



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580034582.4

[43] 公开日 2007 年 9 月 19 日

[11] 公开号 CN 101039627A

[22] 申请日 2005.10.18

[21] 申请号 200580034582.4

[30] 优先权

[32] 2004.10.19 [33] JP [31] 303872/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/019088 2005.10.18

[87] 国际公布 WO2006/043528 日 2006.4.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.4.10

[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 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

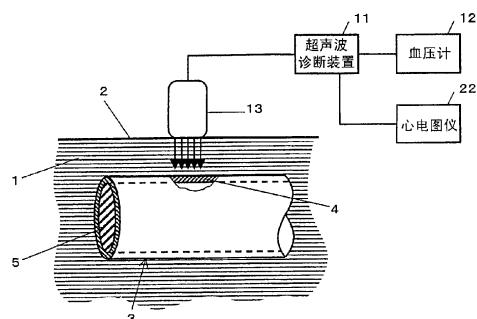
权利要求书 4 页 说明书 24 页 附图 7 页

[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

超声波诊断装置，具备：发送部(14)，该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(13)；接收部(15)，该部将超声波发送波在活体组织中反射后获得的、被超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；帧运算部(19)，该部根据接收信号，求出组织的形状测定值，再根据组织的形状测定值，计算表示活体组织的每个心动周期的形状测定值及性状测定值中至少一个的空间分布的空间分布帧；差异运算部(19)，该部在从每个心动周期获得的多个空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间，求出构成空间分布帧的形状测定值或性状测定值的差异；存储部，该部存储所述形状测定值、性状测定值及差异中的至少一个；显示部(21)，该部显示空间分布帧。



1、一种超声波诊断装置，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；

帧运算部，该帧运算部根据所述接收信号，求出所述组织的形状测定值，再根据所述组织的形状测定值，计算表示所述活体的每个心动周期的形状测定值及性状测定值中至少一方的空间分布的空间分布帧；

差异运算部，该差异运算部在从所述每个心动周期获得的多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间，求出构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的差异；

存储部，该存储部存储所述形状测定值、性状测定值及差异中的至少一个；以及

显示部，该显示部显示所述空间分布帧。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，求出最新的空间分布帧与其前紧接的空间分布帧之间的差异。

3、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，根据最新的空间分布帧及其前紧接的连续的 $N-1$ 个空间分布帧，求出 $N-1$ 个的差异，进而根据 $N-1$ 个的差异，计算一个表示 N 个空间分布帧的变化的程度的特征量。

4、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，求出在时间轴上连续的 2 个空间分布帧之间的差异。

5、如权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，按照所述每个心动周期，更新所述特征量。

6、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述显示部，显示所述差异。

7、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述显示部，

至少显示所述差异及所述特征量中的一方。

8、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，根据所述差异，生成图象信息；
所述显示部，显示所述图象信息。

9、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具备音响变换器；

所述差异运算部，根据所述差异，生成声音信息；
所述音响变换器，输出所述声音信息。

10、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，根据所述差异及所述特征量中的至少一方，分别生成图象信息；
所述显示部，显示所述图象信息。

11、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具备音响变换器；

所述差异运算部，根据所述差异及所述特征量中的至少一方，分别生成声音信息；

所述音响变换器，输出所述声音信息。

12、如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，对所述差异或所述特征量与规定的值进行比较；根据比较结果，所述帧运算部，更新所述显示部显示的空间分布帧。

13、如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异运算部，确定表示空间分布帧的变化为最小的差异或特征量；

所述显示部，显示在取得所确定的差异或特征量时的空间分布帧。

14、如权利要求 1~13 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述差异，是从多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间的、构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的平均值、绝对值的平均值、和、绝对值的和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的至少某一个。

15、如权利要求 3~5 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述特征量，是 N-1 个的差异的平均值、和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的至少某一个。

16、如权利要求 1~15 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述形状测定值，是活体组织的最大厚度变化量。

17、如权利要求 1~15 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述性状测定值，是活体组织的畸变及弹性特性中的至少一方。

18、一种超声波诊断装置的控制方法，是利用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，
包含：

步骤 a，使用超声波探头，发送超声波发送波，接收由所述超声波发
送波在活体组织中反射后获得的超声波反射波，生成接收信号；

步骤 b，根据所述接收信号，求出所述组织的形状测定值，再根据所
述组织的形状测定值，计算表示所述活体的每个心动周期的形状测定值及
性状测定值中至少一方的空间分布的空间分布帧；

步骤 c，在从所述每个心动周期获得的多个所述空间分布帧中选择的
2 个空间分布帧之间，求出构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定
值的差异；以及

步骤 d，显示所述空间分布帧。

19、如权利要求 18 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，求出最新的空间分布帧与其前紧接的空间分布帧之间的差异。

20、如权利要求 18 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，根据最新的空间分布帧及其前紧接的连续的 N-1 个空间分
布帧，求出 N-1 个的差异，进而根据 N-1 个的差异，计算一个表示 N
个空间分布帧的变化的程度的特征量。

21、如权利要求 20 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，求出在时间轴上连续的 2 个空间分布帧之间的差异。

22、如权利要求 17 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，按照所述每个心动周期，更新所述特征量。

23、如权利要求 18 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
进而包含显示所述差异的步骤 e1。

24、如权利要求 20 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
进而包含步骤 e2，显示所述差异及所述特征量中的至少一方。

25、如权利要求 23 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 e1，根据所述差异，生成图象信息，显示所述图象信息。

26、如权利要求 18 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
还具备步骤 e3，根据所述差异，生成声音信息；从音响变换器输出所述声
音信息。

27、如权利要求 24 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 e2，根据所述差异及所述特征量中的至少一方，分别生成图象信
息，显示所述图象信息。

28、如权利要求 18 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
还具备步骤 e4，根据所述差异及所述特征量中的至少一方，分别生成声音
信息，从音响变换器输出所述声音信息。

29、如权利要求 22 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，对所述差异或所述特征量与规定的值进行比较；

所述步骤 d，根据所述比较结果，更新显示的空间分布帧。

30、如权利要求 22 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于：
所述步骤 c，确定表示空间分布帧的变化为最小的差异或特征量；

所述步骤 d，显示取得所述确定的差异或特征量时的空间分布帧。

31、如权利要求 18~30 任一项所述的超声波诊断装置的控制方法，
其特征在于：所述差异，是从多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布
帧之间的、构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的平均值、绝
对值的平均值、和、绝对值的和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最
大值与最小值之差中的至少某一个。

32、如权利要求 20~26 任一项所述的超声波诊断装置的控制方法，
其特征在于：所述特征量，是 N-1 个的差异的平均值、和、方差、标准偏
差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的至少某一个。

33、如权利要求 18~32 任一项所述的超声波诊断装置的控制方法，
其特征在于：所述形状测定值，是活体组织的最大厚度变化量。

34、如权利要求 18~32 任一项所述的超声波诊断装置的控制方法，
其特征在于：所述性状测定值，是活体组织的畸变及弹性特性中的至少一
方。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001]

本发明涉及超声波诊断装置，特别涉及进行活体内的组织的性状诊断的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

背景技术

[0002]

近年来，心肌梗塞及脑梗塞等血液循环系统疾病的患者日益增多，对这种疾病进行预防及治疗，成为一个重大课题。

[0003]

心肌梗塞及脑梗塞的出现，与动脉硬化密切相关。具体地说，在动脉壁上形成粥肿，或者由于高血压等各种原因，不能形成动脉的新细胞时，动脉就会失去弹性，变硬变脆。而且，在形成粥肿的部位中，血管被堵塞，或者覆盖粥肿的血管组织破裂后，粥肿向血管内流出，在别的部位堵塞动脉，或者导致动脉硬化的部位破裂，从而引起这些疾病。因此，早期诊断动脉硬化，至关重要。

[0004]

在现有技术中，诊断动脉硬化病变时，使用血管内窥镜，直接观察血管内部的状况。可是，在这种诊断中，需要将血管内窥镜插入被检查者的血管，所以存在着给被检查者增加痛苦的问题。因此，利用血管内窥镜进行的观察，被用于对于的确存在动脉硬化病变的被检查者，以便确定其动脉硬化病变的区域，例如，作为健康管理等的检查，还不曾采用该方法。

[0005]

测量动脉硬化的一个重要因素——胆固醇值，或者测量血压值，是能够减少被检查者的痛苦而且容易进行的检查。可是，这些值不能直接反映

动脉硬化的程度。

[0006]

另外，如果能够早期诊断出动脉硬化，使被检查者服用治疗动脉硬化的药物，就能够产生治疗动脉硬化的效果。可是，人们认为动脉硬化达到一定的程度后，即使能够利用治疗药物抑制动脉硬化的发展，也难以使硬化的动脉完全恢复。

[0007]

基于这些理由，迫切需要能够减少被检查者的痛苦、在动脉硬化达到一定的程度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，作为能够减少被检查者的痛苦的非侵入的医疗诊断装置，在现有技术中使用超声波诊断装置及 X 射线诊断装置。从体外照射超声波及 X 射线，能够不给被检查者增加痛苦，获得体内的形状信息或形状的时间变化信息。获得体内的测定对象物的形状的时间变化信息（运动信息）后，就能够求出测定对象物的性状信息。就是说，能够求出活体内的血管的弹性特性，能够直接知道动脉硬化的程度。

[0009]

尤其是超声波诊断装置，与 X 射线诊断装置相比，由于只要将超声波探头贴住被检查者就能够测量，所以在不需要使被检查者服用造影剂的这一点上，以及在不存在被 X 射线辐射的危险的这一点上，十分优越。

[0010]

另外，伴随着近年来的电子学技术的进步，已经可以使超声波诊断装置的测定精度迅猛提高。这样，计测活体组织的微小运动的超声波诊断装置的开发，硕果累累。例如有报告说，使用专利文献 1 记载的技术后，由于能够高精度地计测到血管运动的以振幅几微米、几百 Hz 为止的快速振动成分，所以可以在几微米的等级上高精度地计测血管壁的厚度变化及畸变。

[0011]

使用这种高精度的计测手法后，可以详细地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，列举了一个将颈动脉血管壁的弹性率的二维分布状况与 B 模式断层像重叠显示的例子。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，准确把握表示动脉的硬化程度的特征量——弹性率的局部分布，非常重要。

专利文献 1：日本国特开平 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.

[0012]

动脉等血液循环器官组织，伴随着心脏的跳动，反复变位及伸缩。这样，使用超声波诊断装置，求出血液循环器官组织的畸变及弹性特性时，宜于按照心脏的一个心跳周期测量一次，从而获得每个心跳周期的畸变分布及弹性特性。可是，获得的弹性特性，往往在各个心跳周期中不同。其理由可以列举出：严密地说，心跳周期并不是恒定的周期；在测定时，操作超声波探头的人及被检查者进行了不需要的活动；相应测量环境，受到各种噪声的影响等。在这些原因的作用下，获得的弹性特性有可能变动，难以判断测定结果是不是正确的数值。

发明内容

[0013]

针对上述情况，本发明的目的在于提供能够评价计测值是否在上述那些原因的作用下发生变动的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0014]

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体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；帧运算部，该帧运算部根据所述接收信号，求出所述组织的形状测定值，根据所述组织的形状测定值，计算表示所述活体组织的每个心动周期的形状测定值及性状测定值中至少一个的空间分布的空间分布帧；差异运算部，该差异运算部在从所述每个心动周期获得的多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间，求出构成所述空间

分布帧的形状测定值或性状测定值的差异；存储部，该存储部存储所述形状测定值、性状测定值及差异中的至少一个；显示部，该显示部显示所述空间分布帧。

[0015]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，求出最新的空间分布帧与其前紧接的空间分布帧的差异。

[0016]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，根据最新的空间分布帧及其前紧接的连续的 $N-1$ 个空间分布帧，求出 $N-1$ 个差异，进而根据 $N-1$ 个差异，计算一个表示 N 个空间分布帧的变化的程度的特征量。

[0017]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，求出在时间轴上连续的 2 个空间分布帧之间的差异。

[0018]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，按照每个心动周期，更新所述特征量。

[0019]

在某种优选的实施方式中，所述显示部，显示所述差异。

[0020]

在某种优选的实施方式中，所述显示部，至少显示所述差异及所述特征量中的一个。

[0021]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，根据所述差异，生成图象信息；所述显示部，显示所述图象信息。

[0022]

在某种优选的实施方式中，还具备音响变换器；所述差异运算部，根据所述差异，生成声音信息；所述音响变换器，输出所述声音信息。

[0023]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，至少根据所述差异及所述特征量中的一个，分别生成图象信息；所述显示部，显示所述图象信息。

[0024]

在某种优选的实施方式中，超声波诊断装置还具备音响变换器；所述差异运算部，至少根据所述差异及所述特征量中的一个，分别生成声音信息；所述音响变换器，输出所述声音信息。

[0025]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，将所述差异或所述特征量和规定的值进行比较；根据比较结果，所述帧运算部，更新所述显示部显示的空间分布帧。

[0026]

在某种优选的实施方式中，所述差异运算部，特定表示空间分布帧的变化最小的差异或特征量；所述显示部，显示获得特定的差异或特征量时的空间分布帧。

[0027]

在某种优选的实施方式中，所述差异，至少是从多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间的、构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的平均值、绝对值的平均值、和、绝对值的和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的某一个。

[0028]

在某种优选的实施方式中，所述特征量，至少是 $N-1$ 个的差异的平均值、和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的某一个。

[0029]

在某种优选的实施方式中，所述性状测定值，是活体组织的最大厚度变化量。

[0030]

在某种优选的实施方式中，所述性状测定值，至少是活体组织的畸变及弹性特性中的一个。

[0031]

本发明的超声波诊断装置的控制方法，是利用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，包含：使用超声波探头，发送超声

波发送波，接收所述超声波发送波在活体组织中反射后获得的超声波反射波，生成接收信号的步骤 (a)；根据所述接收信号，求出所述组织的形状测定值，再根据所述组织的形状测定值，计算表示所述活体组织的每个心动周期的形状测定值及性状测定值中至少一个的空间分布的空间分布帧的步骤 (b)；在从所述每个心动周期获得的多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间，求出构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的差异的步骤 (c)；显示所述空间分布帧的步骤 (d)。

[0032]

在某种优选的实施方式中，所述步骤 (c)，求出最新的空间分布帧与其前紧接的空间分布帧的差异。

[0033]

在某种优选的实施方式中，所述步骤 (c)，根据最新的空间分布帧及其前紧接的连续的 $N-1$ 个空间分布帧，求出 $N-1$ 个差异，进而根据 $N-1$ 个差异，计算一个表示 N 个空间分布帧的变化的程度的特征量。

[0034]

在某种优选的实施方式中，所述步骤 (c)，求出在时间轴上连续的 2 个空间分布帧之间的差异。

[0035]

在某种优选的实施方式中，所述步骤 (c)，按照每个心动周期，更新所述特征量。

[0036]

在某种优选的实施方式中，超声波诊断装置的控制方法，进而包含显示所述差异的步骤 (e1)。

[0037]

在某种优选的实施方式中，超声波诊断装置的控制方法，进而包含至少显示所述差异及所述特征量中的一个的步骤 (e2)。

[0038]

在某种优选的实施方式中，所述步骤 (e1)，根据所述差异，生成图象信息，显示所述图象信息。

[0039]

在某种优选的实施方式中，超声波诊断装置的控制方法，还具备根据所述差异，生成声音信息；从音响变换器输出所述声音信息的步骤（e3）。

[0040]

在某种优选的实施方式中，所述步骤（e2），至少根据所述差异及所述特征量中的一个，分别生成图象信息，显示所述图象信息。

[0041]

在某种优选的实施方式中，超声波诊断装置的控制方法，还具备至少根据所述差异及所述特征量中的一个，分别生成声音信息，从音响变换器输出所述声音信息的步骤（e4）。

[0042]

在某种优选的实施方式中，所述步骤（c），将所述差异或所述特征量和规定的值进行比较；所述步骤（d），根据所述比较结果，更新显示的空间分布帧。

[0043]

在某种优选的实施方式中，所述步骤（c），特定表示空间分布帧的变化最小的差异或特征量；所述步骤（d），显示获得所述特定的差异或特征量时的空间分布帧。

[0044]

在某种优选的实施方式中，所述差异，至少是从多个所述空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间的、构成所述空间分布帧的形状测定值或性状测定值的平均值、绝对值的平均值、和、绝对值的和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的某一个。

[0045]

在某种优选的实施方式中，所述特征量，至少是 N-1 个的差异的平均值、和、方差、标准偏差、平方平均平方根及最大值与最小值之差中的某一个。

[0046]

在某种优选的实施方式中，所述性状测定值，是活体组织的最大厚度变化量。

[0047]

在某种优选的实施方式中，所述性状测定值，至少是活体组织的畸变及弹性特性中的一个。

[0048]

采用本发明后，算出由使用超声波获得的活体组织内的任意区域中的位置信息及运动信息求出的最大厚度变化量、畸变或弹性特性等的帧间的差异。该差异，表示构成帧的数据的变化的程度。或者，求出多个差异，进而生成表示帧的变化程度的特征量。这样，能够判断根据差异或特征量计测的稳定性，能够测定正确的活体组织的形状或性状特性。另外，通过利用差异或特征量来显示形状或性状特性，能够提高测定结果的可靠性，另外能够容易观看地显示。

附图说明

[0049]

图 1 是表示使用本发明的超声波诊断装置，诊断血管壁的组织性状的结构的方框图。

图 2 是表示采用本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式的结构的方框图。

图 3 是详细示出图 2 所示的超声波诊断装置的运算部的结构的方框图。

图 4 是在血管壁中传播的超声波束和测量对象位置的示意图。

图 5 是表示测量对象位置 P_n 和求出弹性率的对象组织的关系的图形。

图 6 (a) 是示意性地示出给血管壁 40 设定的 ROI 的图形，(b) 是示意性地示出显示部显示的空间分布帧的图形。

图 7 是示意性地讲述空间分布帧和空间分布帧之间的差异及差异的特征量的关系的图形。

图 8 是讲述采用本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式中的动作的流程图。

图 9 是示意性地表示在第 2 实施方式中，计测期间求出的差异的曲线图。

图 10 是讲述采用本发明的超声波诊断装置的第 3 实施方式中的动作的流程图。

图 11 是示意性地表示在第 3 实施方式中，计测期间求出的差异的曲线图。

图中：

[0050]

- 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
- 17 相位检波部
- 18 滤波器部
- 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
- 32 性状测定值运算部
- 33 差异运算部
- 34 帧运算部

具体实施方式

[0051]

本发明的超声波诊断装置，计算测量对象物——活体的组织的各部的形状测定值（最大厚度及变化量）及性状测定值（畸变及弹性特性），作为

每个心跳周期的帧，求出其二维分布。下面，以求出血管壁的弹性特性的二维分布的情况为例，讲述本发明的超声波诊断装置。

[0052]

（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。

[0053]

图 1 是表示使用本发明的超声波诊断装置 11，进行血管壁组织的性状诊断时的结构的方框图。将与超声波诊断装置 11 连接的超声波探头 13，贴紧受检者的体表 2 地设置，向血管外组织 1 的内部发送超声波。被发送的超声波，在血管 3 及血液 5 中反射、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，对接收信号进行解析及运算，求出血管前壁 4 的形状信息及运动信息。另外，将血压计 12 与超声波诊断装置 11 连接，血压计 12 测量的受检者的血压数据，被输入超声波诊断装置 11。超声波诊断装置 11，采用专利文献 1 公布的方法，使用检波信号的振幅及相位的两者，采用带制约的最小平方法决定对象的瞬时位置，实现高精度的（位置变位量的测定精度在±0.2 微米）相位跟踪，从而能够以很高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。进而，使用血压计 12 获得的血压数据，可以求出血管前壁 4 中的微小部位的弹性特性。另外，心电图仪 22 与超声波诊断装置 11 连接，心电图仪 22 测量的心电波形，被输入超声波诊断装置 11，作为决定取得数据及清除数据的时刻的触发信号使用。心电图仪 22 还可以用其它的活体信号检出单元——心音计及脉搏计置换，取代心电波形，将心音波形及脉搏波形作为触发器信号使用。

[0054]

下面，详细讲述超声波诊断装置 11 的结构及动作。图 2 是表示超声波诊断装置 11 的结构的方框图。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、滤波器部 18、运算部 19、运算数据存储部 20 及显示部 21。另外，为了控制上述各部，还具有包含微机的控制部 30。

[0055]

发送部 14 生成规定的驱动脉冲信号，向超声波探头 13 输出。在驱动脉冲信号的作用下，由超声波探头 13 发送的超声波发送波，在血管 3 等活体组织中反射、漫射，产生的超声波反射波由超声波探头 13 接收。使其发生超声波的驱动脉冲的频率，根据测定对象的深度及音速决定，以便使在时间轴上邻接的前后的超声波脉冲不互相重叠。

[0056]

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，生成接收信号，再转换成数字信号。发送部 14 及接收部 15，使用电子部件等构成。

[0057]

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 的超声波振动器组的驱动脉冲信号的延迟时间。从而使由超声波探头 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，还通过控制被超声波探头 13 接收、被接收部 15 放大的接收信号的延迟时间，从而能够使开口直径变化，或者使焦点位置变化。延迟时间控制部 16 的输出，被输入相位检波部 17。

[0058]

相位检波部 17，对用延迟时间控制部 16 进行了延迟控制的接收信号，进行相位检波，分离成实部信号和虚部信号。分离的实部信号和虚部信号，被输入滤波器部 18。滤波器部 18 除去来自测量对象以外的反射成分及噪声成分等。相位检波部 17 及滤波器部 18，既可以由软件构成，也可以由硬件构成。

[0059]

经过相位检波的接收信号的实部信号及虚部信号，被输入运算部 19。图 3 是详细示出运算部 19 的结构的方框图。运算部 19，包含形状测定值运算部 31、性状测定值运算部 32 及差异运算部 33。形状测定值运算部 31 及性状测定值运算部 32，构成帧运算部 34。运算部 19，既可以由软件构成，也可以由硬件构成。

[0060]

形状测定值运算部 31，根据接收信号的实部信号及虚部信号，求出多

个测定对象位置中的活体组织的运动速度，对该运动速度进行积分后，求出位置变位量（位置的时间变位量）。然后，根据求出的位置变位量，求出各测定对象位置中的活体组织的厚度变化量（伸缩量）。另外，从心电图仪 22 接收有关一个心动周期的信息，求出一个心动周期中的厚度变化量的最大值与最小值之差分——最大厚度变化量和厚度的最大值。

[0061]

性状测定值运算部 32，接收最大厚度变化量和厚度的最大值，求出活体组织的畸变。进而，使用由血压计 12 得到的血压数据，求出各测定对象位置之间的组织的弹性特性。

[0062]

这样求出的活体组织的最大厚度变化量、畸变或弹性特性，被与计测区域对应地描绘，作为表示形状测定值或性状测定值的空间分布的每个心动周期的空间分布帧，向显示部 21 输出。

[0063]

接着，使用图 4 及图 5，详细讲述帧运算部 34 中的这些体计算。图 4 是表示在活体 60 中传播的超声波束 67 的示意图，图中示出血管壁 64 及血管以外的活体组织 62。由配置在活体 60 的表面的超声波探头 13 发送的超声波发送波，在活体 60 中行进。超声波发送波，作为具有某种有限的宽度的超声波束 67，在活体 60 中传播，在该过程中，被血管以外的活体组织 62 及血管壁 64 反射或漫射的一部分超声波，返回超声波探头 13，被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 $r(t)$ 检出，越是由于最接近超声波探头 13 的组织获得的反射的时间序列信号，在时间轴上越位于原点附近。超声波束 67 的宽度（射束直径），可通过改变延迟时间加以控制。

[0064]

位于超声波束的中心轴——音响线 66 上的血管壁 62 中的多个测量对象位置 P_n ($P_1, P_2, P_3, P_k, \dots, P_n$, n 为 3 以上的自然数)，以某种一定的间隔，从接近超声波探头 13 的位置依照 $P_1, P_2, P_3, P_k, \dots, P_n$ 的顺序排列。如果将以活体 60 的表面为原点的深度方向的坐标，作为 $Z_1, Z_2, Z_3, Z_k, \dots, Z_n$ ，那么来自测量对象位置 P_k 的反射，在时间轴上就成为位于 $t_k = 2Z_k / c$

的位置。式中， c 表示超声波在活体内的音速。在相位检波部 17 中，对反射波信号 $r(t)$ 进行相位检波，将检波后的信号分离成实部信号及虚部信号后，使其通过滤波器部 18。在运算部 10 的形状测定值运算部 31 中，在反射波信号 $r(t)$ 和微小时间 Δt 后的反射波信号 $r(t+\Delta t)$ 中，在振幅不变化，只相位及反射位置变化的制约下，通过最小平方法求出使反射波信号 $r(t)$ 和 $r(t+\Delta t)$ 的波形的匹配误差成为最小的相位差。根据该相位差，求出测量对象位置 P_n 的运动速度 $V_n(t)$ ，再将其积分后，就能求出位置变化量 $d_n(t)$ 。

[0065]

图 6 是表示测量对象位置 P_n 和弹性率运算的对象组织 T_n 的关系的图形。对象组织 T_k ，位于被相邻的测量对象位置 P_k 和 P_{k+1} 夹持的范围内，具有厚度 L 。可以根据 n 个测量对象位置 $P_1 \cdots P_n$ ，设置 $(n-1)$ 个对象组织 $T_1 \cdots T_{n-1}$ 。

[0066]

对象组织 T_k 的伸缩量——厚度变化量 $H_k(t)$ ，根据测量对象位置 P_k 和 P_{k+1} 的位置变化量 $h_k(t)$ 和 $h_{k+1}(t)$ ，作为 $H_k(t) = h_{k+1}(t) - h_k(t)$ 求出。

[0067]

血管壁 64 的组织 T_k 的厚度变化，随着心跳引起的血压的变化而产生，大致与心率周期同步地反复。因此，弹性特性也宜于与心率周期同步地求出每个心动周期的数值。从 1 个心动周期内的厚度变化量 $H_k(t)$ 中，抽出最大值和最小值，将最大值和最小值之差，作为最大厚度变化量 Δh_k 。另外，将血压的最大值和最小值之差，作为脉压 Δp 。设对象组织的厚度的最大值为 H_m 时，可以通过下列公式，分别求出畸变 S_k 及弹性特性 x_k 。

[0068]

$$S_k = \Delta h_k / H_m$$

$$x_k = \Delta p / S_k = \Delta p \cdot H_m / \Delta h_k$$

[0069]

测量对象位置 P_n 的数量及其间隔，可以按照测量的目的及测量对象物——活体组织的特性任意设定。另外，在以上的讲述中，列举了求出邻接

的测量对象位置间的厚度变化量及弹性特性的例子。但厚度变化量及弹性特性，也可以求出隔着一个以上的测量对象位置的两点间的值。这时，该两点间的位置变位量，最好使用该两点及其之间的测量对象位置的位置变位量的平均值。

[0070]

求出厚度变化量及弹性特性的范围，也可以是有任意的 2 点夹持的 1 处。但在实施方式中，使用的超声波探头 13，具有阵列状地排列的多个超声波振荡器，能够求出断层面内任意领域内所有部位的弹性特性。任意领域可由操作者利用 ROI (Region Of Interest) 规定。ROI 是旨在使操作者指定希望求出弹性特性的领域而进行的显示，操作者可以一边在显示部 21 上确认其大小及位置，一边通过超声波诊断装置 11 的接口部（未图示）做媒介，自由设定。

[0071]

帧运算部描绘这样求出的活体组织的最大厚度变化量、畸变或弹性特性，作为表示形状测定值或性状测定值的空间分布的每个心动周期的空间分布帧，向显示部 21 输出。空间分布帧，既可以是一维，也可以是二维或三维。图 6 (a) 示意性地示出显示部 21 显示的血管壁 40 和 ROI41。血管壁 40 的图象，例如可以用与振幅强度对应的亮度，调制和上述的运算不同的接收信号后获得。图 6 (b) 示出血管壁 40 的用 ROI41 规定的区域中的弹性特性。在用 ROI41 规定的区域中，配置着 6 行 \times 5 列描绘的帧数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ ，帧数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ ，构成空间分布帧 F_k 。如上所述，帧数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 是活体组织的最大厚度变化量等形状测定值或畸变及弹性特性等性状测定值。

[0072]

帧运算部 34，将空间分布帧 F_k 向运算数据存储部 20 输出，并使其存储。还向显示部 21 输出。显示部 21 显示接收的空间分布帧 F_k 。在图 6 (b) 中，例如用与其值对应的浓淡，显示弹性特性。也可以使用与帧中的弹性特性的值对应的配色，将弹性特性分布作为二维彩色图象。

[0073]

如前所述，由于按照每个心动周期，求出活体组织的最大厚度变化量、

畸变或弹性特性，所以帧数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 及空间分布帧 F_k 也被按照每个心动周期更新。

[0074]

帧运算部 34 计算的最大厚度变化量、畸变、弹性特性等数据，在存储容量允许的范围内，被运算数据存储部 20 存储，可以随时读出。运算数据存储部 20，例如如果使用环形存储器等元件，就能够始终更新存储最新的数据。这样，运算数据存储部 20 存储的各种数据，还能够随时在显示部 21 上显示。

[0075]

差异运算部 33，在从每个心动周期的多个空间分布帧中选择的 2 个空间分布帧之间，求出构成空间分布帧的形状测定值或性状测定值的差异。具体地说，从帧运算部 34 或运算数据存储部 20 中接收最新的空间分布帧 F_k ，在被运算数据存储部 20 存储的（最新的空间分布帧 F_k ）之前紧接的空间分布帧 F_{k-1} 中，求出对应的帧数据之间的差分的平方平均平方根(RMS)，将它作为差异 dk 。就是说，进行用下列公式表示的运算。

[0076]

[数学式 1]

$$dk = \sqrt{\frac{\sum_{i=0, j=0}^{i=m-1, j=n-1} (f(k)_{ij} - f(k-1)_{ij})^2}{m \times n}}$$

[0077]

将求出的差异 dk ，向运算数据存储部 20 输出，并使其存储。还向显示部 21 输出。经过一个心动周期后，帧运算部 34 计算最新的空间分布帧 F_{k+1} ，差异运算部 33 在最新的空间分布帧 F_{k+1} 与其前紧接的空间分布帧 F_k 之间，求出差异 $dk+1$ ，向运算数据存储部 20 输出。还在显示部 21 上显示差异 $dk+1$ 。这样，求出新的空间分布帧 F_n 后，在与其前紧接的空间分布帧 F_{n-1} 之间，求出差异 dn 。差异 dn 的值，和空间分布帧 F_n 一起，与心动周期同步，被更新后在显示部 21 上显示。

[0078]

差异 dn ，是连续的 2 枚帧之间的差分的 RMS，测定越稳定，它就越小。

就是说，差异 dn 是表示计测的稳定性的评价值。因此，超声波诊断装置 11 的操作者，可以一边操作超声波探头 13，一边确认显示的差异 dn 的值，作为测量稳定化的参考。

[0079]

还可以采用数值以外的显示方法，在显示部 21 上显示差异 dn 。例如：在差异运算部 33 中，进而根据差异 dn 的值的大小，生成图象信息，显示该图象信息。更具体地说，差异 dn 较大时，编制振幅及频率较大的波形或具有任意的形状的较大的图形的动画；差异 dn 较小时，则编制振幅及频率较小的波形或具有任意的形状的较小的图形的动画。使显示部 21 显示这种动画时，随着差异 dn 的变小，用动画表示的图象或波形的振幅及频率就变小后显示。这样，与显示数值时相比，操作者能够直观地理解差异 dn 的变化。

[0080]

此外，还可以使图形及线条、文字等的亮度、色调、长度、大小、个数、角度、形状等，按照差异 dn 的大小变化。另外，不局限于动画，还可以按照差异 dn 生成静止画面。

[0081]

另外，还可以在差异运算部 33 中，根据差异 dn 的大小，生成声音信息，并且从超声波诊断装置 11 设置的扬声器等将电信号变换成声音的音响变换器 31，输出生成的声音信息。例如：可以在差异 dn 的值较大时，生成频率高的声音；差异 dn 的值较小时，生成频率低的声音。从音响变换器 31 输出这种声音信息时，随着差异 dn 的变小，从音响变换器 31 输出的声音的频率变低。或者，作为音响变换器 31，还可以使用压电蜂鸣器等，按照差异 dn 的值，使断续输出的蜂鸣音的周期变化。

[0082]

将差异 dn 的值的变化，作为容易直观地理解的图象信息显示，或者作为能够利用听觉识别的声音信息输出后，在使用超声波诊断装置 11 进行的测量中，操作者能够集中注意力地掌握其它许多的信息，例如探头的位置及显示部显示的弹性特性等其它的计测信息、被检查者的状态等许多的状态。

[0083]

此外，在显示部 21 显示的空间分布帧内，包含不需要求出形状测定值或性状测定值的区域时，差异运算部 33 可以只抽出希望求出空间分布帧内的形状测定值或性状测定值的区域，求出差异。例如：如图 6 (a) 所示的那样，在 ROI 41 中，包含血管壁 40 以外的活体组织的区域，只希望求出血管壁 40 的形状测定值或性状测定值时，可以从空间分布帧中只抽出相当于血管壁 40 的区域的帧数据，求出血管壁组织中的差异。从空间分布帧中抽出相当于血管壁的区域时，例如可以利用音响阻抗的差异。另外，反之，如图 6 (a) 所示的那样，在 ROI 41 中，包含血管壁 40 以外的活体组织的区域，只希望求出血管壁 40 的形状测定值或性状测定值时，还可以修正 ROI 41，以便只包含血管壁 40。

[0084]

另外，除了 RMS 以外，可以使用差分的平均值、差分的绝对值的平均值、差分的和、差分的绝对值的和、差分的方差、差分的标准偏差、差分的最大值与最小值之差等，计算差异 d_n 。通过这些计算求出的差异 d_n ，其值越小，越表示空间分布帧的形状测定值或性状测定值的变化小，测量稳定。可是，也可以采用其值越大，越表示空间分布帧的形状测定值或性状测定值的变化小的运算方法。例如：可以将这些运算的结果获得的值的倒数，作为差异 d_n 。

[0085]

另外，还可以使用多个差异 d_n ，评价测量的稳定性。帧运算部 34 运算了最新的空间分布帧 F_k 后，差异运算部 33 从运算数据存储部 20 中，读出由 1 个心动周期前的帧 F_{k-1} 起，到 $N-1$ 个心动周期前的帧 $F_{k-(N-1)}$ 为止的连续的 $N-1$ 个数据。接着，差异运算部 33，在从最新的帧 F_k 起，到帧 $F_{k-(N-1)}$ 为止的连续的 N 个数据中，求出邻接的帧之间的帧数据的差分的 RMS，将它们作为差异 d_k 、 d_{k-1} 、 d_{k-2} 、 \cdots $d_{k-(N-2)}$ 。然后，差异运算部 33 求出这些 $N-1$ 个差异的平均值，将它作为差异的特征量 D_k 。使运算数据存储部 20 存储差异的特征量 D_k ，并且使显示部 21 显示。差异运算部 33 在每个心动周期即每当最新的空间分布帧被更新时，反复进行这些动作。

[0086]

如上所述，特征量 D_k ，既可以作为数值原封不动地在显示部 21 上显示，也可以作为由与特征量 D_k 的值的大小对应的图形及线条等构成的动画及静止画面表示的图象信息在显示部 21 上显示。另外，还可以生成与特征量 D_k 的值的大小对应的声音信息，从音响变换器 31 输出。

[0087]

为了求出特征量 D_k 而使用的差异 d_n 的个数 N 的理想范围，取决于操作者及被检查者能够在多长的期间中维持稳定的姿势。例如测量人体的颈动脉时， N 为 2~6 的范围最理想。

[0088]

参照图 7，讲述 $N=5$ 时的情况。帧运算部 34 运算最新的空间分布帧 F_k 后，差异运算部 33 从运算数据存储部 20 中，读出从 1 个心动周期前的帧 F_k 起，到 4 个心动周期前的帧 F_{k-4} 为止的连续的 4 个数据。接着，差异运算部 33 求出邻接的帧之间的帧数据的差分的 RMS，将它们作为差异 d_k 、 d_{k-1} 、 d_{k-2} 、 d_{k-3} 。然后，差异运算部 33 求出这 4 个差异的平均值，将它作为差异的特征量 D_k 。如图所示，根据差异 d_{k-1} 、 d_{k-2} 、 d_{k-3} 、 d_{k-4} ，可以求出获得 1 个心动周期前的空间分布帧 F_{k-1} 时的特征量 D_{k-1} 。这样，每当最新的空间分布帧被更新时，特征量 D_k 也被更新。

[0089]

这样求出的差异的特征量 D_n ，测定越稳定就越小。就是说，差异的特征量 D_n 也表示测量的稳定性，采用本发明的超声波诊断装置 11 的操作者，可以一边操作超声波探头 13，一边确认差异的特征量 D_n 的值，作为使测量稳定化的参考。这时，也可以和差异 d_n 一起在显示部 21 上显示。

[0090]

差异的特征量 D_n ，除了作为多个差异 d_n 的平均值求出以外，还可以作为差异的和、差异的方差、差异的标准偏差、差异的 RMS 及差异的最大值与最小值之差等求出。就象关于差异 d_n 的讲述那样，这些值也是通常较小的表示变化少。可是，也可以选择使其值大的表示变化小的运算。

[0091]

为了求出特征量而使用的差异，也可以不从邻接的或连续的 2 个空间分布帧之间求出。例如使用 5 个连续的空间分布帧 $F_{k-4} \sim F_k$ ，求出特征量

时, 可以求出 F_k 与 F_{k-1} 的差异 d'_{k-1} 、 F_k 与 F_{k-2} 的差异 d'_{k-2} 、 F_k 与 F_{k-3} 的差异 d'_{k-3} 及 F_k 与 F_{k-4} 的差异 d'_{k-4} , 再求出这 4 个差异 $d'_{k-1} \sim d'_{k-4}$ 的平均值 D'_{k-1} 。

[0092]

此外, 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。但是本发明的超声波诊断装置, 也能适当测定心脏等血管壁以外的血液循环器官组织及肝脏、乳房等体组织。

[0093]

另外, 在本实施方式中, 讲述了测定形状测定值及性状测定值的二维分布, 作为每个心动周期的帧显示的超声波诊断装置。但是也可以使用 3D 机械探头等, 测定形状测定值及性状测定值的三维分布, 作为每个心动周期的帧显示。

[0094]

(第 2 实施方式)

在本实施方式中, 讲述使用在第 1 实施方式中详细讲述的差异 d_n 或差异的特征量 D_n , 进行空间分布帧的显示的超声波诊断装置及其控制方法。差异 d_n 或差异的特征量 D_n 的运算方法, 和在第 1 实施方式中讲述的一样。另外, 以下没有特别言及的超声波诊断装置的结构, 和第 1 实施方式一样。

[0095]

图 8 是表示使用差异 d_n 控制超声波诊断装置的一个例子的流程图。表示根据差异运算部 33 求出的差异 d_n 和超声波诊断装置 11 的操作者预先设定的差异的阈值 d_s 的比较结果, 控制空间分布帧的显示的方法。在以下讲述的步骤, 例如作为计算机可实行的程序或固件等, 被超声波诊断装置 11 设置的 ROM 等记录介质记录。

[0096]

首先, 在进行测定前, 操作者决定的差异的阈值 d_s , 在超声波诊断装置 11 中设定 (步骤 S1)。具体地说, d_s 是连续的 2 枚空间分布帧之间的差分的 RMS 的阈值。

[0097]

接着, 操作者操作超声波诊断装置 11, 如在第 1 实施方式中详细讲述

的那样，使帧运算部 34 运算所需部位的形状测定值及性状测定值例如弹性特性的空间分布——空间分布帧 F，使运算数据存储部 20 存储该运算的结果（步骤 S2）。在这里，测定的空间分布帧 F，用测定开始后、最初的帧的意思，显示 F0。接着，帧运算部 34 在显示部 21 上显示帧 F0（步骤 S3）。

[0098]

在下一个心动周期中，帧运算部 34 运算帧 F1，使运算数据存储部 20 存储该运算的结果（步骤 S4）。进而，根据运算数据存储部 20 存储的帧 F0 和运算的 F1，运算差异 d1，并且在显示部 21 上显示它（步骤 S5）。

[0099]

差异运算部 33 比较差异 d1 和阈值 ds（步骤 S6），判断与阈值 ds 相比，运算出来的差异 d1 是否表示计测的稳定性高。具体地说，判断 RMS 是否小于阈值 ds（步骤 S7）。在这里，差异 d1 小于阈值 ds 时，差异运算部 33 使显示部 19 显示帧 F1（步骤 S8），完成该心动周期中的动作。然后，返回步骤 S4，反复实行步骤 S4～步骤 S7。

[0100]

此外，步骤 S7 中的和阈值 ds 的比较，随着怎样定义差异 dn，判断计测的稳定性高的基准不同。就是说，随着差异 dn 的定义的不同，有时差异 d1 大于阈值 ds 时计测的稳定性高。

[0101]

差异 d1 大于阈值 ds 时，运算部 19 完成该心动周期中的动作，不显示最新的空间分布帧地返回步骤 S4，反复实行步骤 S4～步骤 S7。

[0102]

操作者想中断或结束测定时，可以向超声波诊断装置 11 输入冻结信号。冻结信号可以在图 8 所示的任何一个步骤中输入，超声波诊断装置 11 确认输入冻结信号后，就中止所有的测定。在显示部 21 上显示在与阈值 ds 相比，差异 d 表示稳定的帧中最后获得的帧 F 和这时的差异 d。为了进行这种动作，需要在步骤 S8 中显示帧 F，而且使运算数据存储部 20 存储帧 F 和这时的差异 d。

[0103]

图 9 是表示在本实施方式的超声波诊断装置中，各心动周期求出的差

异 dn 的曲线图。横轴表示计测开始后获得的空间分布帧的次数、即计测开始后的心动周期的次数。计测刚开始后, 由于被检查者或把持超声波探头 13 的操作者的姿势及呼吸状态不稳定等理由, 差异 dn 较大, 然后逐渐变小。在图 9 中, 如给横轴上的数字带圈后所示的那样, 第 5~8 及 10 心动周期获得的差异 dn , 小于阈值 ds 。超声波诊断装置 11 在显示部 21 中显示获得小于阈值 ds 的差异时的空间分布帧。具体地说, 开始计测后, 到 4 心动周期为止, 不在显示部 21 中显示空间分布帧。然后, 在第 5 心动周期才显示空间分布帧。以后, 到 8 心动周期为止, 在每个心动周期中, 空间分布帧都被更新。第 9 心动周期获得的差异 dn , 大于阈值 ds 。因此, 在第 9 心动周期不更新空间分布帧, 维持空间分布帧 F8 的显示。然后, 在第 10 心动周期, 更新显示, 显示空间分布帧 F10。

[0104]

这样, 采用本实施方式后, 比较差异运算部 33 求出的差异 d 和操作者预先设定的差异的阈值 ds , 只在与阈值 ds 相比, 差异 d 优秀时, 显示帧 F 。因此, 操作者能够有选择地只看具有某种程度的稳定性的测量结果, 能够进行更正确的诊断。

[0105]

在本实施方式中, 详细讲述了使用差异 dn 的控制方法。但是, 能够实现使用差异的特征量 Dn , 和设定的阈值 Ds 进行比较, 根据比较结果, 控制空间分布帧的显示的超声波诊断装置。使用差异的特征量 Dn , 控制空间分布帧的显示时, 在图 8 的流程图中, 为了求出最初的差异的特征量 $D4$, 而将步骤 2 反复进行 5 次, 求出 5 个差异, 再将 $d0 \sim d4$ 平均后, 求出 $D4$ 的点, 和使用差异 dn 的控制方法不同。这时, 在到获得 $D4$ 为止的 5 个心动周期中, 每当实行步骤 3 时, 既可以显示帧 F_n , 也可以不显示。为了向正在实施的测定的操作者显示, 最好显示。

[0106]

另外, 也可以利用差异 dn 或差异的特征量 Dn , 控制测定的结束。例如: 作为阈值 $d' s$ 或 $D' s$, 设定表示计测非常稳定的情况的值, 判断与阈值 $d' s$ 或 $D' s$ 相比, 差异 dn 或差异的特征量 Dn 是否表示计测的稳定性高。差异 dn 或差异的特征量 Dn , 达到与阈值 $d' s$ 或 $D' s$ 相比, 表示计

测稳定的值时，结束计测，打印输出最后获得的空间分布帧，或者将其记录到记录介质中。该控制，也可以和上述空间分布帧的显示的控制组合。还显示空间分布帧时，为了显示空间分布帧，在测定结束的控制中使用的阈值 $d' s$ 或 $D' s$ ，最好是与阈值 ds 或 Ds 相比，表示计测的稳定性高的数值。这样，计测开始后空间分布帧就被显示，能够在稳定性很高时自动结束测定。

[0107]

（第 3 实施方式）

在本实施方式中，和第 2 实施方式一样，讲述使用在第 1 实施方式中详细讲述的差异 dn 或差异的特征量 Dn ，进行空间分布帧的显示的超声波诊断装置及其控制方法。差异 dn 或差异的特征量 Dn 的运算方法，和在第 1 实施方式中讲述的一样。另外，以下没有特别言及的超声波诊断装置的结构，和第 1 实施方式一样。

[0108]

图 10 是表示使用差异 dn 控制超声波诊断装置的一个例子的流程图。表示根据差异运算部 33 求出的差异 dn 和超声波诊断装置 11 的操作者预先设定的差异的阈值 ds 的比较结果，控制空间分布帧的显示的方法。

[0109]

首先，操作者操作超声波诊断装置 11，如在第 1 实施方式中详细讲述的那样，使帧运算部 34 运算所需部位的形状测定值及性状测定值例如弹性特性的空间分布——空间分布帧 F ，使运算数据存储部 20 存储该运算的结果，并且在显示部 21 上显示帧（步骤 S21）。在这里，测定的帧 F ，用测定开始后最初的空间分布帧的意思，显示 F_0 。

[0110]

在下一个心动周期中，帧运算部 34 运算空间分布帧 F_1 ，使运算数据存储部 20 存储该运算的结果，并且在显示部 21 上显示（步骤 S22）。帧运算部 34，根据运算数据存储部 20 存储的空间分布帧 F_0 和运算的空间分布帧 F_1 ，运算差异 d_1 ，并且在显示部 21 上显示它（步骤 S23）。

[0111]

作为该时刻的最佳值 F_{best} 和 d_{best} ，差异运算部 33 分别存储帧 F_1 和差异

d1 (步骤 S24)。

[0112]

在下一个心动周期中, 帧运算部 34 运算帧 F2, 使运算数据存储部 20 存储该运算的结果 (步骤 S25)。进而, 根据运算数据存储部 20 存储的帧 F1 和运算的 F2, 运算差异 d2, 并且在显示部 21 上显示它 (步骤 S26)。

[0113]

差异运算部 33 比较差异 d2 和差异的最佳值 d_{best} (步骤 S27), 判断与最佳值 d_{best} 相比, 运算出来的差异 d2 是否表示计测的稳定性高。具体地说, 判断 RMS 是否小于 d_{best} (步骤 S28)。在这里, 差异 d2 比值 d_{best} 计测的稳定性高 (小) 时, 作为新的最佳值 F_{best} 和 d_{best} , 差异运算部 33 分别存储帧 F2 和差异 d2 (步骤 S29)。并且使显示部 19 显示帧 F_{best} (步骤 S30), 完成该心动周期中的动作。然后, 返回步骤 S25, 反复实行步骤 S25~28。

[0114]

差异 d2 大于 d_{best} 时, 差异运算部 33 完成该心动周期中的动作, 不显示最新的空间分布帧地返回步骤 S25, 反复实行步骤 S25~28。

[0115]

图 11 是表示在本实施方式的超声波诊断装置中, 各心动周期求出的差异 d_n 的曲线图。和图 9 一样, 横轴表示计测开始后获得的空间分布帧的次数、即计测开始后的心动周期的次数。计测刚开始后, 由于被检查者或把持超声波探头 13 的操作者的姿势及呼吸状态不稳定等理由, 差异 d_n 较大, 然后逐渐变小。在图 11 中, 在给横轴上的数字带圈后所示的周期, 最佳值 F_{best} 和 d_{best} 被更新。因此, 空间分布帧被更新。就是说, 刚开始后, 在每个心动周期, 差异 d_n 变小, 所以在每个心动周期, 空间分布帧都被更新。不久, 计测稳定, 差异 d_n 大致成为恒定的值后, 只在差异 d_n 进而表示计测的稳定性高的值时, 更新空间分布帧。

[0116]

这样, 采用本实施方式后, 虽然测定刚开始时, 频繁更新空间分布帧地显示, 但是计测稳定后, 就维持最稳定时的空间分布帧。因此, 随着计测的稳定, 显示部显示的图象就容易观看, 另外, 还能够有选择地观看稳定性高的测量结果。这样, 操作者能够进行更正确的诊断。

[0117]

在本实施方式中，取代差异 d_n ，使用差异的特征量 D_n ，也能够进行同样的控制。使用差异的特征量 D_n ，控制空间分布帧的显示时，在图 10 的流程图中，为了求出最初的差异的特征量 D_4 ，而将步骤 23 反复进行 5 次，求出 5 个差异，再将 $d_0 \sim d_4$ 平均后，求出 D_4 的点，和使用差异 d_n 的控制不同。这时，在到获得 D_4 为止的 5 个心动周期中，每当实行步骤 3 时，既可以显示帧 F_n ，也可以不显示。为了向正在实施的测定的操作者显示，最好显示。

[0118]

本发明的超声波诊断装置，能够适当测定血管壁、心脏等血管壁以外的血液循环器官组织及肝脏、乳房等体组织的形状及性状特性。另外，作为医生能够正确诊断活体组织的形状及性状特性的超声波诊断装置，其用途广泛。

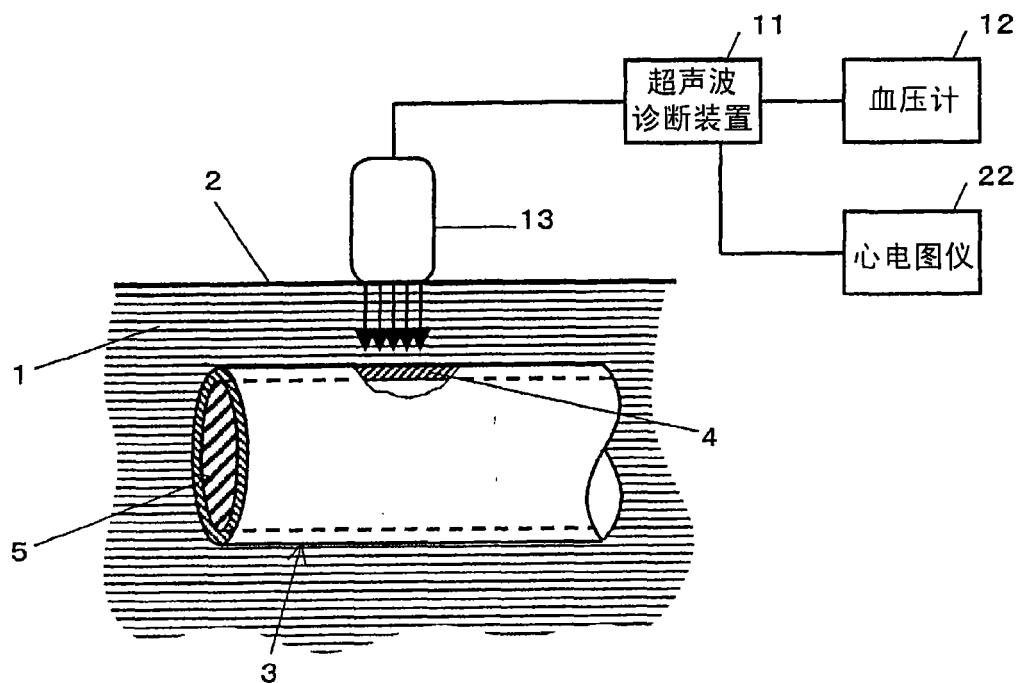


图 1

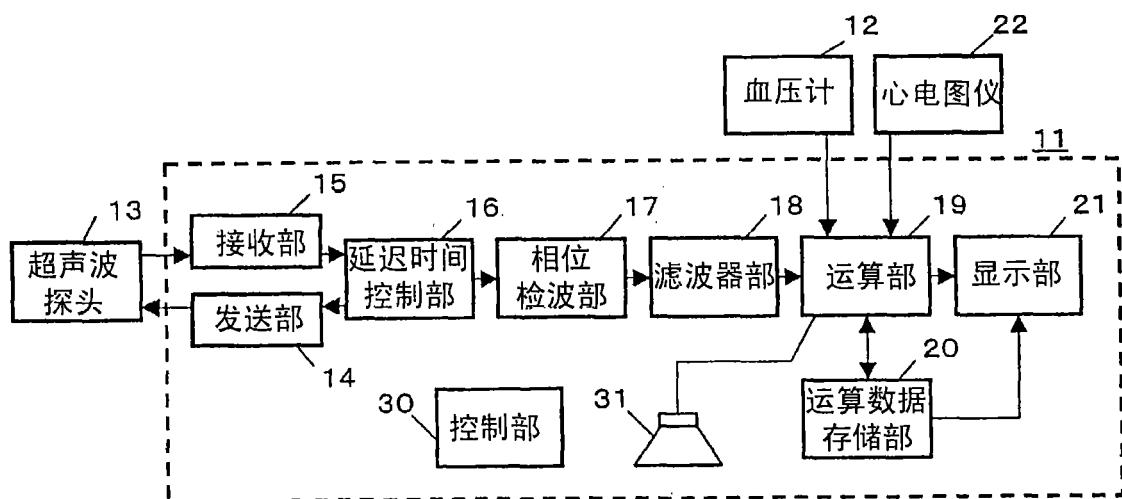


图 2

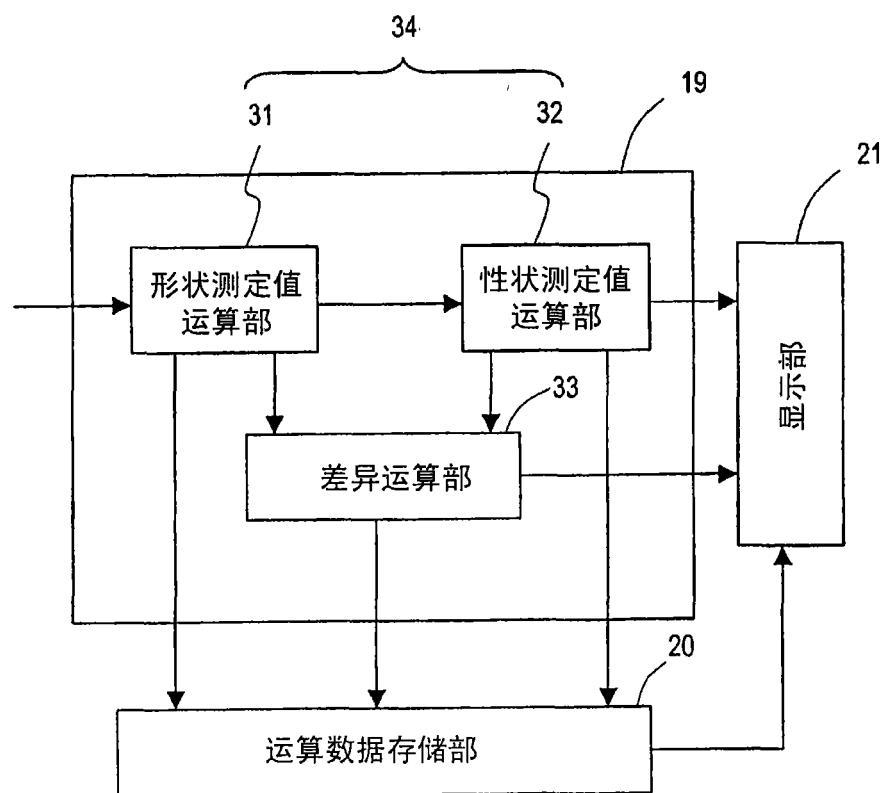


图 3

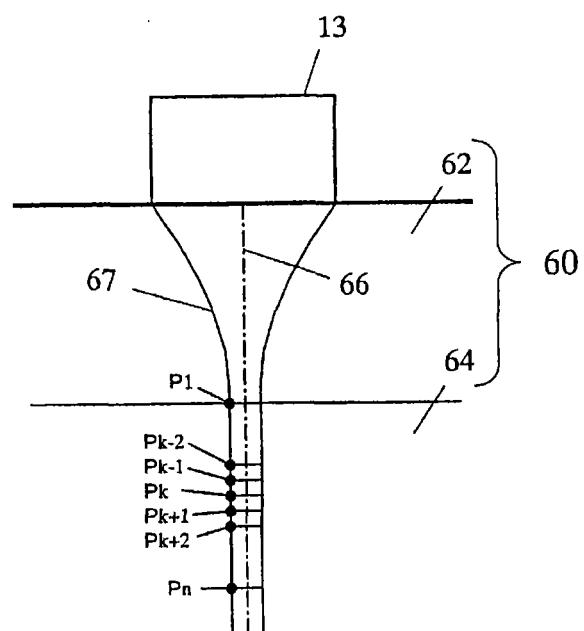


图 4

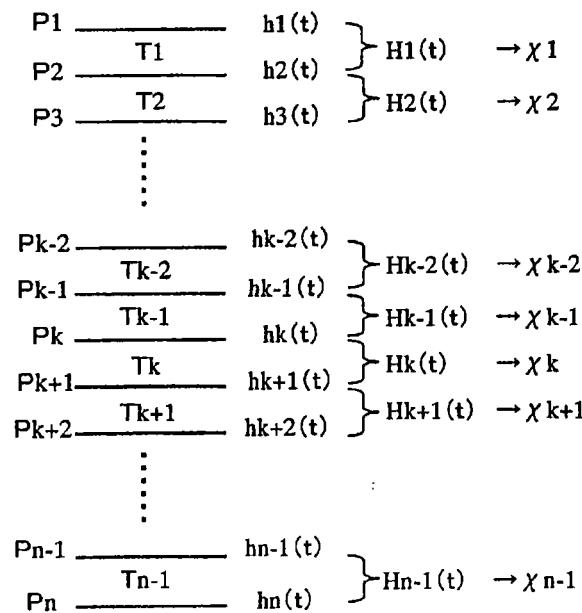
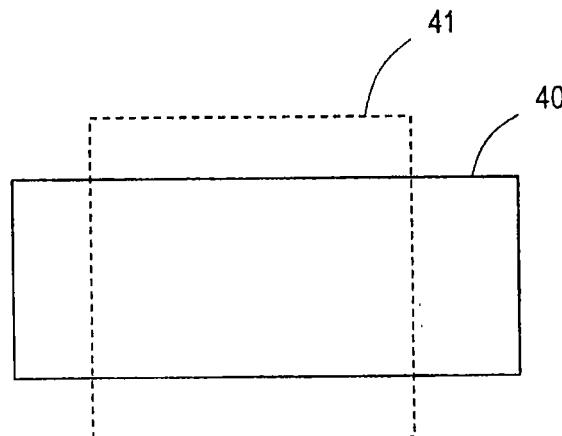


图 5

(a)



(b)

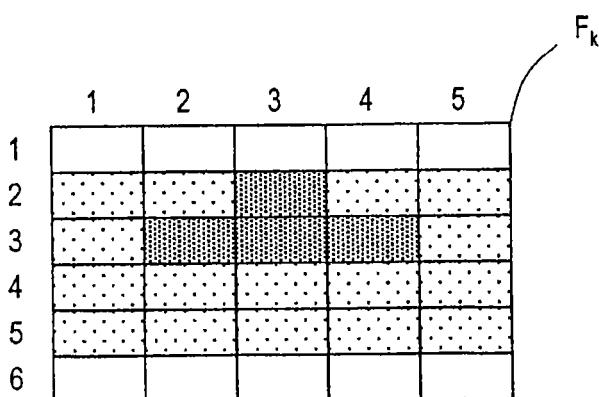


图 6

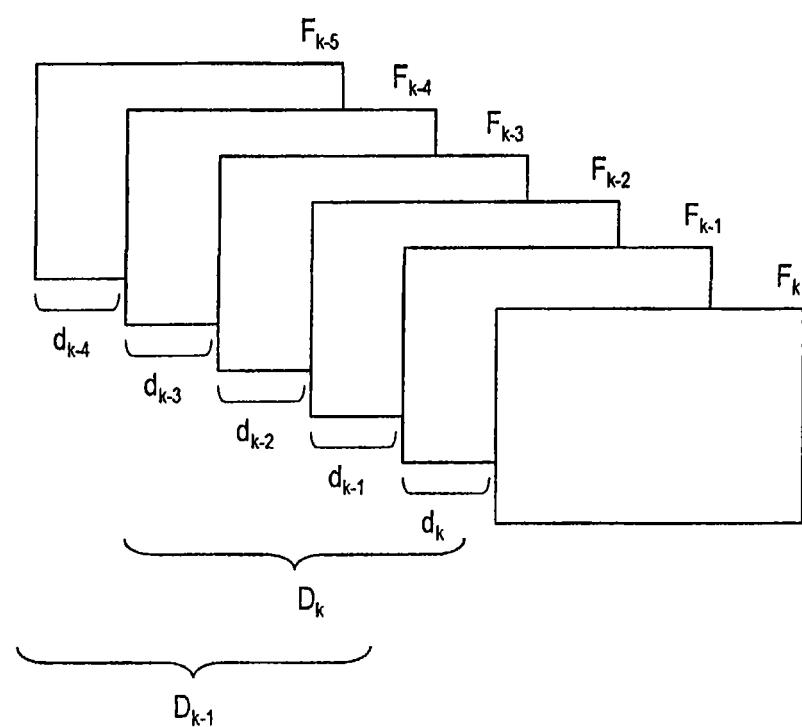


图 7

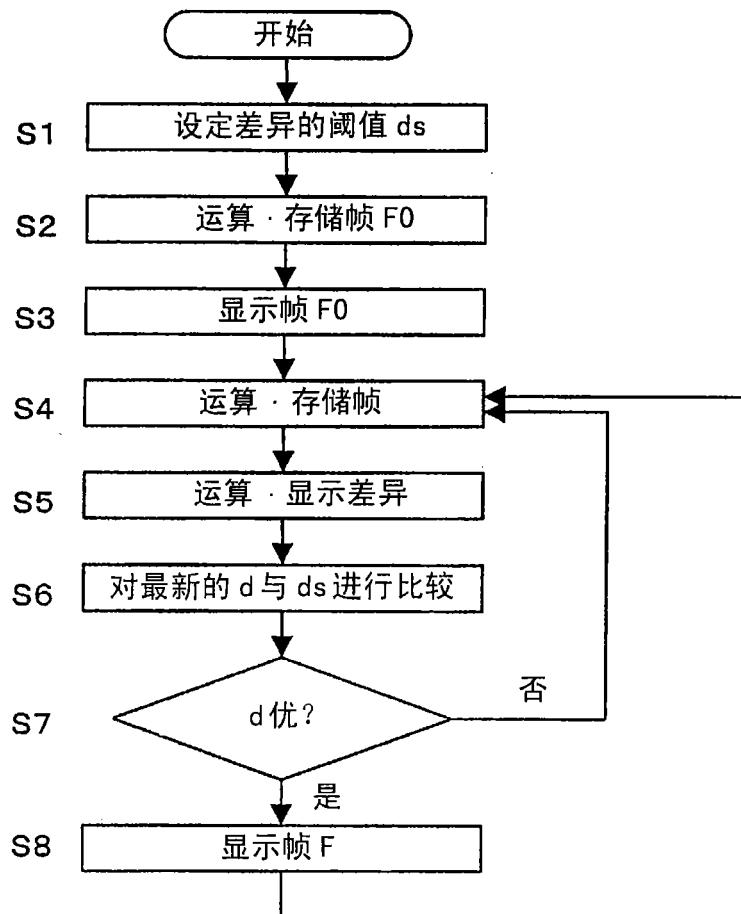


图 8

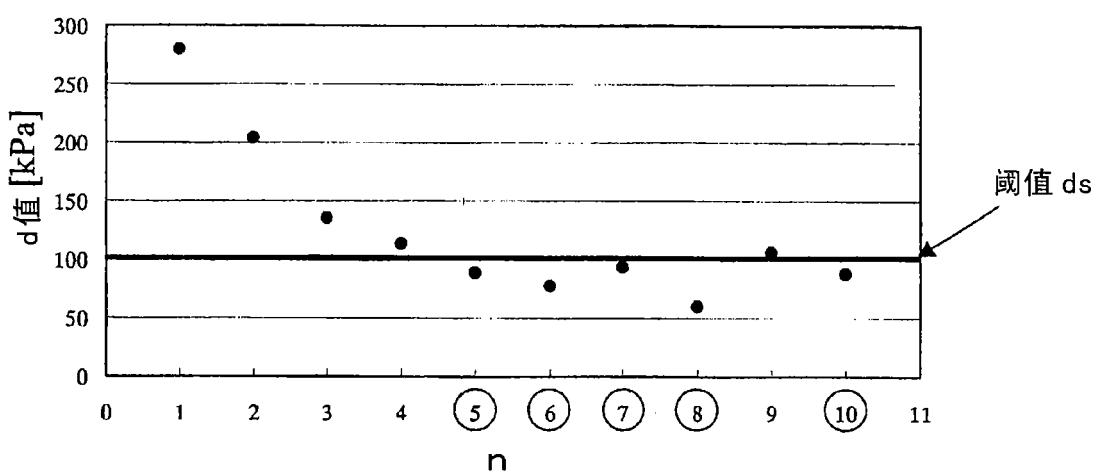


图 9

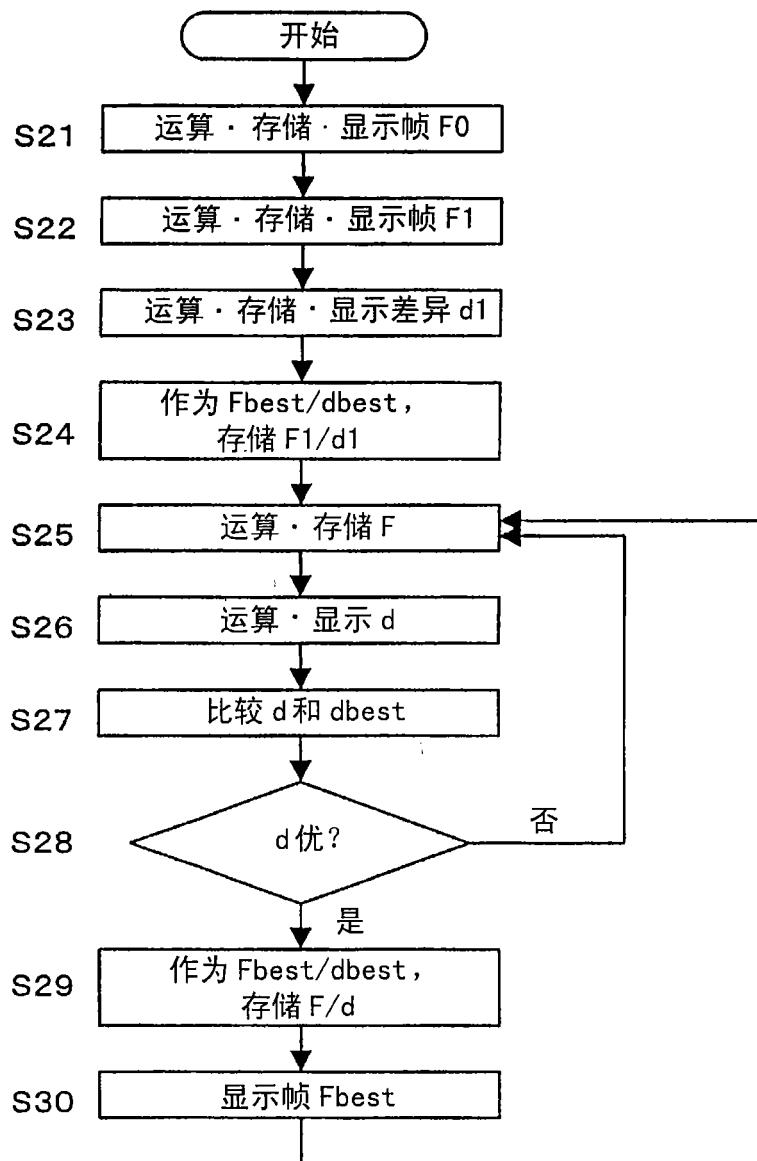


图 10

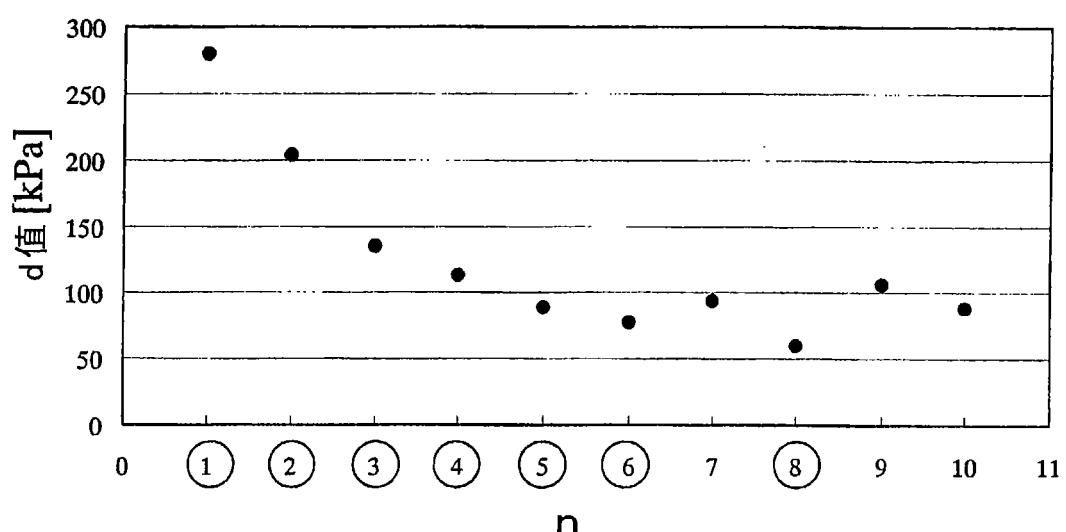


图 11

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	CN101039627A	公开(公告)日	2007-09-19
申请号	CN200580034582.4	申请日	2005-10-18
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 反中由直		
发明人	加藤真 萩原尚 反中由直		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52036 A61B5/021 A61B8/543 A61B8/08 A61B8/485 G01S15/899 A61B5/02007 G01S7/52087 G01S7/52042		
优先权	2004303872 2004-10-19 JP		
其他公开文献	CN100496411C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

超声波诊断装置，具备：发送部(14)，该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(13)；接收部(15)，该部将超声波发送波在活体组织中反射后获得的、被超声波探头接收的超声波反射波放大，生成接收信号；帧运算部(19)，该部根据接收信号，求出组织的形状测定值，再根据组织的形状测定值，计算表示活体组织的每个心动周期的形状测定值及性状测定值中至少一个的空间分布的空间分布帧；差异运算部(19)，该部在从每个心动周期获得的多个空间分布帧中选择的2个空间分布帧之间，求出构成空间分布帧的形状测定值或性状测定值的差异；存储部，该部存储所述形状测定值、性状测定值及差异中的至少一个；显示部(21)，该部显示空间分布帧。

