

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580027040.4

[51] Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/14 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 7/20 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009年11月18日

[11] 授权公告号 CN 100560030C

[51] Int. Cl. (续)

G01S 7/52 (2006.01)

[22] 申请日 2005.7.19

[21] 申请号 200580027040.4

[30] 优先权

[32] 2004.8.11 [33] US [31] 60/600,486

[86] 国际申请 PCT/IB2005/052418 2005.7.19

[87] 国际公布 WO2006/024970 英 2006.3.9

[85] 进入国家阶段日期 2007.2.9

[73] 专利权人 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 A·达文波特

W·克尔顿

[56] 参考文献

US5797843A 1998.8.25

US6491636B2 2002.12.10

US5860927A 1999.1.19

US5241473A 1993.8.31

US5533510A 1996.7.9

CN1442118A 2003.9.17

审查员 石艳丽

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 张志醒

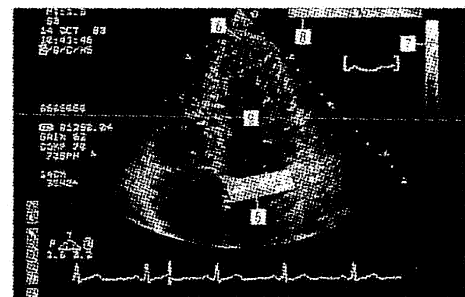
权利要求书1页 说明书12页 附图11页

[54] 发明名称

缺血性心脏病的超声诊断

[57] 摘要

描述了一种用于检测心脏的左心室异常的诊断成像方法和超声系统。包括二尖瓣的图像序列被采集和处理以识别序列中每个图像中二尖瓣的位置。与图像一起显示一个图形，该图形描述二尖瓣在当前图像和序列的每一个在前图像中的位置。优选地，通过在每个图像中自动检测二尖瓣平面而识别二尖瓣位置。一个期望的图形对该图形中每个连续不同的二尖瓣位置进行颜色编码。图像和图形可以实时地被观看以辨别左心室的传导延迟和梗塞的影响。



1. 一种用于分析心脏性能的超声诊断成像系统，其包括：  
探头，其具有多个换能器元件；  
耦合到探头的图像处理器，其用于产生 B 模式图像的序列；  
自动边缘检测处理器，其用于识别 B 模式图像的序列中二尖瓣的定位；

响应于 B 模式图像序列中二尖瓣的定位的识别的图形显示处理器，其用于通过区别线或彩色条纹来产生描绘实时 B 模式图像序列中二尖瓣的定位的图形；和

响应于图形显示处理器的显示器，该显示器用于显示 B 模式图像的序列，带有描绘该序列的图像中二尖瓣位置的变化了的图形。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，进一步包括耦合到自动边缘检测处理器的影像回放存储器，该影像回放存储器存储 B 模式图像的序列。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中图形显示处理器进一步包括一个处理器，该处理器用于产生通过区别颜色来描绘 B 模式图像序列中二尖瓣的定位的图形。

4. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中自动边缘检测处理器进一步包括一个处理器，该处理器用于识别 B 模式图像序列中二尖瓣平面的定位。

5. 一种用于分析心脏性能的超声诊断成像系统，其包括：  
探头，其具有多个换能器元件；  
耦合到探头的图像处理器，其用于产生 B 模式图像的序列；  
用户控制器，用户可以通过其识别 B 模式图像序列的至少一个中的二尖瓣的定位；

响应于 B 模式图像序列中二尖瓣的定位的识别的图形显示处理器，其用于通过区别线或彩色条纹来产生描绘 B 模式图像序列中二尖瓣的定位的图形；和

响应于图形显示处理器的显示器，该显示器用于显示实时的 B 模式图像序列，带有描绘该序列的图像中二尖瓣位置的变化了的图形。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统，进一步包括响应于用户控制器的边缘检测处理器，该边缘检测处理器用于识别 B 模式图像序列中的二尖瓣定位。

## 缺血性心脏病的超声诊断

本发明涉及超声诊断成像系统，尤其涉及缺血性心脏紊乱的超声成像诊断。

本发明涉及一种超声诊断装置和方法，其中获得和显示运动中的器官例如心脏的心肌（心肌层）的运动，必要时在运动的基础上执行缺血和其他功能紊乱的诊断。特别地，超声诊断装置和方法涉及在缺血性心脏病的诊断中有效的装置和方法，所述缺血性心脏病例如为心肌缺血和心绞痛，包括肥厚型心肌病的左心室扩张紊乱，和心脏传导系统紊乱，例如沃尔夫帕金森怀特（Wolff-Parkinson-White）综合征和左束支传导阻滞。

在上述缺血性心脏病的诊断中，左心室扩张紊乱和心脏传导系统紊乱受到相当大的关注。但是使用传统的B模式成像很难采集与缺血性心脏病中收缩能力局部恶化部分的检测、左心室扩张紊乱的目标诊断和心脏传导系统中异常壁运动的位置和范围的检测有关的详细信息。

克服此困难的一种方案是左心室的壁运动的分析法。该方法在心缩期和心舒期测量左心室的心肌的厚度变化，并且推断厚度变化较小的区域是收缩能力减小的区域或缺血区域。为该方法提出了各种算法，这些算法通常需要在心缩末期和心舒末期视图中在B模式断层摄影图像上跟踪左心室的心内膜或心外膜。

应激回波描记术也公知地用于诊断心肌缺血。执行应激回波描记程序需要使心脏通过运动、药物或电刺激而应激。心脏的B模式断层摄影图像分别在应激之前和之后被记录，并且并排地被显示以作比较。在心缩期和心舒期视图中比较心肌的厚度变化（通常在心缩期中更厚）以检测心肌梗塞的区域。该检测通常也需要在图像上跟踪心肌的内外壁和中心线以限定心肌层的轮廓。

已发展了许多自动和半自动技术来通过在超声图像中跟踪其边界而限定心肌层。例如美国专利6,491,636（Chenal等人）描述了一种用于自动跟踪心脏的左心室的心内膜边缘的技术，该技术使用边角模板（corner template）和间隔壁角等分而在几何学上识别内侧（medial）二尖瓣环，外侧（lateral）二尖瓣环和左心室尖，然后将边缘模板拟

合到图像中的三个被识别界标。美国专利 6,346,124 (Geiser 等人) 通过使用专家参考超声心动描记的图像边缘的图像分析来跟踪心内膜边缘和心外膜边缘。也参见美国专利 5,797,396 (Geiser 等人), 其描述了一种用于识别超声图像中的椭圆形边缘的技术。在美国专利[申请序列号 60/526,574]中描述了另一种自动边缘跟踪技术。在该技术中用户开始是在诊断图像的组织边界例如左室心内膜的内侧和外侧二尖瓣环上勾画第一和第二界标。然后用户在组织边界例如心室尖上勾画第三界标, 之后处理器将边缘模板拟合到该第一组织边界, 心内膜。用户在另一组织边界例如心外膜上勾画第四界标并且处理器将第二边缘模板拟合到第二组织边界。模板形状然后可以由用户调整以精确地匹配于心外膜和心内膜边界。

然而跟踪技术的稳健度最终由图像质量确定。心脏成像对图像质量提出了许多挑战。心脏被封闭在胸廓中, 胸廓限制了可用于心脏成像的声窗。常常从肋下扫描心脏, 从心尖观测心脏, 从而需要超声穿透到体内相当深的距离并且从其返回。这样的顶视图导致射束方向几乎平行于左心室的侧壁而不是将返回最强回波的正交。心内膜层是脆弱组织, 常常不是超声能量的强反射体。当然, 心脏不停地在运动。所以, 不能总是以最大可信度跟踪心内膜边缘。因此希望提供用于缺血性和动脉心脏病的诊断技术, 其可以评价左心室衰弱而不需要连续地限定心内膜边缘。

根据本发明的原理, 提供了一种用于诊断缺血性心脏紊乱的超声诊断装置和技术。当左心室随着心室的扩张和收缩运动时在左心室的实时图像序列中辨别二尖瓣位置。在心搏周期的至少一部分上的该瓣位置被保留在图像中使得连续瓣位置序列的建立被显示。瓣位置变化的变动揭示心脏壁的传导和运动的缺陷。根据本发明的进一步方面, 通过二尖瓣横截面图中的二尖瓣平面表示来辨别二尖瓣位置。

在附图中:

图 1 以框图示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统;

图 2 是左心室的超声图像, 其中以渐变的色彩明暗 (color shading) 描绘了二尖瓣平面的变化位置;

图 3a 和 3b 示出了在左心室 (LV) 的超声图像中定位内侧二尖瓣环 (MMA) 和外侧二尖瓣环 (LMA) 的步骤;

图 4 示出了定位 LV 尖的步骤;

图 5a-5c 示出了 LV 的标准边缘形状;

图 6a-6b 示出了用于定位 MMA 和 LMA 的几何模板;

图 7a-7c 示出了用于将标准边缘形状拟合到 LV 的心内膜边界的技术;

图 8 示出了心舒末期和心缩末期显示, 其中心内膜边缘被自动绘制;

图 9 示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的第二实施方式的框图;

图 10A-10D 是根据本发明的原理显示心肌边界的跟踪的图像序列; 和

图 11a-11c 示出了二尖瓣平面的位置变化的不同进展, 所述进展是某些病理状况的特征。

医生通常必须诊断表现出心力衰竭、缩窄或限制症状的患者。用超声观察和测量心肌的运动是心脏病专家在这些情况下例行的做法。在传统实践中医生用频谱多普勒检查心缩期收缩和心舒期舒张以分析二尖瓣环(左心室(LV)中小叶附件的环)的运动。该分析可以用于评估收缩期间 LV 的定时的和总的运动以及理解心肌层的缩窄性和限制性疾病的性质。例如, LV 侧壁的迟后收缩导致那一侧上的二尖瓣环的偏移延迟。本发明描述了用于检测和量化病变心脏的这些运动失常的装置和方法。本发明描述了跟踪二尖瓣环运动以用于二尖瓣环运动的参数显示; 使用该跟踪信息将多普勒运动映射到参数显示上; 和量化二尖瓣环运动偏移的定时和程度。

现在参考图 1, 以框图形式显示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的第一实施方式。包括换能器元件的一维(1D)或二维(2D)阵列 412 的探头或扫描头 410 发射超声波和接收超声回波信号。该发射和接收在束形成器 420 的控制下被执行, 所述束形成器处理接收的回波信号以形成来自被扫描解剖体的回波信号的相干射束。当打算呈现多普勒信息时回波信息由多普勒处理器 430 进行多普勒处理, 且处理过的多普勒信息被耦合到形成 2D 或 3D 多普勒图像的图像处理器 440。对于组织结构的 B 模式成像, 回波信号由振幅检测进行图像处理并且被扫描转换成供显示的预期图像格式。图像通过影像回放(Cineloop)存储器

460, 从那里它们可以直接耦合到视频处理器 470 供显示在图像显示器 480 上。图像也可以应用到自动边缘检测 (ABD) 处理器 490, 该处理器作用于 2D 或 3D 图像以如下所述地限定图像中的解剖边缘和边界。被限定的边缘重叠在被耦合到视频处理器 470 供显示的图像上。系统可以操作以在影像回放存储器 460 中的图像循环 (loop) 上限定和显示保存边缘, 或者显示在患者的活动扫描期间产生的实时图像上绘制的边缘。

图 1 的超声系统可以用于产生如图 2 中所示的、描绘二尖瓣环运动的静态或活动图像, 图 2 是从本发明的一个构造实施方式获得的图像。本领域的技术人员将会认出在图 2 中心的心脏的四室心尖灰度超声图像, 其在该二维图像中显示了心脏的所有四个室的横截面。在超声图像右侧的是用于图像的标准灰度条 7, 其显示用于图像中的明暗处理 (shading) 的范围。该图像通过被放置在患者肋下并且向上指向心脏的心尖的探头 410 采集。图 2 中的参考数字 9 标记 LV 的中心, 其室尖 6 在超声图像的顶部。在 LV 的相对侧的是二尖瓣。当健康心脏的 LV 在心搏周期的心缩阶段期间收缩时, LV 的心肌壁全部平滑地和一致地朝着 LV 的中心运动, 包括二尖瓣所处的心脏的那侧。因而, 通过该收缩动作, 二尖瓣在图中朝着室尖 6 向上运动。在心舒期当心肌舒张时二尖瓣向回运动到其开始位置。

根据本发明的原理, 在心缩阶段、心舒阶段或同时在这两个阶段期间在超声图像上跟踪和描绘二尖瓣的位置。如下所述或通过其他已知技术, 分析在心搏周期期间采集的图像序列以检测二尖瓣环。优选地检测二尖瓣的位置而不是瓣小叶以提供更稳定的运动参考。通过区别线或彩色条纹在图像上绘图地标记二尖瓣位置。对序列中的下一个和所有连续图像重复该过程。此外, 线或条纹被积累, 从而每个新图像保留在序列中的先前图像中被识别的且在相对于它们被检测到的静态参考的相同位置中的线或者条纹。当序列进展时线或条纹聚集, 从而描绘收缩或扩张的序列期间二尖瓣的连续位置的路径。在图 2 中显示了这种彩色条纹的聚集 5。在图 2 从其被再生的实际彩色图像中, 条纹的聚集在色调上从橙色变化到黄色再变化到绿色, 与显示器顶部的色彩条 8 对应。色彩条的色调或明暗的变化可以基于各种量化量度。例如每个连续图像的二尖瓣位置可以被指配连续不同的色调或明暗。因而, 序列中的每个图像帧使用连续不同的色调或明暗。备选地, 每个连续色调或明暗可以对应

于特定的运动增量，例如 0.XX mm。在该实施方式中，色彩的宽范围指示运动的大的范围，如线或条纹聚集的扩展所示的。作为第三选择，每个连续色调或色彩可以代表心搏周期期间的的时间增量。这种渐变例如可以与帧采集时间同步。

每当预定的一个或多个心搏阶段 (heart phase) 完成并且为那个心搏周期期间描绘的二尖瓣运动 5 被完全描绘时，线或条纹的聚集被删除，直到在连续心搏周期期间预定的阶段再次开始。如果用户决定描绘心缩期的二尖瓣运动，则第一线或条纹将被绘制在显示器上的较低位置并且当心脏收缩和二尖瓣朝着心脏的心尖移动时继续向上移动。如果用户决定描绘心舒期的二尖瓣运动，则线或条纹将在显示器上的较高位置开始，并且当心肌舒张和二尖瓣位置运动远离心尖时逐渐朝着显示屏的底部聚集。如果心搏阶段被选择，则色彩或明暗的聚集将备选地在显示屏上向上移动，然后向下移动。

从图 3a 和 3b 开始显示用于检测心脏图像序列中的二尖瓣位置的一种技术。在该例子中 ABD 处理器 490 通过识别和跟踪心缩末期图像 18 中的 LV 的二尖瓣平面开始。跟踪 LV 的二尖瓣平面中的第一步骤是定位图像中的两个关键界标，内侧二尖瓣环 (MMA) 和外侧二尖瓣环 (LMA)。该过程通过如图 3a 中所示限定 MMA 的搜索区域开始，在图 3a 中为了方便例示，超声图像灰度从白色反转为黑色（而黑色反转为白色）。由于 ABD 处理器在该例子中被预处理以分析心脏的四室视图，使换能器阵列 412 从心尖观测心脏，所以处理器期望图像中心的最亮垂直近场结构是分隔左右心室的隔膜。这意味着图像中具有最大总亮度的像素列应当限定隔膜。根据这些提示，ABD 处理器定位隔膜 22，然后限定在其中应识别 MMA 的区域。在心脏的顶视图中根据二尖瓣离换能器的近似深度的经验知识限定该区域。例如由图 3a 中的方框 24 封闭的搜索区域是以该方式被限定的。

限定 MMA 的预期形状过滤模板然后与 MMA 搜索区域中的像素互相关。如 Wilson 等人在他们的论文“Automated analysis of echocardiographic apical 4-chamber images (超声心动描记的顶视四室图像的自动分析)” (proc. of SPIE, 2000 年 8 月) 中所使用的，尽管该模板可以从其他四室图像中的 MMA 外观的专家知识创建，但是所示的例子使用几何边角模板。尽管可以利用直角边角模板，但在构造的

实施方式中八角形边角模板 28 (八角形的左下角) 被用作 MMA 的搜索模板, 如图 6a 的右侧所示。在实践中, 八角形模板由在图 6a 的左侧所示的二进制矩阵表示。ABD 处理器通过互相关该模板的不同尺寸与不同平移和旋转中的像素数据来执行模板匹配, 直到找到在预定阈值以上的最大相关系数。为了加速相关过程, 初始可以以减小图像分辨率的形式来执行模板匹配, 这突出了主要结构并且可以通过对原始图像分辨率进行分样 (decimate) 来产生。当找到模板的初始匹配时, 分辨率可以逐渐地恢复到其原始质量并且 MMA 的位置通过在每个分辨率水平的模板匹配被逐渐精细化。

一旦 MMA 被定位, 便对 LMA 的位置进行类似的搜索, 如图 3b 中所示。小方框 26 标记先前在图像 18 中为 MMA 确立的位置, 且如方框 34 所指示的, 在 MMA 右侧的搜索区域被限定。右边角几何模板, 优选地是如图 6b 中所示的右八角形边角模板 38, 通过与方框 34 的搜索区域中的像素值互相关而被匹配。再次地, 图像分辨率可以被分样以加速计算过程并且可以使用不同的模板尺寸。超过预定阈值的最大相关系数限定了 LMA 的位置。

通过如图 4 中所示的找到的 MMA 26 和 LMA 36, 可以通过如图 8 中所示显示两个点之间的线 5 而连接这两个点。可以如前所述根据色彩条 8 的渐变来对线 5 进行着色和明暗处理。重复该过程以识别每个连续图像中的二尖瓣平面, 和如上所述显示的线 5 的聚集。

用于识别二尖瓣平面的该技术可以继续如下地限定完全的心内膜边缘。尽管该继续在本发明的实现中不是必要的, 并且实际上因它引入到图像中的附加图形复杂性而非理想的, 但是它对于进一步的诊断目的可能是期望的, 例如产生 LV 壁运动的色彩表示, 其被称为彩色室壁运动分析 (color kinesis) 并且在美国专利 5,533,510 (Koch, III 等人) 中进行了描述。

为了跟踪完全的心内膜边缘, 寻找一个附加界标, 心内膜顶点。可以如图 4 中所示地确定心内膜顶点的位置。隔膜 22 的上半部分的像素值被分析以识别隔膜的上半部分的标称角, 如虚线 43 所示。LV 的侧壁 42 的像素值被分析以识别侧壁 42 的上半部分的标称角, 如虚线 45 所示。如果不能有把握地找到侧壁角, 则使用扇区右侧上的扫描线的角。虚线 43、45 之间的角由线 48 等分, 并且初始假设顶点位于该线上的某

一点。通过由线 48 限定的顶点的水平坐标，对沿着线 48 的像素强度变化的斜率进行搜索以确定顶点的垂直坐标。在线 48 的一部分上进行该搜索，所述部分至少是最小深度并且不大于离换能器探头的最大深度，近似为 MMA 26 和 LMA 36 之间的二尖瓣平面之上的线 48 的四分之一长度。沿着线 48 并且与之平行的像素线被检查以寻找从 LV 室（在那里实质上没有镜面反射体）到心壁（在那里有许多反射体）的最大正亮度梯度。在图 7 中示出了用于寻找该梯度的优选技术。图 7a 显示了超声图像的一部分，其包括由图像中的较亮像素表示的心壁 50 的截面。垂直于心壁 50 绘制线 48，从右到左，所述线从 LV 的室延伸进入和通过心壁 50。如果用图形绘制沿着线 48 的像素值，那么它们将看上去如图 7b 中的曲线 52 所示，其中较亮的像素具有较高的像素值。心内膜的位置不是在心壁的中心附近的曲线 52 的峰值，而是与曲线的斜率量有关。所以通过如图 7c 中的曲线 58 所示地计算曲线 52 的微分来分析曲线 52 的斜率。该微分曲线具有峰值 56，该峰值是在心壁外部（心外膜）的最大负斜率。作为当沿着曲线 58 从右到左前进时遇到的第一个主要峰值的峰值 54 是最大正斜率，其是心内膜的近似位置。沿着和平行于图 4 中的线 48 的像素以该方式被分析以找到心内膜壁，且因此找到心内膜顶点的位置，其由图 4 中的小方框 46 标记。

一旦 LV 的这三个主要界标被定位，LV 的许多预定标准形状之一便被拟合到三个界标和心内膜壁。在图 5a、5b 和 5c 中显示了三个这样的标准形状。第一形状，边缘 62，看上去相对较高并且向左弯曲。第二形状，边缘 64，看上去相对较短并且呈圆形。第三形状，边缘 66，更近似三角形。这三个标准形状中的每一个被适当地缩放以拟合三个界标 26、36、46。在适当缩放的标准形状被拟合到三个界标之后，在回波数据中对所述形状拟合所述边缘的程度进行分析。这例如可以通过在沿着所述形状的点测量所述形状和心壁之间的距离来实现。沿着与所述形状正交并且从沿着所述形状的点延伸的路径进行这样的测量。例如可以使用图 7a-7c 中所论述的操作来检测心壁。例如通过距离测度的平均，被评价为最接近地拟合待要跟踪的边缘的形状被选择为在过程的继续中使用的形状。

在该例子中然后通过将被选择形状“拉伸”到心内膜壁而将所述形状拟合于待跟踪的边缘。所述拉伸通过分析在所述边缘周围均匀间隔并

且近似垂直于心壁的 48 行像素实现。如图 7a-7c 中所示地分析沿 48 行的每一行的像素以寻找相邻心内膜壁并且被选择的形状被拉伸以拟合心内膜壁。点 26 和 36 之间的基线未拟合到所述形状，但是被留下作为先前找到的用于二尖瓣标称平面的直线。当所述形状被拟合到沿着心壁的点时，如图 8 中的双显示右侧上的图像 78 中所示的，边缘跟踪被平滑和显示在心缩末期图像上。该显示包括五个控制点，其被显示成沿着 MMA 界标和顶点之间的边缘的 X，这五个控制点也被显示成沿着顶点界标和 LMA 界标之间的边缘的 X。在该例子中，也显示了在顶点和二尖瓣平面之间的线 48 的部分，其通过拉伸操作被调整。

通过以该方式绘制心缩末期边缘，当心舒末期图像在序列中时现在 ABD 处理器 490 继续进行以确定心舒末期边缘。这样做不是通过在心舒末期图像 16 上重复该操作，而是通过在心缩末期和心舒末期之间的序列中的每个间插图像上寻找边缘（或者反之亦然）。在给定图像序列中，这可以包括 20-30 个图像帧。由于这是图像采集顺序的反转，因此，从一个图像到下一个图像将仅仅存在心内膜边缘位置的增量变化。所以期望在连续图像之间将具有相对高的相关度。因此，心缩末期边缘被用作开始位置以寻找前一图像的边缘，这样找到的前一图像的边缘被用作开始位置以寻找再前一图像的边缘，等等。在构造的实施方式中这通过以下方式实现：保存 MMA 和 LMA 周围的心缩末期图像的一小部分并且将该图像部分用作模板来与紧接之前的图像进行相关和匹配，以寻找紧接之前的图像中的 MMA 和 LMA 位置。通过等分隔膜的上部和 LV 侧壁之间的角，然后通过亮度梯度的最大斜率定位心内膜，如前面那样地定位顶点。由于当从心缩期进入到心舒期时 LV 扩张，所以置信测度包括从帧到帧的、界标点沿向外方向的位移。当在帧中找到三个界标点时，适当缩放的标准形状被拟合到三个点。另一置信测度是标准形状的扩展；如果绘制的 LV 边缘离开标准形状太远，则中断该过程。

以该方式继续边缘描绘，直到心舒末期图像被处理并且其心内膜边缘被限定。然后如图 8 中所示出现双显示，在心舒末期和心缩末期图像 76、78 上绘制心内膜边缘。

如图 8 所示，心舒末期和心缩末期图像的心内膜边缘具有表示三个主要界标的小方框和在隔膜和侧边缘上由 X 标记的控制点。临床医生选择初始将被显示的缺省数目的控制点；在图 9 中所示的边缘 80 上有显

示在隔膜壁上的三个控制点和显示在侧壁上的四个控制点。临床医生可以复查心舒末期和心缩末期图像，以及需要时复查循环的所有间插图像，并且如果看到自动过程将边缘放置在错误位置则手动调整界标框和控制点 X 的位置。临床医生可以沿着所述边缘将方框或 X 滑动到新位置，并且可以增加更多的控制点或从所述边缘删除控制点。临床医生侧向地重定位方框或 X 的过程被称为橡皮筋式生成线 (rubberbanding)。假设 ABD 处理器初始已定位控制点并且在临床医生观察位置处的边缘是不正确的。临床医生可以通过用屏幕定点设备将 X 拖曳到新的侧向位置而侧向地重定位控制点。当 X 被拖曳时，边缘与 X 一起移动或拉伸，由此限定新的边缘。以该方式临床医生可以手动地校正和调整由 ABD 处理器绘制的边缘。当临床医生侧向地重定位控制点 X 时，ABD 处理器通过必要时自动重计算相连边缘和相邻控制点的位置而作出响应，从而所述边缘保持平滑地连续。重计算将不调整先前由临床医生手动重定位的控制点或界标框的位置，由此将该专家输入保存在边缘绘制过程中。如果临床医生重定位界标框，则 ABD 处理器重计算整个边缘和将其重拟合到界标和心壁。由于图像序列中一个边缘的调整可以影响序列中在时间上相邻的图像的边缘，因此 ABD 处理器也将通过使被调整边缘与时间相邻边缘相关来响应手动调整，从而手动调整被正确地连续表示在循环中的一些或所有图像中。

可以在美国专利 6,491,636 (Chenal 等人) 中找到该心内膜边缘技术的进一步细节。

在图 9 和 10 中示出了用于识别二尖瓣的位置的第二实施方式。由图像处理器 440 处理的回波信号被存储在图像数据存储单元 140 中。用于图像的图像数据被向前送到扫描转换器 142，该扫描转换器产生期望图像格式的图像数据，例如扇形、矩形、虚顶点 (virtual apex)，或弧形线性 (curved linear)。经扫描转换的图像数据被存储在由辅助边缘检测器 144 访问的图像数据存储单元中。该辅助的边缘检测器 144 响应来自用户控制器例如用户控制面板 150 上的跟踪球定点设备的输入，以参考图像数据来定位控制点并且关于图像数据来放置和拉伸标准心内膜形状。通过边缘模板存储设备 146 来提供标准形状数据。当控制点和边缘被绘制和放置到图像上时，由辅助边缘检测器 144 产生的控制点和边缘数据被施加到边缘图形处理器 148，该边缘图形处理器产生待显示

的控制点和边缘与图像数据的图形重叠。图形重叠和图像数据被存储在显示存储器例如影像回放存储器 460 中，它们可以由视频处理器 470 从所述存储器访问以供显示。

根据本发明的另一实施方式的原理，左心室的二尖瓣平面如下地由辅助边缘检测技术来勾画。如图 10A 中所示，用户显示将在其上定位二尖瓣平面的图像 92。用户用在图像上操纵光标的定点设备例如系统控制面板 150 上的鼠标或跟踪球来指定图像中的第一界标。在图 10A 的例子中，指定的第一界标是 MMA。当用户点击图像中的 MMA 时，出现图形标记，例如图中由数字“1”指示的白色控制点。然后用户指定第二界标，在该例子中为 LMA，其由图 10B 中的数字“2”指示的第二白色控制点标记。然后一条线自动连接两个控制点，在左心室的该纵向视图的情况下其指示二尖瓣平面。通过在一个图像中由用户辅助这样限定二尖瓣平面，然后可以在图像序列中的连续图像中通过如前一实施方式中所述的自动手段来可信地定位二尖瓣平面。如上所述，这可以始于使用图像 92 的 MMA 和 LMA 区域的像素作为模板来寻找时间连续图像中的 MMA 和 LMA。二尖瓣平面因此在序列中的其他图像中被自动识别并且被着色或进行明暗处理以产生心搏周期的指定阶段期间二尖瓣位置的期望进展。

与前一实施方式相同，用于限定二尖瓣平面的过程可以继续跟踪完全的心内膜边缘。在图像 92 中识别 MMA 和 LMA 控制点之后，用户然后将指示器移动到心内膜顶点，该顶点是左心室腔内的最上点。当用户将指示器移动到图像中的这个第三界标时，左心室心内膜腔的模板形状动态地跟随光标，当指示器寻找室的顶点时进行变形和拉伸。如图 10C 中的白线所示的该模板由第一和第二控制点 1 和 2 锚固并且穿过第三控制点，其中当用户点击在顶点的指示器时第三控制点被放置在顶点，由此锚固第三控制点 3。当被放置后，心内膜腔模板提供如图 10c 中所示心内膜的近似跟踪。在图 10C 的实施方式中当指示器接近和指定顶点时等分左心室的黑线跟随它。该黑线被锚固在指示二尖瓣平面的线的中心和左心室尖之间，实质上指示二尖瓣的中心和腔的顶点之间的中心线。

带有这样限定的心内膜边缘，用户可以继续限定心外膜边缘。用户将光标移动到心外膜顶点，心肌层外表面上的最上点。用户然后点击心外膜顶点，且由“4”标记的第四控制点被放置。然后如图 10D 中所示

自动出现近似勾画心外膜边缘的第二模板。由图 10D 中的外部白色边缘线所示的该第二模板也由第一和第二控制点锚固并且穿过被放置在心外膜顶点的第四控制点。这两个模板是完整心肌层边缘的近似轮廓。与前一实施方式相同，控制点围绕边缘跟踪被定位，所述边缘跟踪可以由指示器“抓住”并且在橡皮筋式生成线中被拖曳以手动精细化边缘跟踪。

图 11a-11c 示出了可以在各种诊断中遇到的二尖瓣位置线的三种不同的聚集。图 11a 示出了当心肌收缩时在心缩期的连续瞬时处二尖瓣定位的位置的多条线 100。在健康、正常的心脏中，心肌层将在时间和空间上均匀地收缩。当二尖瓣如图 2 中那样是在图像的底部时，该平滑、均匀的收缩将朝着 LV 的中心和朝着室的顶点向上提升二尖瓣。当这样做时二尖瓣的连续位置将如图 11a 中所示、表现为一连串基本平行的边或线。

病变心脏可能遭受心脏的一侧相对于另一侧的传导延迟的折磨。当心脏收缩时，心肌层应当立即在整个心肌上传导收缩运动。异常心脏可能在该收缩运动中在心脏的特定区域展现延迟。图 11b 示出了被称为左束支传导阻滞的传导延迟，该传导延迟可以导致如图 2 中所见的右侧上的迟后传导。左束支传导阻滞将导致二尖瓣平面的一侧初始运动得比另一侧快。二尖瓣平面的另一侧将稍后向上运动，导致如图 11b 中所示的二尖瓣位置图案。如线 102 所见，可以看到第一系列的二尖瓣位置在左侧上运动得更快。当该运动开始之后，二尖瓣平面的右侧将如序列中的上部线 104 所示向上运动。上面讨论的位置的颜色编码将产生如图 11b 的图案所示的颜色变化的双面楔。

如果患者患有心肌梗塞（心脏病发作），则二尖瓣平面的一侧可能看起来几乎根本不运动。图 11c 示出了这种状况，该图是当图 2 中所见的侧壁患有梗塞时将出现的线的序列。当侧壁梗塞到它实质上不动的程度时将出现线 106 的系列，从而导致图像中二尖瓣平面的多数运动出现在瓣平面的隔膜壁侧。

因而可以看出，本发明的技术可以检测异常心脏状态，即使是在心内膜边缘不易区分并且太模糊以至于不能精确地跟踪时。例如，图 8 左侧的心舒末期图像中的白色箭头指向 LV 的侧壁，由于上述原因，所述侧壁看起来在图像中被限定得很差。当如此差地限定侧壁时壁运动难以

精确地区分和跟踪。然而在心脏的收缩和舒张期间在其对二尖瓣平面的运动的影响中可以看到侧壁异常的效果，从而允许诊断难以成像的患者。

本发明的技术可以扩展到三维成像。在 3D 成像中可以显现整个二尖瓣位置，而不是仅仅如前面的例子中所示的横截面。取决于决定在其中表示瓣平面位置的几何对象，运动图形可以表现为增长的圆柱、立方体或其他形状，并且可以如上所述地进行明暗处理或颜色编码。在健康心脏中对象将在形状上一致地增长，但是在病变心脏中所述形状可能看起来不一致，带有倾斜或偏斜的表面或色彩。可以使心脏组织成为半透明的以更好地显现心脏 3D 图像内的二尖瓣位置图形。对所述图形进行明暗处理可以导致所述图形在解剖结构内看起来更明显。

对本领域的技术人员也将明显的是：可以从连续二尖瓣位置线或表面的颜色编码或间隔导出二尖瓣环的偏移的量化数值测度或表示。瓣位置和位置变化率（位置变化或速度的导数）可以被显示以帮助诊断。通过将运动图形限制在二尖瓣位置而不是如彩色室壁运动分析中所做的那样限制在完全的心内膜边缘，为临床医生提供了从其进行诊断的相对未扰乱的图像序列。

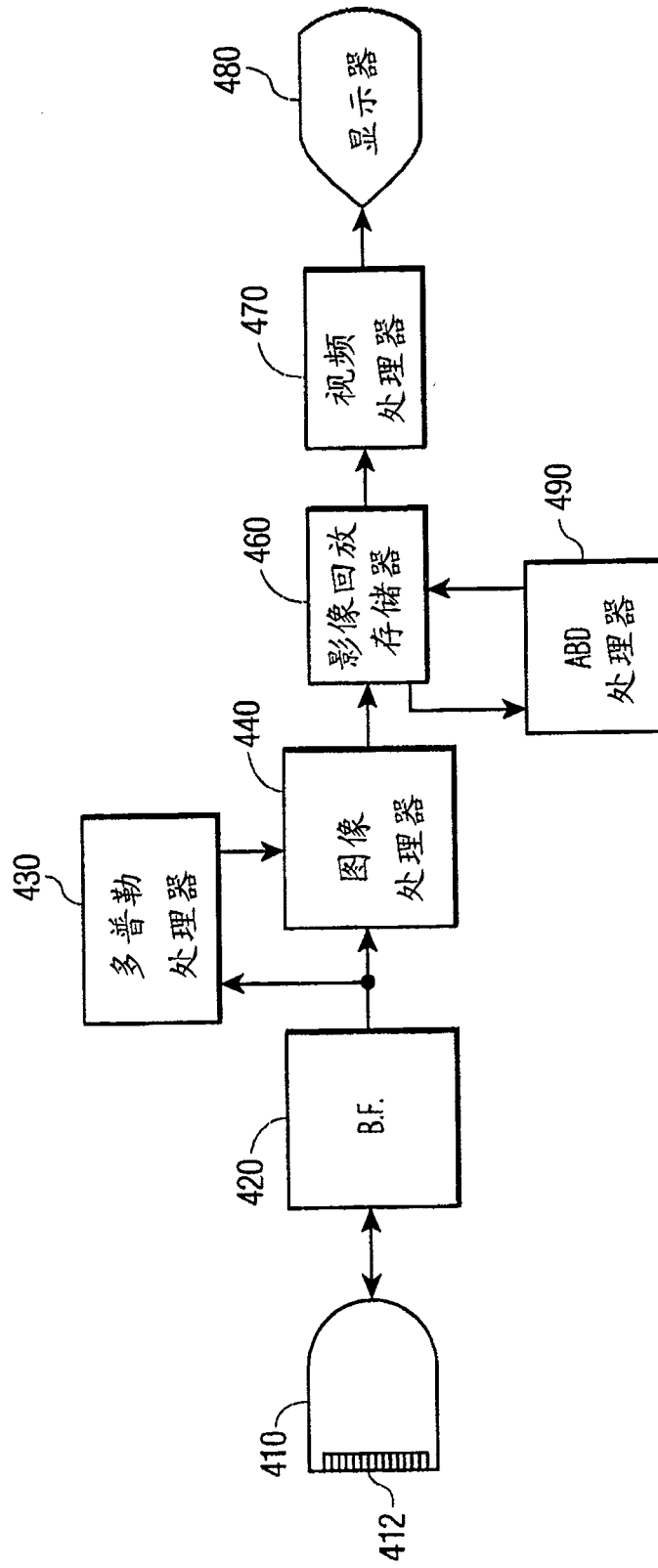


图 1

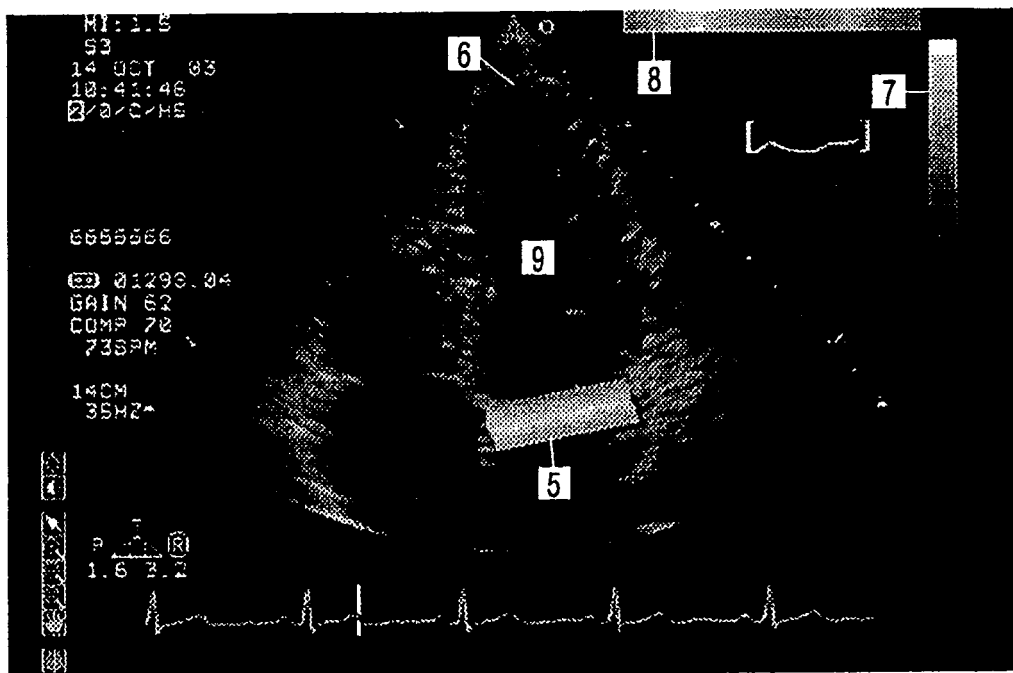


图 2

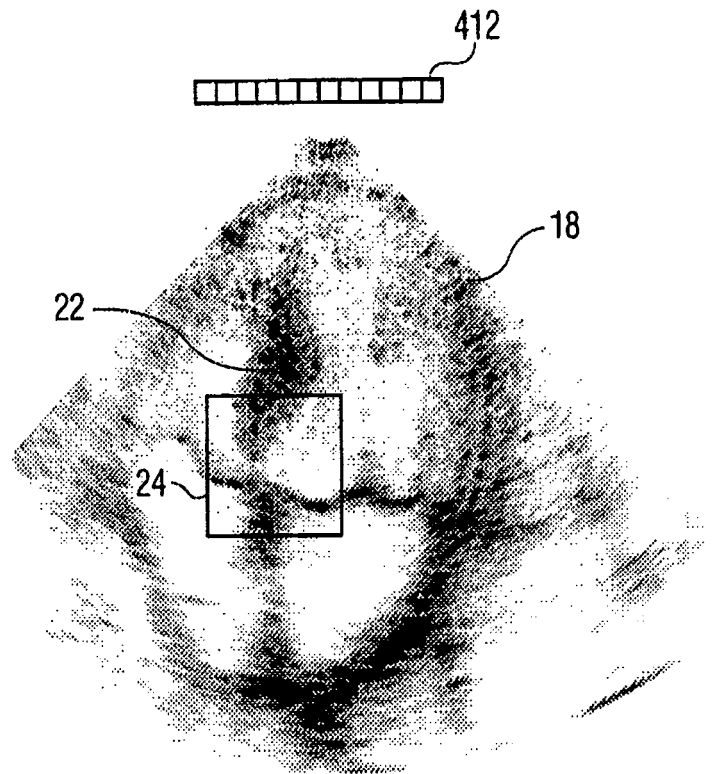


图 3A

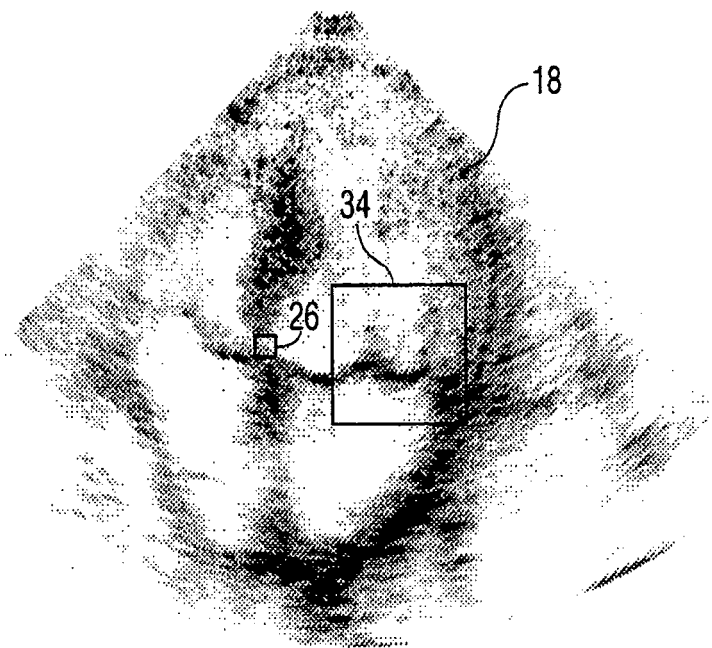


图 3B

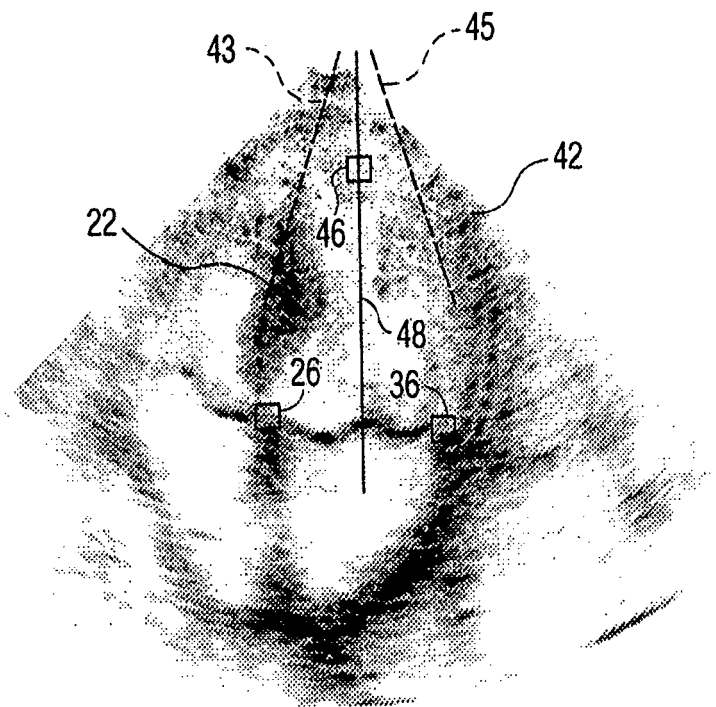


图 4

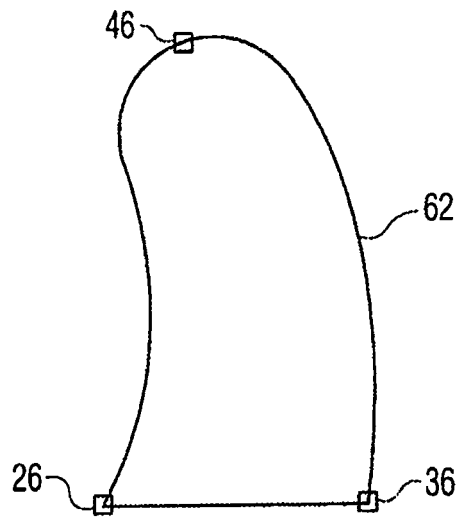


图 5A

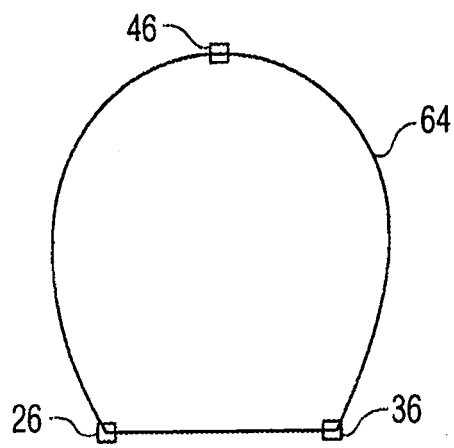


图 5B

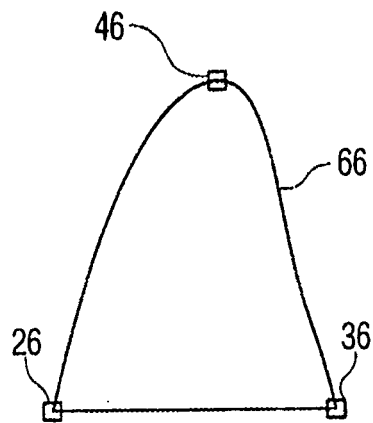
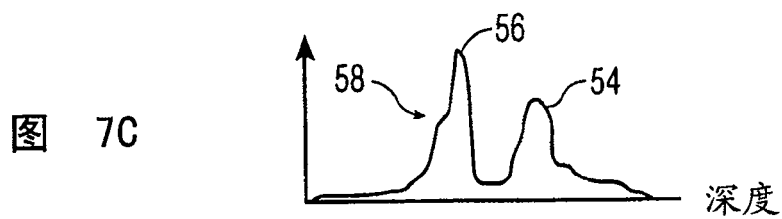
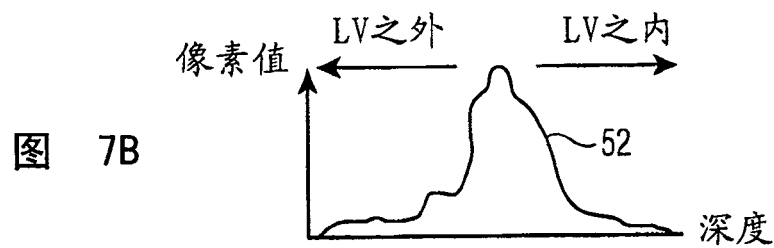
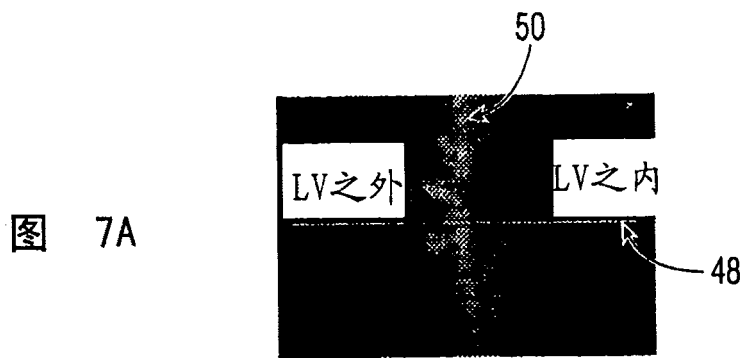
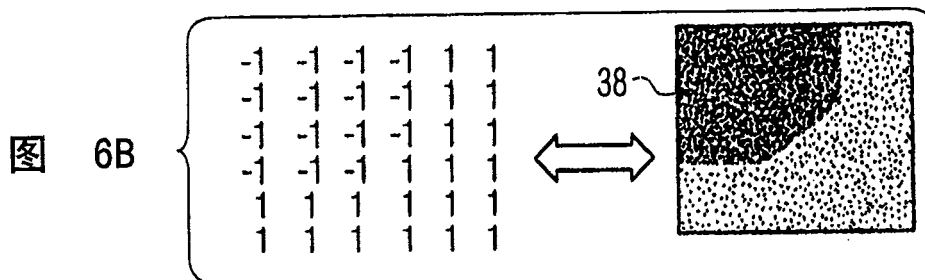
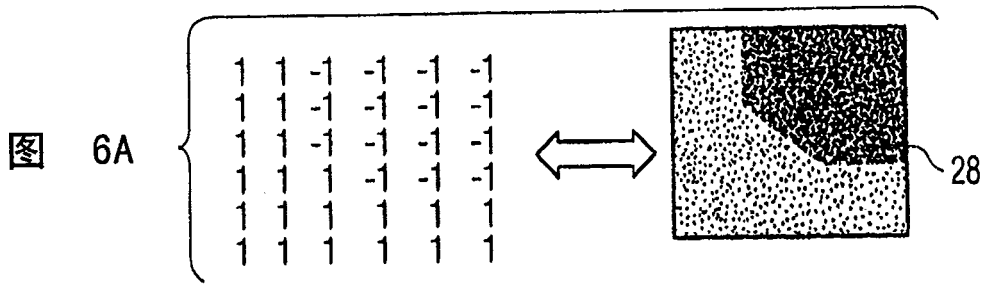


图 5C



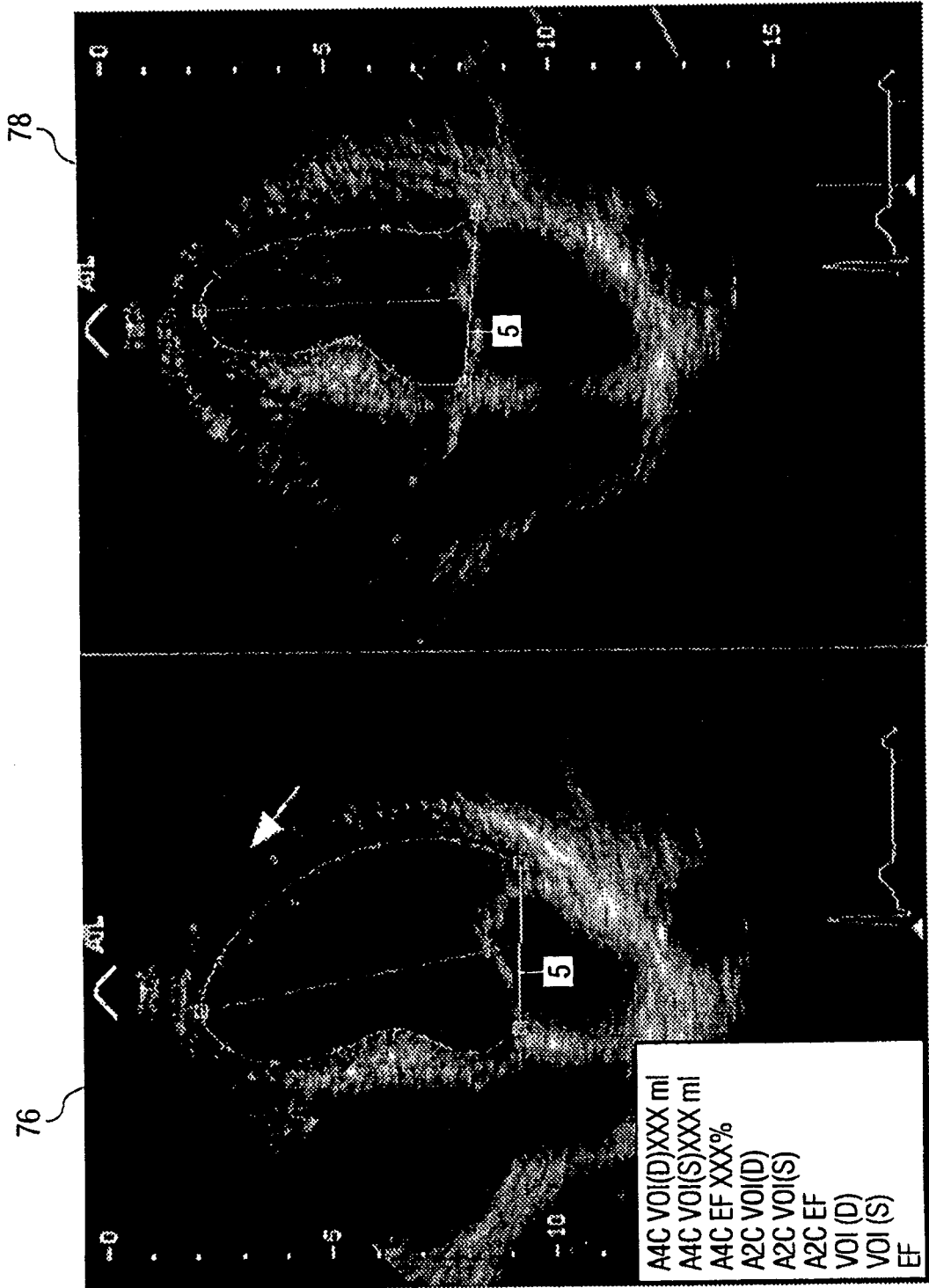


图 8

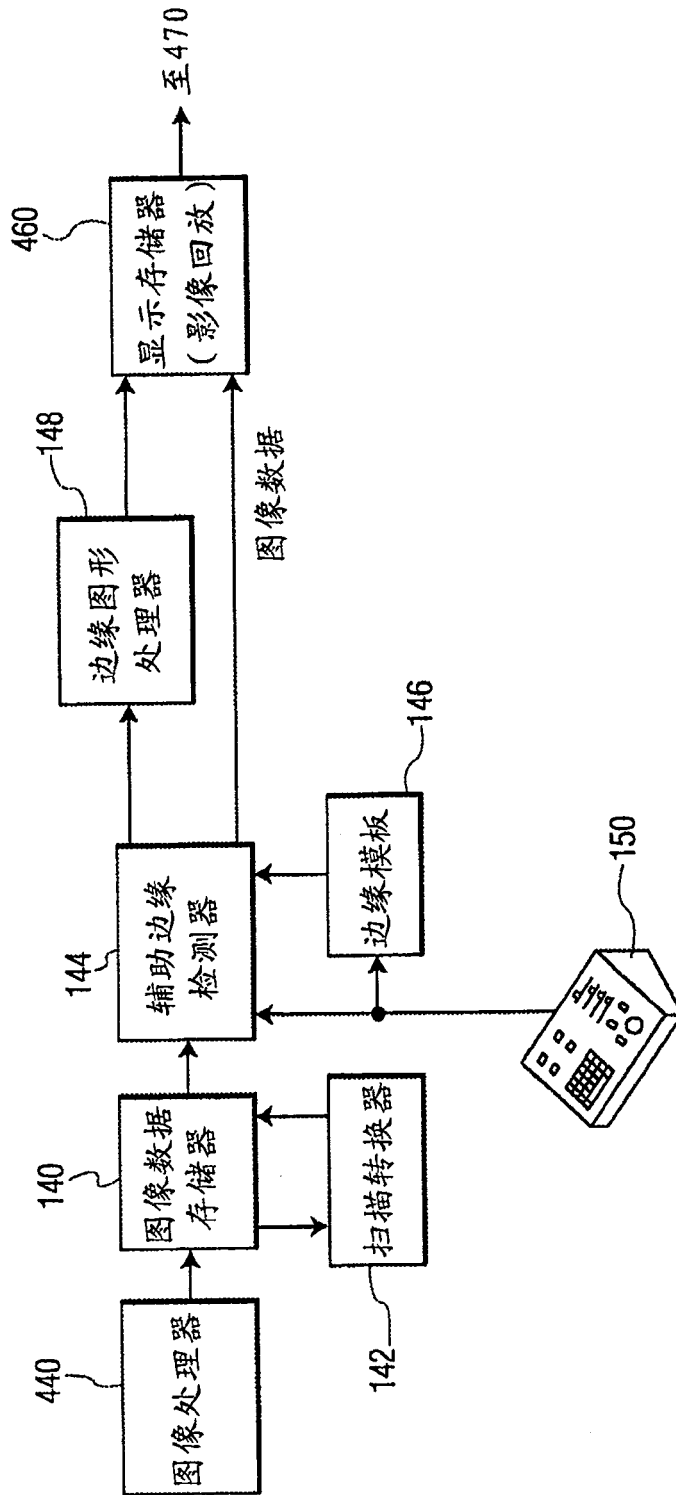


图 9

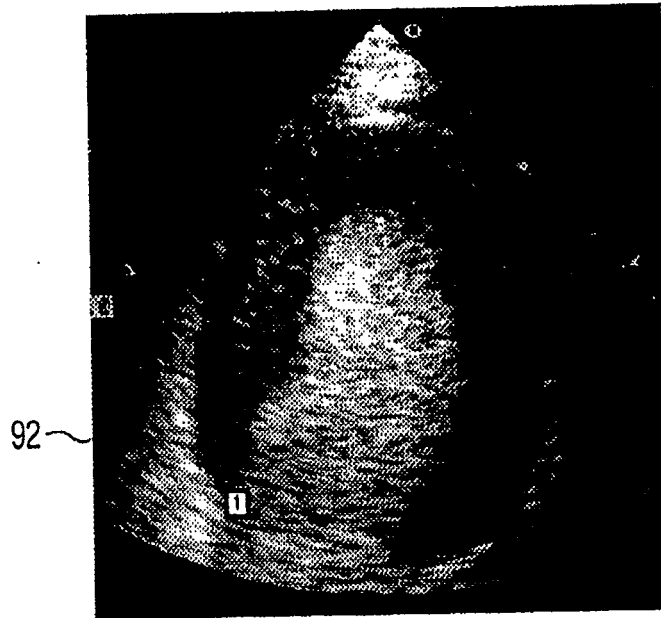


图 10A

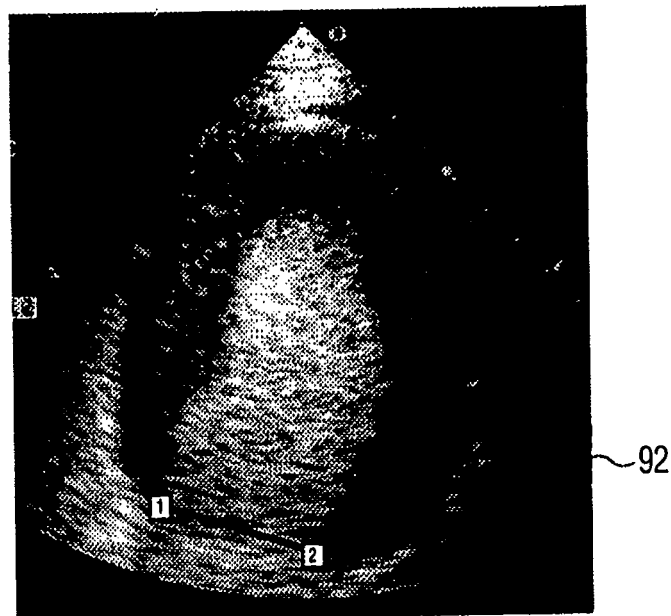


图 10B

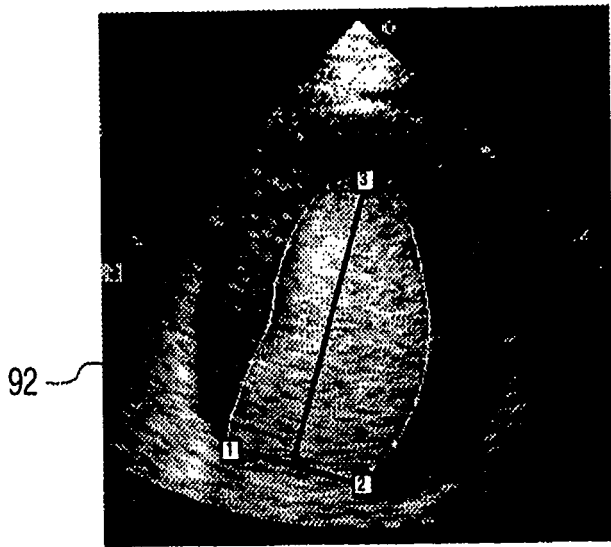


图 10C

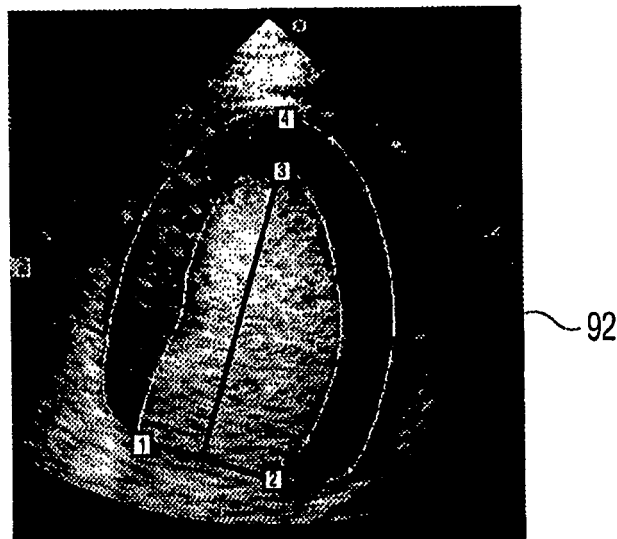


图 10D

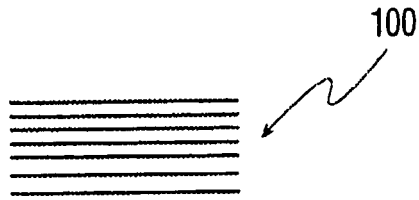


图 11A

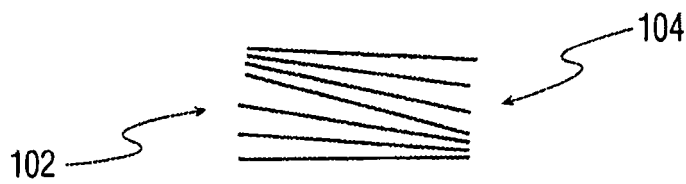


图 11B

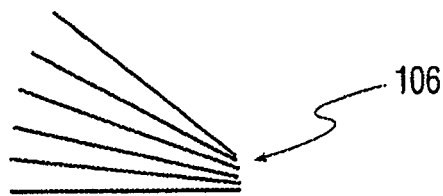


图 11C

专利名称(译)	缺血性心脏病的超声诊断		
公开(公告)号	<a href="#">CN100560030C</a>	公开(公告)日	2009-11-18
申请号	CN200580027040.4	申请日	2005-07-19
[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 A达文波特 W克尔顿		
发明人	I·萨尔戈 A·达文波特 W·克尔顿		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G06T7/00 G06T7/20 G01S15/89 G06T5/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52068 G06T7/2046 G01S7/52036 A61B8/488 A61B8/0883 G06T2207/10132 G01S15/8993 G06T2207/30048 G01S7/52071 G01S15/8979 G06T7/0044 G06T7/251 G06T7/74		
审查员(译)	石艳丽		
优先权	60/600486 2004-08-11 US		
其他公开文献	CN101001574A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了一种用于检测心脏的左心室异常的诊断成像方法和超声系统。包括二尖瓣的图像序列被采集和处理以识别序列中每个图像中二尖瓣的位置。与图像一起显示一个图形，该图形描述二尖瓣在当前图像和序列的每一个在前图像中的位置。优选地，通过在每个图像中自动检测二尖瓣平面而识别二尖瓣位置。一个期望的图形对该图形中每个连续不同的二尖瓣位置进行颜色编码。图像和图形可以实时地被观看以辨别左心室的传导延迟和梗塞的影响。

