



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102088913 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 20

(21) 申请号 200980126384. 9

(22) 申请日 2009. 06. 30

(30) 优先权数据

61/079, 663 2008. 07. 10 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 01. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/052841 2009. 06. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02010/004479 EN 2010. 01. 14

(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 S · 塞特尔迈尔 P · 昌

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

G01S 7/52 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1804078 A1, 2007. 07. 04,

WO 2007/138522 A1, 2007. 12. 06,

WO 2007/054861 A3, 2007. 10. 25,

审查员 刘珊珊

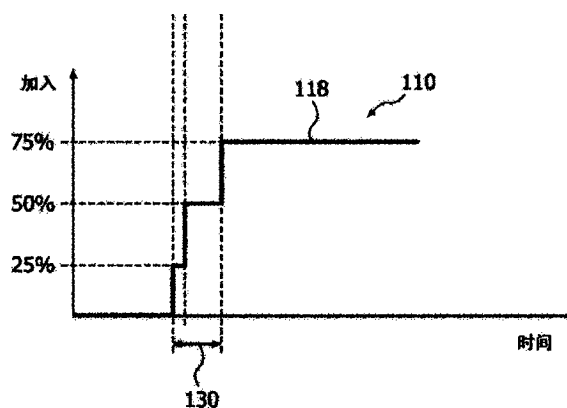
权利要求书1页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

心脏同步性和生成力的超声评估

(57) 摘要

一种超声成像系统, 其在心脏周期期间产生心脏的图像序列。分析图像以确定心肌各部分的运动、位移或尺寸变化。在优选实施例中, 所确定的值为径向、纵向或周向心肌应变值。可以通过斑点追踪或边界检测在心脏周期期间追踪心肌部分的位移。分析针对各部分的运动、位移或尺寸值变化以产生加入曲线和解剖显示, 以示出在心脏的收缩和舒张运动中不同部分的加入的相对时间。可以通过比照初始加入阈值标准和比照预定最大加入里程标水平进行比较来确定参与进来以及实现完全加入。



1. 一种用于诊断心肌运动的超声诊断成像系统,包括:
探头,所述探头作用在于向心脏内发射超声波,并接收作为响应的回波;
图像处理器,所述图像处理器响应于所述回波用于在心脏周期的至少一部分内产生所述心肌的图像序列;
心肌运动分析器,所述心肌运动分析器响应于所述图像序列确定所述心肌的多个部分的运动;
加入处理器,所述加入处理器响应于所述部分的运动产生以下指示符:所述心脏周期期间针对所述心肌的完整位移的百分比的所述多个部分的累积参与以及所述心脏周期期间相对于完整位移的所述百分比而言在心肌运动中所述部分参与的相对时间;以及
耦合到所述加入处理器的显示器,所述显示器显示所述指示符。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,完整位移的所述百分比是最低加入标准或加入里程标水平中的至少一个。
3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述指示符是指示所述多个部分的所述累积参与和在心脏收缩中所述心肌各部分的加入的相对时间的图形加入指示符。
4. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述指示符是基于解剖学指示所述多个部分的所述累积参与和所述心肌各部分的加入的相对时间的参数显示。
5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述部分对应于所述心肌的超声图像的像素。
6. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动分析器产生应变值。
7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动分析器产生应变率值。
8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动分析器产生组织位移的值。
9. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,计算所述应变值作为在长度上相对于初始长度的变化。
10. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述应变值包括径向应变值。
11. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述应变值包括周向应变值。
12. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述应变值包括纵向应变值。
13. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动分析器还用于通过斑点追踪来追踪所述心肌的运动。
14. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动分析器还用于通过边界检测来追踪所述心肌的运动。
15. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述加入处理器还用于产生针对所述心肌的不同部分在心脏收缩期间的应变值图。
16. 根据权利要求15所述的超声诊断成像系统,其中,所述加入处理器还响应于所述应变值图产生针对所述心脏收缩的加入曲线。

心脏同步性和生成力的超声评估

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,具体而言,涉及执行心脏性能的同步性和生成力评估的超声系统。

[0002] 存在很多种用于评估和量化心腔功能的超声方法。指示心肌梗塞和射血分数的心室壁运动是超声心动显像仪的基本诊断工具。这些诊断工具要求在心动周期上通过一系列图像界定和追踪心室,从而可以完成对所描绘出的心肌和心腔的测量。用于在超声图像中勾画心壁的技术包括例如对血液组织界面的自动边界追踪和用于量化收缩速度的对心壁运动的组织多普勒成像,以及其他。勾画和追踪心肌运动的能力对于诊断心脏电刺激的同步性很重要,并且对于评估可能由诸如局部缺血、睡眠或晕厥情况引起的心脏的运动不能(akynetic)区域也是重要的。通过心肌肌肉细胞内的钠和钾通道传递的电化学信号令心脏收缩。散布于整个心肌上的这些信号应当令心肌细胞在同一时刻收缩。当这种情况发生时,心脏从松弛的全容量收缩至收缩的最小容量,从而通过每次心搏泵送最大量的血液。这是健康心脏的特点。然而,当刺激这一收缩的信号使得心脏的不同区域在不同的时间收缩时,这种不正确的收缩将泵送小于最大量的血液(的血液),从而使效率降低并使心脏随着时间的推移而过劳。希望能够对这种状况加以诊断,从而在如果有必要时执行必要的治疗测量,通常是植入具有引线的起搏器,以迫使发生同步收缩。将这种诊断及其治疗称为心脏重新同步治疗或 CRT。

[0003] 能够影响心脏的机电(electromechanical)转换的疾病状况为左束支阻滞。当心脏电脉冲的传输被延迟或者未能沿主左束支的快速传导纤维或者在左前束和左后束二者内传导时,将发生左束支传导阻滞。这可能引起左心室经由从右心室扩展到左心室的逐细胞的传导而缓慢去极化。这种状况导致了心室收缩的同步性的丧失以及由此产生的来自心室的射血量的不足。因此,希望能够有效并且准确地识别和量化这种同步性丢失的指示和效应。

[0004] 根据本发明的原理,在心脏周期的一些或全部收缩和/或舒张阶段内追踪和测量心肌的运动或位移。优选的度量是称为应变的距离测量。在心肌的不同区域进行测量,并针对不同区域的位移度量产生曲线族。在发明人称为“加入”(“recruitment”)的心脏评估中,以图解方式、数值方式或以这两种方式量化心脏周期期间不同区域对心脏收缩的累进贡献。已经发现评估出的加入程度与左束支阻滞和肥大的心肌病相关。

[0005] 在附图中:

[0006] 图 1 以方框图的形式图示说明了根据本发明的原理构建的超声系统。

[0007] 图 2 更为详细地图示说明了图 1 的超声系统的 QLab 处理器部分。

[0008] 图 3a-3c 图示说明了用于测量心肌的超声图像中的位移或应变的三种技术。

[0009] 图 4 是左心室的分割的心肌壁的示意图。

[0010] 图 5a 和 5b 图示说明了根据本发明的原理的加入曲线的产生。

[0011] 图 6 图示说明了用于加入分析的参数的数值数据输入显示。

[0012] 图 7 图示说明了加入的参数图像。

[0013] 图 8a-8d 图示说明了示出动态实现根据本发明原理的加入标准的参数图像的序

列。

[0014] 首先参考图 1, 图 1 以方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。超声探头 112 包括发射和接收超声脉冲的超声换能器的阵列 114。该阵列可以是一维线性的或用于二维成像的弯曲阵列, 或者可以是用于在三维中引导电子束的换能器元件的二维矩阵。优选使用二维阵列探头采集以下所描述的三维数据集和图像。还可以利用机械扫掠一维阵列探头来采集它们。阵列 114 中的超声换能器发射超声能量并接收响应于这种发射返回的回波。发射频率控制电路 20 通过被耦合到阵列 114 中的超声换能器的发射 / 接收 (“T/R”) 开关 22 控制以预期的频率或频率带发射超声能量。激活换能器阵列以发射信号的时间可以与内部系统时钟 (未示出) 同步, 或者可以与诸如心脏周期的身体功能同步, 由 ECG 装置 26 为其提供心脏周期波形。当由 ECG 装置 26 提供的波形确定心搏处在其周期的预期阶段时, 令探头采集超声图像。发射频率控制电路 20 生成的超声能量的频率和带宽受到中央控制器 28 生成的控制信号 f_{tr} 的控制。

[0015] 通过阵列 114 中的换能器接收来自被发射的超声能量的回波, 阵列 114 中的换能器生成回波信号, 当系统使用数字射束形成器时, 通过 T/R 开关 22 耦合回波信号并由模拟到数字 (“A/D”) 转换器 30 进行数字化。还可以使用模拟射束形成器。A/D 转换器 30 以中央控制器 28 生成的信号 f_s 控制的采样频率对接收到的回波信号采样。采样理论指出的预期采样率至少是接收带宽最高频率的两倍, 并且可能处于至少为 30-40MHz 的等级。高于最低要求的采样率也是可取的。

[0016] 由射束形成器 32 对来自阵列 114 中的独立换能器的回波信号样本进行延迟并总计, 以形成相干回波信号。对于利用二维阵列的 3D 成像而言, 如美国专利 6, 013, 032 (Savord) 和美国专利 6, 375, 617 (Fraser) 所述, 优选在位于探头中的微射束形成器和系统主机中的主射束形成器之间区分射束形成器。然后由数字滤波器 34 对数字相干回波信号进行滤波。在这一实施例中, 独立地控制发射频率和接收机频率, 使得射束形成器 32 自由接收与诸如谐波频带的发射频带不同的频率带。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波, 并且还可以将频带偏移到更低或基带频率范围。数字滤波器例如可以是美国专利 No. 5, 833, 613 中公开的类型滤波器。经滤波的来自组织的回波信号被从数字滤波器 34 耦合到 B 模式处理器 36, 用以进行常规 B 模式处理。

[0017] 造影剂的经滤波的回波信号, 诸如微泡, 被耦合到造影信号处理器 38。常常使用造影剂从而相对于心腔血池中的造影剂更清晰地勾画心内膜壁, 或如例如美国专利 6, 692, 438 所述执行心肌的微脉管系统的灌注研究。造影信号处理器 38 优选通过反向脉冲 (pulse inversion) 技术分离出从谐波造影剂返回的回波, 其中, 组合向图像位置发射多个脉冲导致的回波以消除基本信号分量并增强谐波分量。例如, 在美国专利 6, 186, 950 中描述了优选的反向脉冲技术。

[0018] 来自数字滤波器 34 的经滤波的回波信号还被耦合到多普勒处理器 40 进行常规多普勒处理以产生速度和功率多普勒信号。来自这些处理器的输出信号可以被显示为平面图像, 并且还耦合到 3D 图像处理器 42 进行三维图像的呈现, 三维图像被存储在 3D 图像存储器 44 中。可以如美国专利 5, 720, 291 以及美国专利 5, 474, 073 和 5, 485, 842 所述执行三维呈现, 所有这些专利都通过引用并入本文。

[0019] 来自造影信号处理器 38、B 模式处理器 36 和多普勒处理器 40 的信号以及来自 3D

图像存储器 44 的三维图像信号被耦合到Cineloop®存储器 48, Cineloop®存储器 48 存储针对大量超声图像中的每个的图像数据。优选在 Cineloop 存储器 48 中成组地存储图像数据, 每组图像数据对应于在相应时间获得的图像。数据组中的图像数据可以用于显示出心搏期间在相应时间的组织灌注的参数图像。Cineloop 存储器 48 中存储的图像数据组还可以存储于诸如磁盘驱动器或数字录像机的永久性存储装置中供将来分析。在这一实施例中, 图像还被耦合到QLAB 处理器 50, 其中, 分析图像以获得以下所述的加入特性。QLAB 处理器还对图像中解剖结构各方面进行定量测量并通过如美国公开 No. US20050075567 和 PCT 公开 No. 2005/054898 中所述的自动边界追踪勾画组织的界限和边界。这可以如美国专利 6, 491, 636 所述的全自动化模块实现, 或由如上述美国专利公开 No. US20050075567 所述的辅助自动边界检测实现。在显示器 52 上显示 QLAB 处理器产生的数据和图像。

[0020] 图 2 是当图 1 的 QLab 处理器 50 根据本发明工作时其部分的详细方框图。QLab 处理器从图像处理器 440 接收图像, 诸如在图 1 中 Cineloop 存储器 48 之前的那些。图像处理器 440 产生存储于图像数据存储器 140 内的图像的扫描线数据。由如 PCT 公开 No. 2007/138522 中所述的 ABD 处理器 144 通过在图像中对心腔的边界检测来分析心脏图像序列的第一起始点图像。当在这一第一图像内界定了边界时, 在后续图像中由斑点 (speckle) 追踪器 142 追踪其位置, 斑点追踪器 142 跟随所勾画的组织边界上或组织边界附近的加入斑点图案。通过图形处理器 148 绘制或追踪最初界定的边界和后续图像中的边界。通过扫描转换器 450 将所述序列的超声图像转换为预期的显示格式 (例如, 扇形、直线、3D 等), 扫描转换器 450 显示在超声图像中界定的边界位置上以图形形式产生的边界。连同由如下文详细论述对心脏图像操作的加入度量处理器 120 产生的加入特性一起, 将具有图形边界交迭的图像存储在 Cineloop 存储器 460 内。然后将图像和加入信息耦合到显示器 52。

[0021] 通过斑点追踪器 142 追踪在连续图像的识别的边界上的特定点。斑点追踪器 142 通过处于所述点的图像位置上的局部组织产生的斑点图案追踪所述点的开始解剖学位置。斑点追踪器 142 识别处于相邻心肌中的参考点周围的像素的区域。保存这些像素的斑点图案, 并将其与接下来的图像的相同区域内的斑点图案进行比较, 并如美国专利 6, 442, 289 (Olsson 等人) 所述通过块匹配对斑点图案进行匹配。匹配的难度和精确度由针对匹配建立最大相关性确定。因此, 通过跟踪所述点周围的斑点图案从逐幅图像中追踪图像内的参考点位置。当斑点追踪器 142 在新的图像中定位参考点时, 参考点位置被耦合到图形处理器 148, 从而使用最新识别出的点位置重新绘制边界, 并且针对新的图像产生图形覆盖。新的图像及其图形覆盖被扫描转换并显示在显示器 52 上。ABD 处理器 144 可以采用相同的技术来识别或追踪图像中心肌的心外膜边界。可以在前述 PCT 公开 No. 2007/138522 中找到识别心内膜和心外膜边界的进一步细节。

[0022] 应当认识到, 除了追踪围绕参考点、位于参考点之下或者与参考点相邻的心肌组织的斑点图案, 还可以通过斑点追踪之外的方式, 即通过追踪尺寸大于波长的图像特征来追踪参考点位置。例如, 可以追踪特定解剖特征, 诸如二尖瓣平面角。作为另一范例, 可以追踪组织纹理。还应当认识到, 可以在经扫描前转换的或扫描后转换的图像数据中追踪目标特征。

[0023] 作为最终的步骤, 用户可能想要手动调整所识别的边界点或迹线, 从而使他们精

确地勾勒下方心肌的边界。位于图 3a 的范例中每个所识别心肌边界上的是如该图所示的若干小控制点 14、16。这些小控制点的数量和间隔是系统设计选项,或者可以是用户能够设置的变量。使用用户界面或控制面板 150 上的控制,用户能够指向这些控制点或其附近,并且点击并拖动所述点,从而更为精确地勾画图像中对用户表现为心肌边界的内容。这一拉伸或拖动边界的过程被称为“橡皮带技术”(“rubberbanding”),并且在前述 6,491,636 专利中对其进行了更为全面的描述,其中,特别参考该专利的图 9。作为橡皮带技术的备选,在更为复杂的实施例中,可以通过图像处理使近似的边界自动调节至图像边界,其中,所述图像处理使用处于近似的组织边界处或附近的像素的强度信息。当完成这一过程后,控制点或边界追踪能够精确地勾画出图像中心肌的边界。

[0024] 图 3a 图示说明了由根据本发明原理构造的超声系统产生的短轴视图心脏图像。在短轴图像的中央示出了由心肌 12 包围的心腔 10。例如,使用上述技术或者在美国专利 No. 5,797,396(Geiser 等人)中描述的那些技术界定心内膜和心外膜边界。在心内膜边界和心外膜边界二者上都限定了若干控制点。在这一范例中,每对心内膜和心外膜控制点 14、16 包括位于短轴视图的分立半径上的两个点。每对控制点都由图形处理器 148 产生的连接各点的以图形绘制的弦线连接。可以看出,径向弦线全部大致指向心腔 10 的中心。心肌在心缩期期间随着每次心搏收缩,心肌将沿着朝向心腔中心的弦线的方向运动。相应地,当心舒期期间心肌舒张时,心肌将沿着相反方向后移。控制点 14、16 继续随着心肌边界移动,控制点 14、16 之间的距离,亦即,弦线 18 的长度,将随着心脏的收缩缩短和加长。

[0025] 在这一范例中,未显示边界追踪图形;仅显示了心内膜和心外膜控制点 14、16 及其连接弦 18。在这一范例中,在心肌周围放置了针对七条弦的控制点,并且绘制了七条弦线,但是在给定的实现中,可以使用更多或更少数量的弦,或者由用户利用用户界面 150 对其予以限定。

[0026] 由于图像序列在心脏周期内逐帧发生移动,因而随着心肌在心缩期内收缩、然后在心舒期内松弛,心内膜和心外膜边界将在图像之间相对彼此发生变化。以超声方式量化组织的这一移动或位移的一种方式如美国专利 6,537,221(Criton 等人)中所述的称为拉格朗日(Lagrangian)应变(在长度上相对于初始长度的分数变化)或应变率的测量。应变是组织形变的度量,并且是肌肉组织的机械效应的指示符。应变通常被描述为无量纲参数或百分比,长度上的变化作为分子并且初始长度作为参数的分母。于是,可以使用图 3a 中弦长 18 随着心脏收缩或舒张而从其开始长度的变化来计算针对每条弦线 18 及其相关成对的边界控制点 14、16 的应变度量。由于图 3a 中的弦线 18 大致处在从心腔中心开始的半径上,所以图 3a 的这些测量称为径向应变。

[0027] 图 3b 图示说明了沿着心腔壁进行的纵向应变的度量。在这幅超声图像中,具有心内膜边界追踪 15、控制点 14、14' 的左心室纵向截面视图位于心腔心内膜边界周围。弦线 18 连接沿着心腔定位的控制点 14、14'。在心肌收缩时,控制点 14、14' 彼此接近,并且它们之间的弦线 18 变短。相应地,当心肌舒张时,相邻控制点被牵引地远离,并且弦线 18 变长。于是能够使用这些长度和长度变化来针对每条弦线进行应变测量。

[0028] 图 3c 图示说明了进行被称为周向(circumferential)应变的应变测量的另一种方式。可以看出,ABD 处理器 144 已经绘制出心内膜追踪 15,心内膜追踪 15 是在心腔的这一短轴视图中沿着心脏壁周边绘制的。沿着边界追踪 15 定位若干控制点 14、14'。在心肌

收缩时,诸如相邻点 14、14' 的这些控制点之间的周向距离将减小。当心肌舒张时,这些点之间的距离将再次变长。可以使用这些位移在心内膜边界周围的位置测量周向应变。

[0029] 根据本发明的原理,使用心肌运动或位移的应变测量来计算本发明称为“加入”的特性。之所以这样称谓该特性,是因为其指示心脏不同区域在心脏位移或运动中的加入或参与。可以参考图 4、5a 和 5b 理解加入。图 4 是左心室 (LV) 的示意图,心腔的顶点在顶部,而二尖瓣平面在底部。在本范例中,将 LV 的心肌分割成被标识为 1、2、3 和 4 的四个区域。针对这些心肌部分中的每个在整个心脏周期内进行应变测量,并在图 5a 中分别将应变测量绘示为应变曲线 101、102、103 和 104。每条曲线都在其对应部分在心肌收缩期间已经移动其最大距离时到达其最低范围;在心脏再次舒张时曲线返回到图的顶部。可以看出,在本范例中四条曲线并未共同移动。亦即,四个部分在其运动过程中并不同步。同时可以看出,各个部分具有不同的应变极大值。亦即,四个部分在收缩期间的位移是不同的。这两个特性都是由本发明的加入测量指示的。

[0030] 图 5b 图示说明了根据本发明产生的加入曲线。在本范例中,用户首先限定是阈值应变的加入标准,使得部分必须要达到这一阈值应变以有效参与或被加入到心脏收缩中。在这种情况下,用户已经限定了由图 5a 中的水平虚线指示的 10% 的加入标准。可以看出,心肌部分 2 的曲线 102 未到达这一阈值标准。该部分的位移对于该标准不足以使部分 2 加入。在本范例中,其他三条曲线全都与该标准相交,并且全部三条都被加入到有效心脏收缩中。

[0031] 用户还设置加入里程标 (milestone) 水平,加入里程标水平是心壁部分最大应变的百分比。里程标可以设置在一部分的完整位移的 100%,或最大应变测量的一部分。在本范例中,将里程标水平设置为最大应变的 85%。限定了这些参数之后,QLab 处理器 50 就能够绘示出如图 5b 所示的加入曲线 110。可以看出曲线 110 在心脏收缩之前具有零开始水平,并且当所有加入的部分都已经达到里程标时具有最终高峰水平 118。曲线 110 中的台阶示出了由曲线 101、103 和 104 表示的部分 1、3 和 4 何时到达它们的里程标水平。里程标水平由 116 指示,并且从图 5a 中这些里程标向下绘示垂直的虚线。图 5b 中的水平虚线指示 25%、50% 和 75% 的加入台阶水平,即在 10% 标准以上加入的三个心壁部分的三个台阶。曲线 110 从其开始水平 116 上升到其最终高峰水平 118 所花的时间是由箭头 130 指示的时间。图 5a 和 5b 之间的垂直虚线标记应变曲线 101-104 到达其 85% 里程标水平的相应时间,即虚线向下转变为加入曲线。于是,加入曲线的上升时间 130 是心脏电计时同步性的度量。

[0032] 如果所有的部分曲线 101-104 同时到达它们的里程标水平,这是理想健康心脏的情况,加入曲线 110 将不会有多个台阶,而将是从基线开始水平到最终水平 118 的单个台阶,因为各部分将会完全同步地运动。箭头 130 指示的持续时间特性在那种情况下将为零。于是,更大的持续时间指示更差的同步性。健康心脏的加入曲线 110 还将具有与部分曲线的数目相等的若干台阶。亦即,心脏的所有部分都会加入收缩中。当某部分未加入并且低于在本范例中为 10% 的加入标准时,指出可能有梗死的心壁部分。于是,加入曲线对于最终加入的组织范围、即局部缺血指示敏感,并对最终组织被多快加入、同步性指示敏感。因此,加入可以同时指示生成力和同步性。这是重要的,因为在无生存力组织上滞留是 CRT 流程失败的原因之一。

[0033] 尽管先前的范例将心肌仅分成四个部分,但应当认识到,可以备选使用更大或更少数量的部分,包括针对每个像素计算应变。大量的部分将在加入曲线中产生多个台阶,示出心肌每个点顺序加入到心脏总体运动中以及有效性。通过对心肌中的点进行彩色编码,可以认识到应变曲线、以及加入曲线的台阶、对于心脏运动心肌每个点的最大参与时间。

[0034] 图 6 图示说明了数据输入显示框,用户可以通过数据输入显示框设置加入曲线参数、标准和里程标水平。在本范例中,用户已经将加入应变标准设置成 10%,并将加入应变里程标设置成最大值的 85%。可以将这些输入点下方的圆设置成针对加入分析的指示使用径向、纵向或周向应变测量。

[0035] 作为如图 5b 所示的加入分析的图形表示的备选或辅助,可以使用解剖参数显示来指示加入,如图 7 所示。在本范例中,圆形参数显示带 200 叠加在超声图像中所示的心肌上方。显示底部 ECG 波形 210 上的光标示出了在采集心脏图像的心脏周期中的点。对参数显示带 200 中的点着色,以指示心肌下方点的加入。尽管如心脏图像右侧的色带 212 所示,可以由连续的色谱或阴影表示沿应变曲线的逐渐加入,但在本范例中,仅使用黑色和浅色指示下方的心肌点超过还是未超过加入标准或加入里程标。黑色阴影指示下方的心肌已经在心脏周期的这一阶段之前加入,淡色阴影表示下方心肌尚未加入。在本范例中,参数显示带下半部中的黑色区域 202 表示下方壁中的心肌区域一开始就被加入,而亮显示带区 204 下方的心前壁中的心肌区域在心脏周期的这个阶段之前尚未被加入。

[0036] 图 8a-8d 示出了在心脏周期期间采集的一系列心脏图像,其指示在周期期间心肌区域的逐渐加入。图 8a 中参数显示带 200 的黑色区域示出,在本范例中,心脏收缩的初始运动发生在心脏的左上(隔膜前)区域。图 8b 示出在心脏周期的这一阶段之前心肌的左侧(隔膜部分)现在实际完全被加入,心脏右(横向)侧开始有些运动。在图 8c 的心脏周期时,整个心内膜和几乎整个心脏右侧现在都在参与收缩,并且在图 8d 的时候,心腔整个周边附近的图像加入非常明显。如图 8a-8d 的那些一系列图像给临床医师带来对心脏收缩同步性以及收缩中心脏不同区域的参与时间的正确判断。

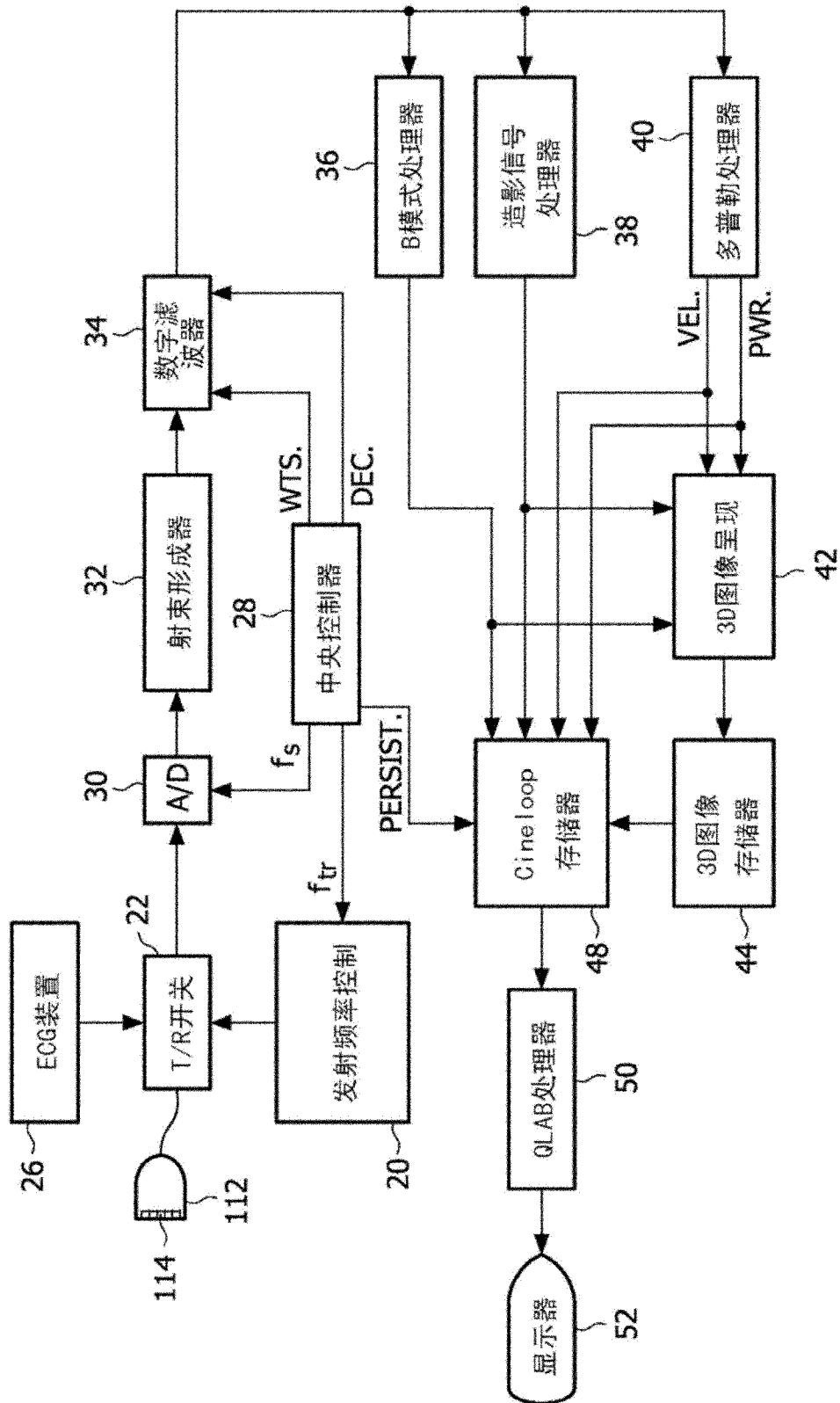


图 1

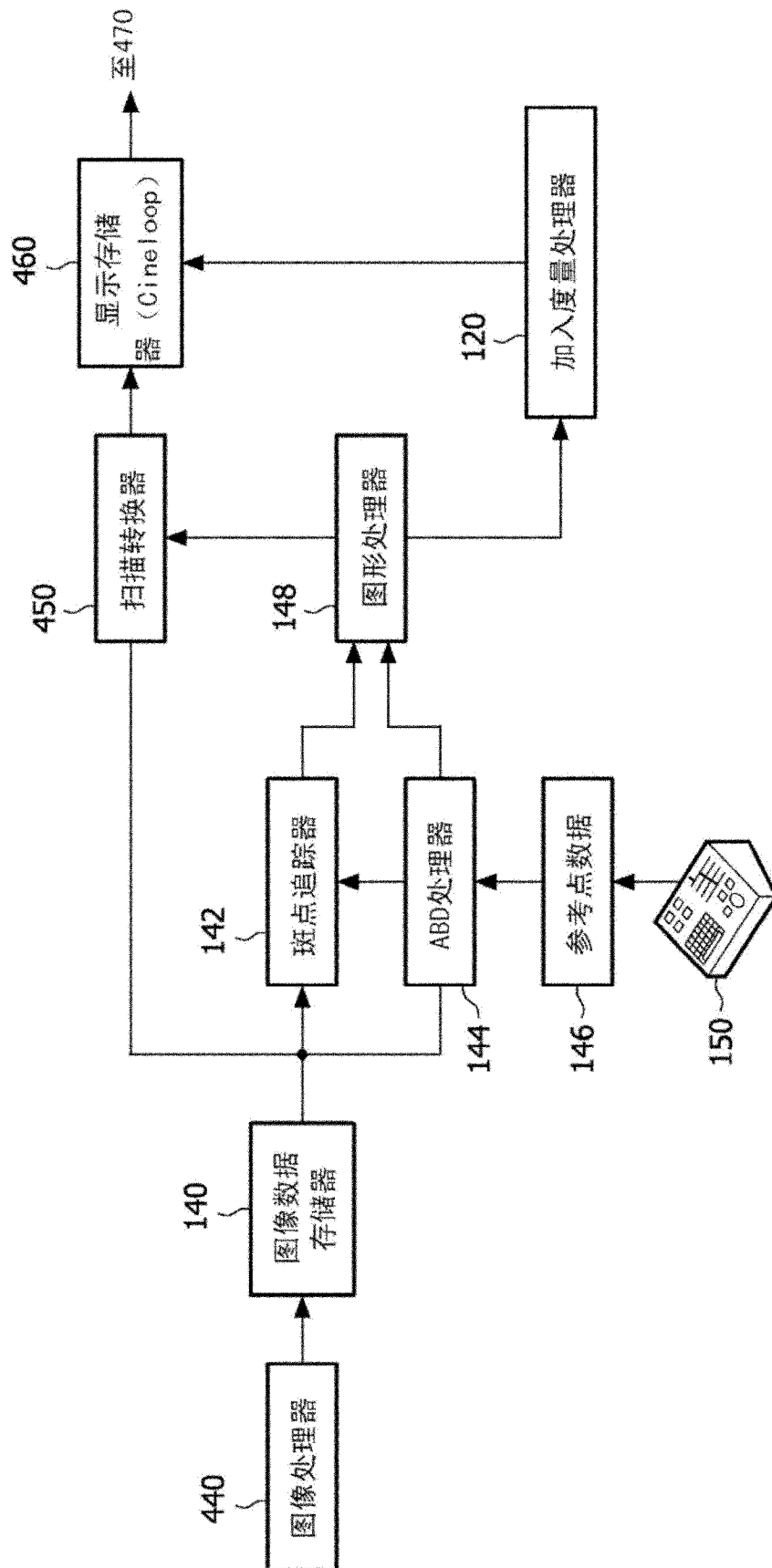


图 2

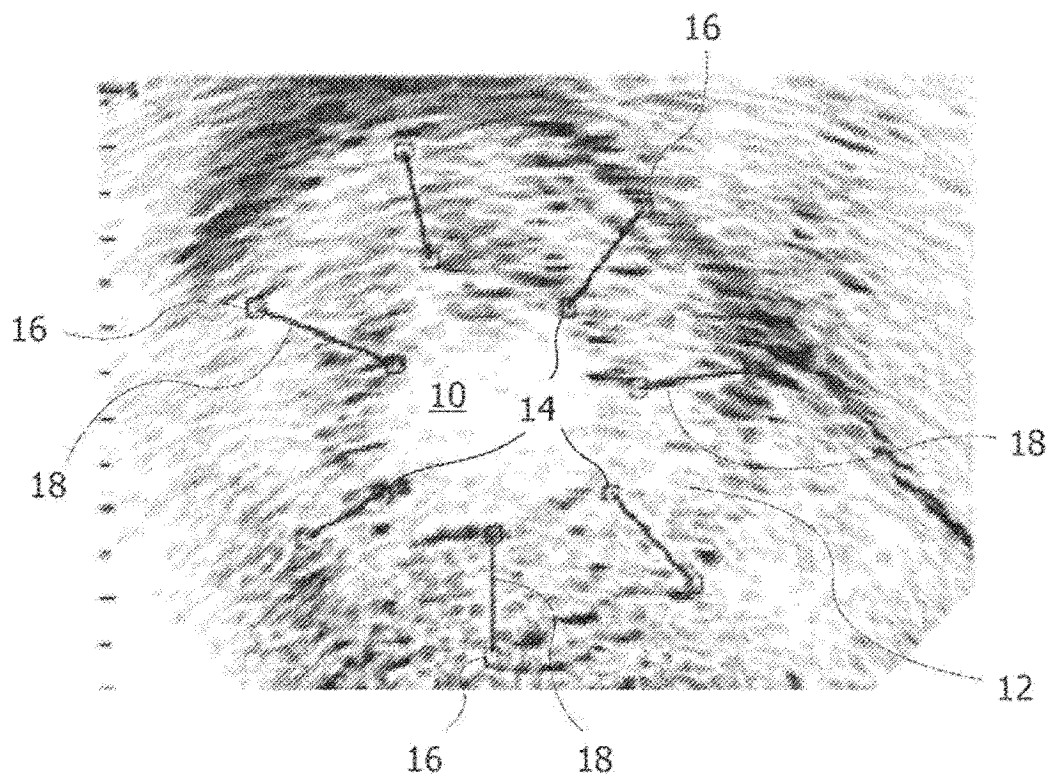


图 3a

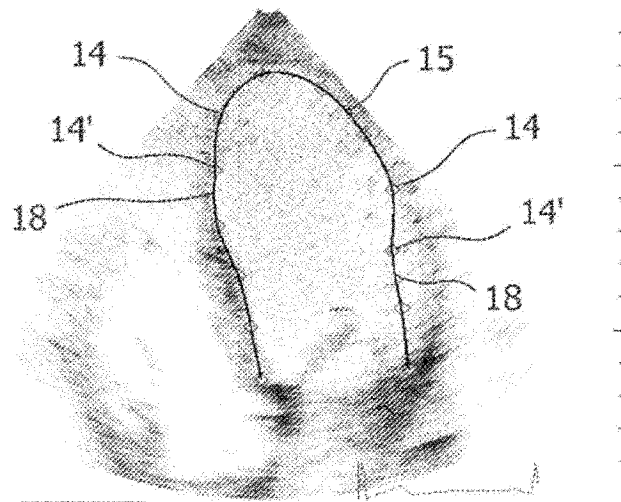


图 3b

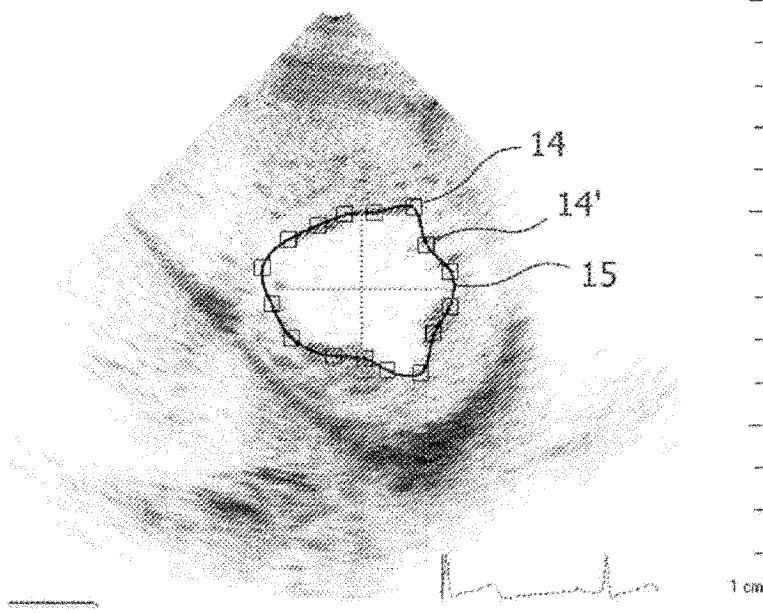


图 3c

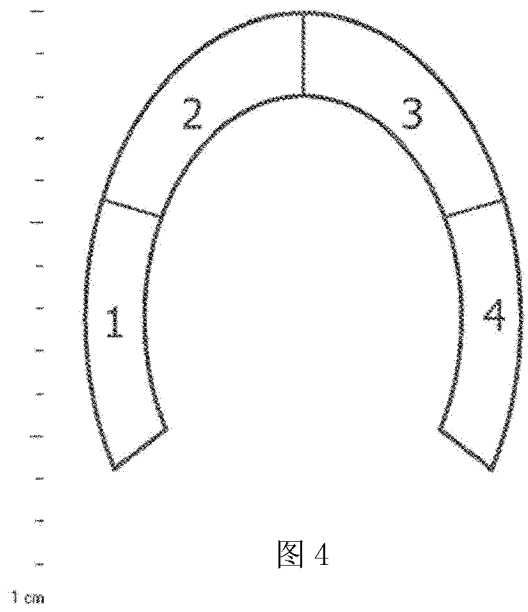
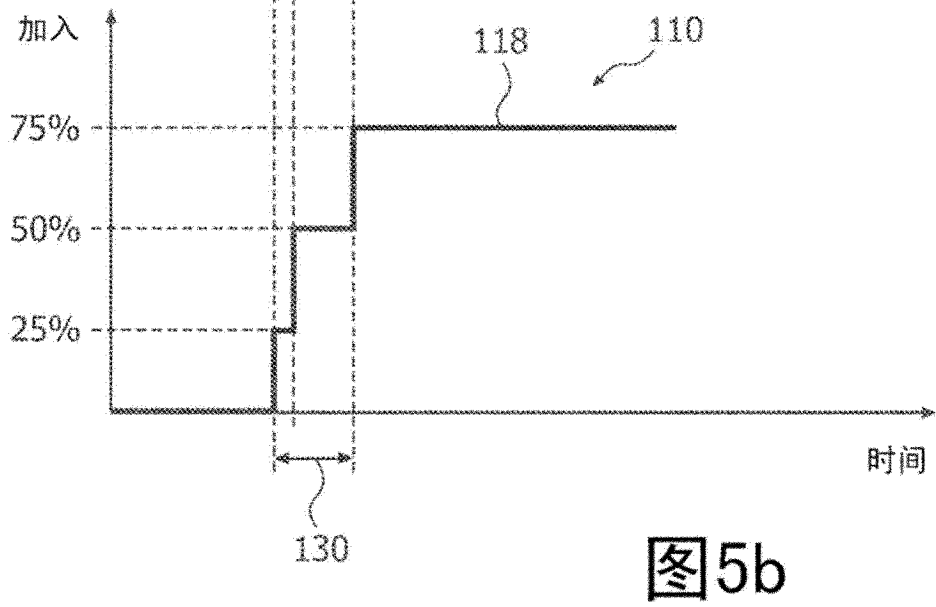
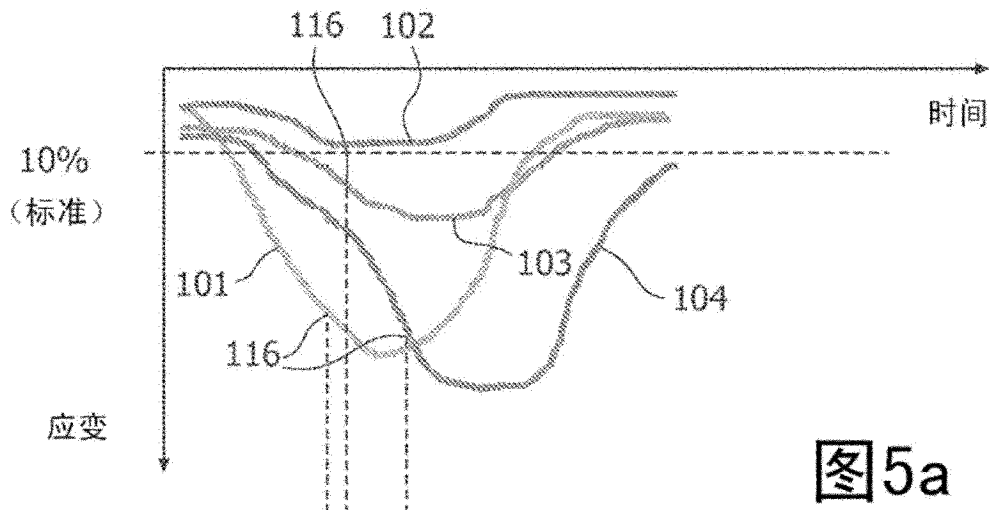


图 4



加入应变标准 (%):

加入应变里程标 (% 最大):

☒ 径向应变加入
☐ 周向应变加入

图 6

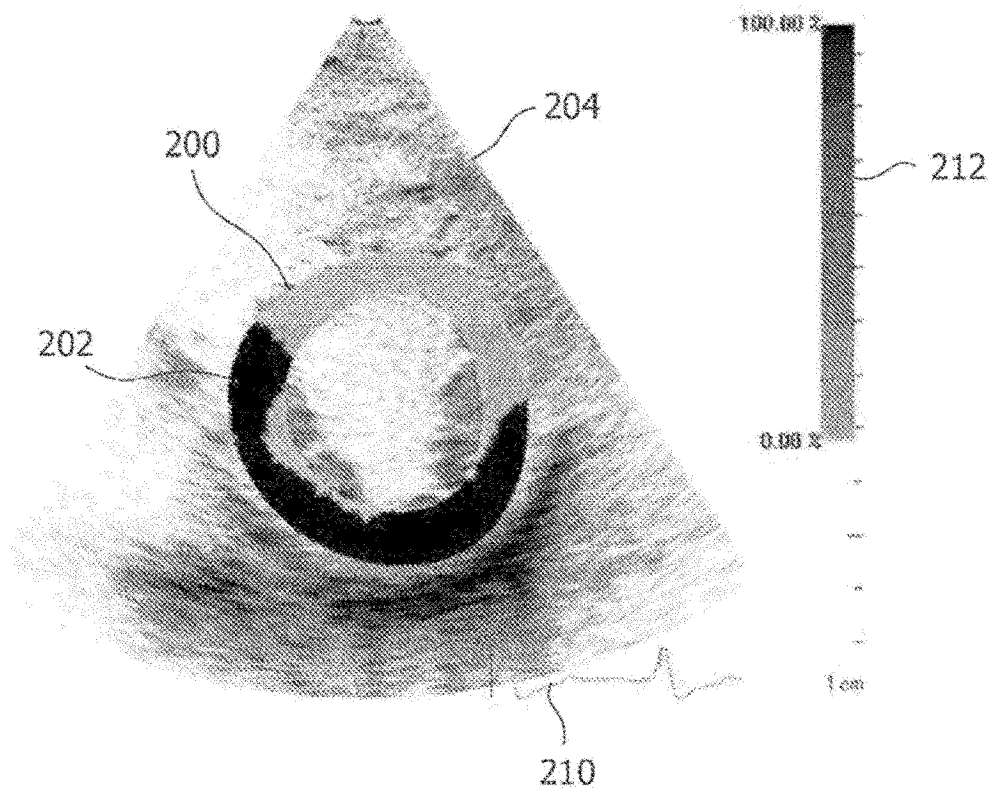


图 7

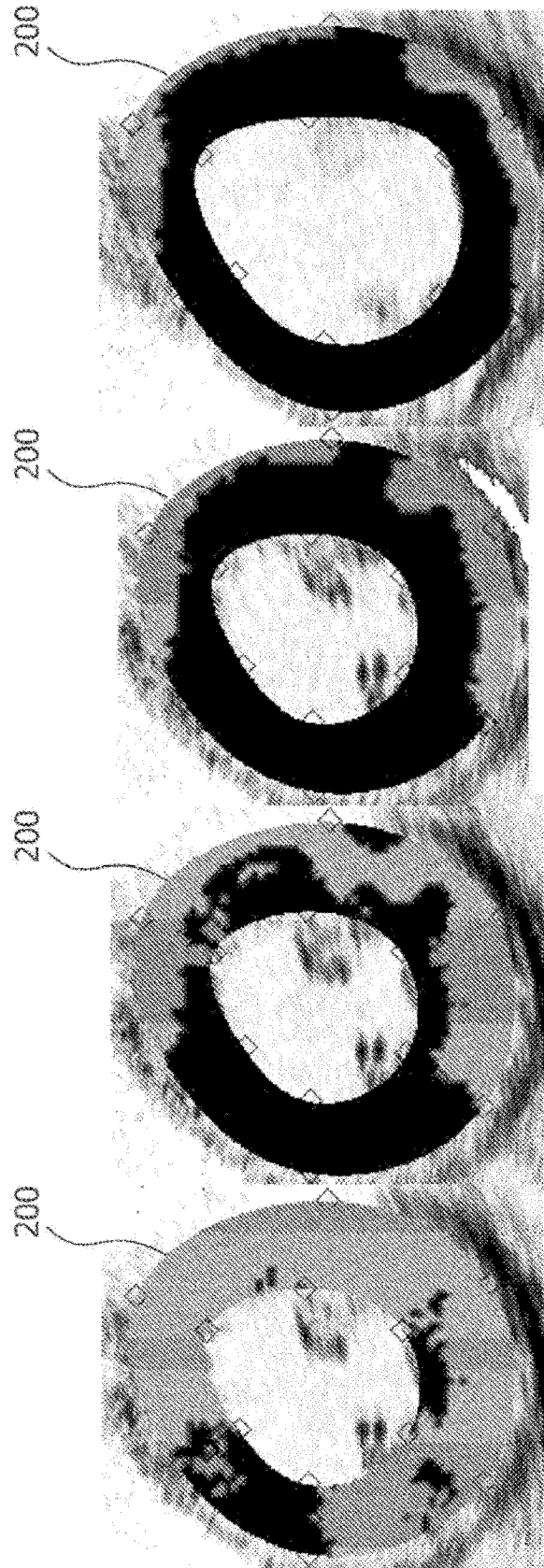


图 8d

图 8c

图 8b

图 8a

专利名称(译)	心脏同步性和生成力的超声评估		
公开(公告)号	CN102088913B	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	CN200980126384.9	申请日	2009-06-30
[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塞特尔迈尔 P昌		
发明人	I·萨尔戈 S·塞特尔迈尔 P·昌		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/204 A61B8/08 A61B8/0883 A61B5/0456 G06T2207/10132 A61B8/543 A61B8/485 G01S15/8993 A61B8/483 G06T2207/30048 G01S7/52071 G01S7/52042 G06T7/248		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	61/079663 2008-07-10 US		
其他公开文献	CN102088913A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统，其在心脏周期期间产生心脏的图像序列。分析图像以确定心肌各部分的运动、位移或尺寸变化。在优选实施例中，所确定的值为径向、纵向或周向心肌应变值。可以通过斑点追踪或边界检测在心脏周期期间追踪心肌部分的位移。分析针对各部分的运动、位移或尺寸值变化以产生加入曲线和解剖显示，以示出在心脏的收缩和舒张运动中不同部分的加入的相对时间。可以通过比照初始加入阈值标准和比照预定最大加入里程标水平进行比较来确定参与进来以及实现完全加入。

