

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01S 15/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810215869.2

[43] 公开日 2009 年 3 月 11 日

[11] 公开号 CN 101380238A

[22] 申请日 2008.9.5

[21] 申请号 200810215869.2

[30] 优先权

[32] 2007. 9. 7 [33] JP [31] 2007 - 233277

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 阿部康彦

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 金春实

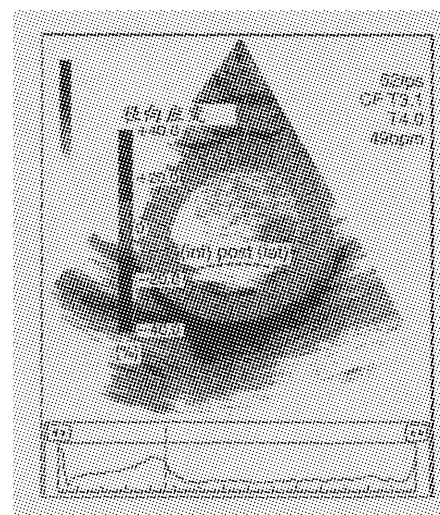
权利要求书 5 页 说明书 13 页 附图 5 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法。使用组织的移动矢量信息，在各时间相位上设置由量规端点和量规中间点定义的折线即多个应变量规，生成并显示在各时间相位的超声波图像对应的位置上重叠各应变量规的应变量规图像。而且，计算从基准时间相位开始的旋转角度，对各量规端点(以及根据需要的量规中间点)生成量规端点间的旋转差信息，并以规定形态显示。因此，例如，将量规端点设置于心肌的内膜和外膜，将量规中间点设置于中膜，由此生成心肌的各区域和整个心肌中的内外膜的旋转差、对于中膜的内膜侧和外膜侧的旋转差等定量信息。



1. 一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置包括：

数据收集单元，用于对利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而得到的超声波图像数据，在所述运动的一个周期以上的期间中进行收集；

关心区域设置单元，用于对规定时间相位的所述超声波图像数据设置二维组织关心区域；

应变量规设置单元，用于在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规；

移动矢量信息生成单元，用于通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息；

图像生成单元，用于通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理，在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规，并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像；以及

显示单元，用于以规定形态显示所述应变量规图像。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述被检测体的规定部位是心脏，

所述端点的一方设置于以心壁内膜为基准的位置上，所述端点的另一方设置于以心肌外膜为基准的位置上，

所述应变量规设置于所述被检测体的心脏的壁厚方向上。

3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述中间点设置于心壁内部的位置上。

4、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述设置单元在包含所述基准时间相位的多个时间相位的超声波图像数据上设置心脏的旋转中心，

所述超声波诊断装置进一步包括：

计算单元,用于对每个所述时间相位的超声波图像数据上的各应变变量规,计算对于所述旋转中心的所述一方端点、所述另一方端点、所述中间点中的从基准时间相位开始的旋转角;以及

旋转差信息生成单元,用于使用所述一方端点、所述另一方端点、所述中间点中的从基准时间相位开始的旋转角,生成表示内膜侧的旋转角和外膜侧的旋转角的差的旋转差信息,

所述显示单元以规定形态显示所述旋转差信息。

5、根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述旋转差信息生成单元按与所述心脏的心肌部位相关的每个解剖学片段生成。

6、根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述图像生成单元生成所述应变变量规图像,该应变变量规图像是根据所述旋转差信息对内膜侧的旋转角和外膜侧的旋转角的差进行色码化并匹配到所述超声波图像数据的对应位置上的应变变量规图像。

7、根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述旋转差信息生成单元生成所述旋转角的时间变化曲线作为所述旋转差信息。

8、根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述显示单元同时或交替显示治疗前的所述应变变量规图像和治疗后的所述应变变量规图像、或者负荷前的所述应变变量规图像和负荷后的所述应变变量规图像。

9、根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

关于所述旋转差信息,通过对使用不同的两个超声波图像数据生成的两个所述旋转差信息之间进行差分,生成与所述旋转差信息的时间变化相关的信息,

所述显示单元以规定形态显示与所述旋转差信息的时间变化相关的信息。

10、根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述被检测体的规定部位是心脏,

所述端点的一方设置于与心壁内膜对应的位置上,所述端点的另一方设置于与心肌外膜对应的位置上,所述一个以上的中间点设置于与心肌中间膜对应的位置上。

11、根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述被检测体的规定部位是心脏,

所述两个端点以及所述一个以上的中间点分别与构成所述心脏的心肌的多个层或者其边界对应地设置。

12、一种超声波图像处理装置,该超声波图像处理装置包括:

存储单元,用于存储利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而收集的在所述运动的一个周期以上的期间中的超声波图像数据;

关心区域设置单元,用于对规定时间相位的所述超声波图像数据设置二维组织关心区域;

应变量规设置单元,用于在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规;

移动矢量信息生成单元,用于通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息;

图像生成单元,用于通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理,在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规,并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像;以及

显示单元,用于以规定形态显示所述应变量规图像。

13、一种超声波图像处理方法,该超声波图像处理方法包括:

对于利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而收集的在所述运动的一个周期以上的期间中的超声波图像数据,设置关于规定时间相位的二维组织关心区域;

在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规;

通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息;

通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理,在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规,并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像;以及

以规定形态显示所述应变量规图像。

14、根据权利要求 13 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:所述被检测体的规定部位是心脏,

所述端点的一方设置于以心壁内膜为基准的位置上,所述端点的另一方设置于以心肌外膜为基准的位置上,

所述应变量规设置于所述被检测体的心脏的壁厚方向上。

15、根据权利要求 14 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:所述中间点设置于心壁内部的位置上。

16、根据权利要求 14 所述的超声波图像处理方法,该超声波图像处理方法进一步包括:

在包含所述基准时间相位的多个时间相位的超声波图像数据上设置心脏的旋转中心;

对每个所述时间相位的超声波图像数据上的各应变量规,计算对于所述旋转中心的所述一方端点、所述另一方端点、所述中间点中的从基准时间相位开始的旋转角;

使用所述一方端点、所述另一方端点、所述中间点中的从基准时间相位开始的旋转角,生成表示内膜侧的旋转角和外膜侧的旋转角的差的旋转差信息;以及

以规定形态显示所述旋转差信息。

17、根据权利要求 16 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:在所述旋转差信息的生成中,按与所述心脏的心肌部位相关的每个解剖学片段生成。

18、根据权利要求 16 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在所述应变图像的生成中生成所述应变量规图像,该应变量规图像是根据所述旋转差信息对内膜侧的旋转角和外膜侧的旋转角的差进行色码化并匹配到所述超声波图像数据的对应位置上的应变量规图像。

19、根据权利要求 16 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:在所述旋转差信息的生成中,生成所述旋转角的时间变化曲线作为所述旋转差信息。

20、根据权利要求 13 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:在所述显示中,同时或交替显示治疗前的所述应变量规图像和治疗后的所述应变量规图像、或者负荷前的所述应变量规图像和负荷后的所述应变量规图像。

21、根据权利要求 16 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

关于所述旋转差信息,通过对使用不同的两个超声波图像数据生成的两个所述旋转差信息之间进行差分,生成与所述旋转差信息的时间变化相关的信息,

所述显示单元以规定形态显示与所述旋转差信息的时间变化相关的信息。

22、根据权利要求 13 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

所述被检测体的规定部位是心脏,

所述端点的一方设置于与心壁内膜对应的位置上,所述端点的另一方设置于与心肌外膜对应的位置上,所述一个以上的中间点设置于与心肌中间膜对应的位置上。

23、根据权利要求 13 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

所述被检测体的规定部位是心脏,

所述两个端点以及所述一个以上的中间点分别与构成所述心脏的心肌的多个层或者其边界对应地设置。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像处理方法，用于在利用超声波图像进行应变观察时，通过例如将在心脏的内外膜之间分割的量规（gauge）重叠到超声波图像而显示，由此支持直观地掌握因心肌的多层结构而引起的复杂的壁运动。

背景技术

关于心肌等生物组织，客观且定量地评价其功能对于其组织的诊断非常重要。近年来，主要以心脏为例，尝试了各种定量评价方法。

例如，一边进行着图像中的局部图案匹配，一边计算位移和畸变等局部壁运动信息的称作斑点跟踪的技术得到了实用（例如，参照专利文献1）。另外，例如在日本特开2003-175041号公报、日本特开2007-117611号公报、大阪市大论文：小川等 Am J Cardiol 2006; 98: 1531 - 1538 中所记载的那样，提出了利用该斑点跟踪来显示例如连接用于计测畸变的两个点间的对的“应变量规（strain gauge）”的应变量表显示法。

然而，在现有的应变量表显示中，只不过表现连接内膜位置和外膜位置的两个点之间的线段的运动状况，由此掌握的心脏组织的运动信息受到限制。从而，对于具有多层结构的心肌，不能够例如分开内膜侧和外膜侧而观察详细的壁运动的状况。

发明内容

本发明是鉴于以上情况而提出的，其目的在于，提供一种能够支持直观地掌握因心肌的多层结构而引起的复杂的心脏运动的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置包括：数据收集单元，用于对利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而得到的超声波图像数据，在所述运动的一个周期以上的期间中进行收集；关心区域设置单元，用于对规定时间相位的所述超声波图像数据设置二维组织关心区域；应变量规设置单元，用于在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规；移动矢量信息生成单元，用于通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息；图像生成单元，用于通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理，在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规，并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像；以及显示单元，用于以规定形态显示所述应变量规图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理装置，该超声波图像处理装置包括：存储单元，用于存储利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而收集的在所述运动的一个周期以上的期间中的超声波图像数据；关心区域设置单元，用于对规定时间相位的所述超声波图像数据设置二维组织关心区域；应变量规设置单元，用于在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规；移动矢量信息生成单元，用于通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息；图像生成单元，用于通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理，在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规，并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像；以及显示单元，用于以规定形态显示所述应变量规图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理方法，该超声波图像处理方法包括：对于利用超声波扫描进行周期性运动的被检测体的规定部位而收集的在所述运动的一个周期以上的期间中的超

声波图像数据，设置关于规定时间相位的二维组织关心区域；在所述关心区域内设置规定数目的由连接两个端点和存在于该端点间的一个以上的中间点的多个线段构成的应变量规；通过使用图案匹配的处理生成至少包含所述应变量规的组织的移动矢量信息；通过使用所述设置的应变量规和所述组织的移动矢量信息的跟踪处理，在所述期间内的其它各时间相位的超声波图像数据上设置规定数目的应变量规，并生成将该各应变量规重叠于对应位置的应变量规图像；以及以规定形态显示所述应变量规图像。

附图说明

图 1 是本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。

图 2 是示出伴随本局部应变量规的生成/显示功能的处理（局部应变量规的生成/显示处理）的流的流程图。

图 3 是示出在应变量规图像的生成中执行的处理流的流程图。

图 4 是示出在旋转差信息的生成中执行的处理流的流程图。

图 5 是示出内外旋转差信息的一个例子的图。

图 6 是示出内外旋转差信息的其它例子的图。

图 7 是示出使用量规中间点的应变量规图像的显示形态的一个例子的图。

图 8 是示出使用不具有量规中间点的应变量规的应变量规图像的一个例子的图。

具体实施方式

下面，根据附图说明本发明的实施方式。在下面的说明中，对于具有大致相同的功能以及结构的构成要素标注相同的符号，并仅在必要场合下进行重复说明。

在本实施方式中，以将本发明的技术思想应用于超声波诊断装置中的情况为例进行说明。但并不拘泥于此，本发明的技术思想也能够应用于使用工作站、个人计算机等超声波图像处理装置中。

而且,通过本实施方式的各构成要素实现的功能,特别是通过后述的移动矢量处理单元 19、量规设置单元 36、旋转差信息生成单元 37(参照图 1)实现的功能,也能够通过将执行与该各构成要素相同的处理的软件程序安装到工作站等计算机、具有计算机功能的超声波诊断装置等中,并在存储器上展开这些程序的方式实现。此时,能使计算机执行该方法的程序能够存储在磁盘(软(注册商标)盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质中颁布。

图 1 是本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。本超声波诊断装置 10 包括超声波探头 11、发送单元 13、接收单元 15、B 模式处理单元 17、移动矢量处理单元 19、图像生成单元 21、显示单元 23、控制单元(CPU)31、量规设置单元 36、旋转差信息生成单元 37、存储单元 39、操作单元 41 以及网络收发单元 43。另外,在将本发明应用于超声波图像处理装置时,图 1 的虚线内部成为其构成要素。

超声波探头 11 具有根据来自发送单元 13 的驱动信号产生超声波并将来自于被检测体的反射波转换为电信号的多个压电振动器、设置于该压电振动器的匹配层、防止超声波从该压电振动器向后方传播的底板材料等。当超声波从该超声波探头 11 发送到被检测体时,由于生物组织的非线性特性等,伴随超声波的传播产生各种谐波成分。构成发送超声波的基波和谐波成分因体内组织的声阻抗边界、微小散射等而向后方散射,以反射波(回波)被超声波探头 11 接收。

发送单元 13 具有未图示的延迟电路和脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的速率频率(rate frequency) fr Hz(周期: $1/fr$ 秒)反复生成用于形成发送超声波的速率脉冲(rate pulse)。另外,在延迟电路中,对各速率脉冲给予按每个信道将超声波聚合为波束形且确定发送方向性所需要的延迟时间。发送单元 13 按照基于该速率脉冲的时序(timing),对每个振动器施加驱动脉冲,以使得超声波束向着规定的扫描线形成。

接收单元 15 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。

在放大器电路中，按照每个信道对通过探头 11 得到的回波信号进行放大。在 A/D 转换器中，对放大的回波信号给予确定接收方向性所需要的延迟时间，之后，在加法器中进行加法处理。通过该加法运算，生成与规定的扫描线对应的超声波回波信号。

B 模式处理单元 17 通过对从接收单元 15 接收的超声波回波信号实施包络线检波处理，从而生成与超声波回波的振幅强度对应的 B 模式信号。

移动矢量处理单元 19 在时间相位不同的两个二维图像数据之间或时间相位不同的两个体 (volume) 数据之间使用图案匹配处理来检测组织的移动位置，并根据此移动位置求出各组织的移动矢量 (或者速度)。具体来讲，对于一方的二维图像数据内的关心区域求出类似性最高的另一方的二维图像数据内的关心区域，并通过求出该关心区域之间的距离，能够求出组织的移动矢量。而且，通过用二维图像数据的帧之间的时间差除该移动矢量的大小 (即移动量)，能够求出组织的移动速度。通过在二维图像数据上的各位置上一帧一帧地进行该处理，能够获取与组织的位移 (移动矢量) 或者组织的速度相关的空时分布数据 (移动矢量信息)。

图像生成单元 21 生成表示 B 模式信号的规定断层中的二维分布的 B 模式超声波图像。而且，图像生成单元 21 根据由量规设置单元 36 设置的各图像数据上的应变量规，生成在超声波图像上的对应位置上重叠应变量规的图像 (应变量规图像)。进而，图像生成单元 21 利用在旋转差信息生成单元 37 中生成的旋转差信息，生成在该旋转差信息对应的位置上被色码化的超声波图像。

显示部 23 根据来自图像生成单元 21 的视频信号，如后所述那样按照规定形态显示超声波图像、应变量规图像、旋转差信息。而且，显示部 23 显示用于表示图像上的解剖学位置的标志 (marker) 或表示被色码化的物理量的大小的色带。

控制单元 (CPU) 31 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能，静态或动态地控制本超声波诊断装置主体的动作。特别是，控制单元

31 通过将存储在存储单元 39 中的专用程序展开到未图示的存储器中执行后述的运动信息生成功能。

量规设置单元 36 利用移动矢量处理单元 19 输出的移动矢量信息执行后述的应变变量规设置等处理。

旋转差信息生成单元 37 利用移动矢量信息执行后述旋转差信息生成处理。

存储单元 39 是磁盘(软(注册商标)盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质,以及读出记录在这些介质中的信息的装置。该存储单元 37 存储收发条件、规定的扫描顺序、对应于各时间相位的原始数据或超声波图像数据(例如,按照组织多普勒模式、B 模式等拍摄的组织图像数据)、预先生成的每个时间相位的体数据、与组织的移动矢量或者组织的速度相关的空时分布数据、用于实现后述运动信息生成功能的程序、诊断信息(患者 ID、医生的见解等)、诊断草案(protocol)、体位标志(body mark)生成程序等。

操作单元 41 与装置主体连接,包括用于进行来自操作者的各种指示、关心区域(ROI)的设置指示、各种图像质量条件设置指示、任意组织运动信息的选择等的鼠标或轨迹球、模式切换开关、键盘等。

网络收发单元 43 是经由网络与其他装置进行信息的发送和接收的装置。对于在本超声波诊断装置 1 中得到的超声波图像等数据和解析结果等,通过网络收发单元 43 能够经由网络传送到其他装置中。

(运动信息生成功能)

接着,说明本超声波诊断装置 1 所具有的运动信息生成功能。该功能是,生成用于视觉上表示心肌局部畸变(应变)的线段(量规),并将其重叠到超声波图像上的对应位置上进行显示。而且,根据需要计算与内膜和外膜的旋转差有关的信息或者与对于中膜(对应于内膜和外膜的中间的层)的内膜和外膜的旋转差有关的信息(以下,都称为“旋转差信息”),并以规定形态显示。

在本实施方式中,为了使说明具体,以诊断对象为心脏时的运动信息生成功能为例。但是,本运动信息生成功能的适用对象不限于心

脏，只要是进行实质性周期运动的部位，则可以是任何部位。

图 2 是表示基于本运动信息生成功能的处理（心脏的运动信息生成处理）流程的流程图。下面，按照该图 2 进行说明。

步骤 S1：数据收集

首先，对于某患者的心脏的期望观察部位，以规定时刻为基准，收集至少一次心跳以上期间的时间序列的二维图像数据（以下称为“时间序列的二维图像数据组”）（步骤 S1）。

步骤 S2：移动矢量信息的运算处理

接着，生成各组织运动信息（步骤 S2）。即，移动矢量处理单元 19 在所收集的构成时间序列的二维图像数据组的一次心跳以上的各时间相位所对应的二维图像数据中，根据来自用户的指示等，在规定时间相位中的二维图像数据中抽取对心肌部位的关心区域，并通过二维图案匹配处理对所抽取的关心区域进行时间上的跟踪，由此运算空时移动矢量信息。并且，通过用二维图像数据的帧间时间差除该移动矢量能够求出组织的移动速度。

步骤 S3：生成包含中间点的应变量规图像

接着，执行包含中间点的应变量规图像的生成处理（步骤 S3）。

图 3 是表示在应变量规图像的生成中执行的处理流程的流程图。如该图 3 所示，首先，量规设置单元 36 对与作为基准的时间相位（例如，作为初始时间相位的收缩末期时间相位）对应的超声波图像设置规定数目（例如数十左右）的应变量规（步骤 S31）。即，量规设置单元 36 在收缩末期时间相位中在内外膜位置上设置初始轮廓，并在该初始轮廓上等间隔（或者以内膜重心为中心等角度）地设置预先设置数目大小的量规端点的一方。而且，量规设置单元 36 将对于在初始轮廓上的各量规端点的一方的内膜面的法线与外膜交叉的位置设置为量规端点的另一方，并沿着法线用线段（应变量规）连接量规端点彼此。进而，量规设置单元 36 在各应变量规的中点上设置量规中间点（存在于连接量规端点的线段上的中间点），由此设置包含量规中间点的多个应变量规。

在本实施方式中，为了使说明具体，以观察心肌的内膜、中膜、外膜各自的运动为目的，将量规端点的一方设置在内膜上，将量规端点的另一方设置在外膜上，将量规中间点设置在量规端点之间的中点。但并不拘泥于此，只要是为视觉上表示心肌局部变形而有效，则在量规端点、量规中间点的位置上并没有限制。而且，在本实施方式中，以观察心肌的内膜、中膜、外膜各自的运动为目的，在量规端点之间的中点设置了一个量规中间点。但并不拘泥于此例，如果量规中间点在量规端点之间，则可以在期望位置上设置期望个数。如上所述，通过设置至少一个中间点，能够定义由多个线段构成的应变量规。

接着，量规设置单元 36 利用在基准时间相位设置的各应变量规和移动矢量信息，对其他时间相位的超声波图像设置各应变量规（步骤 S32）。即，量规设置单元 36 利用移动矢量信息跟踪构成在基准时间相位设置的各应变量规的量规端点以及量规中间点，由此设置各时间相位的各应变量规。

接着，图像生成单元 21 生成各应变量规重叠于超声波图像的对应位置的各时间相位的应变量规图像（步骤 S33）。

步骤 S4：生成旋转差信息

接着，旋转差信息生成单元 37 生成旋转差信息（步骤 S4）。

图 4 是表示在旋转差信息的生成中执行的处理的流程的流程图。首先，旋转差信息生成单元 37 对各时间相位的超声波图像设置旋转中心，并且关于心肌部位的每个解剖学片段进行旋转差信息的运算（步骤 S41）。旋转中心的设置采用例如内膜的重心位置。另外，解剖学片段的分配（分割）通过例如将在数据收集时预先规定的断面作为显示格式进行分配，用户按照该显示格式调整探头位置的方法执行。通过该分割，心肌被分为例如 Sept/Ant/Lat/Post/Inf 的各解剖学区域。

接着，旋转差信息生成单元 37 对于扩张末期时间相位的内膜重心位置，例如将内外膜的各位置按照反时针方向旋转的方向为正、将顺时针方向旋转的方向为负，并按照[degree]单位，根据下式（1）计

算关于各时间相位的心肌的各区域中的旋转信息（步骤 S42）。

$$\delta\text{Rot}(i,o) = \text{Rot}(i) - \text{Rot}(o) \quad (\text{式 } 1)$$

其中， $\delta\text{Rot}(i,o)$ 表示相对于内膜的外膜的相对旋转的差分值， $\text{Rot}(i)$ 表示各区域中的内膜的旋转角， $\text{Rot}(o)$ 表示各区域中的外膜的旋转角。

接着，旋转差信息生成单元 37 将心肌的每个区域的旋转信息按每个时间相位进行绘图，由此生成例如图 5 所示的旋转差信息（步骤 S43）。其中，在图 5 中，“ES”表示收缩末期时间相位，“global”表示整个心肌的平均值。

上述例子中，示出了使用仅从内膜和外膜信息计算旋转差信息的式（1）的例子。但并不拘泥于此例，例如，也可以根据还考虑中膜运动的下式（2）计算旋转差信息。

即，对于扩张末期时间相位的内膜重心位置，将内膜、外膜以及中膜的各位置按照反时针方向旋转的方向为正、将顺时针方向旋转的方向为负，并按照[degree]单位，对于各时间相位的心肌的各区域，根据下式（2）计算旋转信息 $\text{RG}(m)$ ，即相对于内膜和中膜间的旋转差的中膜和外膜间的相对旋转差（步骤 S42）。

$$\begin{aligned} \text{RG}(m) &= \delta\text{Rot}(i,m) - \delta\text{Rot}(m,o) \\ &= \text{Rot}(i) - \text{Rot}(m) - (\text{Rot}(m) - \text{Rot}(o)) \\ &= \text{Rot}(i) - 2 * \text{Rot}(m) + \text{Rot}(o) \end{aligned} \quad (\text{式 } 2)$$

其中， $\text{Rot}(i)$ 是各区域中的内膜的旋转角， $\text{Rot}(o)$ 是各区域中的外膜的旋转角， $\text{Rot}(m)$ 是各区域中的中膜的旋转角。

此时，旋转差信息生成单元 37 将心肌的每个区域的旋转信息按时间相位进行绘图，由此生成例如图 6 所示的内外旋转差信息（步骤 S43）。其中，同样，在图 6 中，“ES”表示收缩末期时间相位，“global”表示整个心肌的平均值。

步骤 S5：显示应变量规图像/旋转差信息

接着，显示单元 23 以规定形态显示应变量规图像（步骤 S5）。

图 7 是表示应变量规图像的显示形态的一个例子（对应于从收缩

末期时间相位开始应变跟踪的扩张末期时间相位，使用健康者的图像数据的例子)的图。从该图 7 可知，根据包含设置在中膜区域中的中间点的应变量规，不仅示出了到扩张末期的内外膜位置，还示出了在中膜位置中按照斑点跟踪法进行跟踪的结果。而且，用于定位各图像的心肌部位相关的解剖学片段的支持信息(即，Sept/Ant/Lat/Post/Inf 的文字信息)分配到对应的心脏壁位置进行标志显示。在此，该用于定位的图像和解剖学片段之间的对应的建立可以通过例如将在数据收集时预先规定的断面(短轴像等)作为显示格式进行分配，用户按照该显示格式调整探头位置的方式实现。

在图 7 所示的应变量规图像中，如果着眼于例如后壁(pst)部位，则相对于在后述的图 8 的例(即，基于不具有量规中间点的由内膜上的端点和外膜上的端点构成的量规应变的显示例子)中仅示出在内外膜间存在旋转差的情况，能够观察到中膜位置相对比内外膜旋转程度小，像“<”字那样变形的应变量规。此现象暗示根据具有中间点的应变量规以及其重叠显示的超声波图像即应变量规图像，能够直观地掌握因心肌的多层结构引起的复杂的壁运动，除此之外没有其他意思。

更具体地，想到如下现象，即对应于内膜、中膜和外膜这样的心脏的三层结构，表现出在各层中内膜、中膜和外膜随着心脏的伸缩运动而表示复杂动态的结果。该现象不能根据现有方法来掌握，显然，该现象是根据具有中间点的应变量规以及包含其的应变量规图像才能提供的信息。在本实施方式中，将心脏理解为三层结构来对其伸缩运动的动态进行了影像化。但是，将心脏理解为三层结构到底还是一个例子。例如，将心脏理解为四层以上的多层结构时，通过将多个量规中间点或量规端点设置为对应于各层(例如，设置于各层的重心位置或边界位置)，由此能够对各层的伸缩运动的动态进行图像化。

在图 7 中，示例了健康者的情况。与此相对，对于例如患有缺血性心脏疾病的患者的情况，知道心肌的内膜侧先(敏锐)出问题。因此，在因为负荷回波而引起局部心肌缺血时，观察并比较在负荷前后

具有中间点的应变量规以及包含其的应变量规图像，这可以说在临床上是有益的。这是因为，通过这种图像诊断，当内膜侧在负荷后出问题并引起从负荷前的运动状态的变化时，与现有的观察形式相比，该情况作为基于本发明的应变量规显示的“<”字的弯曲程度的变化，能够期待被敏锐且直观地捕捉。而且，可以容易地理解，不仅是在负荷前后，关于基于药物等治疗前后的壁运动的变化经过观察，也能够期待同等的效果。如上所述，通过本运动信息生成功能比较并观察时间序列中的超声波图像数据或者治疗前后、负荷前后等带着时间差收集的超声波图像数据之间的例子是本实施方式中超声波诊断装置1的较佳的应用例子。

而且，在本实施方式中，将收缩末期时间相位作为初始时间相位并在该时间相位中的超声波图像数据上设置初始轮廓，通过应变量规图像对基于到扩张末期时间相位为止的跟踪的变化进行了影像化。但并不拘泥于此，例如也可以将扩张末期时间相位作为初始时间相位并在该时间相位中的超声波图像数据上设置初始轮廓，通过应变量规图像对基于到收缩末期时间相位为止的跟踪的变化进行影像化。

进而，根据斑点跟踪法，由于原理上在心尖图像上也可以进行中膜的跟踪，所以不仅本实施方式中示出的短轴像例子，例如也可以使用心尖图像并根据运动信息生成功能进行观察。在心尖图像的情况下，相比内外膜间的旋转成分，伴随向长轴方向的缩短运动的内外膜各层之间的移动距离的差通过应变量规显示而直观地表现，例如，期待能够容易掌握内膜侧和外膜侧的哪一侧对壁厚增大起贡献等效果。

而且，对于在步骤S4中生成的旋转差信息（参照图5、图6），也以规定形态显示。如果这样显示旋转差信息，则心肌的各区域和全部心肌（global）中的内外膜的旋转差、对于中膜的内膜侧和外膜侧的旋转差被定量地表现，如图表中图示那样，能够解析其时间变化。

而且，以得到的旋转差大小将参数转换为色码，并与位置对应地重叠显示在B模式图像上，由此也可以进行提示新的壁运动信息的参数成像（Parametric-imaging）。

进而,为了掌握对于与在不同的时间得到的超声波图像数据相关的旋转差信息的时间变化,也可以使用包含旋转差信息的差分的处理,生成关于该旋转差信息的时间变化的信息,并以规定形态显示。如上所述,将通过使用包含内外旋转的差分的处理得到的变化结果的图表显示或用参数成像显示变化结果,由此支持掌握时间上的壁运动变化的程度,这可以说是本超声波诊断装置的较佳的应用例子。

(效果)

根据以上描述的结构,可以得到以下效果。

在本超声波诊断装置中,利用组织的移动矢量信息,在各时间相位上设置通过量规端点和量规中间点定义的折线即多个应变量规,生成并显示各应变量规重叠于各时间相位上的超声波图像所对应的位置的应变量规图像。观察者根据显示的应变量规图像,能够例如区别内膜、中膜、外膜各自的运动而观察。其结果,能够支持直观地掌握因心肌的多层结构引起的复杂的壁运动。

而且,在本超声波诊断装置中,计算从基准时间相位开始的旋转角度,并对各量规端点(以及根据需要的量规中间点)生成在量规端点间的旋转差信息,并以规定形态显示。因此,例如,将量规端点设置于心肌的内膜和外膜上,将量规中间点设置于中膜上,由此生成心肌各区域和整个心肌中的内外膜的旋转差、对于中膜的内膜侧和外膜侧的旋转差等定量信息。而且,根据图表还能够解析时间上的变化。其结果,能够支持直观地掌握因心肌的多层结构引起的复杂的壁运动。

本发明并不局限于上述实施方式的原样,在实施阶段中在不脱离其要旨的范围内可以对构成要素变形而具体化。作为具体的变形例,有例如如下例子。

在上述实施方式中,示出了利用具有量规中间点的应变量规来生成并显示应变量规图像和旋转差信息的结构。与此相对,本超声波诊断装置当然也可以利用不具有量规中间点的应变量规(即,由内膜上的一个端点和外膜上的另一端点构成的应变量规)来生成并显示应变

量规图像和旋转差信息。这可以例如通过省略上述步骤 S3 中的中间点设置等处理来实现。

图 8 是示出使用不具有量规中间点的应变量规的应变量规图像（从收缩末期时间相位开始进行应变跟踪，对应于扩张末期时间相位，使用健康者的图像数据的图像）的一个例子的图。在该图 8 中，如果着眼于前壁（ant）、中隔（sp）、后壁（pst）各部位，则可以看出线段的方向不垂直于内膜面。即，意味着这些部位在从收缩末期到扩张末期的区间内发生的内膜的（对于重心的）旋转程度和外膜的旋转程度上存在差异。另一方面，在这些以外部位中，线段的方向仍垂至于内膜面，认为在从收缩末期到扩张末期的区间内发生的内膜的旋转程度和外膜的旋转程度基本上相等。可以理解，根据使用这种不具有量规中间点的应变量规的应变量规图像，不仅可以直观掌握内外膜间的距离变化（壁厚变化），也可以直观掌握旋转程度的差异。其中，旋转差信息的显示形态如同已经描述的。

另外，通过在上述实施方式中公开的多个构成要素的适当组合，能够形成各种发明。例如，从实施方式中示出的全部构成要素中可以删除几个构成要素。进而，也可以适当组合不同实施方式中的构成要素。

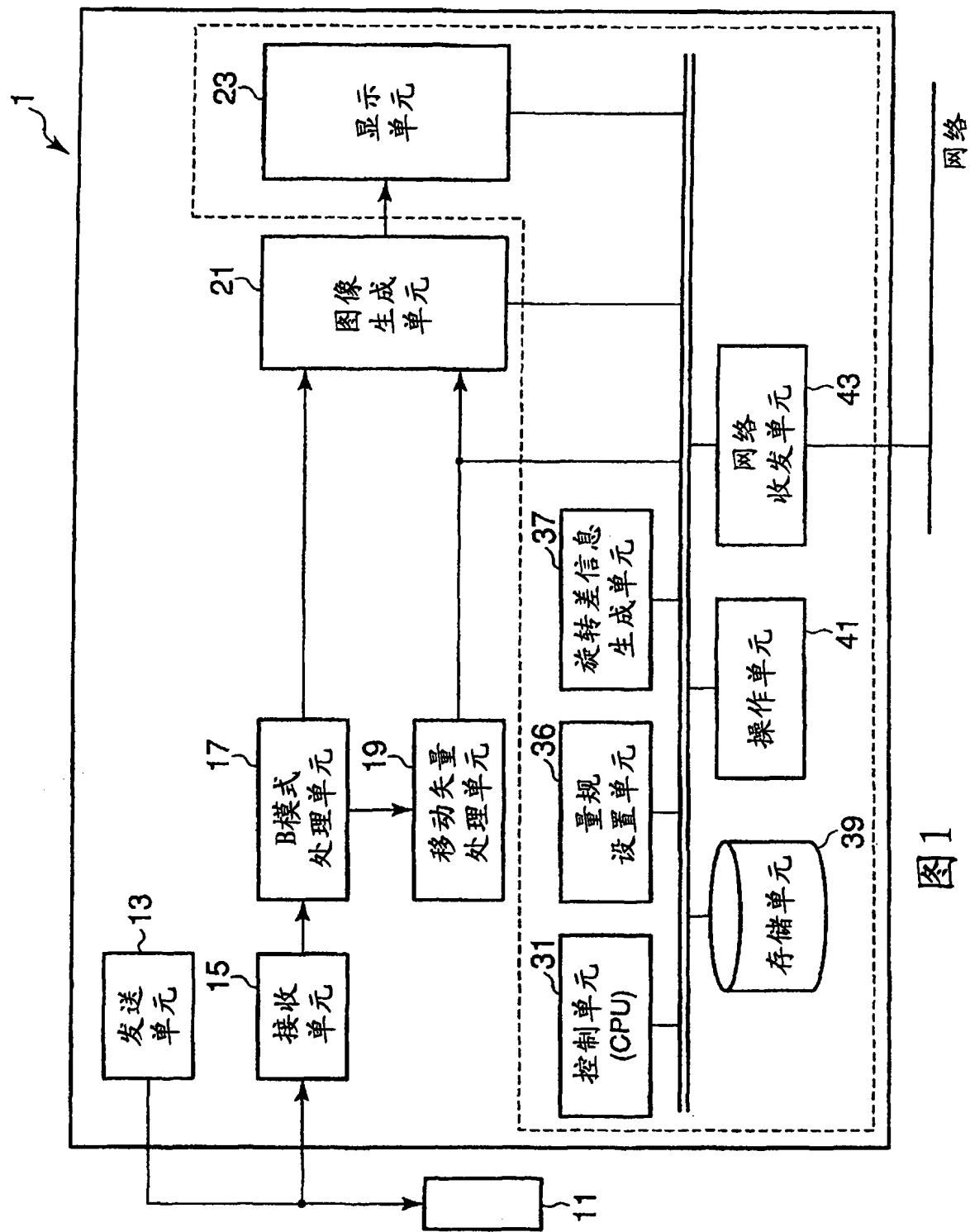


图1

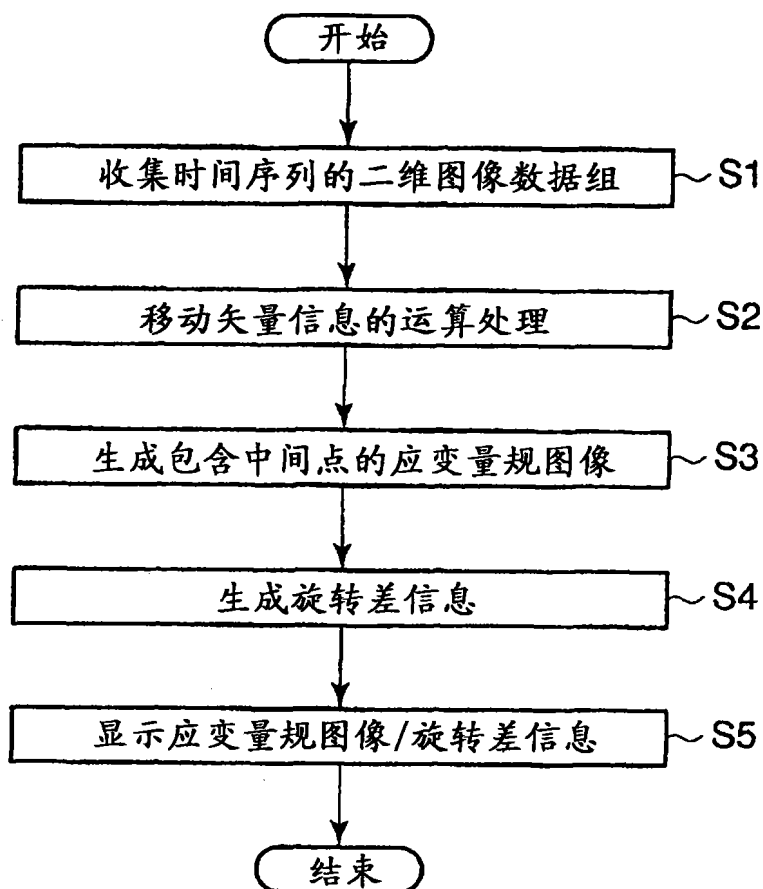


图2

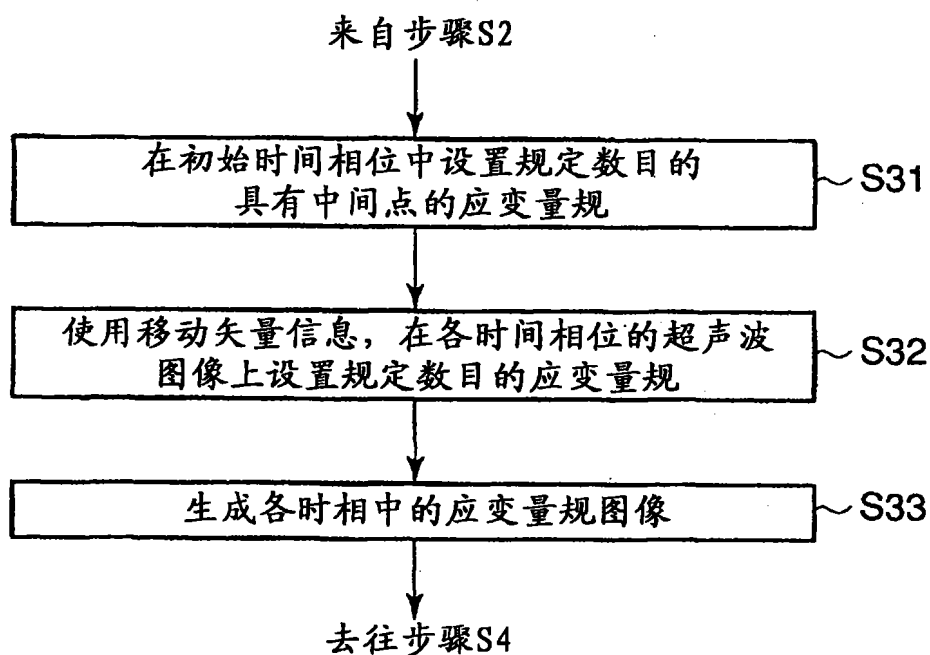


图3

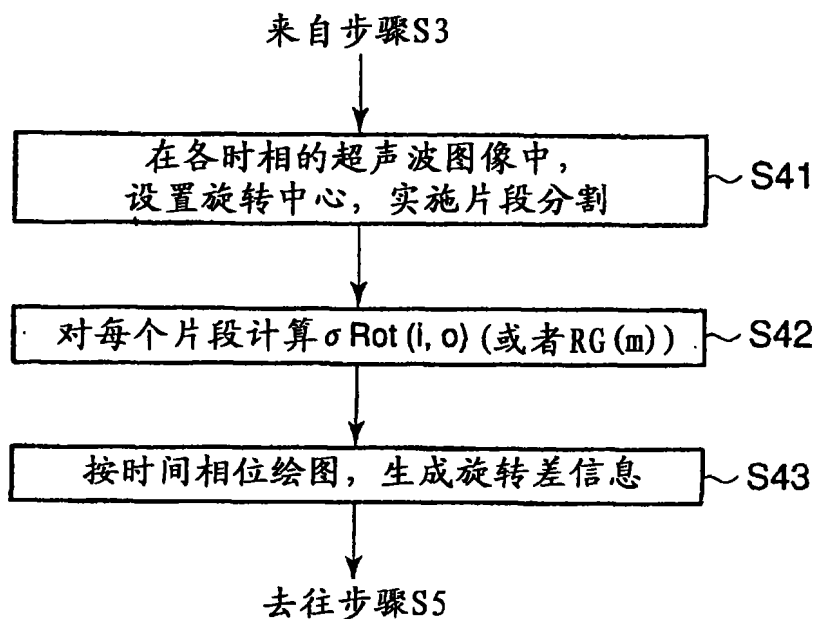


图 4

Rotation Gap of Endo-Epi

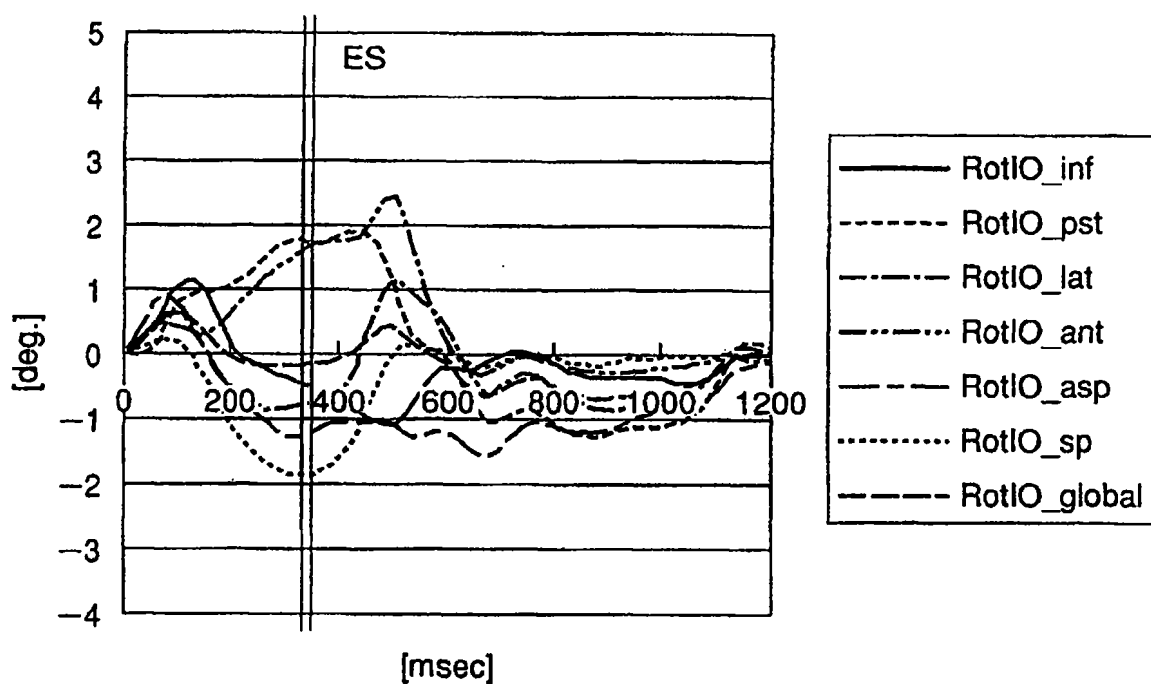


图 5

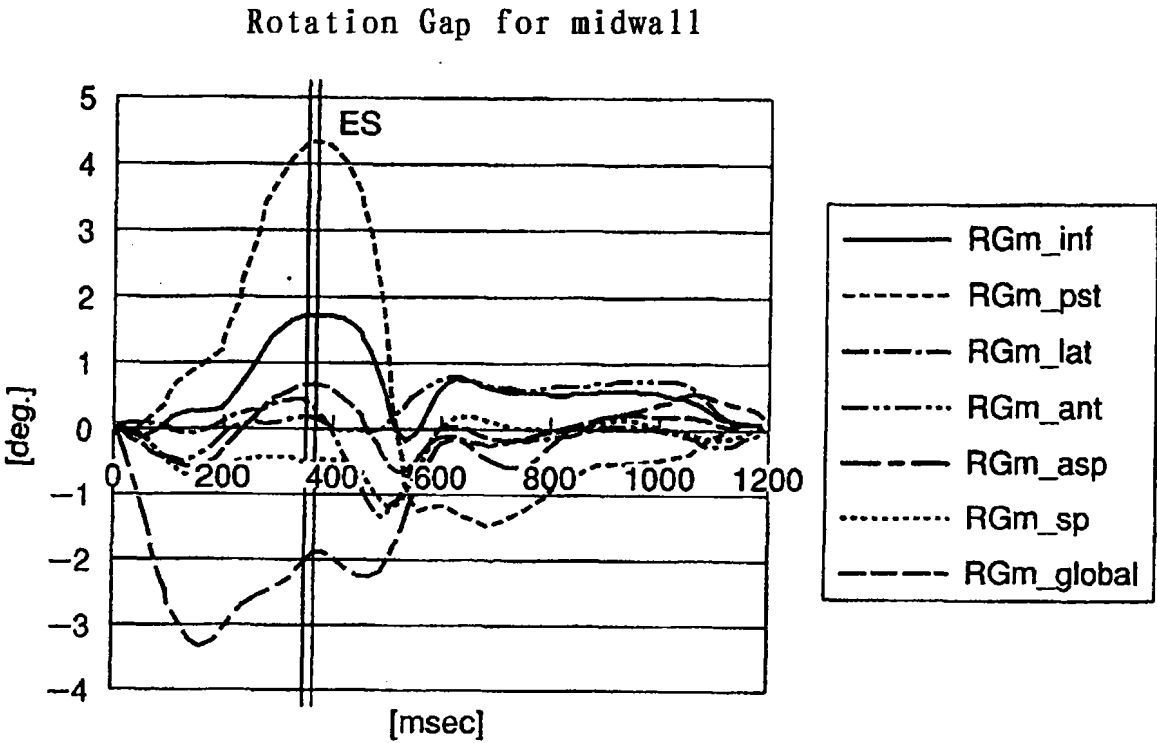


图 6

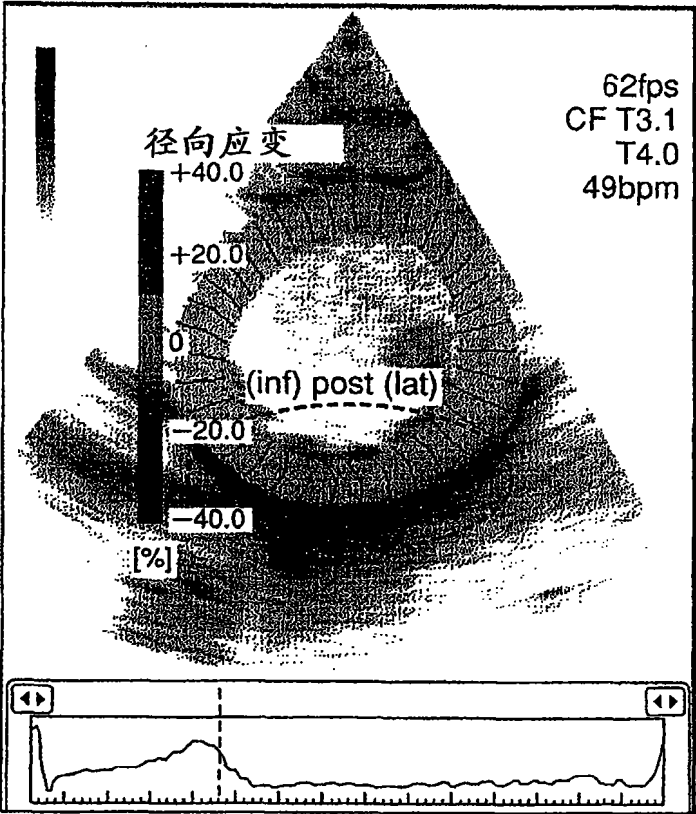


图 7

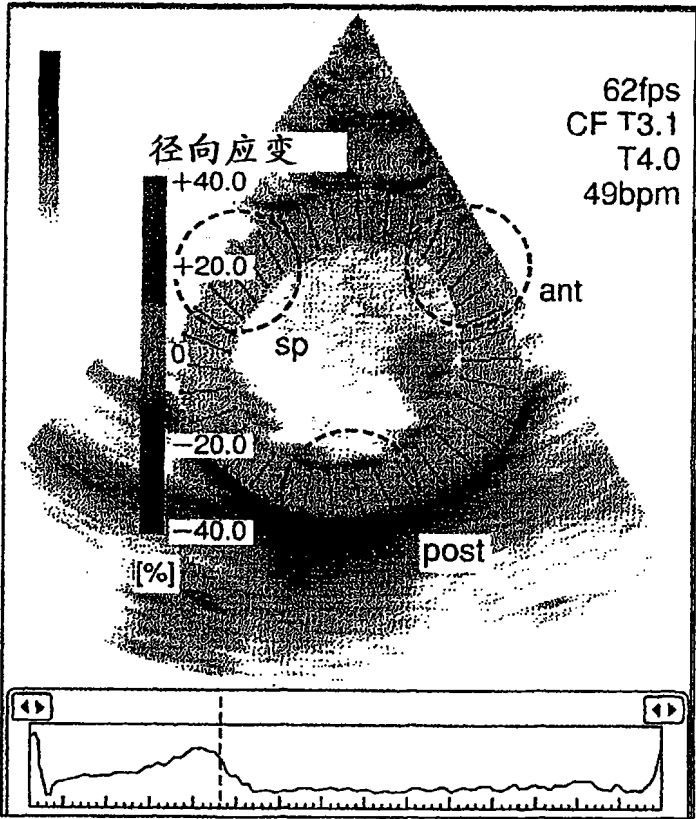


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法		
公开(公告)号	CN101380238A	公开(公告)日	2009-03-11
申请号	CN200810215869.2	申请日	2008-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/485		
优先权	2007233277 2007-09-07 JP		
其他公开文献	CN101380238B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法。使用组织的移动矢量信息，在各时间相位上设置由量规端点和量规中间点定义的折线即多个应变变量规，生成并显示在各时间相位的超声波图像对应的位置上重叠各应变变量规的应变变量规图像。而且，计算从基准时间相位开始的旋转角度，对各量规端点(以及根据需要的量规中间点)生成量规端点间的旋转差信息，并以规定形态显示。因此，例如，将量规端点设置于心肌的内膜和外膜，将量规中间点设置于中膜，由此生成心肌的各区域和整个心肌中的内外膜的旋转差、对于中膜的内膜侧和外膜侧的旋转差等定量信息。

