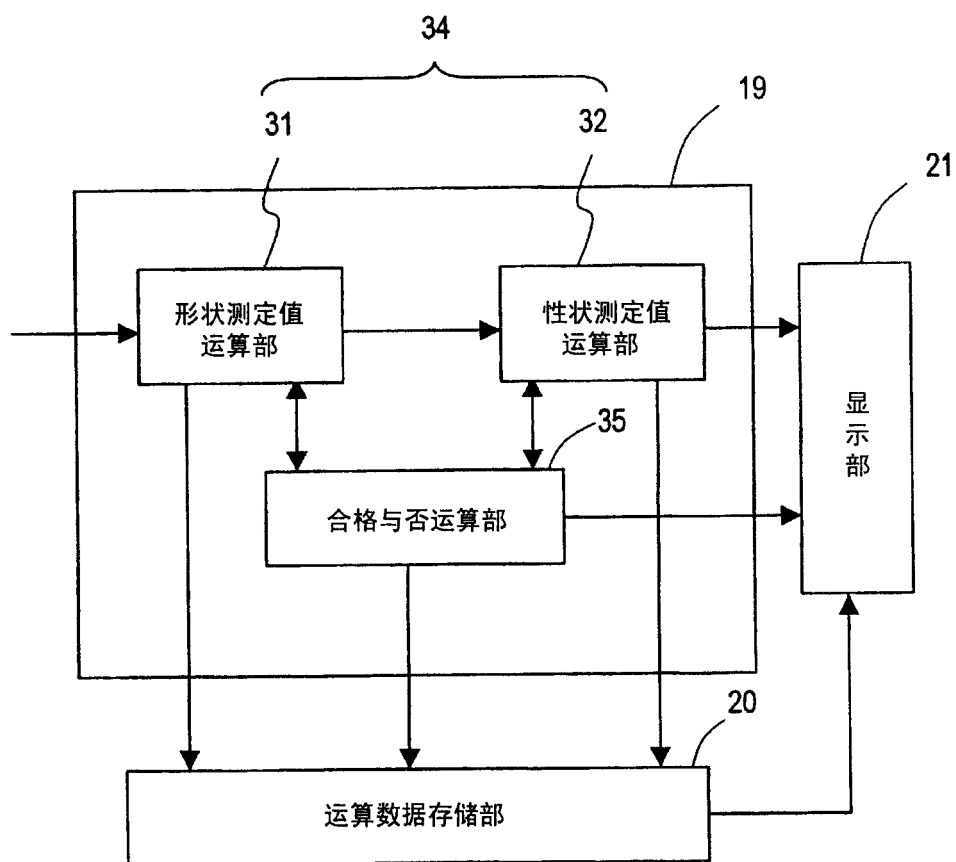


图 23

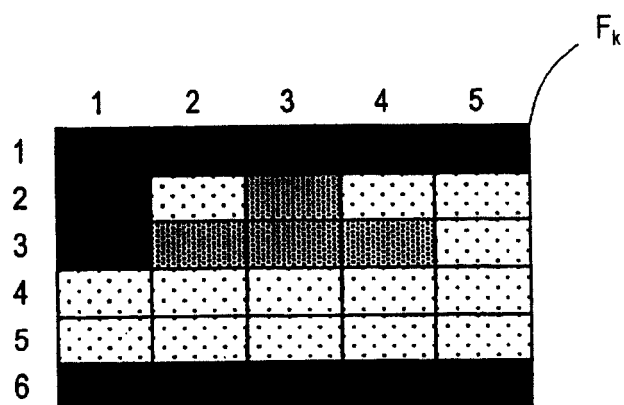


图 24 A

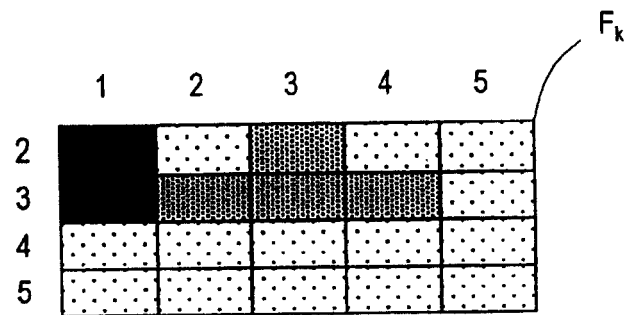


图 24B

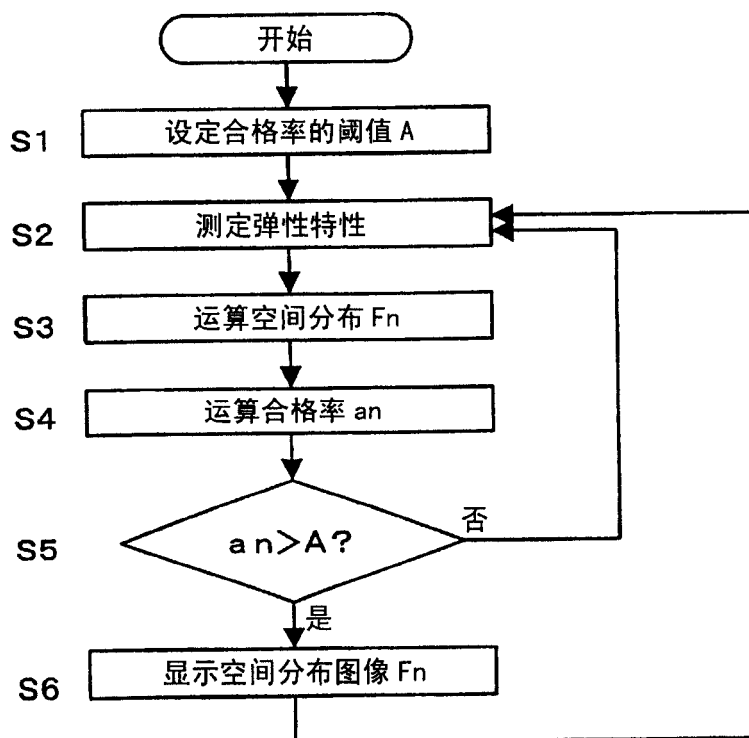


图 25

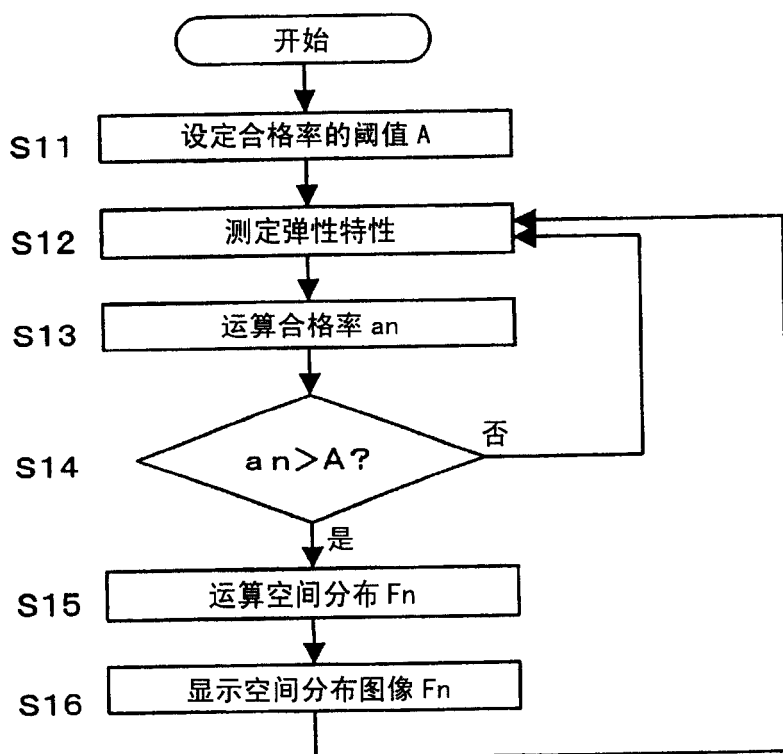


图 26

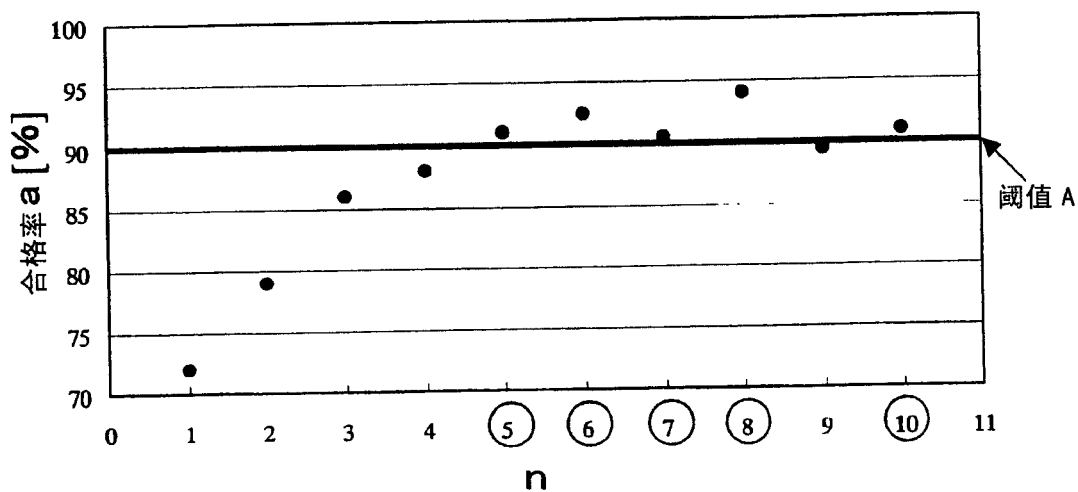


图 27

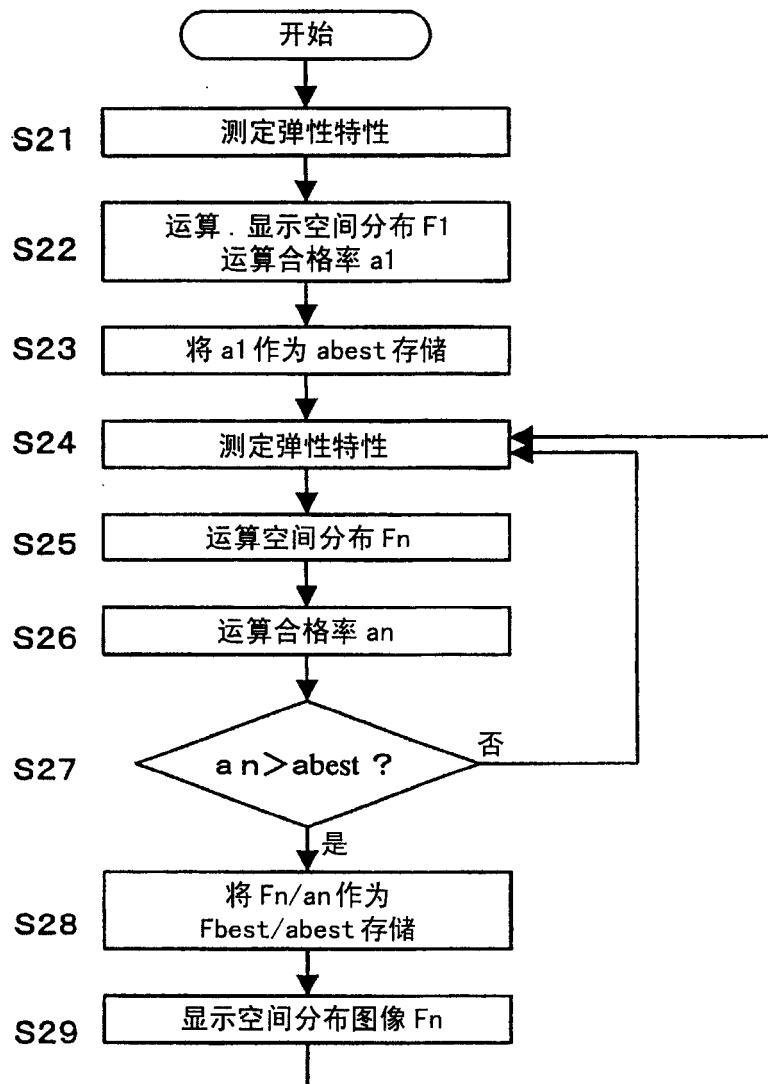


图 28

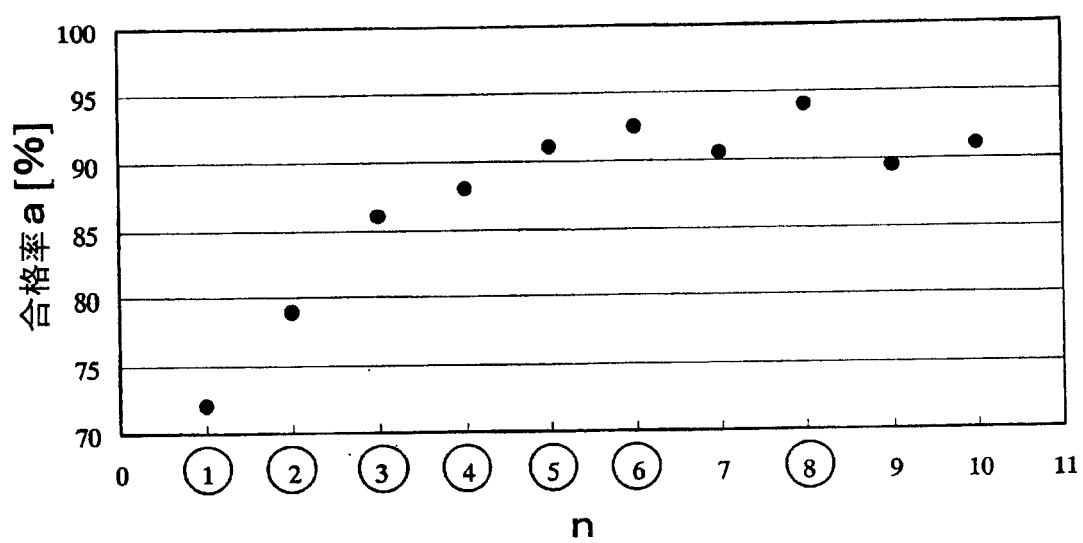


图 29

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN1917818A	公开(公告)日	2007-02-21
申请号	CN200580004866.9	申请日	2005-07-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	加藤真 萩原尚 砂川和宏 反中由直		
发明人	加藤真 萩原尚 砂川和宏 反中由直		
IPC分类号	A61B8/08		
优先权	2005216640 2005-07-27 JP 2004257227 2004-09-03 JP 2004219753 2004-07-28 JP		
其他公开文献	CN100496410C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：发送部(14)，驱动超声波探测器(13)，向生物体的组织发送超声波发送波；接收部(15)，对所述超声波发送波在所述生物体的组织反射而得到的超声波反射波，使用所述超声波探测器接收，并生成接收信号；相位检波部(17)，对所述接收信号进行相位检波，并生成相位检波信号；位置变位量运算部(31a)，根据所述相位检波信号，分别运算设定在所述生物体的组织上的多个测定对象位置上的位置变位量；厚度变化量运算部(31b)，根据所述位置变位量，求出多个基于所述多个测定对象位置设定的任意的两点之间的厚度或厚度变化量；最大最小值运算部(31c)，在分别设定于所述生物体的一个心动周期的一部分期间中的最大值测定期间及最小值测定期间中，分别确定各厚度或厚度变化量的最大值及最小值，根据所述各厚度或厚度变化量的最大值及最小值的差，分别计算最大厚度变化量、形变及弹性特性中的至少一种。

