

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680041621.8

[43] 公开日 2008 年 11 月 12 日

[11] 公开号 CN 101304692A

[22] 申请日 2006.11.2

[21] 申请号 200680041621.8

[30] 优先权

[32] 2005.11.8 [33] US [31] 60/734,662

[86] 国际申请 PCT/IB2006/054067 2006.11.2

[87] 国际公布 WO2007/054861 英 2007.5.18

[85] 进入国家阶段日期 2008.5.7

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 I·萨尔戈 S·泽特勒米尔

D·普拉特

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

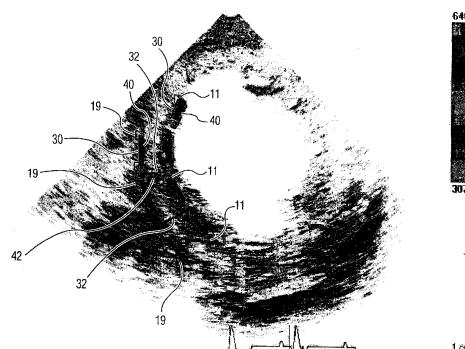
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 10 页

[54] 发明名称

心肌同步的超声诊断

[57] 摘要

公开了一种用于探测在心壁刺激同步性中的异常的超声诊断成像方法和系统。在开始超声图像中识别心腔相对侧上的点，然后通过至少一部分心动周期对其进行跟踪。在成对的点之间延伸的线的变化位置被累积并以彩色运动显示来显示，其中每种颜色示出了心动周期中特定点处的线的位置。在所示例子中，通过对相邻心肌组织的斑点图案的斑点描述，对特定解剖结构的跟踪，或者对组织纹理的跟踪来跟踪经过心动周期的点。



1、一种根据心动周期的一阶段期间采集的图像序列描绘心脏功能的方法，包括：

在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间采集心脏图像序列；

在心脏图像中识别参照点在心腔相对侧上的位置；

在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间对所述参照点进行跟踪；

和

显示在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间所述参照点的运动。

2、根据权利要求1的方法，还包括：产生在所述心腔的相对侧上的成对参照点之间的线；和

累积在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间所述线的位置变化，

其中，显示步骤还包括显示在所述心动周期的一个或多个所选阶段末端处所述线的位置累积变化。

3、根据权利要求2的方法，其中，显示步骤还包括以不同颜色显示所述线的位置累积变化。

4、根据权利要求3的方法，其中，采集步骤包括采集心脏的三维图像序列，

其中，所述线包括表面。

5、根据权利要求1的方法，其中，跟踪步骤还包括在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间通过斑点描迹对所述参照点进行跟踪。

6、根据权利要求5的方法，其中，斑点描迹还包括从一幅图像到另一幅图像对定位在所述参照点附近的心肌组织的斑点图案进行跟踪。

7、根据权利要求6的方法，其中，识别步骤包括识别所述参照点在所

述心腔的所识别边界上的位置。

8、根据权利要求7的方法，其中，识别步骤还包括通过自动边界探测识别所述心腔的边界。

9、根据权利要求1的方法，其中，跟踪步骤还包括在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间通过连续心脏图像的自动边界探测对所述参照点进行跟踪。

10、一种用于诊断心脏运动同步性的超声诊断成像系统，包括：
超声探头；
图像处理器；
用于在超声图像中识别在心腔相对侧上的点的边界探测器；
用于跟踪在至少一部分心动周期期间所述点的位置变化的斑点跟踪器；
用于显示在至少一部分心动周期之后所述点的位置累积变化的显示处理器。

11、根据权利要求10的超声诊断成像系统，其中，所述显示处理器还包括用于显示在所述心腔相对侧上的点之间的线的位置累积变化的显示处理器。

12、根据权利要求11的超声诊断成像系统，其中，所述显示处理器还包括用于以不同颜色显示在所述心腔相对侧上的点之间的线的位置累积变化的显示处理器。

13、根据权利要求12的超声诊断成像系统，其中，边界探测器还用于识别左心室相对侧上的点。

14、根据权利要求12的超声诊断成像系统，其中，边界探测器还用于

识别右心室相对侧上的点。

15、根据权利要求 12 的超声诊断成像系统，其中，边界探测器还用于识别心腔横断视图的相对侧上的点。

16、根据权利要求 12 的超声诊断成像系统，其中，边界探测器还用于识别心腔的心内膜边界上的点。

17、根据权利要求 12 的超声诊断成像系统，其中，边界探测器还用于识别心腔的心外膜边界上的点。

18、根据权利要求 10 的超声诊断成像系统，还包括用于将超声图像数据扫描转换成所需显示格式的扫描转换器，

其中，所述斑点跟踪器用于在扫描转换之前跟踪所述点在图像数据中的位置变化。

19、根据权利要求 1 的方法，其中，跟踪步骤还包括在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间通过特征描述对所述参照点进行跟踪。

20、根据权利要求 1 的方法，其中，跟踪步骤还包括在所述心动周期的一个或多个所选阶段期间通过纹理描述对所述参照点进行跟踪。

21、根据权利要求 1 的方法，其中，显示步骤包括定量显示所述参照点的运动。

22、根据权利要求 10 的超声诊断成像系统，其中，边界探测器包括手动用户输入装置，通过该手动用户输入装置在超声图像中心腔的相对侧上手动设置所述点。

心肌同步的超声诊断

本发明涉及超声诊断成像系统，尤其涉及超声成像在诊断心脏电刺激中的用途。

理想地，心脏应当以最大效率泵送血液。健康心脏的一个特征是心肌受到刺激而收缩的均匀方式，这被称为机电换能。通过心肌肌肉细胞中的钠钾通道传送的电化学信号命令心脏收缩。由于这些信号分散在全部心肌上，这些信号将命令心肌细胞在同一时刻收缩。当该过程发生时，心脏从松弛的全容积收缩到收缩后的最小容积，从而使得每次心跳泵送最大的血量。这是健康心脏的特征。但是，当刺激这种收缩的信号引起心脏不同区域在不同时间收缩时，无规律的收缩将泵送的血量比最大血量小，从而随着时间产生降低的效率并使心脏的负担加重。因此，需要能够诊断这种状况，使得如果需要的话，可以执行必需的治疗计划，一般来说为植入迫使进行同步收缩的起搏器。该诊断及其治疗被称为心脏再同步治疗，或者CRT。

已经提出一些用于CRT的超声技术。所有超声技术都间接地探测心脏的电刺激，也就是说，通过观察由刺激引起的心脏运动探测电刺激。在一种技术中，绘制随时间变化的不同位置处的心壁运动，这称为部分子体积测定分析(segmental sub-volumetric analysis)。当心脏被同步刺激时，该图线将是对称的。但是，当一个心脏区域晚于其余区域被刺激或者根本没有受到刺激时，则来自该区域的图线将与其余区域不同并且可视觉辨别。在另一种方法中，超声组织多谱勒成像被用于以彩色描绘心脏运动。当颜色不均匀变化时，可推断具有机电换能的问题。该信息可由参数图像表示，该参数图像以一种颜色描绘了以一种方式运动的区域且以另一种颜色描绘了具有不同运动的区域。在又一种方法中，多谱勒被用于描绘指示局部壁运动的心脏上的向量。在健康心脏中，该向量可同步动作并变化。但是，这些技术以常常对于临床医生来说不直观的抽象方式呈现心脏的运动。部

分是因为时间运动和空间都需要一起被示出。因此，需要提供用于诊断心脏运动同步性的超声技术，其使用简单并且临床医生可直观地理解。

根据本发明的原理，提供了一种适于心脏再同步治疗的用于诊断心肌刺激定时的超声诊断设备和技术。在本发明的方法中，在心动周期上采集心脏的超声图像并且在至少一个图像中识别心壁。参照沿着心脏相对侧隔开的点，穿过心腔画出一系列线。在整个心动周期中跟踪参照点并且在所跟踪的点之间显示的线将随着心脏的收缩和舒张而运动。当这些线随着时间运动时，它们的位置在图像中被保持，并且所描绘的连续位置的建立（**build up**）示出了在心动周期中的壁运动。针对均匀性比较线的图案，以便探测可能由心肌的不同步刺激引发的异常壁运动。

根据本发明的又一方面，所跟踪的点最初定位在自动心壁描迹上，然后从相邻心脏组织的斑点图案中跟踪。该点还可以通过跟随解剖特征运动或纹理来跟踪。根据本发明的再一方面，斑点图案的描迹关于预扫描转换的超声数据来完成。

根据本发明的还一方面，所跟踪的点和线可以以各种图案和定向画出，诸如穿过心脏的短轴视图（**short axis view**）的交叉图案或者通常与一些组的线垂直的图案。该技术可应用于不同心腔，包括左右心室，并可以参照心内膜和心外膜边界两者来使用。

在附图中：

图 1 以方块图形式示出了根据本发明原理构建的超声诊断成像系统；

图 2 是左心室的超声图像，其中以分等级的颜色明暗（**color shading**）示出了二尖瓣平面的变化位置；

图 3 示出了带有自动画出的心内膜边界的收缩末期图像；

图 4 示出了根据本发明原理的左心室相对侧上成对的参照点之间的多个彩色运动带（**color kinesis bands**）；

图 5 以方块图的形式示出了根据本发明原理构建的图 1 的超声系统的一部分；

图 6 是根据本发明产生的超声图像的例子，并描绘了异常壁运动；

图 7 是根据本发明产生的超声图像的例子，其显示出跨过左右心室两者的彩色运动带；

图 8 是根据本发明产生的超声图像的例子，其显示出跨过心腔的横断（短轴）图像延伸的彩色运动带；

图 9 是根据本发明产生的超声图像的例子，其显示出沿着心内膜壁和心外膜壁并在二者之间的彩色运动带；

图 10 是根据本发明产生的超声图像的例子，其显示出在成对的心腔壁参照点之间沿着垂直方向画出的线。

现在参见图 1，以方块图的形式显示了根据本发明原理构建的超声诊断成像系统的第一实施方式。包括一维（1D）或者二维（2D）换能器元件阵列 412 的探头或者扫描头 410 发射超声波并且接收超声回波信号。在波束形成器 420 的控制下执行该发射和接收，波束形成器 420 处理所接收的回波信号以形成来自被扫描解剖结构的回波信号的相干光束。当多谱勒信息被呈现时，回波信息被多谱勒处理器 430 进行多谱勒处理，并且处理后的多谱勒信息耦合到形成 2D 或 3D 多谱勒图像的图像处理器 440。对于组织结构的 B 模式成像，回波信号是经过振幅探测处理和扫描转换为显示所需图像格式的图像。图像通过 Cineloop 存储器 460，通过该存储器它们可以直接被耦合到视频处理器 470 以便在图像显示器 480 上显示。该图像还可被应用于对 2D 或 3D 图像操作的自动边界探测（ABD）处理器 490，以如下所述在图像中定义解剖边界和边缘。所定义的边界重叠在耦合到视频处理器 470 的用于显示的图像上。可操作该系统以定义边界，并在保存在 Cineloop 存储器 460 中的图像环（loop of image）上显示边界，或者显示在患者的活动扫描过程中产生的实时图像上画出的边界。

图 1 的超声系统可被用于产生静态或活动图像，这些图像描绘了如图 2 所示的二尖瓣环运动，图 2 是从根据本发明构建的实施方式获取的图像。本领域技术人员将会辨别出图 2 中央处心脏的四个腔的心尖部灰度（apical grayscale）超声图像，在该二维图像中以横截面示出了心脏的所有四个腔。超声图像的右边是用于该图像的标准灰度条 7，其显示了在该图像中使用的明暗范围。该图像是通过放置在患者肋骨之下并向上指向心尖部的探头 410

采集的。图 2 中的附图标记 9 标记了 LV 的中心，并且其心尖部 6 位于超声图像的顶部。在 LV 的相对侧是二尖瓣。当在心动周期的心脏收缩期过程中健康心脏的 LV 收缩时，LV 的心肌壁都朝向 LV 的中心平滑并均匀地运动，包括二尖瓣所定位的心脏一侧。因此，通过这种收缩运动，二尖瓣在图像中朝向心尖部 6 向上运动。在心脏舒张期，随着心肌松弛二尖瓣运动回到其开始位置。

2004 年 8 月 11 日提交的题为“ULTRASONIC DIAGNOSIS OF ISCHEMIC CARDIODISEASE”、序列号为 60/600,486 的美国专利申请描述了一种超声诊断技术，其中在心脏收缩期、心脏舒张期或者两者过程中二尖瓣的位置在超声图像上被跟踪并描绘，该专利申请的内容通过引用包含在本申请中。在常规实践中，内科医生以光谱多谱勒检查心脏的心脏收缩和心脏舒张松弛两者，以分析二尖瓣环（小叶连接在左心室（LV）中的环）的运动。该分析可被用于评估收缩期间 LV 的定时和全面运动以及理解心肌收缩窄性和限制性疾病的本质。例如，LV 侧壁的晚收缩（late contraction）导致该侧上二尖瓣环的延迟移动。’486 申请的诊断技术描述了用于探测并定量患病心脏的这些运动失常的设备和方法。该申请描述了对二尖瓣环运动的跟踪以便进行二尖瓣环运动的参数显示；这种跟踪信息用于将多谱勒运动映射到参数显示器上；并对二尖瓣环运动的移动定时和程度二者进行定量。如下所述或者以其他已知技术，在该技术的实践中分析在心动周期中采集的图像序列以探测二尖瓣环。优选地，探测二尖瓣环的位置而不是瓣膜叶的位置来提供更稳定的运动参照。二尖瓣位置由不同的线或者彩带以图形的形式标记在图像上。对该序列中的下一图像和所有连续图像都重复该过程。此外，这些线或带被累积，使得每个新的图像都保持在该序列中前一图像中识别的线或带，并且处于其中它们被探测的、与静态参照相关的同一位置处。随着该序列的发展，建立多条线或者带，示出了一系列收缩或扩张过程中二尖瓣连续位置的路径。这种彩带的建立 5 在图 2 中示出。在图 2 由其复制的实际彩色图像中，与显示器顶部的色条 8 相对应，这些带的建立从桔色到黄色到绿色改变色调。色调或者色条明暗的变化可以各种定量度量为基础。例如，每个连续图像的二尖瓣位置可被指定连续不同的色调或明暗。因此，该序列中的每个图像帧使用连续不同的色调或明暗。

或者，每个连续的色调或明暗可以与运动的特定增量对应，诸如 0.XX mm。在该实施方式中，随着显示出线或带建立的展开，很宽范围的颜色指示大范围的运动。作为第三种备选，每个连续的色调或颜色可代表心动周期过程中时间的增量。例如，这样的等级可以与帧采集时间同步。

每当完成预定的一个或多个心脏阶段并且已经全部描绘了用于该心动周期间隔的所述的二尖瓣运动 5 时，线或带的建立被删除，直到在连续心动周期过程中预定阶段再次开始。如果用户决定描绘在心脏收缩过程中二尖瓣的运动，第一条线或带将画在显示器上较低的位置，并且随着心脏收缩连续上移，且二尖瓣朝向心尖部运动。如果用户决定描绘在心脏舒张过程中二尖瓣的运动，这些线或带将从显示器上较高的位置开始，并且随着心肌松弛进展性地朝向屏幕的底部建立，并且二尖瓣的位置远离心尖部运动。如果选择了这两种心脏阶段，颜色或明暗的建立将在屏幕上交替地向上然后向下运动。

在'486 申请中描述了一些用于探测二尖瓣在心脏图像中的位置的技术、完全自动化的技术和自动化辅助技术。在自动化技术中，ABD 处理器 490 首先在图像中定位两个关键标记，即中间二尖瓣环（medial mitral annulus）（MMA）和侧面二尖瓣环（lateral mitral annulus）（LMA）。这通过在二尖瓣平面附近的区域中搜索，将像素的区域或体积与模板进行比较来完成，该模板类似于其中二尖瓣被连接到 LV 的隔膜或侧壁的 LV 的形状。定义了 MMA 和 LMA 的预期形状过滤模板是与 MMA 和 LMA 搜索区域中的像素互相关的（cross-correlated）。当该模板匹配在图像中识别了 MMA 和 LMA 时，如图 3 的图像 78 中的线 5 所示，画一条连接两个识别点的线。如前所述，根据用于该图像的色条的等级为线 5 加上颜色或者明暗。

可以继续该过程，从而不仅识别二尖瓣平面，而且识别整个心内膜边界。通过分析心腔和心内膜之间的灰度转变来识别 LV 的隔膜和侧壁，并估计这些壁的角度。计算将壁的角度二等分的线并且在该二等分线上估计 LV 的心尖部，在该二等分线中像素强度变化指示心尖部处的心内膜壁。作为沿着像素线找到从 LV 腔（其中完全没有镜面反射器）到心壁（其中定位了许多反射器）的最大正亮度梯度的点来识别心尖部。一旦已经定位了 LV 的这三个主要标记，MMA、LMA 和心尖部、用于 LV 的许多预定标准形状中

的一个与三个标记以及心内膜壁拟合。当该形状已经与沿着心壁的这些点拟合时，边界描述变得平滑并在图像上显示，其中许多对照或参照点沿着该描述定位。这些参照点在图 3 的图像 78 中被显示为 X's，该图也显示了 MMA、LMA 和所跟踪的心内膜边界的心尖部的小正方形。如果需要用户可以通过使用显示定点工具诸如计算机鼠标或者跟踪球“抓”(grabbing)参照点并将参照点“拖”到所需位置来手动调节边界。然后，ABD 处理器 490 将重新计算局部边界片段以便将边界描述与最新定位的参照点相拟合。对于在相同心动周期期间获取的其他图像，该技术可被重复，这是通过使用对之前图像的边界跟踪来进一步辅助的，以便快速找到当前图像的边界。该技术可适用于心脏的心内膜和心外膜边界两者。该边界跟踪技术的其他细节可在美国专利 US6,491,636 (Chenal 等人) 中找到。

根据本发明的原理，图 2 中所示的二尖瓣彩色运动技术被延伸，从而同时示出心脏的多个区域处的运动效果，使临床医生有效地诊断心腔可能的的心脏同步问题。图 4 示出了根据本发明产生的图像 76。在该例子中，延伸跨过该图像的 LV 9 示出三条线 10、12 和 14。这些线连接在定位在 LV 相对侧上的参照点对 11，13，15 之间。这些参照点在整个心动周期中被定位在心内膜或心肌的相同位置上，并且如以上对于二尖瓣所述的，它们之间的线 10、12 和 14 以变化的明暗或颜色连续绘制并且累积。图 4 中的线连接了参照点对 11、13、15，如它们在图像 76 的时刻所显示的，该时刻在由图像底部的 ECG 迹线 (trace) 18 上的时间标记 16 所示的心脏舒张末期开始点之后。因此，累积的彩色运动带 20 显示了从心脏舒张末期到图像 76 的后面时刻，这些线 10、12、14 在心动周期上位置的行进。如果心壁同步运动，彩色运动带 20 将是相对对称的梯形。在该图像中可以看出，两个较低的带是近似对称的，而在参照点 15 之间的该较高的带不对称，在图像右侧的侧壁处运动更少。因此，临床医生可能想要对心脏的这个区域进行更详细的诊断。

被构造为产生图像 (诸如图 4 中的图像) 的超声系统在图 5 中显示，其为图 1 的图像处理器 440 和视频处理器 470 之间的超声系统的一部分的详细方块图。图像处理器 440 产生存储在图像数据存储器 140 中的图像的扫描线数据。通过由上述 ABD 处理器 144 对心室进行边界探测来分析第一

开始点图像，并在上述二尖瓣平面上和成对的对照或参照点之间画线 10，12，和 14。所示的参照点 11、13、15 和线 10、12、14 由图形处理器 148 产生以便覆盖在平面或体积图像上。具有其图形覆盖层的图像通过扫描转换器 50 转换成所需的显示格式，并存储在 Cineloop 存储器 460 中。该图像（诸如图 4 中所示的图像）然后耦合到视频处理器 470 以便显示。

用于连续图像的线 10、12、14 可在连续图像的边界上的对照或参照点之间画出。但是，在所构造的实施方式中，通过由局部组织产生的斑点图案跟踪开始的解剖位置，在定位在连续图像上的点 11、13、15 之间画出连续图像的这些线。初始图像（例如心脏舒张末期图像）中的参照点 11、13、15 的位置由 ABD 处理器 144 耦合到斑点跟踪器 142，该斑点跟踪器识别相邻心肌中参照点周围的像素区域。这些像素的斑点图案被保存并与连续图像的相同区域中的斑点图案和通过块匹配（block matching）所匹配的斑点图案进行比较。匹配的难度和精度通过设定用于匹配的相关系数来确定。因而，图像中的参照点位置通过跟随这些点周围的斑点图案从图像到图像地来跟踪。当斑点跟踪器 142 定位了新图像中的参照点 11、13、15 时，参照点位置被耦合到图形处理器 148，利用之前确定的线和产生的用于新图像的图形覆盖层来产生和累积彩色线。新图像及其图形覆盖层被扫描转换并显示在可产生图像（诸如图 4 的图像 76）的图像显示器上。临床医生可使用所显示的运动信息来识别心脏运动和同步性的问题。

作为跟踪参照点周围、之下或附近的心肌组织的斑点图案的替代，可以理解，参照点的位置可借助不同于斑点描述的其他方法来跟踪，也就是说，通过跟踪大小上比波长更大的图像特征。例如，可以跟踪特定解剖特征的运动。作为另一个例子，可以跟踪组织纹理。还应当理解，可以在预扫描转换或者扫描后转换的图像数据中跟踪目标特征。

图 6 示出了根据本发明原理产生的另一图像 74。在该例子中，临床医生已经选择使用 10 对参照点，这通过从图 5 中的超声系统的控制平面 150 选择 10 对来完成。该参照点数据被存储在 146 并应用到 ABD 处理器 144 和斑点跟踪器 142，ABD 处理器 144 和斑点跟踪器 142 设定初始图像中的参照点的对数并跟踪经过后续图像的点。参照点沿着心脏边界以间隔均匀的距离缺省分布，但位置也可由临床医生通过如上所述的定点和拖来手动

调整。图 6 的例子示出了异常的壁运动和可能的同步问题。可以看出，心尖部附近的彩色运动带 22 在右侧上具有非常小的高度，这是由于该位置处的心脏侧壁的运动很小。可以看出，二尖瓣附近的彩色运动带 24 在心腔左侧上的隔膜壁处仅仅具有非常轻微的移动。因而，该心脏可能是用于更广泛诊断和分析的候选。

如图 7 中所示的例子，本发明的诊断工具可被用于心脏的其他腔，诸如右心室（RV）3。在该例子中，与隔膜 4 的运动相比，彩色运动带 20 揭示了 RV 的较大的侧向运动。

除前面示出的纵向视图以外，本发明的诊断工具可适用于心脏横断视图。图 8 是穿过左心室 9 的横断视图，其中参照点 11 分散在心腔的边缘周边。当点的位置在心动周期上由斑点描述跟随时，在成对的点 11 之间画线 10。线 10 的位置被累积为彩色运动带 20。参照这些线的这些带的位置诸如带 26 相对于点 25 之间的线 27，显示了心脏的扭转运动。由于心脏是近似螺旋缠绕的肌肉纤维束，当其跳动时，对其运动存在不同的扭转，这在图 8 的例子中揭示。

图 9 是本发明的图像的一个例子，其中在心脏的同一横断图像中沿心内膜定位参照点 11 并且沿着心外膜定位参照点 19。画出线 30 并且它们变化的位置以沿着图像中的心内膜和心外膜边界的彩色运动带 30 来表示。另外，穿过心肌画出线 32 并在图像中以带 42 跟踪。因此，同时沿着不同方向跟踪心脏解剖结构的一些部分的运动。

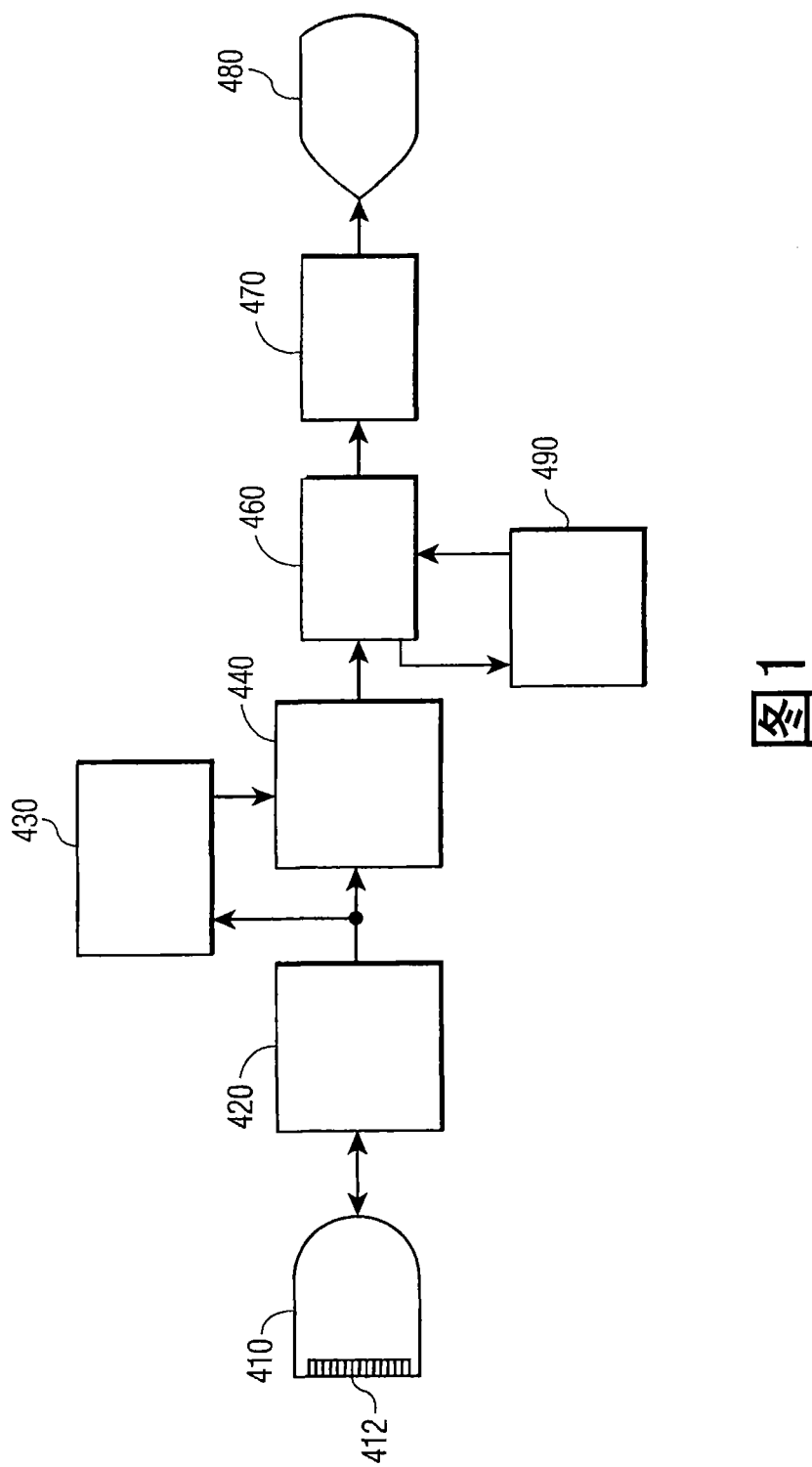
图 10 是在同一图像中沿着不同方向的运动描述的另一例子。在该例子中，在一组参照点 61 之间以近似平行的定向画出线 60，并且在参照点 65 之间画出另一组线 64。由此在同一图像中示出了心肌沿着近似垂直方向的运动。

对本领域技术人员来说显而易见的是，参照点之间线移动的定量数据度量或表示可通过对连续线的位置进行彩色编码或间隔来推导。可以显示心壁位置和位置变化率（位置变化或速度的导数）这两者，以帮助诊断。跨过腔的不同位置处的彩色运动带的呈现使临床医生能够进行腔中不同位置处运动的比较诊断。应当理解，本发明的技术还可适用于三维图像，其中线可显示为表面，彩色运动带可显示为彩色图示的位置变化的 3D 区域。

为了使临床医生能够看到解剖结构和参照点的运动，心动周期过程中通过表面的累积形成的体积可以半透明地显示，以便临床医生可以观察彩色体积后面的解剖结构。

应当理解，作为以颜色或者明暗表示显示心壁运动的替代或者除此之外，运动还可以以量化形式表示。运动可以距离或者速度单位来数字表示，并且可以显示运动的方向（向量）。

上述例子的变化也在本发明的范围内。例如，作为通过自动或者半自动边界探测识别参照点的开始位置的替代，这些点可以由临床医生使用定点装置诸如计算机鼠标或者跟踪球手动设置在开始图像上。然后，所选的描述方法（斑点、特征、纹理或者其他）可以用于通过图像序列跟踪手动设置的参照点的位置。



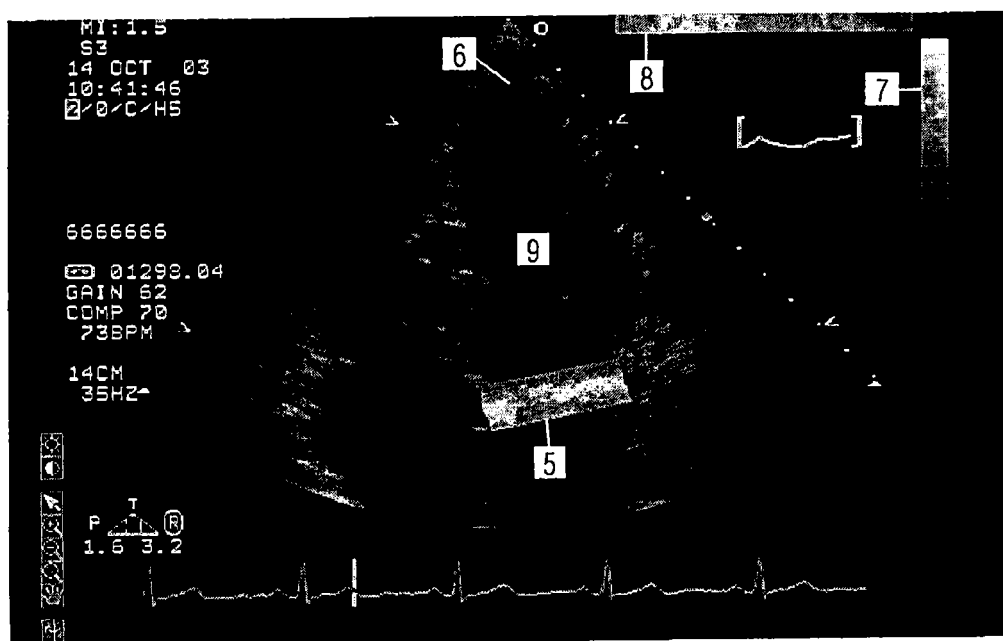


图2

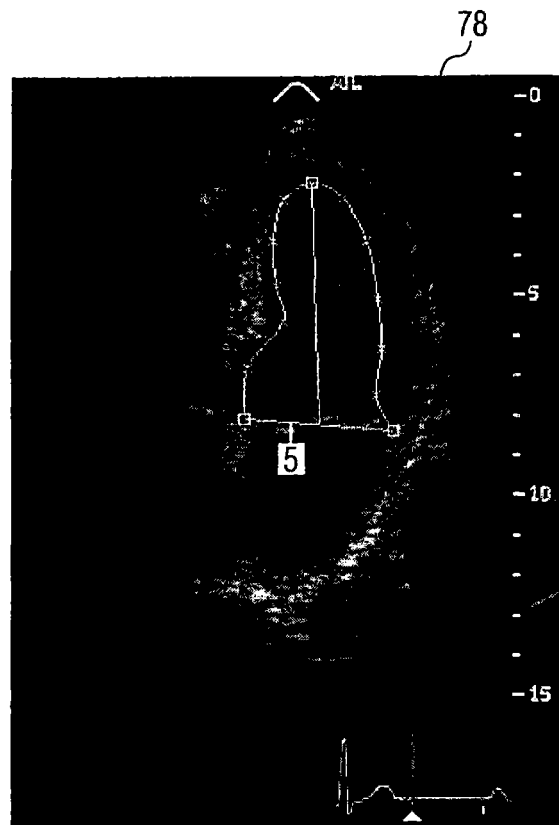


图3

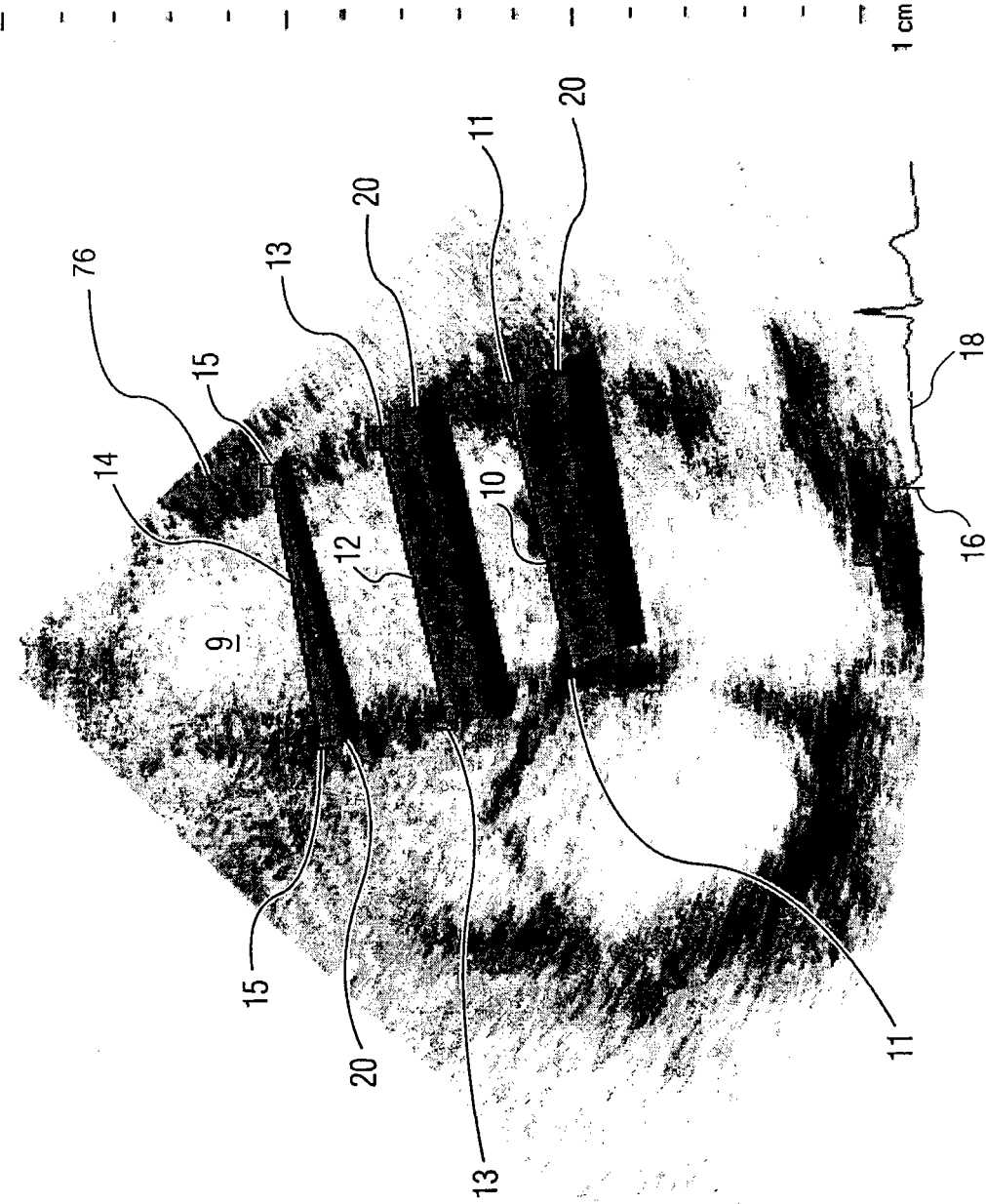


图4

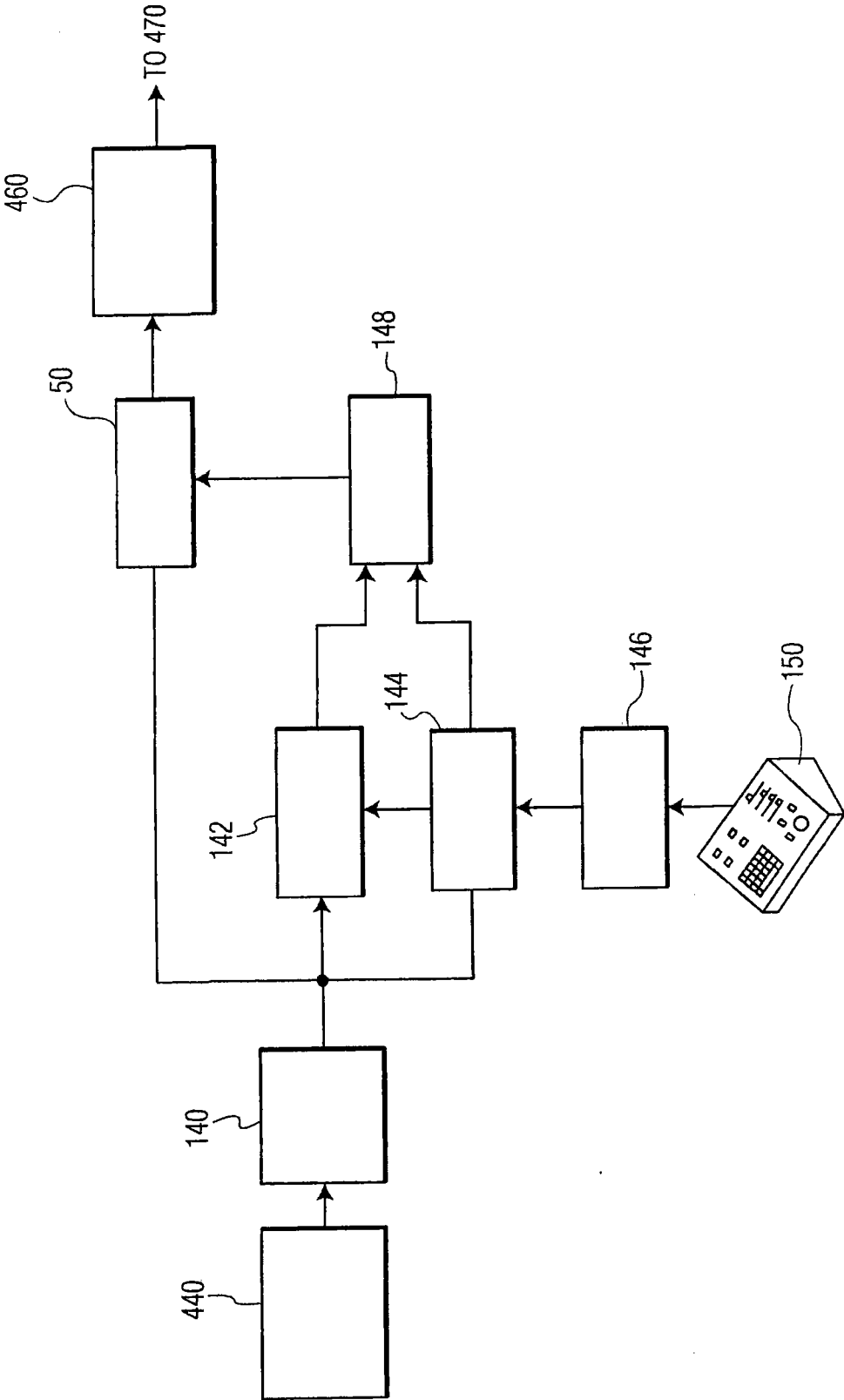


图5

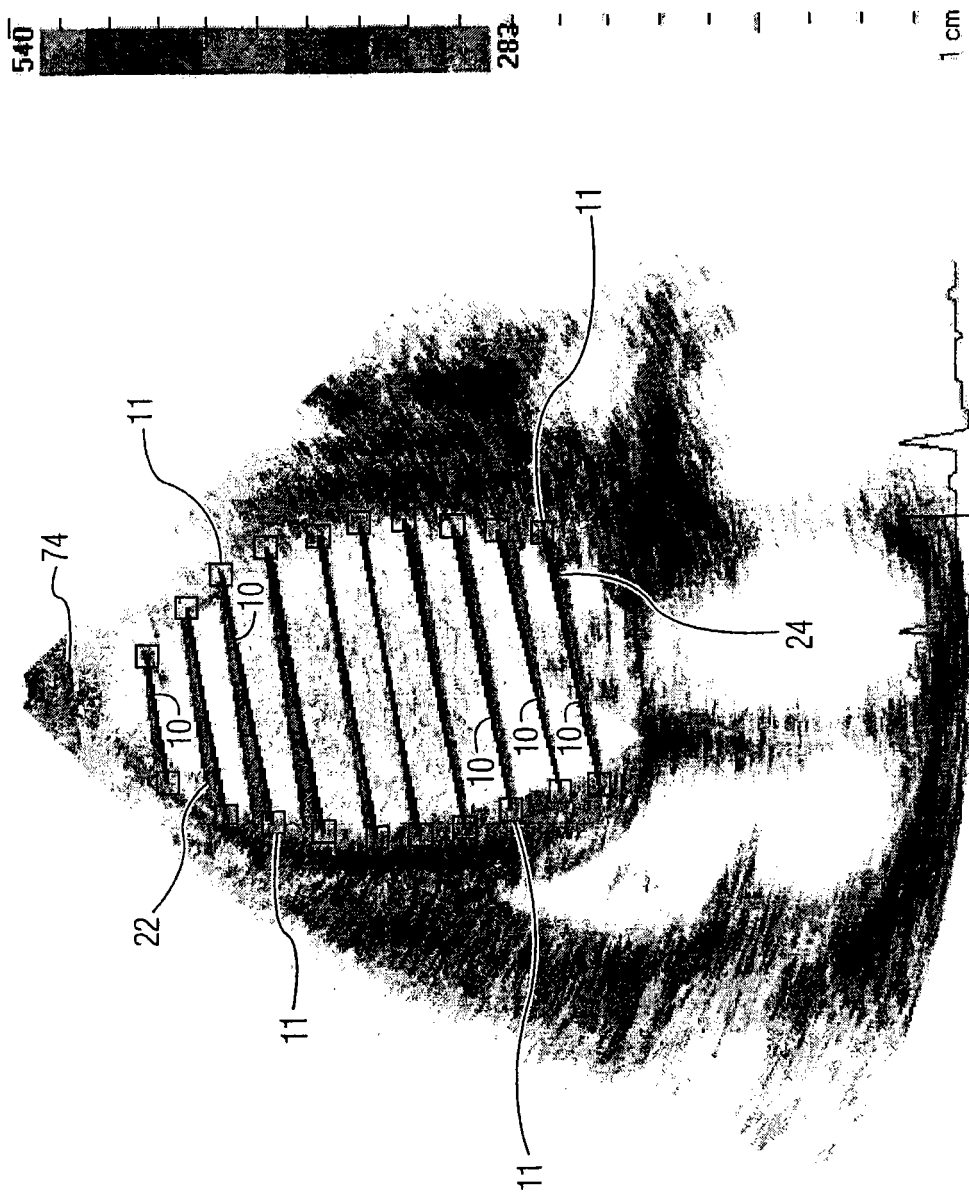


图6

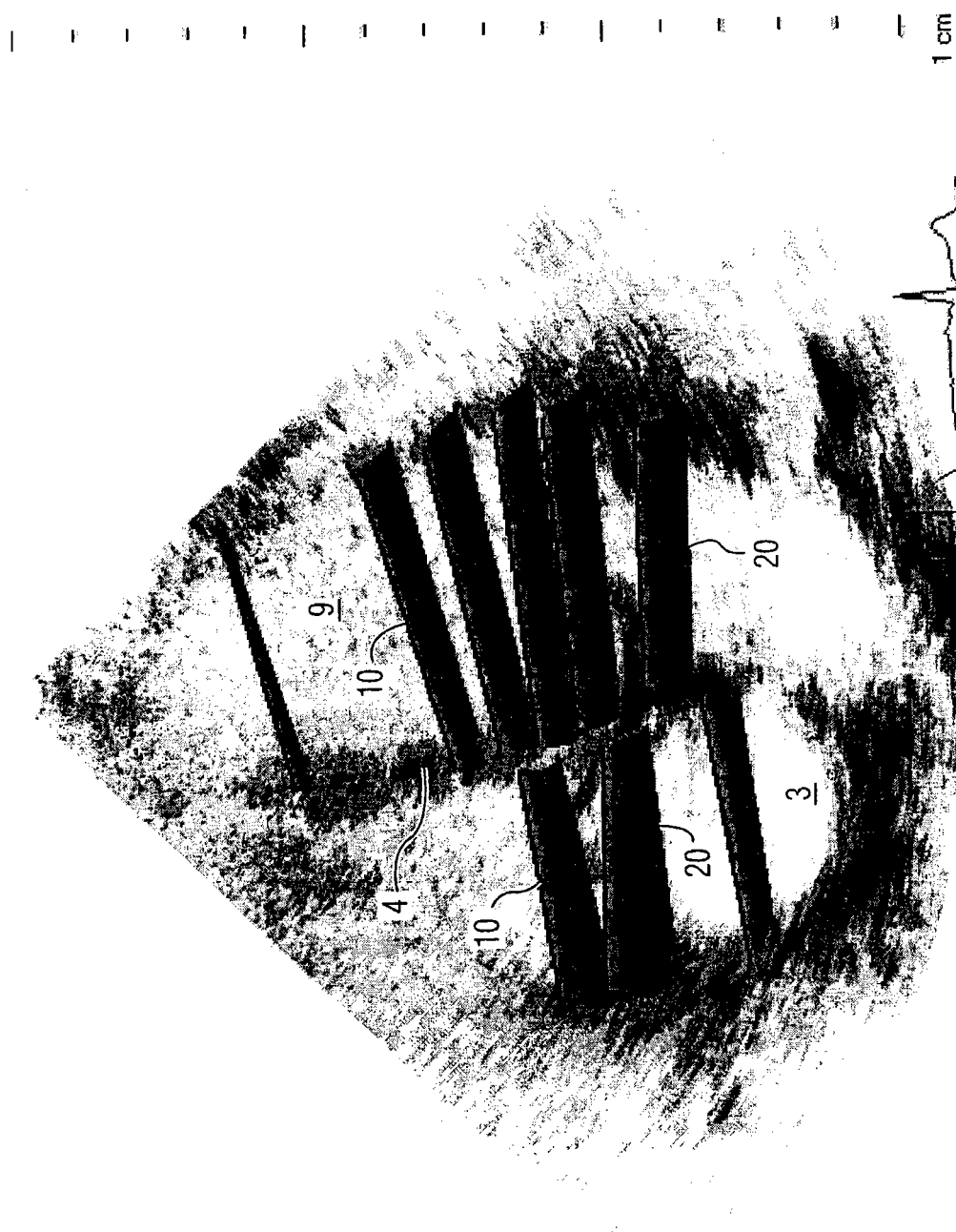


图7

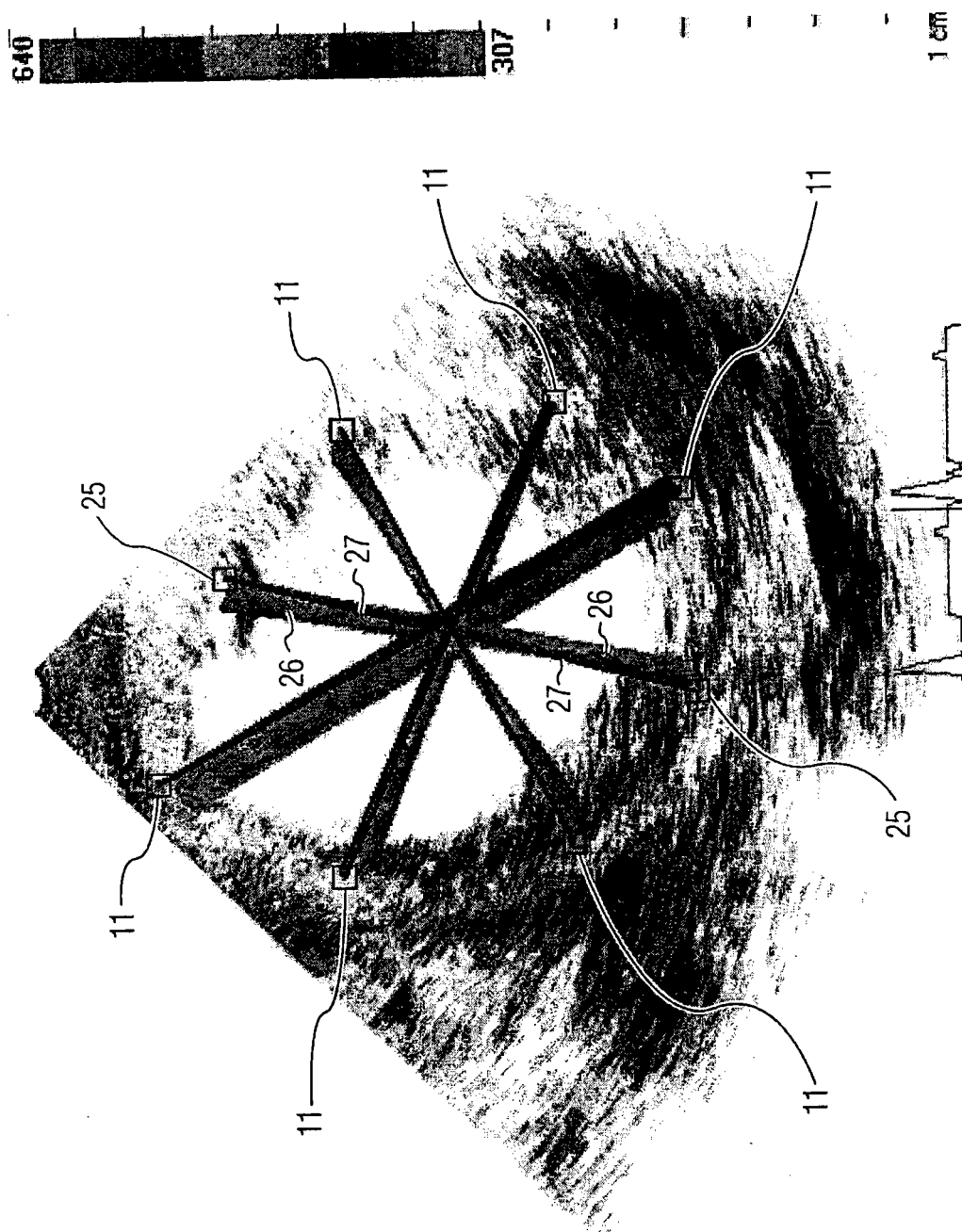


图8

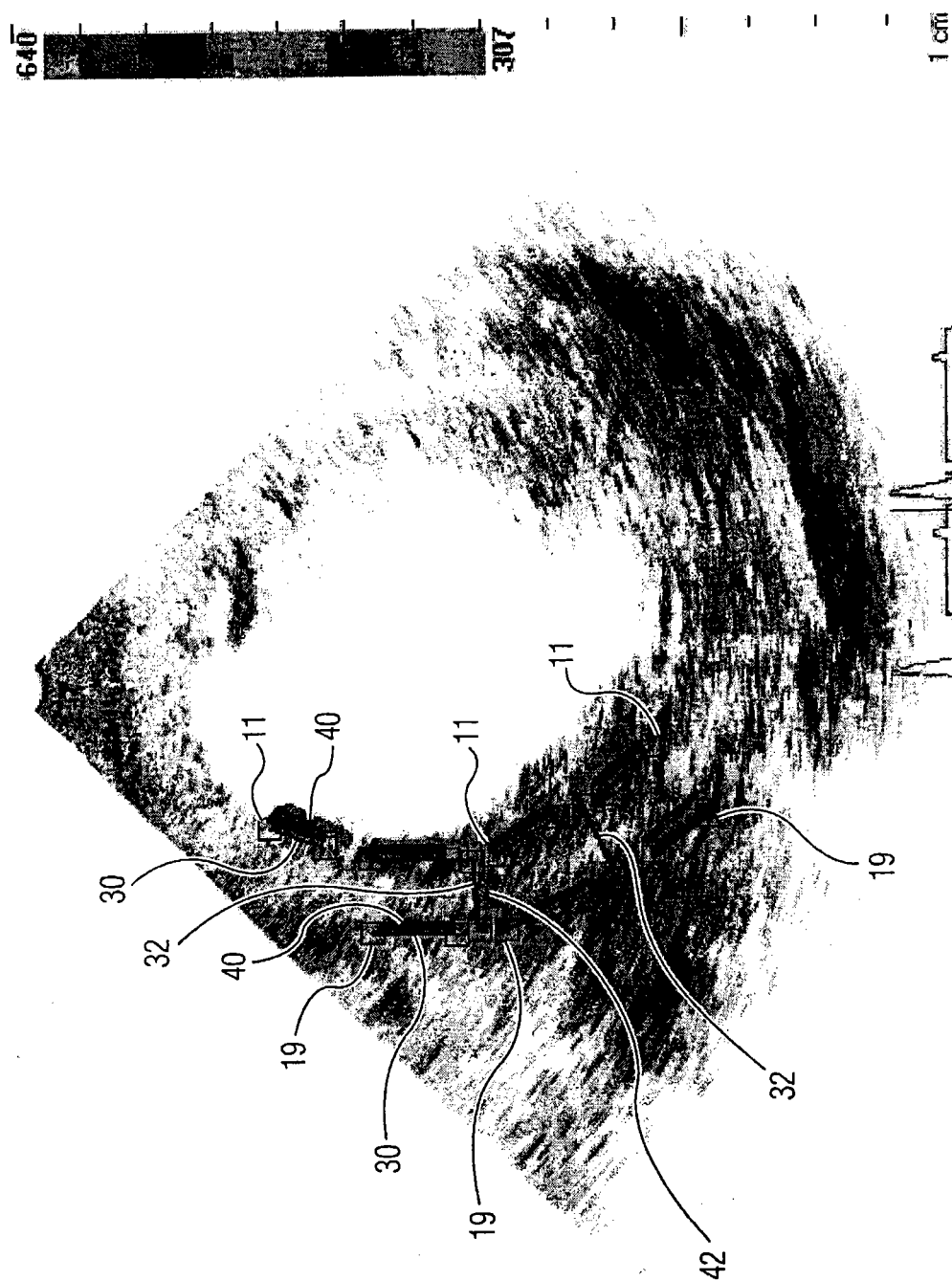


图9

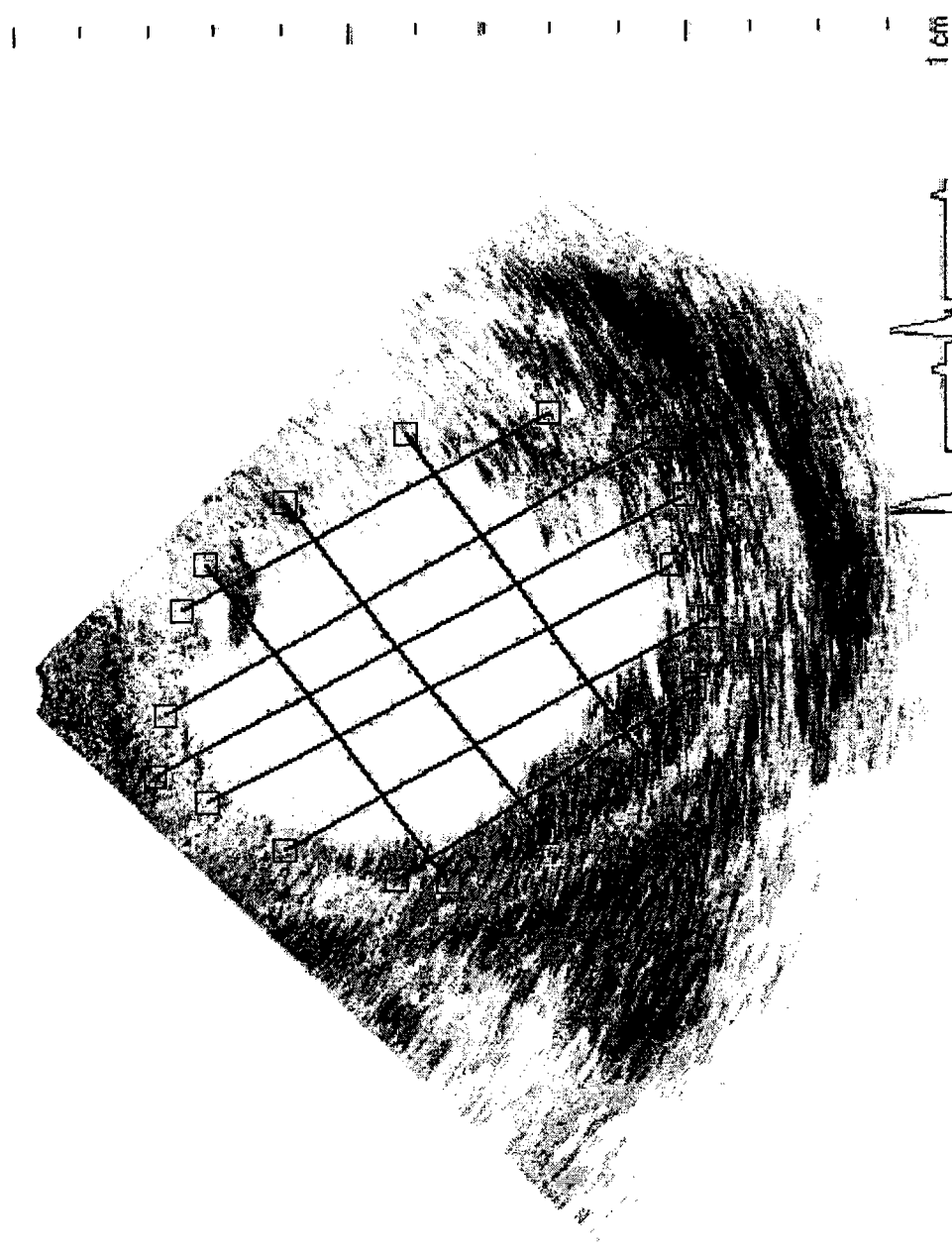


图10

专利名称(译)	心肌同步的超声诊断		
公开(公告)号	CN101304692A	公开(公告)日	2008-11-12
申请号	CN200680041621.8	申请日	2006-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	I萨尔戈 S泽特勒米尔 D普拉特		
发明人	I·萨尔戈 S·泽特勒米尔 D·普拉特		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	G06T7/2046 A61B8/0883 A61B8/08 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T7/251		
代理人(译)	王英		
优先权	60/734662 2005-11-08 US		
其他公开文献	CN101304692B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于探测在心壁刺激同步性中的异常的超声诊断成像方法和系统。在开始超声图像中识别心腔相对侧上的点，然后通过至少一部分心动周期对其进行跟踪。在成对的点之间延伸的线的变化位置被累积并以彩色运动显示来显示，其中每种颜色示出了心动周期中特定点处的线的位置。在所示例子中，通过对相邻心肌组织的斑点图案的斑点描述，对特定解剖结构的跟踪，或者对组织纹理的跟踪来跟踪经过心动周期的点。

