



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102188263 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201110049483. 0

(22) 申请日 2011. 02. 28

(30) 优先权数据

2010-044012 2010. 03. 01 JP

(73) 专利权人 国立大学法人山口大学

地址 日本山口

专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

(72) 发明人 中田雅彦 笠原英司 村下贤

伊藤安啓

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理

有限公司 11225

代理人 黄威 张彬

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101404940 A, 2009. 04. 08, 说明书第 4 页第 3 段第 1-4 行, 第 5 页第 3 段第 7-9 行, 第 6 页第 2 段第 7-8 行, 第 3 段, 附图 2-3.

CN 101332097 A, 2008. 12. 31, 全文.

US 20040015081 A1, 2004. 01. 22, 说明书第 33 段第 5-8 行, 第 37 段第 1-15 行, 第 42 段第 15-28 行, 第 46 段, 第 47-48 段, 附图 3B、6A-6D、11A-11C.

审查员 许流芳

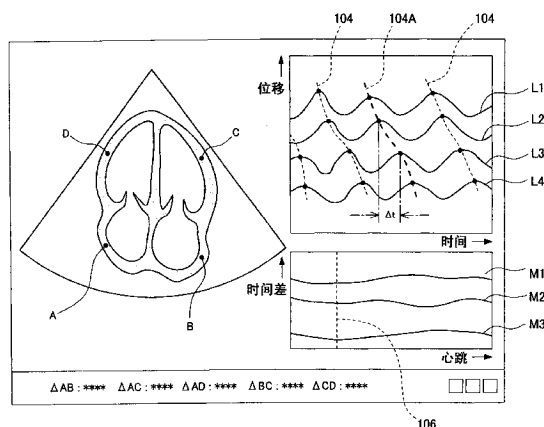
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供了一种超声波诊断装置, 其能够对于胎儿的心脏测量多个心肌部位之间的运动时间差。在心脏的断层分析图像上, 用户设定多个观测点。跟踪每个观测点, 并且生成代表所述多个观测点的时间位移的多个位移波形。在所述多个位移波形之间计算多个代表点之间的时间差。这种时间差被显示为数值或曲线图。代表点是峰值点、零交点、拐点等。沿着心脏中的用于电信号的传导路径设定所述多个观测点。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

设定单元,其被用户使用以在心脏的超声波图像上在所述心脏的用于电信号的传导路径上设定多个观测点或者所述设定单元通过图像分析在心脏的超声波图像上在所述心脏的用于电信号的传导路径上自动设定多个观测点,所述电信号引起心肌的收缩;

跟踪单元,其跟踪每个所述观测点以确定每个所述观测点的二维位移向量;

波形生成单元,其基于所确定的二维位移向量对于所述多个观测点生成多个位移波形;以及

分析单元,其对在共用的时间轴上的所述多个位移波形进行分析以对于所述多个观测点计算运动时间差,其中:

所述多个观测点包括设定在传导路径上游侧上的近侧观测点和设定在传导路径下游侧上的远侧观测点;

所述多个观测点包括靠近心脏中电信号的源的近侧观测点和比近侧观测点更远离所述电信号的源的远侧观测点;

所述多个位移波形包括与所述近侧观测点相对应的近侧位移波形和与所述远侧观测点相对应的远侧位移波形;

所述分析单元对所述近侧位移波形进行分析以将由所述电信号到达所述近侧观测点在所述近侧观测点引起的局部收缩的产生时刻确定为近侧收缩时刻;

所述分析单元对所述远侧位移波形进行分析以将由所述电信号到达所述远侧观测点在所述远侧观测点引起的局部收缩的产生时刻确定为远侧收缩时刻;以及

所述运动时间差是所述近侧收缩时刻和所述远侧收缩时刻之间的差。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

所述分析单元包括划分处理器,所述划分处理器执行划分处理,以在所述近侧位移波形和所述远侧位移波形的分析期间对各次心跳的波形进行划分,并且

在执行所述划分处理之后对于每次心跳计算所述运动时间差。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,进一步包括

为每个所述观测点确定位移测量方向的单元。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,进一步包括

显示器,所述显示器显示位移波形图像,所述位移波形图像具有平行于所述共用的时间轴以预定顺序排列的所述多个位移波形。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,进一步包括

以在所述位移波形图像上组合的方式来显示横跨所述多个位移波形的多条连接曲线的单元,其中

每条所述连接曲线是对于所述多个位移波形的每次心跳而连接多个代表点的曲线。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中

对于每个所述观测点的所述位移测量方向是连接心脏中的基准点和对应观测点的方向。

7. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中

对于每个所述观测点的所述位移测量方向是连接设定在所述心脏外部的多个基准点之中的对应基准点和对应观测点的方向。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中所述心脏是胎儿的心脏。
9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,进一步包括显示器,其显示所述超声波图像、以与所述超声波图像组合的方式显示的多个观测点标记、所述多个位移波形和表示所述运动时间差的信息。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,并且特别地涉及一种用于评估或测量电信号在心脏中的传导的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是一种基于通过向活体发射超声波并从活体接收超声波而获得的接收信号来形成超声波图像的装置。超声波诊断装置通常包括探头、发射单元、接收单元、图像形成单元、测量单元等。本申请中的超声波诊断装置的概念还包括具有超声波图像处理功能的计算机。

[0003] 在人体心脏中,心肌的收缩是由在活体中生成的刺激心肌的电信号引起的。电信号在心脏中经由多个路线从窦房结被传送到整个心脏。右心房、左心房、右心室和左心室的收缩时刻彼此不一致。就是说,心脏中各个心肌部位的运动存在时间差。可以推出,通过评估这种时间差,可确定心肌运动的异常或心脏病。然而,现有技术的超声波诊断装置未配备有测量这一传导时间差或收缩时间差的功能。对于母体子宫中的胎儿的心脏,难以直接测量心电图信号。期望一种能够对胎儿的心脏测量电信号的传导的方法。

[0004] JP2007-75333 A 公开了一种超声波诊断装置,其具有通过在邻近的帧之间应用模式匹配(图像匹配)技术来跟踪由用户指定的观测点的功能。这一跟踪为二维跟踪。

[0005] 如上所述,期望测量电信号在心脏(特别是胎儿的心脏)中的传导。这是因为,在心脏的二维断层分析图像(视频图像)上主要通过眼睛来观测心肌运动,并且难以确定电信号传导系统的异常或心肌运动的异常。为了对心脏病进行诊断,期望客观地或定量地评估这种异常。

发明内容

[0006] 本发明的优势是提供一种超声波诊断装置,其能够定量地评估电信号在心脏中的传导。

[0007] 根据本发明的一个方案,提供了一种超声波诊断装置,包括:设定单元,其在心脏的超声波图像上在心脏的用于电信号的传导路径上设定多个观测点,所述电信号引起心肌的收缩;跟踪单元,其跟踪每个观测点以确定每个观测点的时间位移;波形生成单元,其对于多个观测点生成代表时间位移的多个位移波形;以及分析单元,其对在共用的时间轴上的多个位移波形进行分析以对于多个观测点计算运动时间差。

[0008] 根据本发明的上述构造,在心脏的超声波图像上,在心脏的传导路径上设定多个观测点,并且跟踪每个观测点以确定每个观测点的时间位移。对于每个观测点,基于各时刻的时间位移来生成位移波形(即,位移数据阵列)。在共用的时间轴上对多个位移波形进行分析,以计算在多个观测点之中引起的运动时间差。运动时间差以数值、曲线图等形式被提供给用户。基于这种运动时间差,可客观地或定量地诊断电信号的传导和心肌的特性。特别地期望将该方法应用于不能直接测量心电图的胎儿的心脏。如果在出生前能够将心脏功

能测量实现为对胎儿的诊断,则在出生后可基于测量结果快速且准确地为胎儿的心脏病做好准备。因此,本发明提供了在医学领域的显著优势。

[0009] 作为跟踪的结果测量到的位移可以是一维位移、二维位移(二维位移向量)或二维位移的绝对值。可选择地,位移可以是三维位移。可选择地,位移测量方向可以为每个观测点单独地确定。可选择地,位移测量方向可以被确定为当从共同的基准点(例如,心脏的重心)观察时每个观测点显现的方向。在测量位移时,期望确定位移测量方向使得心脏的平移运动分量被抵消或被抵偿。对于观测点的跟踪或位移计算,可采用诸如帧间匹配、超声波多普勒方法以及测量相位变化的回波跟踪方法的各种已知方法。期望应用帧间匹配并且计算帧之间的二维运动向量。可在相邻的帧之间执行匹配计算,或者可在基准帧和每个后续帧之间应用匹配计算。在任一种情况下,观测点的运动被连续地观测到。能够任意地确定多个观测点,但期望将多个观测点确定为在疾病诊断中有意义的点。观测点可包括表示与电信号的源相对应的窦房结的点,或靠近窦房结的点。在任一种情况下,在多个观测点之间评估运动时间差。在这种情况下,例如,计算收缩起始时刻的差。通常,期望确定接近窦房结的观测点和远离窦房结的观测点。

[0010] 根据本发明的另一个方案,期望的是:在超声波诊断装置中,多个观测点包括近侧观测点和远侧观测点,多个位移波形包括与近侧观测点对应的近侧位移波形和与远侧观测点对应的远侧位移波形,并且分析单元计算远侧位移波形相对于近侧位移波形的相对延迟作为运动时间差。近侧观测点是第一观测点,并且远侧观测点是第二观测点。可选择地,可确定其他观测点。可设定在同一时刻引起收缩运动的多个观测点,但期望将包括电信号传导系统中的上游侧部位和下游侧部位的两个点确定为观测点。这两个观测点是近侧观测点和远侧观测点。关于这两个观测点的“近侧”和“远侧”是指时间上的接近,而不必对应于距离上的接近。期待的是,借助利用本发明的未来临床研究的积累,将会发现更加精确的观测点。

[0011] 根据本发明的另一个方案,优选的是,在超声波诊断装置中,分析单元包括:第一波形分析单元,其对近侧位移波形进行分析以将由电信号的到达引起的局部收缩的产生时刻确定为近侧收缩时刻;第二波形分析单元,其对远侧位移波形进行分析以将由电信号的到达引起的局部收缩的产生时刻确定为远侧收缩时刻;以及时间分析单元,其测量近侧收缩时刻和远侧收缩时刻之间的时间差以计算运动时间差。在分析每个位移波形时,为每次心跳确定代表点。例如,从波形分析的观点看,可将代表点确定为例如峰值点、拐点、零交点等,并且期望将代表由于电信号的到达引起的心肌收缩起始时刻或与这个起始时刻相对应的时刻的点确定为代表点。

[0012] 根据本发明的另一个方案,优选的是,在超声波诊断装置中,分析单元包括划分处理器,所述划分处理器执行划分处理,以在近侧位移波形和远侧位移波形的分析期间对各次心跳的波形进行划分,并且在执行划分处理之后对于每次心跳计算运动时间差。借助该构造,因为提前应用了划分处理或区分处理,因此能够无误差地确定同一心跳的多个代表点之间的时间差。

[0013] 根据本发明的另一个方案,优选的是,超声波诊断装置进一步包括为每个观测点确定位移测量方向的单元。借助该构造,测量在设定的位移测量方向上的位移分量。将位移测量方向确定为例如连接心脏的重心点和观测点的方向或连接固定确定点和观测点的

方向。期望对方向设定条件进行确定使得方向不受心脏的平移运动的影响,或心脏的平移运动被抵消。

[0014] 根据本发明的另一个方案,优选的是,超声波诊断装置进一步包括显示器,所述显示器显示位移波形图像,所述位移波形图像具有对于共用的时间以预定顺序平行排列的多个位移波形。在对于纵轴采用完全共用轴时,多个位移波形可以叠加的方式显示,但是,为了从视觉上容易地辨别出时间差,期望在对于多个位移波形采用共用横轴(时间轴)时,通过沿垂直方向移动纵轴(就是说,表示位移量或位移幅度的轴)来排列位移波形。换句话说,期望显示沿垂直方向排列的多个位移波形。在这种情况下,可以诸如电信号到达时间的大小的顺序的顺序来排列多个位移波形,使得能够容易地辨别出每个部位的运动时间差。

[0015] 根据本发明的另一个方案,优选的是,超声波诊断装置进一步包括以在位移波形图像上组合的方式来显示横跨多个位移波形的多条连接曲线的单元,其中每条连接曲线是对于多个位移波形的每次心跳而连接多个代表点的曲线。借助该构造,能够在空间上理解运动时间差。另外,在运动时间差对于每次心跳不同的情况下,能将该差别容易地辨别为连接曲线的形状或斜率的差别。

附图说明

[0016] 图 1 为示出根据本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置的方框图。

[0017] 图 2 为示出设定在心脏的断层分析图像上的多个观测点的图。

[0018] 图 3 为根据本发明的一个优选实施例的用于解释计算时间差的方法的流程图。

[0019] 图 4 为示出一显示例的图。

[0020] 图 5 为示出位移测量方向的一设定例的图。

[0021] 图 6 为示出位移测量方向的另一设定例的图。

具体实施方式

[0022] 现在将参考附图来描述本发明的一个优选实施例。

[0023] 图 1 示出根据本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置,并且是示出超声波诊断装置的总体结构的方框图。超声波诊断装置用于医学领域,并且对心脏等执行超声波诊断。在本实施例中,被应用了超声波诊断的心脏是母体子宫中的胎儿的心脏。可选择地,本发明可应用于除胎儿的心脏以外的普通心脏。本发明的测量和图像处理可在计算机上执行。在这种情况下,可以将该计算机理解为超声波诊断装置。

[0024] 在图 1 中,探头 10 是发射和接收超声波的超声波探头。在本实施例中,探头 10 包括 1D 阵列传感器。通过阵列传感器形成超声波束,并且通过超声波束的电子扫描形成作为二维回波数据捕获空间的扫描平面。作为电子扫描方法,已知电子线性扫描、电子扇形扫描等。可选择地,探头 10 可以是 3D 探头。这种 3D 探头包括 2D 阵列传感器;就是说,沿着二维阵列排列的多个传感器元件。通过 2D 阵列传感器形成超声波束,并且沿第一方向和第二方向电子扫描超声波束。借助此过程,形成三维回波数据捕获空间,并且从这种三维空间获得作为回波数据的集合的体数据。可选择地,可设置 1D 阵列传感器和机械地扫描 1D 阵列传感器的机构来代替 2D 阵列传感器。

[0025] 在本实施例中,使探头 10 与孕妇的腹部表面接触,并且通过以这种方式接触的探

头 10 来执行超声波的发射和接收。调整探头 10 的接触位置和接触定向,使得扫描平面位于胎儿的心脏中期望的剖面上。可选择地,可使用插入体腔中的探头。

[0026] 发射单元 12 起发射波束形成器的作用,并且并行地将多个发射信号供给至阵列传感器。借助此构造,通过阵列传感器形成发射波束。通过阵列传感器接收来自活体的反射波,并且将多个接收信号从阵列传感器输出至接收单元 14。接收单元 14 起接收波束形成器的作用,并且通过对接收单元 14 中的多个接收信号进行整相求和 (phase-alignment and summing) 处理,生成波束数据 (在整相求和后接收到的信号)。借助此处理,电子地形成了接收波束。

[0027] 信号处理器 16 对波束数据应用诸如对数压缩和滤波的多种信号处理,并且信号处理后的波束数据被输出至图像形成单元 18。图像形成单元包括数字扫描变换器 (DSC),数字扫描变换器具有用于坐标变换处理和插值处理的功能。图像形成单元 18 基于形成一帧的多个波束数据来形成代表心脏的预定剖面的二维断层分析图像 (B 模式断层分析图像)。从图像形成单元 18 输出的图像数据被输出至显示处理器 20。另外,从图像形成单元 18 输出的图像数据还被输出至稍后要描述的传导系统测量单元 24。

[0028] 当处理从三维空间获得的回波数据时,将 3D 存储器、坐标变换单元、三维图像形成单元、断层分析图像形成单元等设置为图像形成单元 18。换句话说,通过将波束数据映射到三维空间中形成体数据。基于体数据,形成三维图像和二维断层分析图像。利用与为三维空间设定的任意切面对应的数据来形成后者的图像。可基于实时形成的图像来执行下面要描述的测量,或可选择地,可基于从电影回放存储器 (cine-memory) 等读取的数据来执行下面要描述的测量,或基于这种数据的再现图像来执行下面要描述的测量。

[0029] 显示处理器 20 具有图像组合功能等,并且输出图像数据至显示器 22。显示器 22 显示断层分析图像等。另外,根据需要显示包括下面要描述的多个位移波形等的图像。

[0030] 传导系统测量单元 24 是对电信号测量在心脏的传导路径上确定的多个观测点之间的运动时间差的模块。在本实施例中,从图像形成单元 18 输出的帧阵列或分帧线被输入至传导系统测量单元 24。帧阵列包括排列在时间轴上的多个帧,并且每一帧对应于一个断层分析图像。可选择地,输入至图像形成单元 18 的坐标变换之前的帧阵列可被输入至传导系统测量单元 24。在这种情况下,每一帧包括多组波束数据。可将传导系统测量单元 24 实现为软件的功能,或传导系统测量单元 24 可由硬件来实现。稍后将参照图 3 详细地描述传导系统测量单元 24 的具体处理。作为处理的结果获得的图像数据或数字数据通过显示处理器 20 被传送至显示器 22。

[0031] 控制器 26 包括 CPU 和操作程序等,并且控制图 1 中示出的元件的操作。另外,控制器 26 还具有生成图形图像的功能,并且图像数据被传送至显示处理器 20。连接到控制器 26 的输入单元 28 包括操作面板,并且操作面板包括键盘、跟踪球等。用户能够使用输入单元 28 设定多个观测点。可选择地,可通过图像分析使观测点的设定自动化。

[0032] 图 2 示出表示胎儿的心脏的断层分析图像 100。断层分析图像 100 是所谓的四腔剖面图像,其中上部是心尖。可选择地,可使用表示长轴视图的二腔剖面图像或其他图像。

[0033] 更具体地,在断层分析图像 100 中,附图标记 100A 表示心脏的剖面,并且在剖面中,示出了包括右心房 (RA)、右心室 (RV)、左心房 (LA) 和左心室 (LV) 的四个心腔。附图标记 101 表示窦结 (窦房结),其是心脏中电信号的源并且电信号从窦房结被传送至各个部

位。另外,在心脏中还示出了房室结。附图标记 102 表示从窦房结 101 至心肌的多个信号传导路径。图 2 中示出的传导网络形式为用于解释本发明的示意图。

[0034] 在本实施例中,当显示胎儿的心脏的断层分析图像 100 时,用户设定多个观测点。在预定的初始图像(初始帧)上执行观测点的设定,并且,在后续帧的图像中,通过跟踪来自动确定每个观测点的位置(新位置)。在图 2 中,设定了 A、B、C 和 D 四个观测点。这些位置仅仅是示例性的,用于解释本发明。期望将观测点确定为是临床上或解剖学上有意义的点。在任何情况下,确定在时间上距离窦房结 101 近的和在时间上距离窦房结 101 远的点,并且使用下面要描述的方法来计算在这些点的运动时间差。可选择地,可确定在同一时间位置处的两个点。

[0035] 当以上述方式确定多个观测点时,在本实施例中,在相邻的帧之间顺序地应用模式匹配方法,并且对于每个观测点连续地计算帧之间的二维运动向量。就是说,对于每个观测点执行在二维平面上的运动的跟踪。作为跟踪方法,除了上述的模式匹配方法之外,可使用利用多普勒信息的方法、考虑 RF 信号的相位的回波跟踪方法以及其它方法。在本实施例中,计算二维向量,但可选择地,也可为每个观测点限定位移测量方向,并且可沿这个方向计算一维位移量。在本实施例中,基于坐标变换后的图像信息来执行模式匹配,但可选择地,可将帧间匹配处理应用于坐标变换前的信号或应用于上游的 RF 信号。

[0036] 在任何情况下,在本实施例中,对于每个观测点连续地计算帧之间的位移,并且生成与多个观测点相对应的多个位移波形(参照稍后要描述的图 4)。每个位移波形包括在时间轴上的多个位移数据(位移数据阵列)。在对位移波形进行分析之前,可将平均处理或插值处理应用于位移波形。如下面将详细描述,对于位移波形单独地执行波形分析。更具体地,首先,在每个位移波形中对于每次心跳计算代表点,然后,计算位移波形之间的代表点之间的时间差(运动时间差)。通过确定数值或图示这种运动时间差,可容易地辨别出电信号的传导系统中的异常或心肌运动中的异常。特别地,因为对于胎儿的心脏不能直接地测量心电图信号,因此通过基于如上所述的图像执行多点运动分析,具有的优势是,即使对于胎儿的心脏也能执行心脏功能的测量。可将代表点确定为峰值点、拐点、零交点或其他点。

[0037] 图 3 示出图 1 中示出的传导系统测量单元的具体处理的流程图。在 S10 中,显示胎儿的心脏的断层分析图像。在一系列断层分析图像上,指定初始图像,并且由用户在初始图像上指定多个观测点。可在实时测量期间设定多个观测点,但也期望在由电影回放存储器再现的特定图像上设定多个观测点。可选择地,可应用自动化方法,其包括特定时间相位的图像的自动选择和观测点的自动确定。在 S12 中,在帧之间跟踪观测点的运动;就是说,对于每个观测点计算位移。在这种情况下,应用如上所述的帧之间的模式匹配方法,并且计算二维位移向量作为位移。对于每个观测点且对于每个时间相位计算位移向量,并且在时间轴上将位移向量表示为曲线图,以生成多个位移波形(位移波形阵列)。自动执行在指定观测点之后的所有这些处理。每个位移波形中的横轴代表时间轴,该时间轴是共用的时间轴。另一方面,每个位移波形中的纵轴代表位移量或位移大小,并且,在本实施例中,纵轴代表向量的长度。

[0038] 在 S14 中,对于每个位移波形应用心跳划分或区分处理。更具体地,因为波形根据心跳的时间相位以脉动方式上下运动,因此使用特征量,可将单个的心跳区间例如确定为

从波谷到波谷的区间或从微分值的变符点 (sign inverting point) 到微分值的下一个变符点的区间。在这种情况下,可采用各种已知的方法。在 S16 中,对于每个位移波形且对于每次心跳检测代表点。在这种情况下,代表点可以是峰值点、拐点、零交点等。作为代表点,期望指定代表局部心肌收缩的起始时刻的时间相位,并且可将峰值点用作这个点。

[0039] 在 S18 中,在多个位移波形沿上下方向排列的图像上,对于每次心跳连接在上下方向上相邻的代表点,以确定彼此相关的一系列代表点(每次心跳中的多个代表点的排列),并且在各个代表点之间计算时间差。在这种情况下,待确定时间差的那对代表点可被提前指定,或可由用户选择。例如,在点 A 和点 B 之间、点 A 和点 C 之间、点 A 和点 D、点 B 和点 C 之间、点 C 和点 D 之间等计算时间差。可选择地,可对于所有的组合计算时间差。典型地,对于包括从窦房结观察到的近侧点和远侧点的至少一对观测点计算时间差。在 S18 中,生成表示这个时间差的时间变化的曲线图。另一方面,生成在各次心跳时越过或横跨多个位移波形连接多个代表点的多条连接曲线。对于每次心跳生成作为横跨线的这种连接曲线。更具体地,如下面将描述的,多个位移波形的多个横轴彼此平行,并且形成共用的时间轴。多个位移波形的多个纵轴是代表位移的轴,并且沿上下方向线性地排列。另外,多条连接曲线显示为沿上下方向横跨位移波形。多条连接曲线沿时间轴方向排列。在这种情况下,多个位移波形在电信号的传导路径上以从上游侧至下游侧的顺序布置,从而,连接曲线被大致表示为从右上方朝向左下方的线。

[0040] 在 S20 中,显示以上述方式形成的图像和数值,或更新所显示的内容。重复执行从 S12 起的步骤直到在 S22 中确定出处理即将完成。在完成上述处理之后,可利用循环再现功能来再现和显示多个位移波形和多条连接曲线。可选择地,当指定特定的时间相位时,与特定的时间相位相对应的波形或数值可单独显示。

[0041] 图 4 示出一显示例。在图 4 的左侧,断层分析图像显示为第一图像,并且对于断层分析图像由用户设定四个观测点,点 A、B、C 和 D。在图 4 的右上部,显示了包括 4 个位移波形的第二图像。更具体地,显示了位移波形 L1、L2、L3 和 L4。横轴代表时间轴,而纵轴代表位移的幅度。多个位移波形的实际的多个纵轴沿上下方向排列。图 4 中示出的每个波形或每条曲线仅仅是示例性的,用于解释本发明。

[0042] 在图 4 的右下方,显示了包括多个曲线图 M1、M2 和 M3 的第三图像,曲线图 M1、M2 和 M3 表示观测点之间的运动时间差。横轴代表心跳,而纵轴代表时间差。当突然发生异常信号传导时,通过曲线图中的扰动能够容易地确定这种异常。如图 4 的右上方所示,对于多个位移波形以叠加方式显示了多条连接曲线 104。通过在每次心跳时沿上下方向连接多个代表点来生成每条连接曲线 104。在本实施例中,对于 4 个代表点,经由样条插值生成一条连接曲线 104。另一方面,在两条预定的连接曲线之间计算时间差 Δt ,并且对于提前设定的每对观测点执行该处理。通过对于每次心跳对这样的一对观测点计算时间差,可生成上述的曲线图 M1、M2 和 M3 并且生成第四图像,所述第四图像显示在屏幕的下部并且包括多个数值显示(时间差显示)。

[0043] 在图 4 的显示例中,如由附图标记 106 所示,当由用户指定特定的心跳时间相位时,表示与心跳时间相位相对应的时间差的数值被显示,并且,在第二图像中,与指定的心跳时间相位相对应的连接曲线被以突出方式显示(参考 104A)。

[0044] 下面,将参考图 5 和图 6 描述确定位移测量方向的方法。在上述实施例中,对于每

个观测点在帧之间计算二维位移向量,并且将向量的长度确定为位移。在图 5 的示例性构造中,对于每一帧测量心脏的重心点 G,将测量方向 200 和 202 指定为连接重心点 G 与观测点 E 和 F 的方向,并且沿方向 200 和 202 计算位移分量作为观测点的帧间位移。借助这种构造,即使当心脏以平移运动而运动时,因为重心 G 也随着心脏的平移运动而移动,因此也能客观地确定心肌的每个部位的相对运动,而不会受到平移运动分量的显著影响。另外,因为每个心肌组织相对于心腔的中心大致沿前后方向运动,因此相对于重心的相对运动量的测量是可以实现的。重心点 G 的计算可被执行为整个心脏的重心或作为心脏中的血流部的重心。可选择地,可以计算特定心腔的重心。

[0045] 在图 6 的示例性构造中,指定用于为观测点 H 和 I 确定位移测量方向的点 J 和 K,并且将位移测量方向 204 和 206 确定为连接点 J 和 K 的方向。点 J 和 K 可为屏幕上的固定点或可为心脏内或心脏外部的点。根据此构造,因为能够观测到特定方向上的运动分量,因此能够根据测量目的等观测到最佳运动分量。

[0046] 上述方法仅仅是示例性的,并且在所有情况下,期望对于每个观测点计算位移,以允许定量地观测心壁的运动。在上述实施例中,确定了 4 个观测点,但确定至少两个观测点也是足够的。对于多个观测点的这种设定,多个观测点可沿着心脏中的一特定(一系列)信号传导路线从上游侧朝向下流侧来进行确定。通过以这种方式确定观测点,可获得的优势是能够评估心脏功能,包括信号的传导异常。然而,能够任意地确定观测点,并且期望将观测点确定为临床上最有意义的点。可选择地,可将观测点确定在窦房结上。根据本实施例,能够获得的优势是,即使对于不能直接获得心电图信号的胎儿的心脏,也能够评估电信号在心脏中的行为表现和心肌的局部部位的运动,而且在出生前就能够对胎儿的心脏进行诊断。

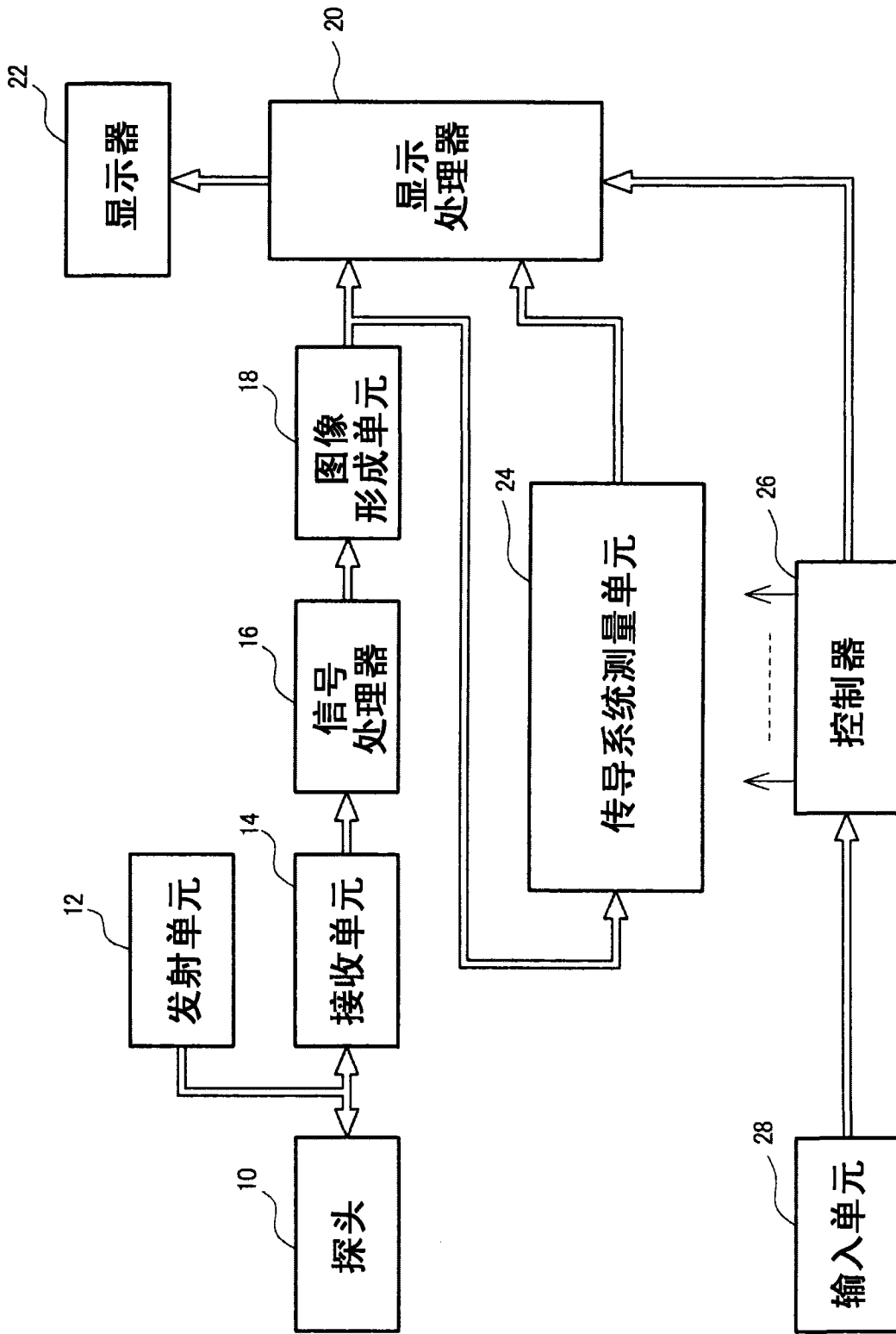


图 1

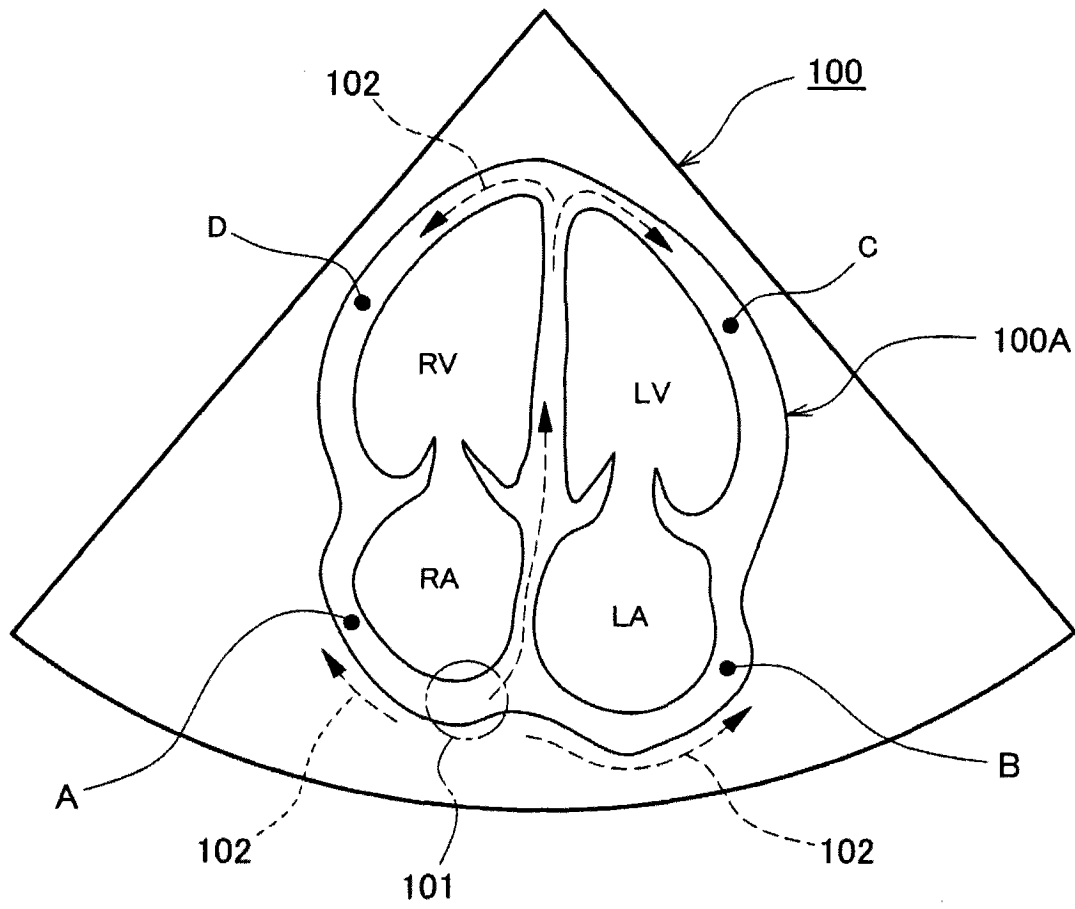


图 2

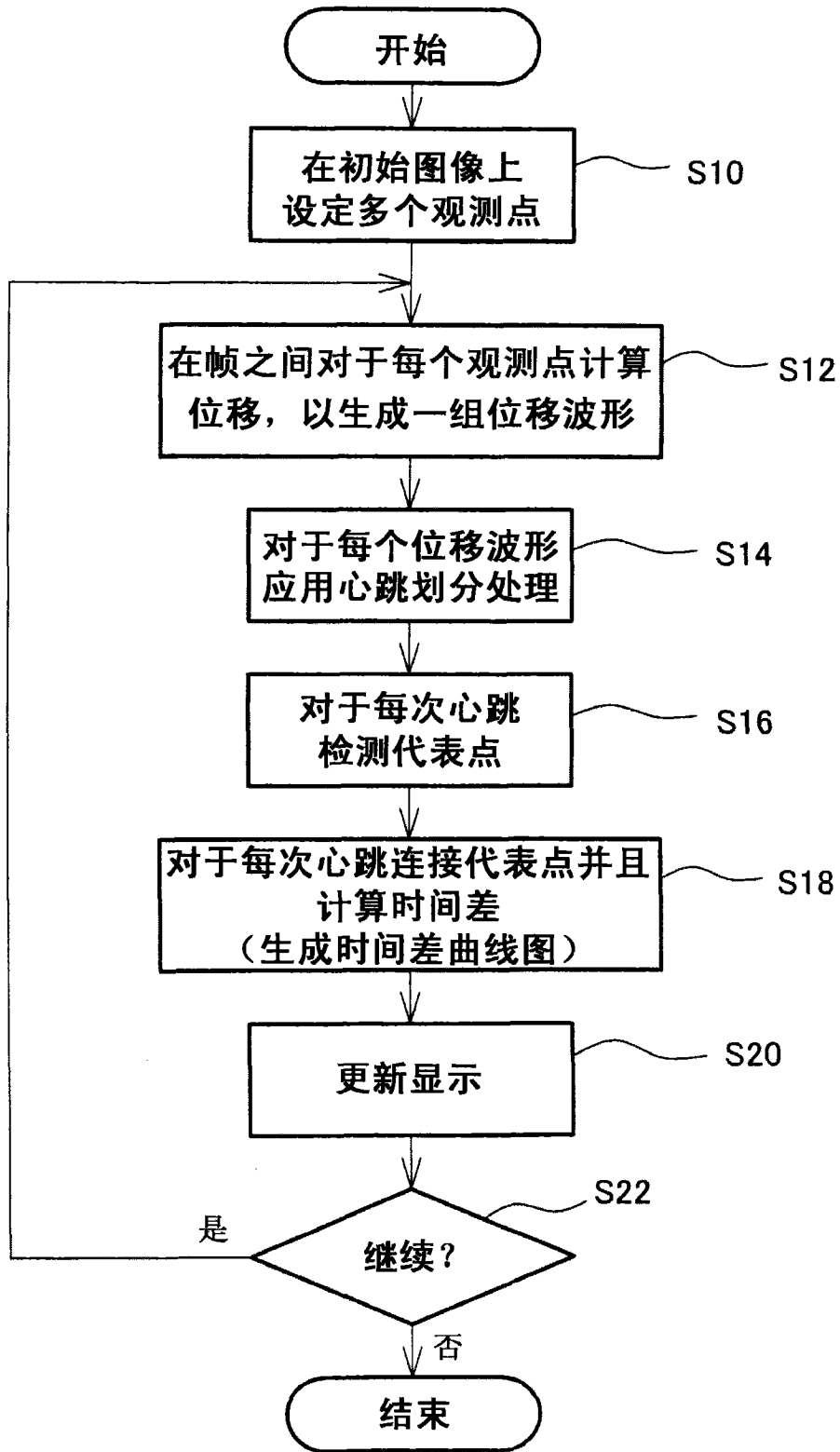


图 3

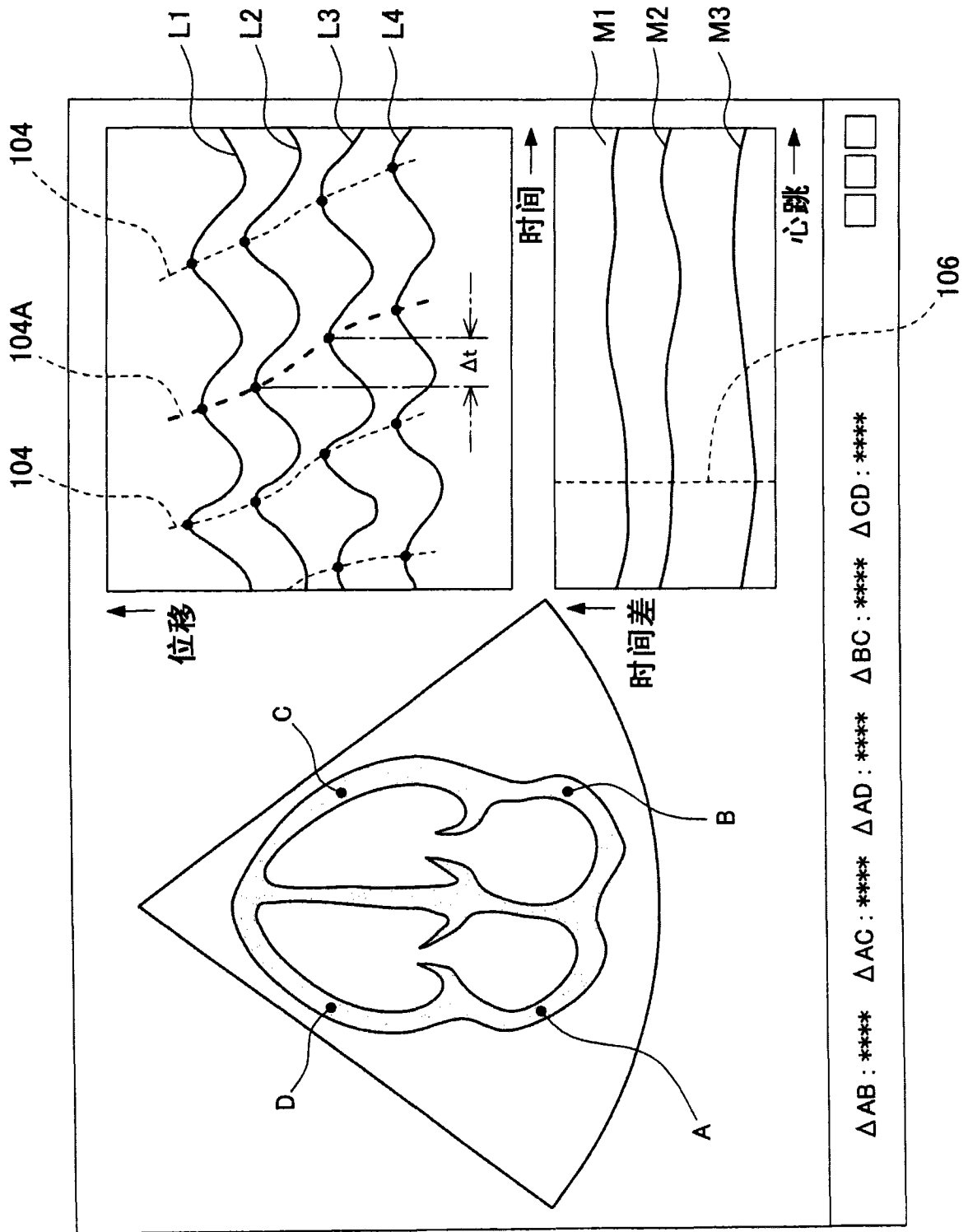


图 4

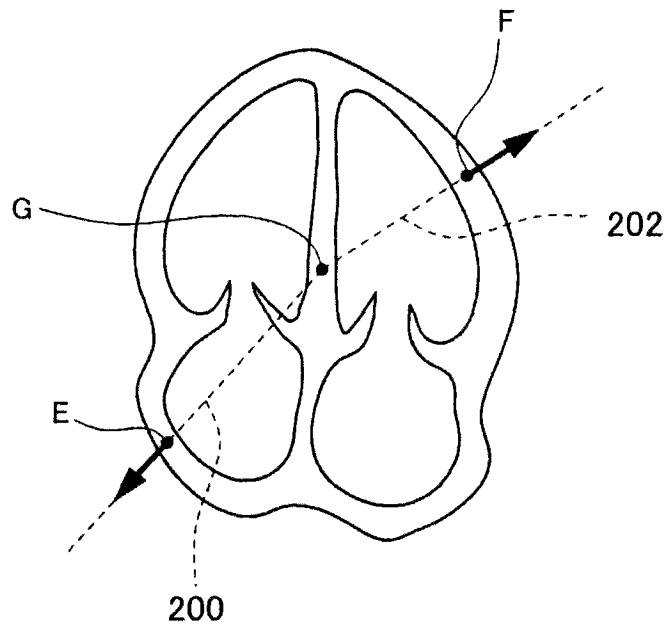


图 5

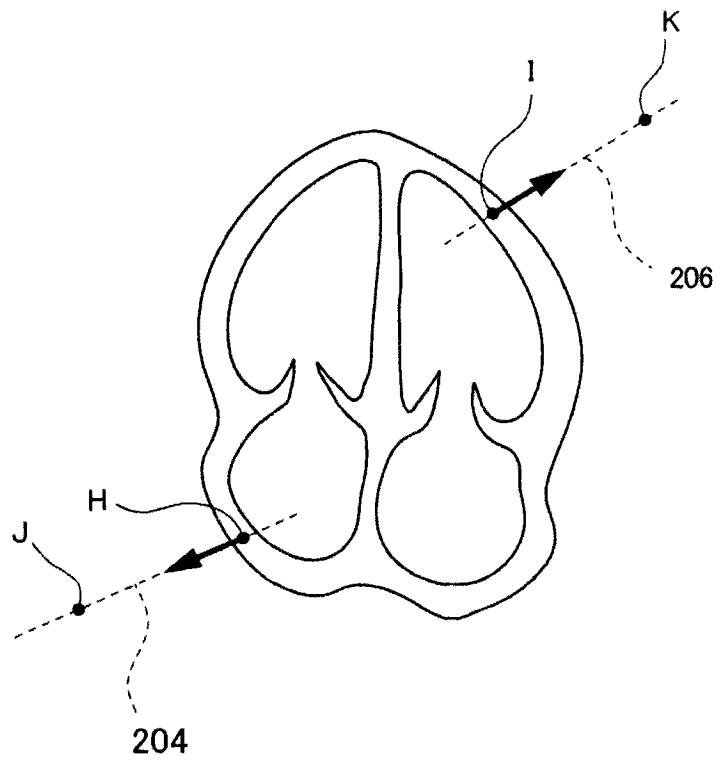


图 6

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102188263B	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201110049483.0	申请日	2011-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人山口大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人山口大学 阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人山口大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	中田雅彦 笠原英司 村下贤 伊藤安啓		
发明人	中田雅彦 笠原英司 村下贤 伊藤安啓		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/0866 G01S7/52074		
代理人(译)	黄威 张彬		
优先权	2010044012 2010-03-01 JP		
其他公开文献	CN102188263A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波诊断装置，其能够对于胎儿的心脏测量多个心肌部位之间的运动时间差。在心脏的断层分析图像上，用户设定多个观测点。跟踪每个观测点，并且生成代表所述多个观测点的时间位移的多个位移波形。在所述多个位移波形之间计算多个代表点之间的时间差。这种时间差被显示为数值或曲线图。代表点是峰值点、零交点、拐点等。沿着心脏中的用于电信号的传导路径设定所述多个观测点。

