



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102488533 A

(43) 申请公布日 2012. 06. 13

(21) 申请号 201110305820. 8

G06T 7/20(2006. 01)

(22) 申请日 2005. 05. 31

G01S 7/52(2006. 01)

(30) 优先权数据

2004-161794 2004. 05. 31 JP

(62) 分案原申请数据

200580000615. 3 2005. 05. 31

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

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 11038

代理人 朱智勇

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

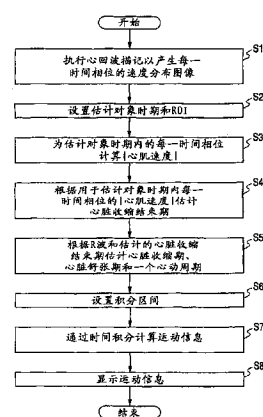
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 7 页

(54) 发明名称

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

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。对于每一时间相位获取有关周期性重复收缩和舒张的运动部位（例如心脏）的位置的速度信息。基于该速度信息，估计通过收缩开始期和结束期、舒张开始期和结束期、以及有关运动部位的一个周期的其他临床特征所规定的给定时间相位或运动部位的一个周期时间。更具体而言，例如，该收缩结束期时间相位是当心肌速度为零或最接近于零时的时间相位，在预定时间内的每一时间相位计算 | 心肌速度 |，并估计所述值最接近于零的时间相位作为收缩结束期时间相位。



1. 一种超声波诊断系统或超声波成像系统,包括:

存储单元,用于存储有关周期性重复收缩和舒张的运动区域的时间序列速度信息;

估计单元,用于仅基于该时间序列速度信息,估计用于一个周期的任何期望的时间相位,该周期包括所述运动区域的收缩和舒张;和

计算单元,用于计算所述运动区域运动的物理量,该物理量为使用有关至少两个时间相位的速度信息通过时间积分定义的,涉及畸变、畸变因子、或位移中任一,并且使用通过所述估计单元估计的期望时间相位确定该时间积分的积分区间,

其中,所估计的期望时间相位是心脏收缩结束期相位,所述积分区间根据所估计的心脏收缩结束期相位而被确定。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,其中:

所述存储单元存储有关运动区域的多个位置的时间序列速度信息;和

所述估计单元:

根据运动区域中所设置的关注区域中存在的所述多个位置的速度之和、平均值、和其他统计计算的值,计算运动区域的速度或运动区域的速度改变速率;以及

根据运动区域的速度或运动区域的速度改变速率估计用于一个周期的任何期望的时间相位,该周期包括运动区域的收缩和舒张。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,其中:

所述估计单元基于在心脏收缩结束期相位附近设置的预定时期内至少组织的运动速度,估计所述运动区域的运动停止的时间相位作为心脏收缩结束期相位。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,其中所述估计单元:

从预定的空间或运动速度的和获得组织的运动速度之和;

检测在心脏收缩结束期相位的附近设置的预定时期内该和的绝对值达到最小值的时间相位;以及

估计该检测的所述和的绝对值达到最小值的时间相位作为运动区域的运动停止的时间相位。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,还包括:

信息获得单元,用于获得有关对象的心率的信息;以及

设置单元,它能够适当地根据该获得的心率设置在心脏收缩结束期相位附近所设置的预定时期。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,还包括显示单元,用于以规定的格式显示通过所述估计单元估计的期望的时间相位。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统或超声波成像系统,其中基于在通过组织多普勒成像获得的多个时间相位上的超声波图像数据,或通过应用模式匹配于用于由B模式成像获得的多个时间相位的组织图像,产生所述时间序列速度信息。

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

[0001] 本申请是申请日为 2005 年 5 月 31 日、申请号为 200580000615.3、发明名称为“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”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种超声波诊断系统和用于超声波成像的系统和方法，其中估计生物组织诸如心肌的速度，并处理该估计的速度信息以输出该组织的局部运动信息，从而提供对医疗诊断有用的信息，更具体而言，本发明涉及一种通过自动地检测心脏收缩结束期相位减少操作的时间和劳动的方法。

背景技术

[0003] 通常，生物组织的功能的客观和定量评估对于诊断生物组织诸如心肌是非常重要的。使用超声波成像系统的诊断成像还尝试各种各样主要用于作为实例的心脏的定量评估。典型的实例是组织跟踪成像 (TTI) 方法（例如，参考专利文献 1）。这种 TTI 方法允许使用组织速度通过局部壁运动指标诸如畸变和位移进行定量的评估。

[0004] 如在专利文献 1 中所描述，为了使用组织速度发现畸变或位移，需要时间积分。由于时间积分的结果取决于积分的区间（时间），因此将会很容易明白设置该区间的重要性。

[0005] 特别重要的是开始相位。当积分开始相位是例如位于心脏舒张结束期相位中，能够分析心脏收缩的畸变和位移。关注于畸变，在心脏收缩期间正常的心肌在壁厚的方向（短轴）变厚，并沿着长轴缩短。相反，当积分开始相位位于心脏收缩结束期相位时，能够分析心脏舒张的畸变和位移。而且关注于畸变，在心脏舒张期间正常的心肌在壁厚的方向（短轴）变薄，并沿长轴伸展。

[0006] 而且，积分结束时间是相对于开始时间相位次重要的，它作为反映在指定的区间诸如心脏收缩期和心脏舒张期中畸变和位移的最终状态的时间相位。具体而言，最为普遍的方法将是在心脏收缩结束期相位中，分析通过对心脏收缩的时间积分而得到的整个运动状态，以及在心脏舒张结束期相位中，分析通过对心脏舒张的时间积分而得到的整个运动状态。

[0007] 为了给各种应用确定心脏收缩或心脏舒张的积分区间，必须尽可能精确地提供心脏舒张结束期相位和心脏收缩结束期相位。为了增强分析处理的简化，期望自动地设置心脏舒张结束期相位和心脏收缩结束期相位这两个时间相位。而且，在 JP-A-2003-175041 中公开了畸变的单极显示技术，例如作为除了在心脏收缩和心脏舒张的每一相位区间中设置积分区间之外的另一个独特的应用设置。实现精确且简单的时间相位设置还对畸变单极显示非常有用。

[0008] 从心脏舒张结束期相位和心脏收缩结束期相位中，能够自动地检测心脏舒张结束期相位作为心电图中的 R 波相位。另一方面，从心电图不能容易地检测出心脏收缩结束

期相位；但是，以下的自动设置技术是公知的。

[0009] 利用近来广泛流行的应力回波包 (package)，通常从一系列运动图像中只切出心脏收缩并对其分析。在这种情况下，能根据 R 波设置指定的区间（持续时间 DT[秒]）。具体而言，DT 相位对应于心脏收缩结束期相位。已知 DT 根据心率 (HR) [bpm] 而变化（通常随着 HR 增加，DT 减小）。因此，用户通常不能将 DT 设置为用于每一 HR 的表。

[0010] 尽管有这种设计的应力回波包，需要用于设置心脏收缩结束期相位的精确度太低而不能提前通过预定的时间唯一地确定。因而，由于它不具有对例如信号源运动确定的结构，所以它必然不是一种用于心脏收缩结束期相位的高精度设置方法。所以，就自动设置用于发现畸变或位移的时间积分的区间来说，这种方法具有低的时间精度的缺点。

[0011] 而且，近来公开了（例如，参考专利文献 2）通过自动轮廓跟踪 (ACT) 方法使用心腔体积 / 面积或心脏声音图自动识别心脏收缩结束期相位的技术。如该文献中所示，通常已知了“临床术语中的心脏收缩结束期相位是当在心音图上产生第二声音时的时间”。但是，难以根据具有许多急剧变化的心音图波形唯一稳定地检测该第二声音，并且存在一些情形，其中在检查时不是总能提供心音图（因为许多心脏超声波检查只使用心音图作为参考信号）。ACT 方法实现的该技术公开了通过从自动检测的心内膜的位置信息估计心腔的面积或体积，“发现心脏收缩结束期相位作为其中最小化心腔的面积或体积的时间相位”。

[0012] 但是，这种 ACT 方法不能应用于不清楚绘制心腔的横断面诸如左心室的纵向图像。为了增加发现心脏收缩结束期相位的时间精度，优选地获得具有较高精度的心腔体积。但是，只有一个横断面允许定义仅仅一个区域，从而难以保证精确的体积。通常需要多个参考横断面来获得高精度的体积。这在技术上是复杂的，因此降低了简单性。所以，ACT 方法不能增加精度并在设置横断面方面缺少可操作性，这是因为其限制于可获得的横断面。

发明内容

[0013] 考虑上述情形产生了本发明。因此，本发明的目的是提供超声波诊断系统和用于超声波成像的系统和方法，其能够简单并高精度地自动检测用于在通常的心脏超声波检查法中使用的所有横断面图像的心脏收缩结束期相位。

[0014] 根据本发明的第一方面提供的超声波诊断系统或超声波成像系统包括：存储单元，用于存储有关周期性重复收缩和舒张的运动区域的时间序列的速度信息；和估计单元，用于基于该时间序列的速度信息，估计一个周期的任何想要的时间相位，该周期包括运动区域的收缩和舒张。

[0015] 根据本发明的第二方面提供的超声波成像的方法包括：获得有关周期性重复收缩和舒张的运动区域的时间序列的速度信息；以及基于该时间序列的速度信息估计一个周期的任意想要的时间相位，该周期包括运动区域的收缩和舒张。

附图说明

[0016] 图 1 是根据第一实施例的超声波诊断系统 10 的方框图。

[0017] 图 2 是估计心脏收缩结束期相位 ES 的功能的解释图，示出了指示心肌速度的时间变化的图。

[0018] 图 3 是在计算心肌速度所使用的超声波图像中设置的 ROI 的实例。

[0019] 图 4 的表例示出了心率、估计对象时期开始相位（开始相位）、和估计对象时期距该开始相位的宽度之间的相互关系。

[0020] 图 5 是 ES 相位线所指示的心脏收缩结束期相位 ES 与心电图复合之间的关系的实例图。

[0021] 图 6 是通过 TTI 方法自动地将最近的心脏收缩 2 设置为积分区间的实例图。

[0022] 图 7 是通过 TTI 方法自动地将最近的心脏舒张 2 的设置设置为积分区间实例图。

[0023] 图 8 是通过 TTI 方法自动地将最近的心动周期设置为积分区间的实例图。

[0024] 图 9 是包括自动时间相位估计的 TTI 的一系列处理过程的流程图。

具体实施方式

[0025] 将参考附图描述本发明的实施例。在以下的描述中，具有相同功能和结构的组件将用相同的附图标记表示并根据需要给出重复的描述。

[0026] 图 1 是根据第一实施例的超声波诊断系统 10 的方框图。超声波诊断系统 10 包括超声波探头 11、发送单元 12、接收单元 13、B 模式 处理单元 14、组织多普勒处理单元 15、运动信息处理单元 16、显示控制单元 17、显示单元 18、输入单元 19、存储单元 20、控制单元 21、和输入单元 22。

[0027] 超声波探头 11 包括：多个压电振子，其响应于来自发送单元 12 的驱动信号产生超声波，并将从对象反射的波转换成电信号；提供给压电振子的匹配层；以及背垫材料，用于防止来自压电振子的超声波传播到背面。当从超声波探头 11 发送超声波到对象时，由于生物组织的非线性，利用超声波的传播产生各种谐波分量。构成传输超声波的基波和谐波分量通过体内组织的声阻抗的边界反向散射、微散射等等，并由超声波探头 11 接收作为反射波（回波）。由于本实施例和以下描述的实施例说明将心脏作为成像对象实例的情况，因此把扇形探头用作超声波探头 1。

[0028] 发送单元 12 包括延迟电路和脉冲发生器电路（未示出）。该脉冲发生器电路反复地以预定的速率频率 f_r Hz（周期： $1/f_r$ 秒）产生形成发送超声波的速率脉冲。所述延迟电路为每个速率脉冲提供必须的延迟时间，以将超声波会聚成用于每一信道的波束并确定发送方向性。发送单元 12 基于速率脉冲定时地将驱动脉冲施加于每个振子，以便在指定扫描线的方向形成超声波束。

[0029] 接收单元 13 包括放大器电路、A/D 转换器、加法器等（未示出）。所述放大器电路逐信道地放大经由探头 11 获得的回波信号。所述 A/D 转换器提供必须的延迟时间给该放大的回波信号，以确定接收方向性，之后，所述加法器执行加法处理。该加法产生对应于指定扫描线的超声波回波信号。

[0030] B 模式处理单元 14 应用包络检测处理于从接收单元 13 接收的超声波回波信号，以产生对应于超声波回波信号的幅度强度的 B 模式信号。

[0031] 组织多普勒处理单元 15 应用正交检测处理、自相关处理等等于从接收单元 13 接收的回波信号，以基于经受延迟和加法处理的超声波回波信号的多普勒位移分量获得对应于所述对象中运动的组织的速度、分散、和力量的组织多普勒信号。

[0032] 运动信息处理单元 16 执行基于从 B 模式处理单元 14 输出的 B 模式信号以及从组织多普勒处理单元 15 输出的多普勒信号获得运动信息图像的各种处理。

[0033] 运动信息处理单元 16 还使用存储单元 20 中存储的速度分布图像,执行估计期望的时间相位的处理和通过 TTI 方法自动设置积分区间的处理,这将在以下描述。

[0034] 显示控制单元 17 产生指示在指定的横断面上 B 模式信号空间分布的 B 模式超声波图像。显示控制单元 17 还基于组织多普勒信号产生指示在指定的横断面上速度、分散和力量值的二维分布的组织多普勒超声波图像。根据需要,显示控制单元 17 还产生 B 模式超声波图像和组织多普勒超声波图像的叠加图像、B 模式超声波图像和位移或畸变的二维分布图像的叠加图像等等。

[0035] 显示单元 18 根据来自显示控制单元 17 的视频信号将体内形态信息和血流信息显示为图像。当使用造影剂时,运动信息处理单元 16 根据有关造影剂空间分布的定量信息显示亮度图像或彩色图像,即血流或血的区域。

[0036] 输入单元 19 与系统主体连接,并且包括用于从操作员输入各种指令诸如设置关注区域 (ROI) 的指令和设置各种图像质量条件的指令到系统主体的鼠标、轨迹球、模式开关、键盘等等。

[0037] 存储单元 20 存储对应于每一相位的超声波图像数据 (超声波接收数据)、对应于运动信息处理单元 16 产生的时间相位的速度分布图像等等。超声波图像数据采用以组织多普勒模式获取的组织图像数据和以除了组织多普勒模式之外的其他模式获取的组织图像数据。该组织图像数据可以是在扫描转换之前的所谓的原始图像数据。

[0038] 控制单元 21 具有信息处理器 (计算机) 的功能,并静态或动态地控制超声波诊断系统的操作。

[0039] 输入单元 22 与系统 10 连接,并且包括用于从操作员输入各种指令诸如设置和改变各种参数及条件的指令以及设置关注区域 (ROI) 的指令到系统主体的各种开关按钮、轨迹球、鼠标、键盘等等。

[0040] (组织跟踪成像)

[0041] 将简要地描述为本实施例必须预先具备技术的组织跟踪成像方法 (TTI)。在跟踪随运动变化的组织的位置的同时,组织跟踪成像将通过基于速度信息积分信号获得的局部位移和畸变的参数成像为组织运动信息。该技术允许使用例如短轴图像产生并显示局部心肌的畸变和位移的图像,因此支持对于用于局部区域的图像输出值中的时间变化的分析。在使用短轴图像的情况下,心脏分析的主要对象功能变厚 (厚度发生变化)。该组织跟踪成像方法采用指向收缩中心的收缩运动场及其设置,以检测与通过角度补偿变厚有关的分量并对其成像的原理。该组织跟踪成像方法还可以考虑到整个心脏的平移运动 (也称为“平移”) 的影响,通过时间位移收缩中心位置应用于时间可变运动场。因此这允许跟踪由于平移运动而产生的收缩中心位置的变化。例如,在 JP-A-2003-175041 中描述了组织跟踪成像方法的进一步的细节。该参考文献的内容将添加到本实施例的描述中。

[0042] 所述组织跟踪成像方法用于多个相位的组织速度的时空分布图像 (指示待诊断组织位置的速度的图像)。该组织速度的时空分布图像 (以下简称“速度分布图像”) 能够根据在多个时间相位上通过组织多普勒成像收集的二维或三维超声波图像数据产生,或者可替换地,通过给出在多个时间相位上通过 B 模式处理单元收集的多个二维或三维组织图像的模式匹配而获得等等。

[0043] 本实施例使用组织多普勒成像 (TDI) 产生的二维速度分布图像提供具体的描述。

但是,本发明并不限制于此,还可以使用例如组织多普勒成像产生的三维速度分布图像,或者通过模式匹配产生的二维或三维速度分布图像。本实施例通过实例的方式使用心脏作为诊断对象。因此,能够将通过组织跟踪成像获得的绝大多数组织速度认为是心肌速度。

[0044] (时间相位估计功能)

[0045] 将描述超声波诊断系统 10 的时间相位估计功能。时间相位估计 用于使用存储单元 20 中所存储的相位到相位速度分布图像,分析地估计例如在临床上重要的各种时间相位。尽管以下作为实例将描述心脏收缩结束期相位的估计以简化描述,除此之外,超声波诊断系统 10 还能够估计 S 波发生相位、E 波发生相位、在 E 波的上升边缘上速度达到指定速度的时间相位、A 波发生相位、以及临床特征所指定的任何其他相位。

[0046] 本实施例定义心脏收缩结束期相位为心脏收缩期间的 S 波和心脏舒张期间的 E 波之间的边界相位,并根据以下概念自动地估计心脏收缩结束期相位 ES,即“心脏收缩结束期相位 $ES = \text{心脏运动停止的时间相位} = \text{心肌速度达到零或最接近于零的时间相位}$ ”。

[0047] 图 2 是估计心脏收缩结束期相位 ES 的功能的解释图,该图示出了指示心肌速度的时间变化的图。如图 2 所示,优选地是通过指定时间相位估计心脏收缩结束期相位 ES,在该时间相位中在 S 波相位和 E 波相位之间设置的预定时期 t_0 到 t_0+t_g (下称为“估计对象时期”)中 $|\text{心肌速度}|$ 达到最小值。

[0048] 这里,使用例如在超声波图像 (TDI 图像) 中设置的 ROI 中心肌位置的速度的和,如图 3 所示,或者在 ROI 中的心肌位置的速度绝对值的和 (即, $|\text{速度}|$) 作为心肌速度。

[0049] 当定义心肌速度为在 ROI 中心肌位置的速度和时,通过组织多普勒成像能够得到朝向波束的分量的组织速度,从而如果所述和较小时,组织的运动可以不总是小速度。但是,由于在这种估计中速度高,因此仍能够近似地检测心脏组织运动停止的时间相位。

[0050] 另一方面,当定义心肌速度为在 ROI 中心肌位置的 $|\text{速度}|$ 之和时,在所有的情况下运动的分量被添加作为绝对值,因此,尽管复杂,仍能够更精确地检测心肌运动停止的时间相位。

[0051] 优选地根据心率 HR 控制所述估计对象时期,因为每一心跳的时间在个体间是有变化的。作为控制的具体方法,优选地估计对象时期开始相位 (开始相位) 和估计对象时期距该开始相位的宽度提前存储在存储单元 20 中,作为用于心率的表,如图 4 所示,以及运动信息处理单元 16 基于从心电图 (ECG) 获得的或从输入单元 19 输入的心率和所述表自动确定估计对象时期。可替换地,所述 TTI 的积分区间开始相位和估计对象时期的宽度可以通过使用心率作为变量的预定函数进行设置。

[0052] 以规定的格式显示这样估计的心脏收缩结束期相位 ES。

[0053] 图 5 是 ES 相位线所指示的心脏收缩结束期相位 ES 与心电图复合之间的相互关系的实例。这允许用户容易地掌握在整个心跳中心脏收缩结束期相位 ES 的位置。

[0054] (自动设置心脏相位区间为积分区间)

[0055] 以下将描述自动设置心脏相位区间为超声波诊断系统 10 的积分区间。该自动设置用于基于估计的心脏收缩结束期相位 ES 和通过 ECG 得到的 R 波相位,自动设置心脏相位区间,该区间可以是当通过 TTI 方法计算心脏收缩、心脏舒张、心动周期、和其他运动信息时的积分区间。这允许容易地分析和获取在 TTI 方法中通过时间求积分定义的运动信息。

[0056] 图 6 示出自动地设置最近的心脏收缩 2 为 TTI 方法的积分区间的实例。如图 6 所

示,运动信息处理单元 16 首先将 ECG 所检测的每一心跳中的 R 波相位认为是心脏舒张结束期,使用心脏舒张结束期和通过估计获得的估计心脏收缩结束期相位 ES 估计 R-ES 相位区间为心脏收缩期,估计 ES-R 相位区间为心脏舒张期,并估计 R-R 相位区间为一个心动周期。运动信息处理单元 16 自动设置 R2 波相位作为积分区间的下限 t_0 ,并设置心脏收缩结束期相位 ES2 作为积分区间的上限 t_{end} ,其中 R2 波相位是在估计的相位区间中最近心脏收缩 2 的开始相位,ES2 是最近心脏收缩 2 的结束时间。

[0057] 图 7 示出自动地设置最近的心脏舒张 2 为 TTI 方法的积分区间的实例。如图 7 所示,运动信息处理单元 16 自动设置心脏收缩结束期相位 ES2 作为积分区间的下限 t_0 ,并设置 R3 波相位作为积分区间的上限 t_{end} ,其中 ES2 是估计的相位区间中最近心脏舒张 2 的开始相位,以及 R3 波相位是最近心脏舒张 2 的结束时间。

[0058] 图 8 示出自动地设置最近的心动周期为 TTI 方法的积分区间的实例。如图 8 所示,运动信息处理单元 16 自动设置 R2 波相位作为积分区间的下限 t_0 ,并设置 R3 波相位作为积分区间的上限 t_{end} ,其中 R2 波相位是估计的相位区间中最近心动周期 2 的开始相位,以及 R3 波相位是最近心动周期 2 的结束时间。一个心动周期可以不必使用 R 波产生相位作为参考,而是可以使用例如心脏收缩结束期相位 ES 等等。

[0059] 在上述的心脏收缩、心脏舒张、和一个心动周期中选择积分区间以这样的一种方式执行,即如图 5 所示用户检验“一个心动周期 (R-R)”、“心脏收缩”、和“心脏舒张”中一项。除了在每一选择的相位区间中设置积分区间之外的另一个独特的应用设置则是例如自动切换畸变单极显示。这允许不仅自动优化对象区间的设置而且还自动优化取决于对象的估计心脏相位区间的其他的附属设置,这节省了用户手动地控制各种设置,从而增加了操作的简单性。

[0060] 通过对象心脏相位区间估计处理所估计的各种对象的心脏相位区间与实际的心脏收缩结束期相位高精度地一致。但是,如果估计的心脏收缩结束期相位 ES 存在错误,那么可以手动地例如参考如图 5 所示图上的 ES 相位线 L,微调所述积分区间,或者可以手动地设置成应用。

[0061] (操作)

[0062] 以下将描述包括自动相位估计和自动积分区间设置的 TTI 的一系列处理。

[0063] 图 9 是包括自动时间相位估计的 TTI 的一系列处理过程的流程图。如图 9 所示,执行通过组织多普勒心回波描记的成像,以根据获得的回波信号为每一时间相位产生速度分布图像 (步骤 S1)。

[0064] 接下来,运动信息处理单元 16 基于从例如心电图获得的心率 HR 设置估计对象时期。而且,在 TDI 图像上通过操作员的手动操作来设置用于得到心肌速度的关注区域 (步骤 S2)。

[0065] 运动信息处理单元 16 然后计算用于在设置的估计对象时期中每一时间相位的心肌速度的绝对值 ($|$ 心肌速度 $|$) (步骤 S3),以及估计心脏收缩结束期相位 (步骤 S4)。

[0066] 运动信息处理单元 16 接着根据从心电图获得的 R 波发生相位和估计的心脏收缩结束期相位估计心脏收缩期、心脏舒张期和一个心动周期 (步骤 S5),并基于该获得的估计结果自动地设置积分区间 (步骤 S6)。

[0067] 运动信息处理单元 16 再在自动设置的积分区间中执行时间积分,从而计算心脏

运动信息,包括畸变、畸变因子、和位移(步骤 S7),以及例如基于所述结果产生每一时间相位中的畸变图像并在显示单元 18 上显示它(步骤 S8)。

[0068] 以上结构提供了以下的优点。

[0069] 所述超声波诊断系统允许使用相位到相位速度分布图像,自动估计例如在临床上重要的期望的时间相位。能够以一种适当的方式使用速度信息执行该自动估计。所以,操作员能够高精度和容易地设置检查所必须的期望的时间相位。与传统的手动相位设置相比,该系统还能够实现高度客观的相位设置,而没有由于操作员的差异而引起的信息变化,从而提高了诊断信息的质量。

[0070] 所述超声波诊断系统使用自动设置的期望时间相位,确定在 TTI 方法中通过时间积分所定义的运动信息的积分区间。这能够提供 TTI 方法中高度客观的运动信息,并减少操作员在设置积分区间中的工作。特别是,该超声波诊断系统能够使用自动检测的心脏收缩结束期相位和从心电图自动检测的心脏舒张结束期相位,自动地将心脏收缩和心脏舒张相互分离开来。因此,利用组织速度通过局部壁运动指标诸如畸变和位移的高度客观的定量评估方法能够通过较为简单的操作迅速地实现。

[0071] 本发明并不限制于上述实施例,并且可以在实际步骤中通过组件的修改实施,而不背离本发明的要旨。

[0072] (1) 例如,前述的期望的相位估计处理和自动积分区间设置处理还能够以这样一种方式实现,即在计算机(包括工作站、图像处理器、或超声波诊断系统中构造的那些计算机)中安装执行每一处理的程序,并在存储器上扩展它们。用于计算机执行该技术的程序可以通过记录介质的形式诸如磁盘(floppy(TM) 盘、硬盘等等)、光盘(CD-ROM、DVD 等等)、以及半导体存储器分配。

[0073] (2) 在以上实施例中,响应于所述值基于心肌速度和速度变化估计包括心脏收缩的时间相位。但是,用于相位估计的指标并不限制于心肌速度和速度变化,例如,可以采用一种结构,在该结构中使用在一个心动周期中规定时期内速度达到规定的速度的定时和速度变化的速率(速度波形的微分系数)。

[0074] (3) 通过实例的方式使用心脏作为诊断对象已经描述了以上实施例。但是,应该明白本发明并不限制于此,所述超声波诊断系统的期望的相位估计功能能够应用于运动区域的诊断,该区域不断重复颈动脉等等的收缩和舒张。

[0075] 另外,可以以实施例中所公开组件的适当组合作出其他的各种发明。例如,可以删去实施例中的一些组件,或者可以适当地组合不同实施例中的一些组件。

[0076] 产业应用性

[0077] 根据实施例,超声波诊断系统和用于超声波成像的系统和方法能够简单和高精度地自动检测用于在如上所述的一般心脏超声波检查中使用的所有横断面图像的心脏收缩结束期相位。

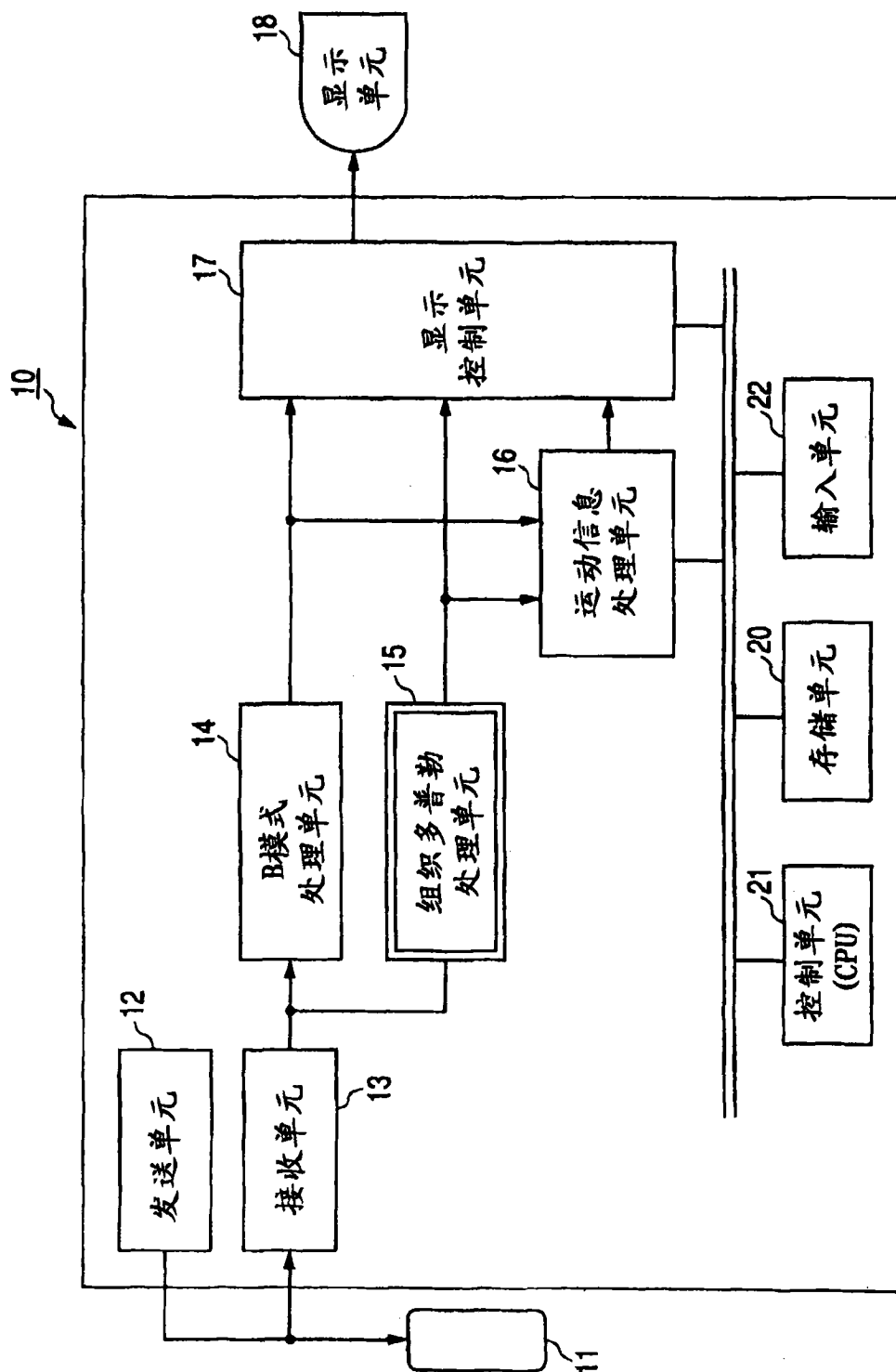


图 1

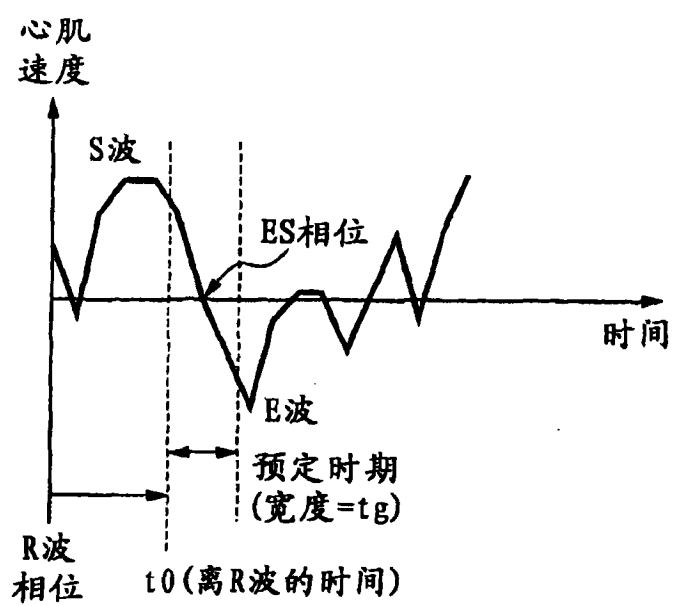


图 2

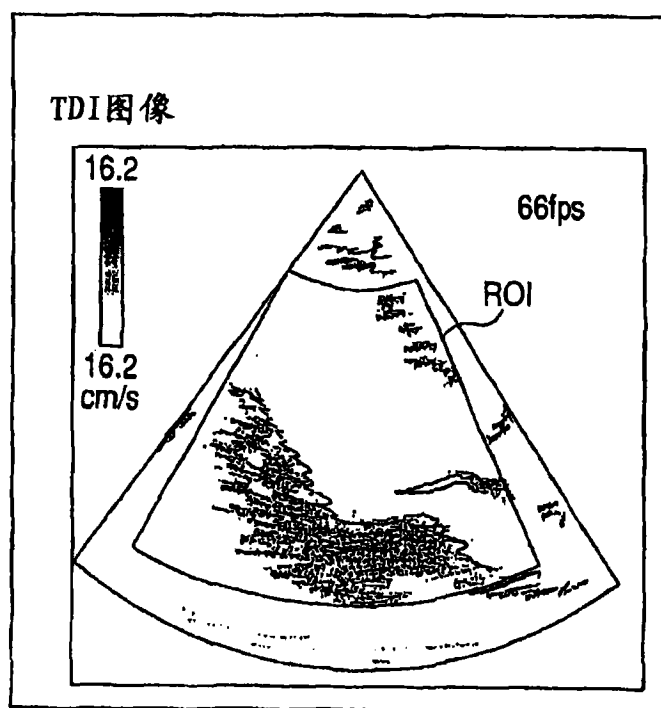


图 3

HR [bpm]	t0 [msec]	tg [msec]
<50	300	100
50≤ <100	250	100
100≤ <200	200	100
200≤	150	100

图 4

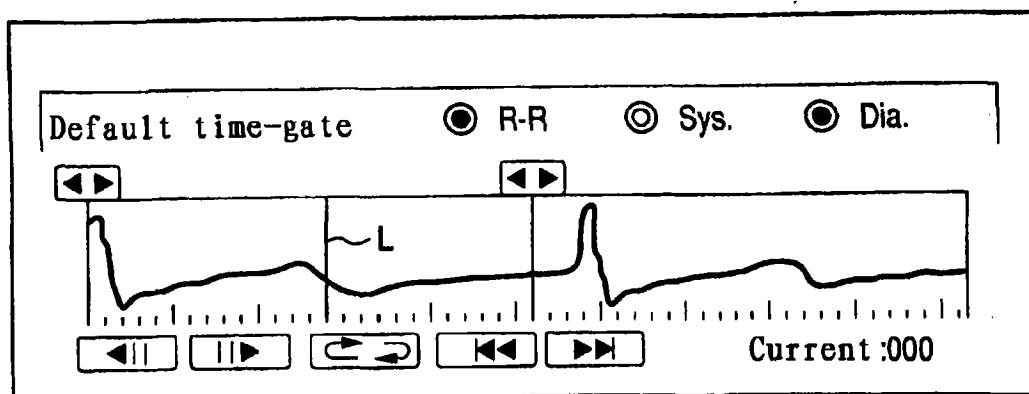


图 5

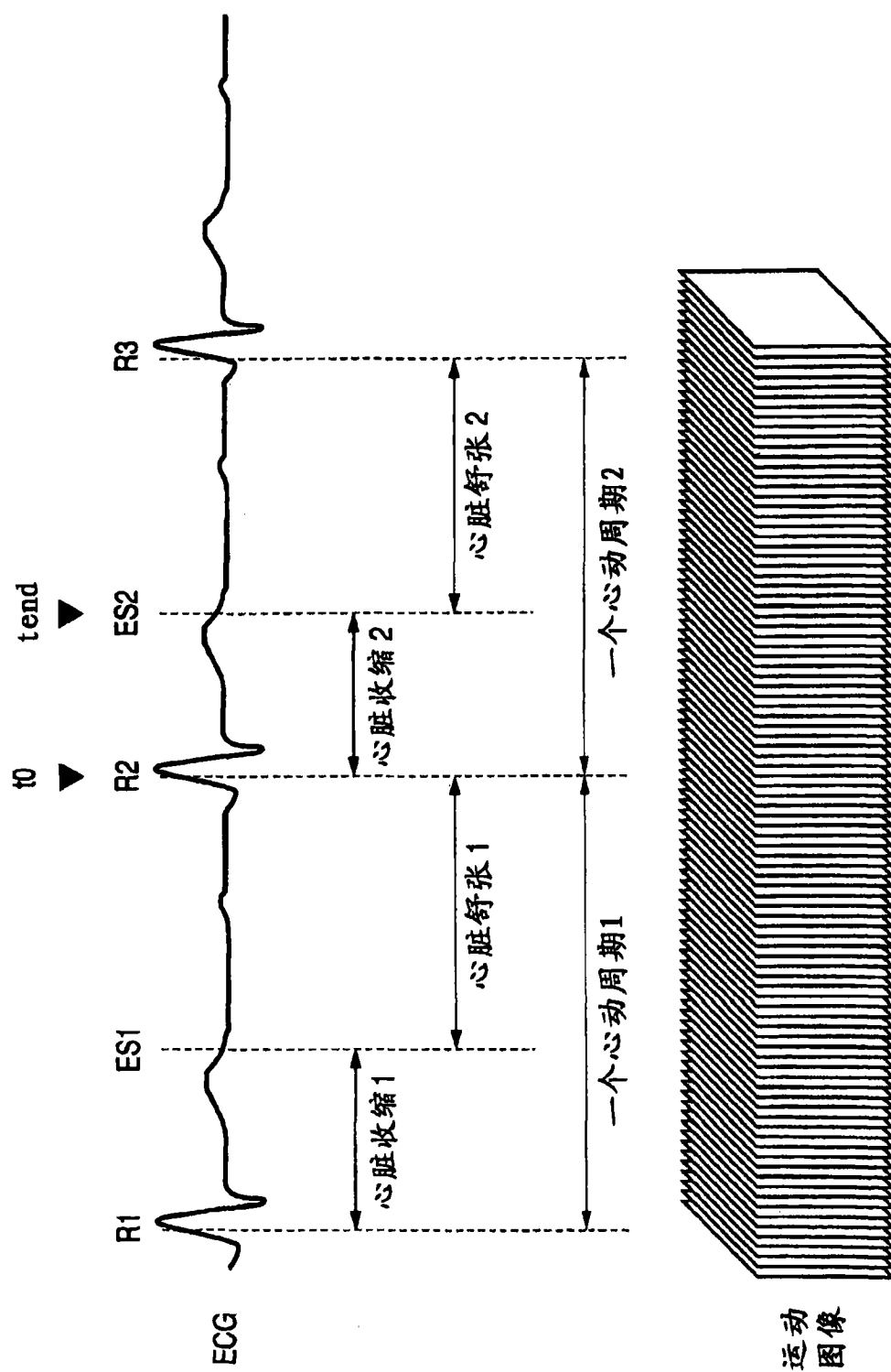


图 6

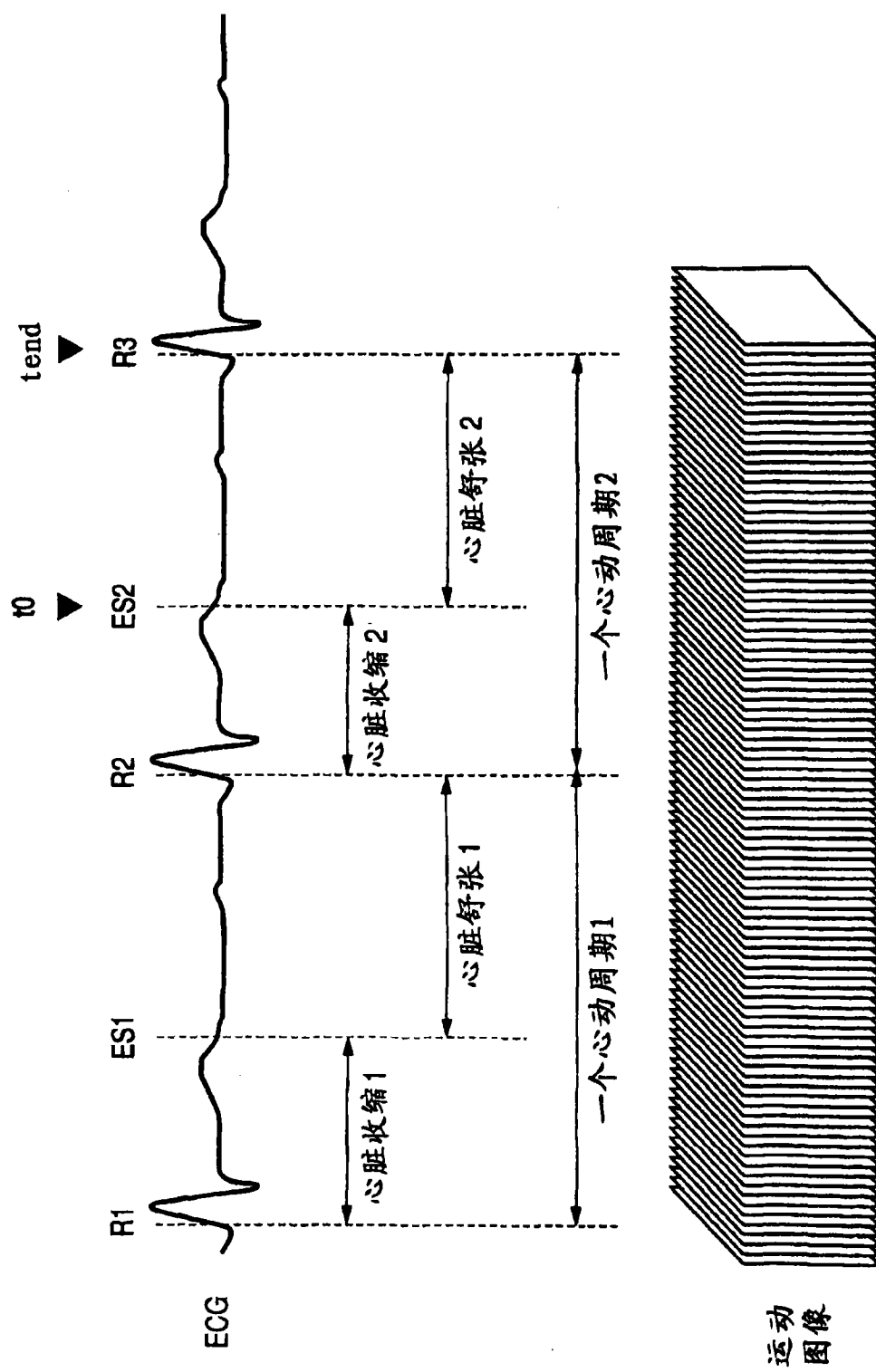


图 7

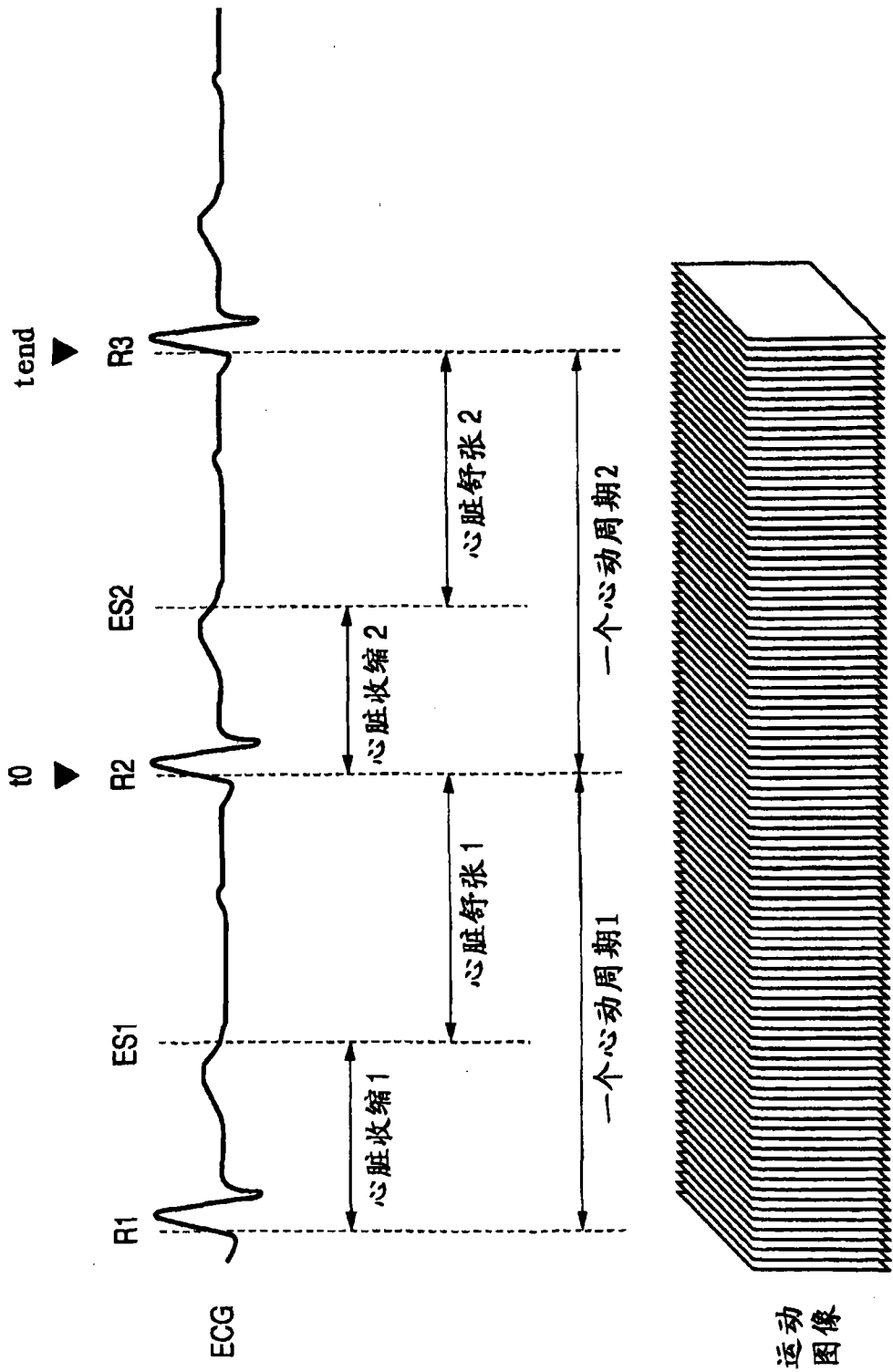


图 8

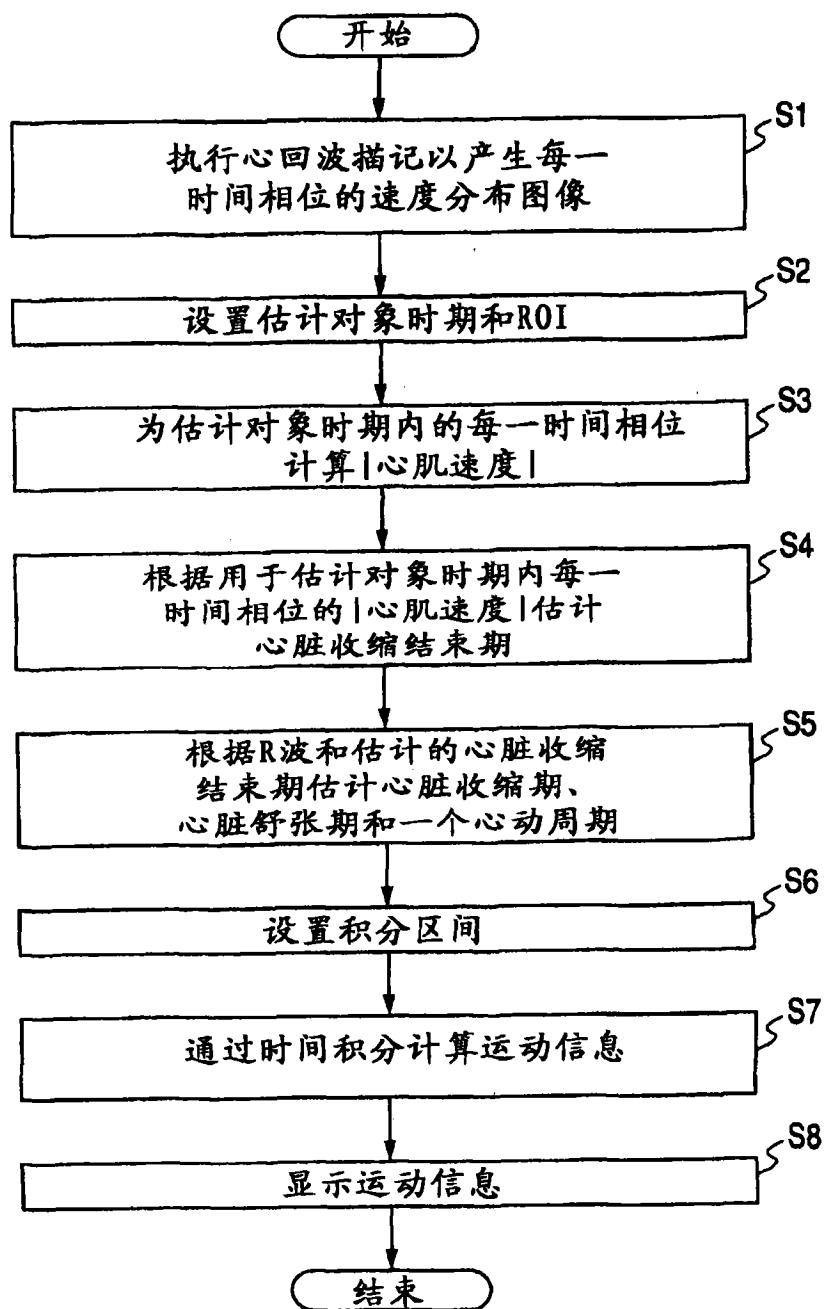


图 9

专利名称(译)	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		
公开(公告)号	CN102488533A	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	CN201110305820.8	申请日	2005-05-31
[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	A61B8/08 G06T7/20 G01S7/52 A61B8/02 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/488 G06T7/20 G01S15/8979 A61B8/0883 G01S7/52071 A61B8/485 G06T2207/30048 A61B8/02		
代理人(译)	朱智勇		
优先权	2004161794 2004-05-31 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。对于每一时间相位获取有关周期性重复收缩和舒张的运动部位(例如心脏)的位置的速度信息。基于该速度信息，估计通过收缩开始期和结束期、舒张开始期和结束期、以及有关运动部位的一个周期的其他临床特征所规定的给定时间相位或运动部位的一个周期时间。更具体而言，例如，该收缩结束期时间相位是当心肌速度为零或最接近于零时的时间相位，在预定时间内的每一时间相位计算|心肌速度|，并估计所述值最接近于零的时间相位作为收缩结束期时间相位。

