



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101505663 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 26

(21) 申请号 200680055686. 8

G06T 7/20 (2006. 01)

(22) 申请日 2006. 09. 01

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2009. 02. 26

CN 1586403 A, 2005. 03. 02,
CN 1660015 A, 2005. 08. 31,

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2006/053068 2006. 09. 01

Yuichi Notomi. et. Measurement of
Ventricular Torsion by Two-. 《Journal of the
American College of Cardiology》. 2005, 第 45
卷 (第 12 期),

(87) PCT国际申请的公布数据
W02008/026022 EN 2008. 03. 06

审查员 胡亚婷

(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 O·热拉尔 P·阿兰 H·贝克尔曼

(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

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 8/13 (2006. 01)

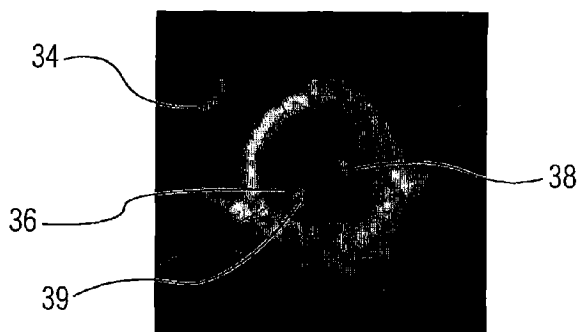
权利要求书1页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

用于测量左心室扭转的系统和方法

(57) 摘要

提供一种用于确定左心室的至少一个扭转角的系统和方法。所述方法包括如下步骤:收集左心室 (36) 的三维超声数据以获得所述左心室的至少一幅第一二维视图和至少一幅第二二维视图,其中,第一二维视图是在大约心动时相开始时获得的而第二二维视图是在大约心动时相结束时获得;将至少两个跟踪点 (40, 42) 置于所述至少一幅第一二维视图上以绘出第一扭转线 (44);跟踪所述至少两个跟踪点以在所述至少一幅第二二维视图上对所述至少两个跟踪点的位置进行外推并绘出第二扭转线 (46);并通过测量由第一和第二扭转线 (44, 46) 相交形成的角 (A) 计算所述至少一个扭转角。



1. 一种用于确定左心室(36)的至少一个扭转角的方法,其包括以下步骤:

在心动周期期间的两个时间点处收集所述左心室(36)的三维超声数据以获得在第一心动时相处的所述左心室(36)的多个横向切片(34)中的至少一个切片的至少一幅第一短轴二维视图以及在第二心动时相处的所述左心室(36)的多个横向切片(34)中的至少一个切片的至少一幅第二短轴二维视图,其中,所述第一心动时相是心脏收缩期开始时而所述第二心动时相是心脏收缩期结束时;

将至少两个跟踪点(40, 42)置于所述第一短轴二维视图上以绘出连接所述跟踪点的第一扭转线(44);

跟踪所述至少两个跟踪点(40, 42)以在所述第二短轴二维视图定位所述至少两个跟踪点从而绘出连接所述跟踪点的第二扭转线(46);以及

通过测量由所述第一和第二扭转线(44, 46)相交所形成的角(A)计算所述至少一个扭转角。

2. 如权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

将所述至少一个扭转角与标准化扭转角数据相比较。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个切片是通过乳头肌取得的。

4. 一种用于确定左心室(36)的至少一个扭转角的超声成像系统(12),其包括:

数据采集硬件,其用于在心动周期期间的两个时间点处收集所述左心室(36)的三维超声数据以获得在第一心动时相处的所述左心室(36)的多个横向切片(34)中的至少一个切片的至少一幅第一短轴二维视图以及在第二心动时相处的所述左心室(36)的多个横向切片(34)中的至少一个切片的至少一幅第二短轴二维视图,其中,所述第一心动时相在收缩期开始时而所述第二心动时相在所述收缩期结束时;

显示器(18),其用于将至少两个跟踪点(40, 42)置于所述第一短轴二维视图上以绘出第一扭转线(44);以及

处理装置(16),其用于跟踪所述至少两个跟踪点(40, 42)以在所述第二短轴二维视图上定位所述至少两个跟踪点,以绘出第二扭转线(46),并且通过测量由所述第一和第二扭转线(44, 46)相交所形成的角(A)计算所述至少一个扭转角。

5. 如权利要求4所述的系统(12),其中,所述处理装置(16)将所述至少一个扭转角与标准化扭转角数据相比较。

6. 如权利要求4所述的系统(12),其中,所述至少一个切片是通过乳头肌取得的。

用于测量左心室扭转的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开通常涉及超声图像量化,尤其涉及使用三维超声数据测量左心室扭转的系统和方法。

背景技术

[0002] 左心室(LV)扭转或扭曲为在心脏收缩期间心室顶点相对于底部的逆时针旋转。更具体地, LV 扭转为围绕 LV 轴的大约 10° 旋转。直到不久前人们还认为 LV 扭转具有很小的临床相关性。近来,该观点被改变,并且人们认为测量 LV 扭转在诊断某些心血管疾病中是有价值的,所述疾病诸如缺血性疾病—血流被限制到身体的一些部分的一种状况。

[0003] 人们试图使用复杂的射线活动摄影技术(cineradiography techniques)测量 LV 扭转,其中,将一根不透射线的金属线(例如,不锈钢)作为基准线植入心脏组织中。其他微创技术也被用于研究 LV 扭转,诸如磁共振成像(MRI)和经食管超声心动图(TEE)。然而,这些技术也是复杂、耗时和昂贵的。例如,TEE 需要将挠性管插入患者的食管中,而 MRI 在幽闭恐惧状况下将患者长时间置于固定不动的位置。

[0004] 因此,需要一种使用成像技术测量 LV 扭转的系统和方法,其快速、相对便宜并且易于操作。

发明内容

[0005] 本公开的一个方面提供一种使用三维超声数据测量左心室扭转角的系统和方法。成像系统收集至少一个心动周期的三维超声数据。在收缩期开始时将一个或多个跟踪点置于所述三维数据上。之后在整个收缩期跟踪所述点以确定左心室的扭转角。

[0006] 本发明的另一方面为切割三维超声数据以获得二维切片,从而捕捉左心室的第一和第二短轴视图,一个在收缩期的开始,另一个在收缩期的结束。其后,将两个或更多的跟踪点置于在收缩期开始时取得的第一短轴视图上并绘出与所述点相交的第一线。在第二短轴视图上跟踪所述点并且绘出第二线,所述第二线以与扭转角相同的角与第一线相交。

[0007] 根据本公开的一个实施例,公开了一种用于确定左心室的至少一个扭转角的系统。所述系统包括:数据采集硬件,其用于在心动周期期间的两个时间点处收集所述左心室的三维超声数据以获得在第一心动时相处的左心室的多个横向切片中的至少一个切片的至少一幅第一短轴二维视图以及在第二心动时相处的左心室的多个横向切片中的至少一个切片的至少一幅第二短轴二维视图,其中,所述第一心动时相在收缩期开始时而所述第二心动时相大约在所述收缩期结束时;显示器,其用于将至少两个跟踪点置于所述第一短轴二维视图上以绘出第一扭转线;以及处理装置,其用于跟踪所述至少两个跟踪点以在所述第二短轴二维视图上定位所述至少两个跟踪点,以绘出第二扭转线,并且通过测量由所述第一和第二扭转线相交形成的角计算所述至少一个扭转角。

[0008] 根据本公开的另一实施例,公开了一种用于确定左心室的至少一个扭转角的方法。所述方法包括以下步骤:在心动周期期间的两个时间点处收集所述左心室的三维超声

数据以获得在第一心动时相处的左心室的多个横向切片中的至少一个切片的至少一幅第一短轴二维视图以及在第二心动时相处的左心室的多个横向切片中的至少一个切片的至少一幅第二短轴二维视图,其中,所述第一心动时相是大约心脏收缩期开始时而所述第二心动时相是大约心脏收缩期结束时;将至少两个跟踪点置于所述第一短轴二维视图上以绘出连接所述跟踪点的第一扭转线;跟踪所述至少两个跟踪点以在所述第二短轴二维视图上定位所述至少两个跟踪点从而绘出连接所述跟踪点的第二扭转线;以及通过测量由所述第一和第二扭转线相交形成的角计算所述至少一个扭转角。

[0009] 根据本公开的另一实施例,公开了一种用于确定左心室的至少一个扭转角的方法。所述方法包括以下步骤:从大约心动时相的开始到大约心动时相的结束收集左心室的三维超声数据;将至少四个三维跟踪点置于三维超声数据上;处理至少四个三维跟踪点以生成三维网格;并通过比较三维网格与三维超声数据计算所述至少一个扭转角。

[0010] 根据本公开的另一实施例,公开了一种可编程指令系列,其存储于计算机可读介质上并由至少一个处理器执行以用于确定左心室的至少一个扭转角。可编程指令系列包括以下步骤:收集左心室的三维超声数据以获得所述左心室的至少一幅第一二维视图和至少一幅第二二维视图,其中,第一二维视图是在收缩期开始时获得的而第二二维视图是在收缩期结束时获得的;将至少两个跟踪点置于所述至少一幅第一二维视图上以绘出第一扭转线;跟踪所述至少两个跟踪点以在所述至少一幅第二二维视图上对所述至少两个跟踪点的位置进行外推并绘出第二扭转线;并且通过测量由第一和第二扭转线相交形成的角计算所述至少一个扭转角。

附图说明

[0011] 下面将在此参照附图描述本公开的各实施例,其中:

[0012] 图 1 为根据本公开的系统的框图;

[0013] 图 2 为示出根据本公开的操作方法的操作流程框图;

[0014] 图 3 为根据本公开的心脏的三维超声图像;

[0015] 图 4 为根据本公开的图 3 的心脏的双室超声图像;

[0016] 图 5 为根据本公开的图 3 的心脏的单室超声图像;

[0017] 图 6 为根据本公开的图 3 的心脏的短轴超声图像;

[0018] 图 7A-D 为示出根据本公开的图 3 的心脏的扭转运动的短轴超声图像;

[0019] 图 8A-D 为示出根据本公开的图 3 的心脏的乳头肌尖端的跟踪的短轴超声图像;

[0020] 图 9 为示出根据本公开的图 3 的心脏的左心室的正常旋转角的图形;

[0021] 图 10 为示出根据本公开的操作的替代方法的操作流程框图;以及

[0022] 图 11 为根据本公开的具有三维网格的心脏的三维超声图像。

具体实施方式

[0023] 本公开涉及用于测量左心室扭转的系统和方法。所述方法包括使用 3D 超声回波图(ultrasound echograph)采集左心室(LV)的三维(3D)视觉数据的步骤。获得二维截面视图。更具体地,获得左心室的短轴视图并选择某些用于跟踪的解剖点。在预定周期跟踪所述解剖点以量化 LV 的扭转角。本领域的技术人员将会理解使用人的心脏作为示例描述

本公开,并且本公开可以应用于能够具有 LV 扭转的其他物种的心脏。

[0024] 在本公开中,扭转角包括捕获心动周期的成像数据的每一帧的角,其可以表示曲线、曲线的最大扭转角、扭转速度(例如,度每秒),也可以表示为曲线、最大扭转速度、所述角到达其最大值的时间(例如,以度或度每秒计),等等。

[0025] 参照图 1,示出了超声成像系统 12。系统 12 能够生成 3D 超声回波图以用于采集和存储超声图像,诸如从飞利浦医疗系统公司(Philips Medical Systems)获得的 SONOS™7500 型数字超声心动描记系统或 iE33PMS 系统。系统 12 包括诸如超声换能器和键盘的数据采集硬件 14,用于处理数据的处理器 16,以及能够显示软件量化工具的图形用户界面的监视器 18,下面更详细地解释通过成像系统 12 获得的回波图及其二维切片。

[0026] 系统 12 还包括操作软件 22,所述操作软件能够由处理器 16 执行以用于执行成像系统 12 的各种功能,诸如超声图像采集和谐波图像增强。操作软件 22 包括多个软件模块 24a₁-24a_n 或插件以用于执行各种功能,包括本公开的功能和特征。

[0027] 优选地将多个模块 24a₁-24a_n 存储于诸如计算机硬盘驱动器的记忆存储设备内、诸如 RAM 或 ROM 模块的记忆模块内、和 / 或诸如 CD-ROM 的计算机可读介质上,并且能够被访问以用于由处理器 16 执行。优选地将多个软件模块 24a₁-24a_n 结合于软件量化工具内以用于超声图像和其他相关数据的离线图像审阅、量化和解释。

[0028] 参照图 2,现在将论述用于量化 LV 的扭转的方法。在步骤 100 中,使用成像系统 12 获得心脏的 3D 图像的序列。在实施例中,3D 图像的序列表示包括收缩期和舒张期的一个或多个心动周期。可以以每秒大约 15 到大约 30 或大约 50 幅图像的速率采集图像序列,序列的每幅图像与心动周期的示例相关联。

[0029] 在步骤 102 中,一旦 3D 超声数据被收集,使用软件模块 24a 中的一个获得 LV 的短轴视图。如本领域中所已知的,心脏被描述为具有纵向轴和短轴。短轴横向地穿过心脏,如图 6 中所示,沿着短轴取得的切片表示心脏的截面视图,并在下面进行更详细的论述。

[0030] 图 3 示出了在步骤 100 中获得的心脏的三维超声图像,包括通过其中的三个二维切片 30, 32, 34。如在图 4 中所示,切片 30 为垂直的并且包括双室的图像。参照图 5,切片 32 也为垂直的并且包括心脏的单室视图。图 6 示出了横向切片 34,其包括心脏的短轴视图。在步骤 102 中使用软件模块 24a 中的一个获得切片 34。可以预见可以获得一个或多个横向切片以在这些视图的每个计算扭转角。

[0031] 横向切片 34 的短轴视图表示左心室(LV)36 的一幅视图,其示出了前乳头肌 38 和后乳头肌 39,所述乳头肌将在跟踪 LV 扭转角中用作解剖跟踪点,这在下面更详细地进行论述。可以预见可以取得多个横向切片以获得多幅短轴视图。

[0032] 在心动周期期间,更具体地在收缩期期间, LV36 收缩其肌纤维。由于 LV36 的心脏纤维成层地定向,多个收缩是已知的:纵向收缩,其中,心脏的瓣膜平面和顶点之间的距离减小;径向收缩,其中,心脏内边缘朝着心脏的中心向内移动,由此减小了 LV36 的室的尺寸;以及扭转运动,对其的研究,更具体地对扭转运动的角度量化和分析是本公开的主题。

[0033] 在扭转运动期间, LV36 的顶点部分逆时针旋转,同时靠近瓣膜平面的底部沿着相反的顺时针方向旋转,引起如图 7A-D 中所示的扭转运动。因此,为了精确计算扭转角,优选地使用 LV36 的一个或多个横向切片。更具体地,图 7A-D 示出了收缩期期间 LV36 的旋转。图 7A 示出了在心动周期的舒张期结束时(例如在收缩期开始时)在乳头肌 38, 39 切片处取

得的短轴视图。图 7B 示出了在收缩期结束时在乳头肌 38, 39 切片处取得的另一短轴视图。图 7C 示出了在舒张期结束时更靠近顶点和在乳头肌 38, 39 之下取得的 LV36 的又一短轴视图。且图 7D 示出了在与图 7C 相同的切片但是在收缩期结束时取得的 LV36 的最后短轴视图。

[0034] 如在图 6, 7A-D 中所示的, 在步骤 102 中获得 LV36 的一幅或多幅短轴视图之后, 在步骤 104 中选择跟踪点。参照图 8A, 将跟踪点 40 置于前乳头肌 38 上并将跟踪点 42 置于后乳头肌 39 上。使用软件模块 24a 中的一个执行跟踪点的放置。在监视器 18 上显示优选视图并且用户通过使用定点设备(未显示)或其他输入设备选择跟踪点 40, 42。

[0035] 优选地使用至少两个跟踪点确定 LV36 的扭转角。另外, 可以将跟踪点置于 LV36 的其他解剖区域附近或其内, 诸如心肌, 二尖瓣环等。以上的跟踪点放置仅仅是本公开的示例性实施例。可以预见可以跟踪整个心肌(例如, 通过使用网格重叠分析)。

[0036] 在舒张期结束时在前乳头肌 38, 39 取得的切片的短轴视图上实现跟踪点 40, 42 的放置, 如图 8A 中所示, 其示出了与图 7A 相同的截面视图, 即在舒张期结束时在前乳头肌 38, 39 取得的切片的截面视图。该视图最佳地表示收缩期的开始, 在此期间可以检测扭转运动。另外, 该切片也提供了乳头肌 38, 39 的一幅视图, 所述乳头肌被用作解剖标记。

[0037] 可以预见可以将跟踪点置于从 LV36 的多个切片获得的多幅横向视图上。更具体地, 参照图 7C-D 示出了更靠近心脏的顶点的 LV36 的横向切片, 所述切片也可以用于将跟踪点置于其上并获得扭转角测量。收集在 LV36 的不同部分的多个扭转角的测量允许比简单比较从一幅侧视图获得的单一测量更好的分析。

[0038] 在步骤 106 中, 跟踪点 40, 42 由系统 12 跟踪以确定收缩期期间的扭转角。通过参照如在图 8C 中所示的在收缩期结束时的跟踪点 40, 42 的位置与如在图 8A 中所示的在舒张期结束时的跟踪点 40, 42 的位置实现跟踪。

[0039] 更具体地, 图 8C 示出了基本类似于在图 7C 中所示的视图。图 8C 示出了在收缩期结束时在与如图 8A 中所示的相同的横向切片处置于乳头肌 38, 39 的跟踪点 40, 42。在收缩期结束时, 乳头肌从如图 8A 中所示的在舒张期结束时的其初始位置移位。系统 12 确定跟踪点 40, 42 的位移, 更具体地, 测量与 LV36 的扭转角相同的位移角。

[0040] 图 8B 示出了跟踪点 40, 42, 此时其在舒张期结束时被定位, 图 8D 示出了跟踪点 40, 42, 此时其在收缩期结束时被定位。系统 12 外推第一扭转线 44, 更具体地, 在跟踪点 40, 42 如图 8A 中所示被放置之后绘出与跟踪点 40, 42 相交的第一线 44。

[0041] 其后系统 12 生成与跟踪点 40, 42 相交的第二扭转线 46, 此时其在收缩期结束时被定位。第一线 44 和第二线 46 以角 A 彼此相交。在步骤 108 中系统 12 确定角 A。角 A 与 LV36 的扭转角相同并允许确定扭转角是否在正常范围内。

[0042] 如果使用一个以上的切片, 针对定位于所有横向切片上的所有跟踪点重复跟踪步骤。如果利用多个切片, 则针对所使用的每个切片, 获得至少两幅图像, LV36 在收缩期开始时的一幅图像和在收缩期结束时的另一幅图像。如上面参照图 8A-D 所述的, 具有在收缩期开始和结束时的给定切片的图像允许外推第一和第二扭转线。

[0043] 系统 12 可以包括关于正常扭转角的数据或者可以参考包含相同数据的外部源以确定角 A 是否正常。图 9 示出了一个图形, 该图形示出了心动周期期间 LV36 在针对心内膜和心外膜边缘的顶点和底部切片的正常扭转角。将角 A 与图 9 中的数据相比较, 使用软件

模块 24a 中的一个,系统 12 的操作者可以分析或者系统 12 可以对数据进行分析以确定角 A 是否正常。

[0044] 也可以预见在步骤 108 中提取其他参数。系统 12 可以计算描述整个 LV36 的扭转的总体扭转角,描述 LV36 的特定段的扭转的区域扭转角。当在心脏图像的分析期间常规地将 LV36 细分为十七个解剖区域时(例如,从瓣膜到顶点)区域扭转角是特别有用的。更具体地,区域扭转角可以彼此比较。系统 12 可以计算十七个段的每一个的区域扭转角。另外,系统 12 可以计算局部扭转角,所述局部扭转角为扭转角的参数表示。计算局部扭转角并且将其显示在 3D 网格上(例如,重叠在 3D 数据上)或者显示在 2D 图示(例如,极坐标映射图、“牛眼”描记图(“Bull’s Eye” plot)等)上。

[0045] 图 10 示出了用于计算 LV 扭转角的替代方法。在步骤 200 中使用成像系统 12 获得包括一个或多个心动周期的心脏的 3D 图像的序列。在图 11 中示出了样本 3D 心动周期数据。不同于图 2 中所示的和上面所述的方法,没有对 3D 数据进行切割以获得 LV36 的 2D 短轴视图。相反地,用户在步骤 202 中在 3D 数据中输入四个或五个 3D 跟踪点,更具体地,将三个或四个点置于二尖瓣水平并且将一个置于心内膜顶点。在实施例中,可以在系统 12 的帮助下自动地或半自动地选择点(例如,用户选择起始的五个点,而系统 12 完成选择其余的点)。也可以预见可以使用二维切片放置三维跟踪点并且之后将其外推到三维数据中。

[0046] 在步骤 204 中,对跟踪点进行跟踪。更具体地,成像系统 12 确定如由 3D 网格 210 所表示的包括四个或五个跟踪点的 LV36 的平均形状和所述跟踪点之间的仿射变形。也对平均形状执行自动变形程序以与 3D 数据匹配(例如,3D “蛇形”方法,其在本领域的技术人员的范围内)。跟踪可以使用在 3D 数据的所有定位计算的密集运动场计算实现。使用飞利浦 QLab 图像处理软件可以实现跟踪点的放置及其处理,更具体地为 3DQ 高级插件,二者都可以从 Philips Medical Systems, N. A., 22100 Bothell Everett Highway, P. O. Box 3003, Bothell, WA 98041-3003 获得。在步骤 206 中,系统 12 以与图 2 的方法基本类似的方式量化扭转角。

[0047] 在此描述的内容仅仅为本公开的原理的示例。例如,上面描述并且作为用于操作本公开的最佳模式实现的系统和方法仅仅为了举例说明的目的。本领域的技术人员可以在不脱离本公开的范围和精神的情况下实现其他布置和方法。

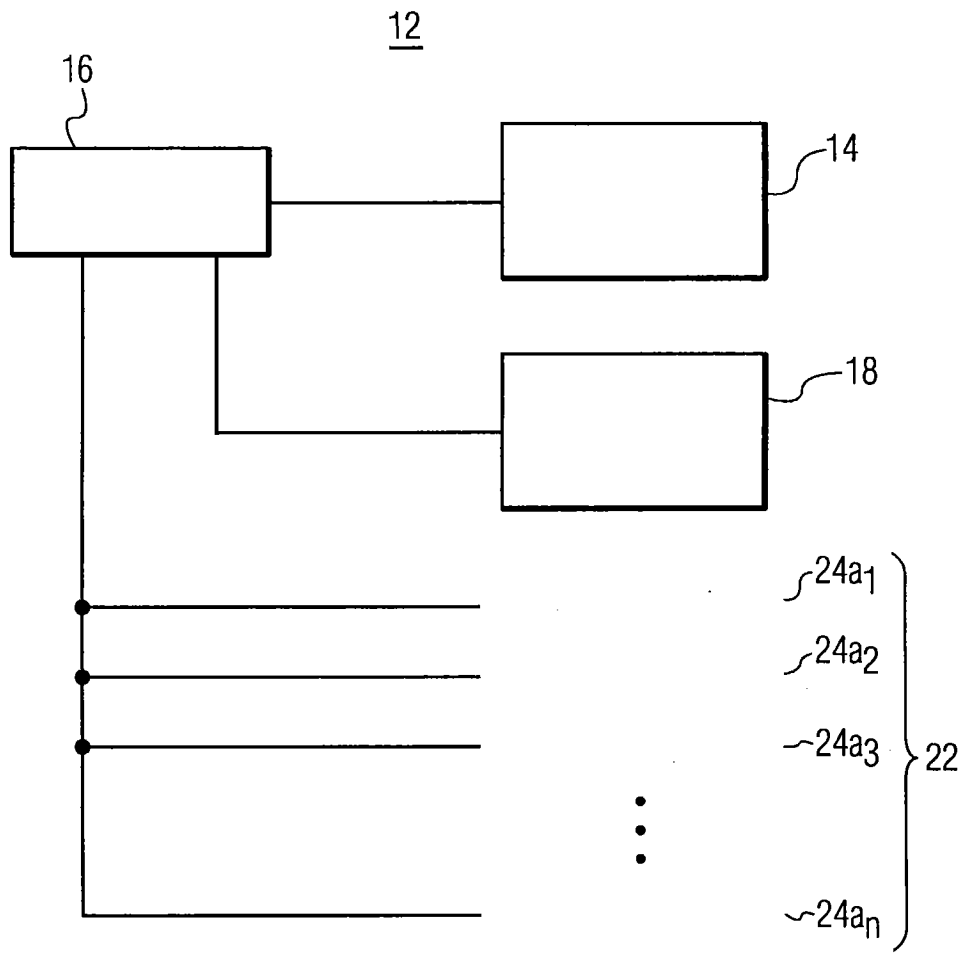


图 1

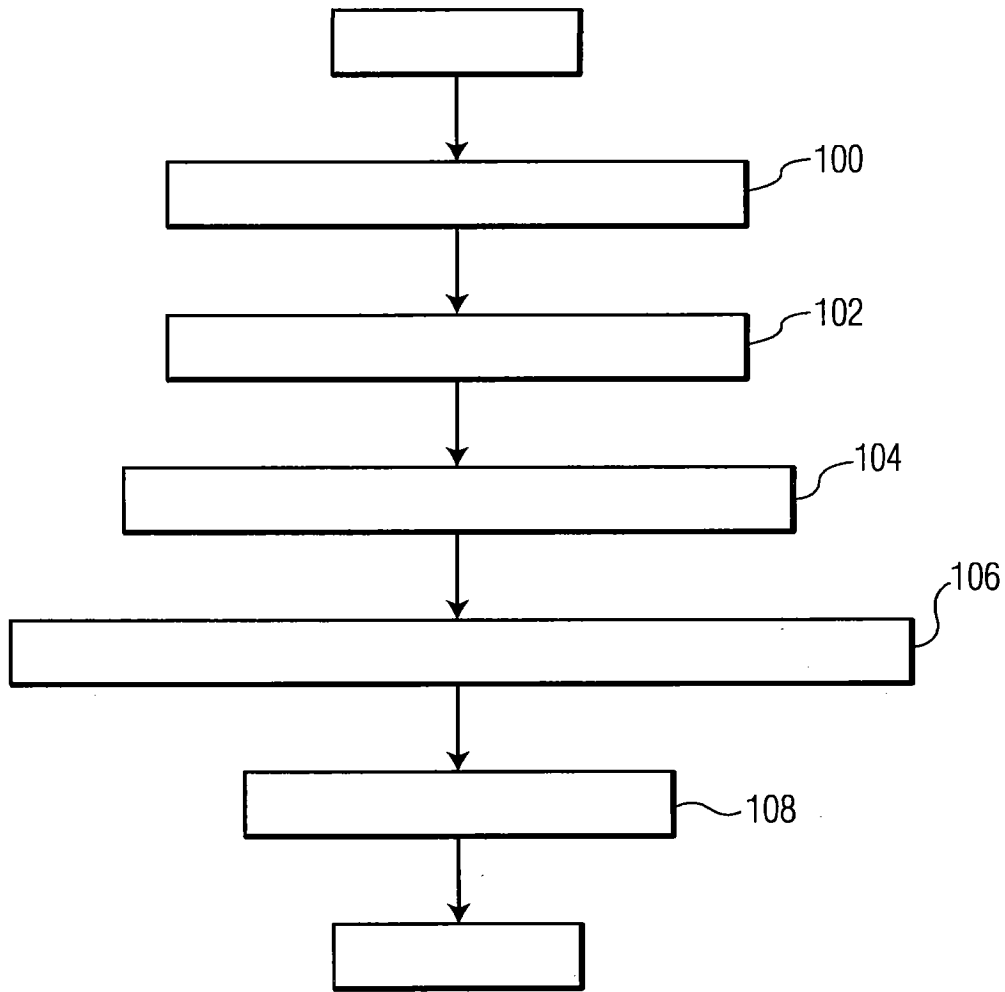


图 2



图3



图 7A

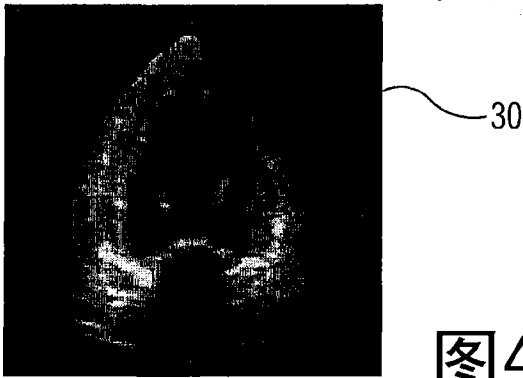


图4

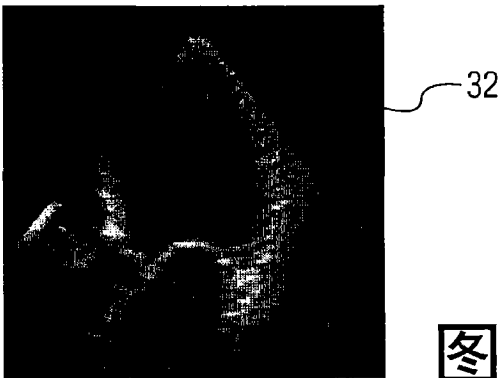


图5

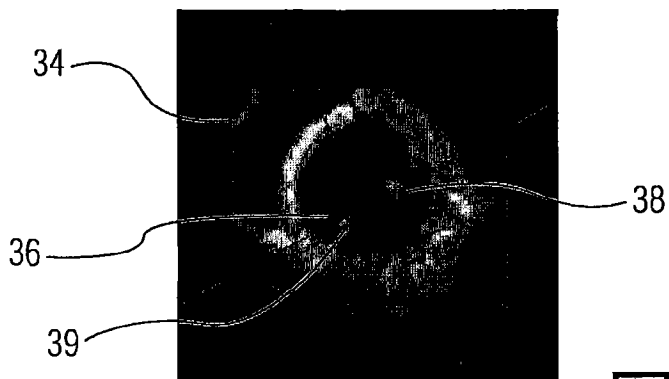


图6



图 7B

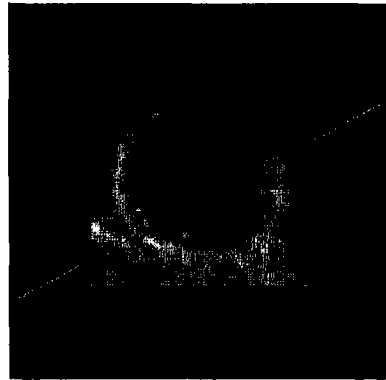


图 7C

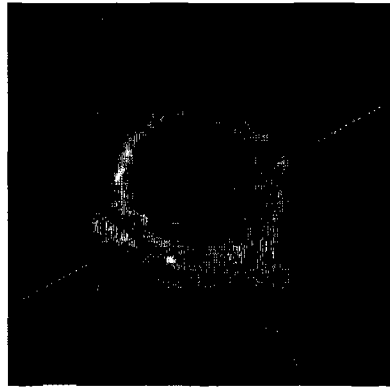


图 7D

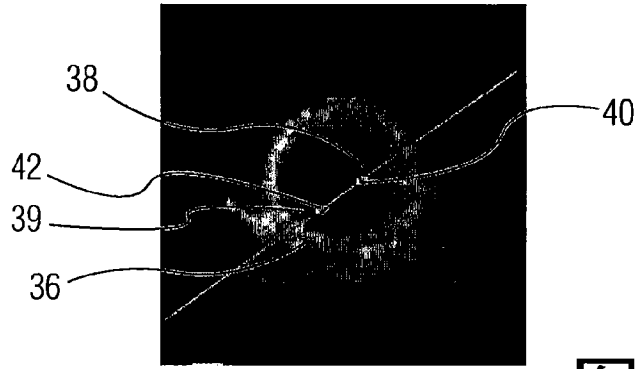


图8A

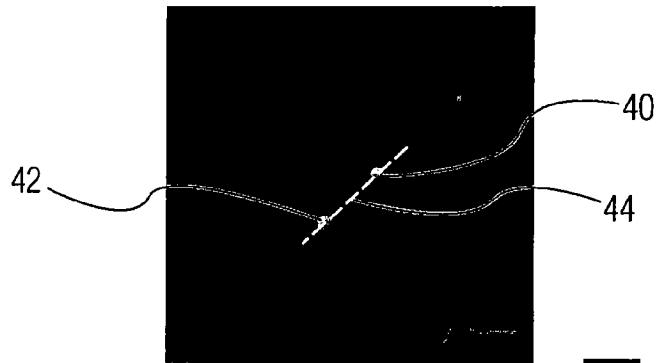


图8B

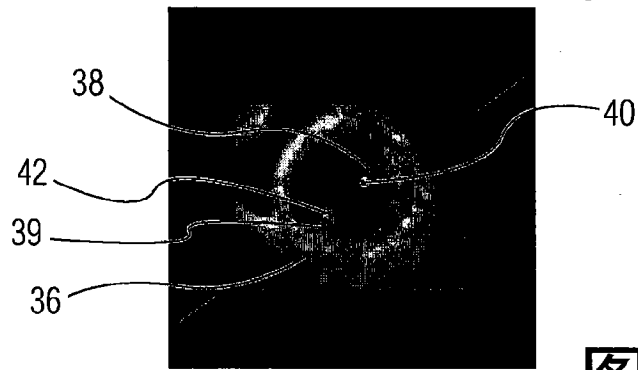


图8C

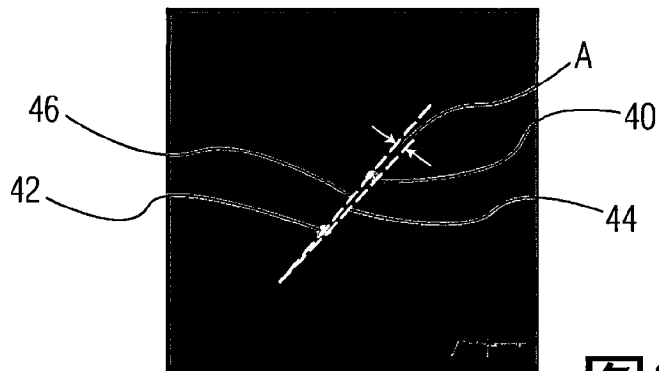


图8D

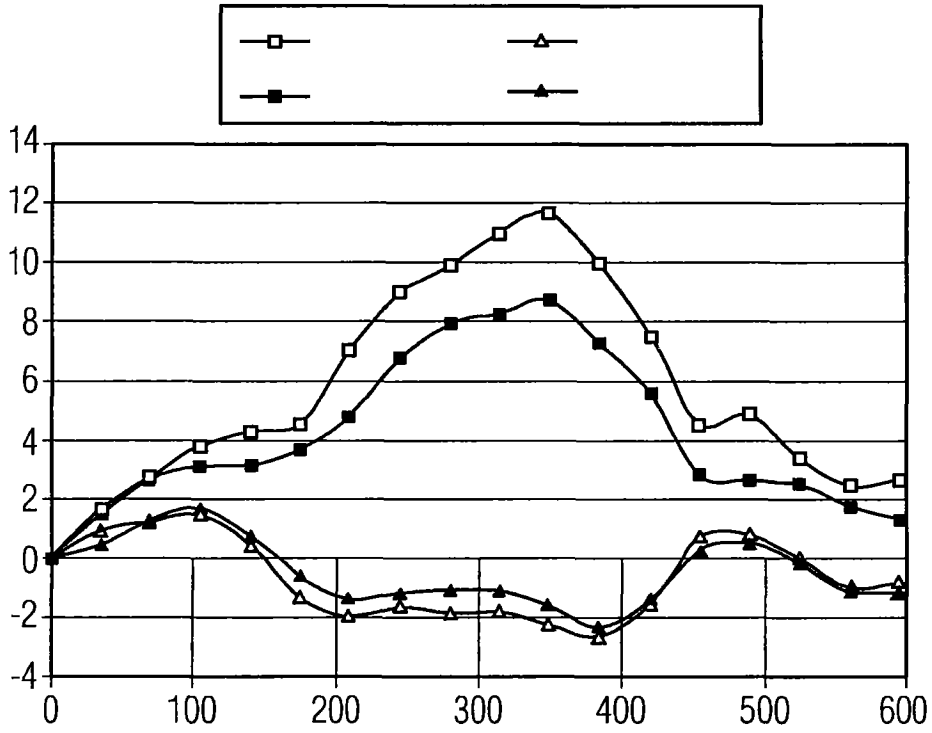


图 9

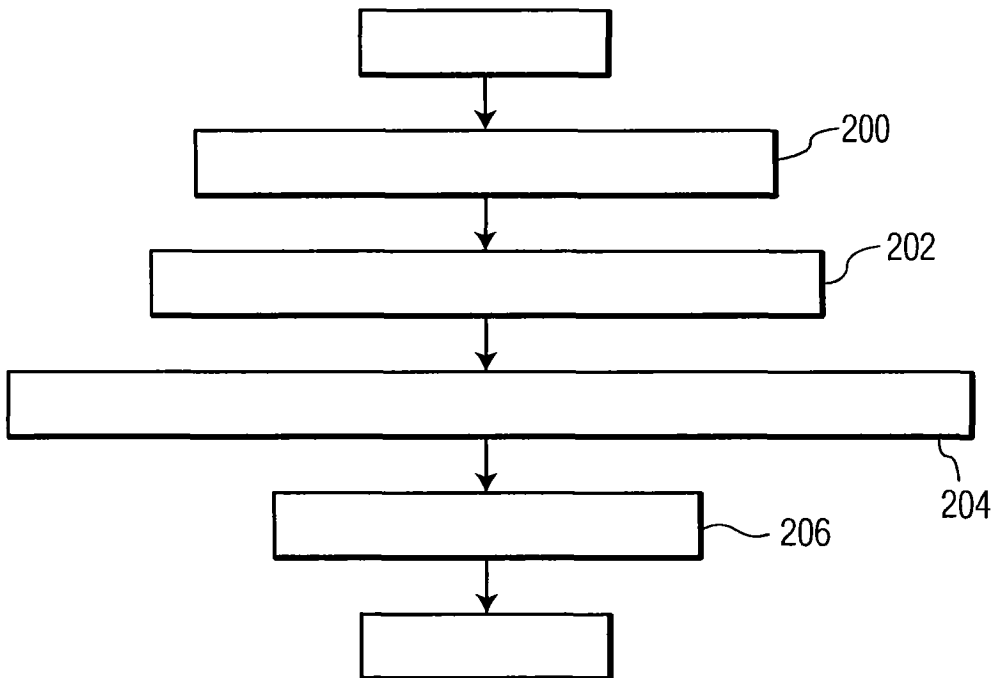


图 10

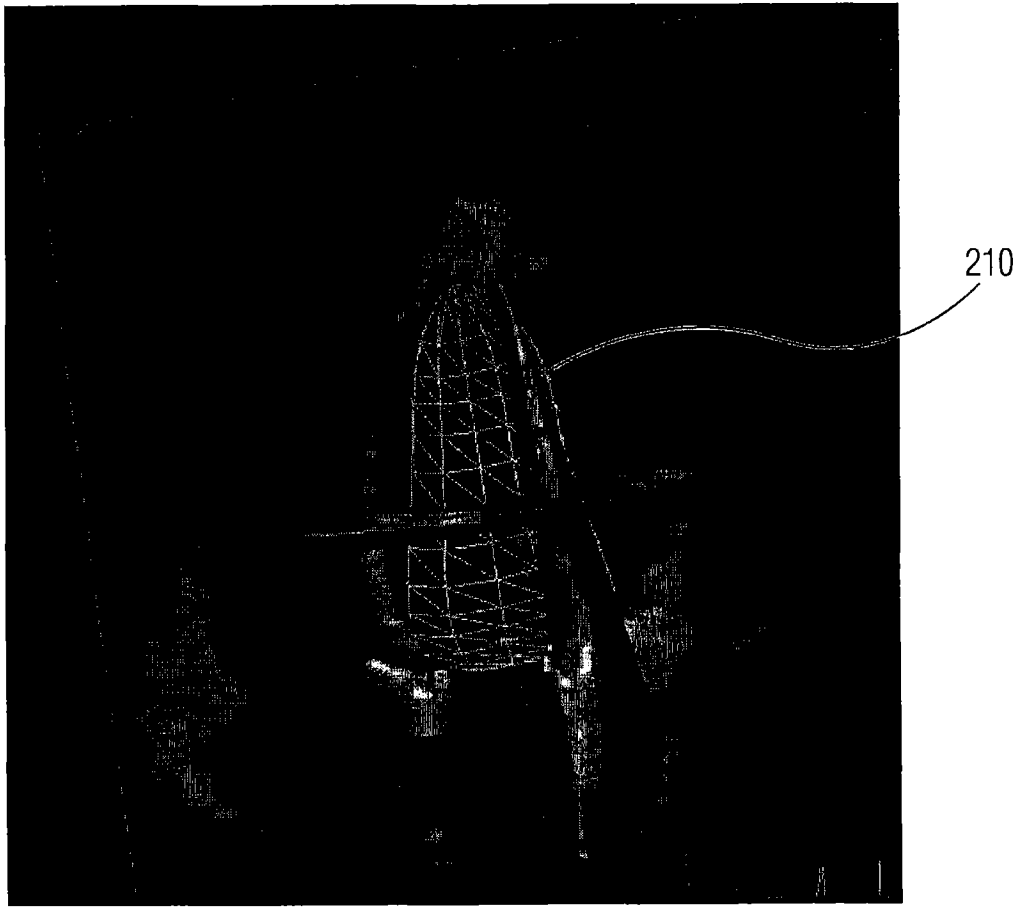


图 11

专利名称(译)	用于测量左心室扭转的系统和方法		
公开(公告)号	CN101505663B	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	CN200680055686.8	申请日	2006-09-01
[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	O热拉尔 P阿兰 H贝克尔曼		
发明人	O·热拉尔 P·阿兰 H·贝克尔曼		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 G06T7/20		
CPC分类号	G06T7/2046 A61B8/13 G06T7/60 A61B8/08 G06T7/0012 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G06T2207/10076 G06T7/251		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	胡亚婷		
其他公开文献	CN101505663A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种用于确定左心室的至少一个扭转角的系统和方法。所述方法包括如下步骤：收集左心室(36)的三维超声数据以获得所述左心室的至少一幅第一二维视图和至少一幅第二二维视图，其中，第一二维视图是在大约心动时相开始时获得的而第二二维视图是在大约心动时相结束时获得；将至少两个跟踪点(40, 42)置于所述至少一幅第一二维视图上以绘出第一扭转线(44)；跟踪所述至少两个跟踪点以在所述至少一幅第二二维视图上对所述至少两个跟踪点的位置进行外推并绘出第二扭转线(46)；并通过测量由第一和第二扭转线(44, 46)相交形成的角(A)计算所述至少一个扭转角。

