

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480010928.2

[51] Int. Cl.

G06K 9/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 8/02 (2006.01)

[43] 公开日 2006年5月24日

[11] 公开号 CN 1777898A

[22] 申请日 2004.4.23

[21] 申请号 200480010928.2

[30] 优先权

[32] 2003.4.24 [33] EP [31] 03101141.4

[86] 国际申请 PCT/IB2004/050503 2004.4.23

[87] 国际公布 WO2004/097720 英 2004.11.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.10.24

[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 N·M·I·诺布勒 M·布里尤维

[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

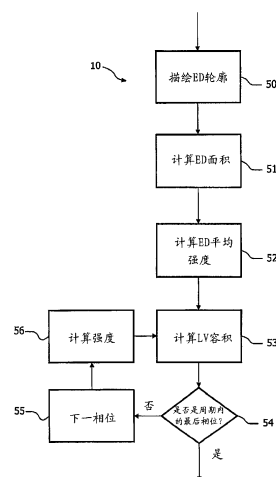
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

[54] 发明名称

无创式左心室的容积测定

[57] 摘要

一种方法和一种包括用于计算心动周期期间总左心室(LV)容积的程序的计算机可读介质。仅采用在舒张期末(ED) - 即心脏完全松弛的时刻 - 获得的心脏3D图像中的心内膜轮廓来估计LV容积。这些轮廓由人工指定或(半)自动导出。以这些轮廓以及全部其它图像的像素强度为基础,基于由该轮廓(ED LV血池)所包围面积内的强度变化来估计LV容积。这些变化与心室大小的变化成正比。因此,可导出心室容积和其它可导出的心功能参数以及心动周期内的相位。在该方法之前,拍摄3D图像采用对哺乳动物身体内部成像的装置,如磁共振(MR),计算机断层摄影(CT),核医学(NM)或超声(US)装置。



1. 一种从心脏摄影系列测定在心动周期期间左心室 (LV) 内部总容积的方法, 该方法包括以下步骤:

5 在舒张期末 (ED) 描绘所述摄影系列的全部切片中左心室的心内膜和心外膜轮廓,

将在ED时描绘的心内膜轮廓应用到心动周期的所有相位, 和基于在ED时描绘的心内膜轮廓内的强度值来计算LV内部总容积。

2. 根据权利要求1所述的方法, 还包括基于所描绘的心内膜和心外膜轮廓来计算在ED时心肌和血液体素的平均强度。

10 3. 根据权利要求2所述的方法, 还包括采用平均强度值来补偿在心动周期的后续相位期间在ED时所描绘的心内膜轮廓所包围的心肌。

4. 根据权利要求3所述的方法, 其中LV内部容积按下式计算:

$$V_{LV} = \sum_{i=1}^n V_{ED,i} \frac{I_{T,i}}{I_{T,ED}}, \text{ 其中}$$

n 是包括LV总内部容积的切片总数,

15 $V_{ED,i}$ 是所计算的在LV舒张期末的LV切片数 i 的内部容积,

$I_{T,i}$ 是心内膜定界内切片 i 的所检测到的强度, 和

$I_{T,ED}$ 是在ED时的总强度。

20 5. 根据前述权利要求中任一个所述的方法, 其中所述摄影系列是包括覆盖至少左心室和心动周期内多个相位的多切片的心脏短轴草图。

6. 根据前述权利要求中任一个所述的方法, 还包括从在不同压力水平获得摄影序列来测定LV容积, 由此确定作为渐增压力的函数的心脏的时间活动。

25 7. 根据前述权利要求中任一个所述的方法, 其中所述摄影系列是在所述方法之前在用于对哺乳动物身体内部进行成像的装置上拍摄的。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其中所述用于对哺乳动物身体内部进行成像的装置是磁共振 (MR), 计算机断层摄影 (CT), 核医学 (NM) 或超声 (US) 装置。

30 9. 根据权利要求8所述的方法, 其中MRI草图包括稳态自由进动 (SSFP) 成像。

10. 根据前述权利要求中任一个所述的方法，还包括补偿心脏运动。

11. 一种计算机-可读介质(90)，在其上嵌有由计算机(91)进行处理的计算机程序，该程序从摄影系列计算在心动周期期间左心室(LV)总容积，该计算机程序包括：

用于在舒张期末(ED)描绘所述摄影系列的全部切片中左心室的心内膜和心外膜轮廓的第一代码段(92)，

用于将在ED时描绘的心内膜轮廓应用到心动周期的所有相位的第二代码段(93)，以及

10 用于基于在ED时描绘的心内膜轮廓内的强度值来计算整个LV容积的第三代码段(94)。

12. 根据权利要求11所述的计算机-可读介质，其中所述第一代码段自动描绘心内膜和心外膜轮廓。

无创式左心室的容积测定

5 本发明总体上属于四维图像分析领域，更具体地涉及拍摄的心脏图像摄影序列分析，且甚至更具体地涉及从拍摄的心脏图像摄影序列测定左心室容积。

10 作为时间函数的左心室 (left ventricle LV) 血液容量的估计对于心脏泵血功能的评价是重要的。磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging MRI) 由于其超时空和“解剖学”分辨率作为该容积评估的金标准而越来越获得接受。磁共振 (MRI) 是一种主要用于医学环境中产生人体内高质量图像的成像技术。MRI 基于核磁共振 (nuclear magnetic resonance NMR) 原理并发展成体积成像技术。具有确定切片厚度的切片由若干个体积元素或体素组成。计算体素的体积是用切片内的平面内分辨率，例如 3mm^3 ，乘以整个平面分辨率 (through-plane resolution)，即切片间距，例如 3mm ，对于给定的实例，其得出的体素体积为 3mm^3 。磁共振图像由若干称为像素的图像元素组成。像素强度与待成像物体相应体积元素或体素的内容的 NMR 信号强度成正比。

20 心脏的短轴草图 (study) 由覆盖心脏某一部分的多个切片和心动周期内的多相位组成。该草图通过对哺乳动物身体内部进行成像的装置获得，例如磁共振 (Magnetic Resonance MR)，计算机断层摄影 (Computer Tomography CT)，超声 (Ultrasound US) 或核医学 (Nuclear Medicine NM) 装置。可获得图像序列以供进一步分析。

25 为估计 LV 容积，左和右心室从顶部 (底部) 到基部 (瓣膜平面) 都覆盖在该草图中。从而可获得心脏的四维图像。多个切片 (约 10 至 15 个) 构成心脏的三维图像。第四维是时间。一个完整的心脏收缩周期，即从舒张期末 (心脏完全松弛, heart fully relaxed-ED) 到收缩期末 (心脏完全收缩, heart fully contracted-ES) 并返回 ED 的一次心跳，通常在心动周期内约 20 个相位处获得。

30 近似从 MR 图像测量 LV 容积通常所采用的方法包括两个步骤。首先描绘 (delineate) 心内膜轮廓，即内部心肌边界，在 MR 图像心脏草图的全部 MR 图像，通常为短轴切片描绘。心肌为心脏肌肉壁。其收

缩以将血液泵出心脏，而后当心脏再注入回血时松弛。其外表面称为心外膜，而其内层称为心内膜。此后基于该轮廓内的面积和关于切片间距以及体素体积的知识计算 LV 容积。

已提出了若干种自动描绘 LV 心内膜轮廓的方法。然而，到目前为止，没有一种方法能够进行真正的自动描绘，因为临床用户不得进行大量人工轮廓修正。在乳突肌或小梁面前，在心肌顶点处或当描绘 ES 相位时，根据现有技术的方法会产生伪结果。临床医生需要大量时间在典型 MRI 摄影系列上进行一组描绘，即每系列约 400 次描绘或几小时的人工工作。例如，20 相位乘以 10 切片乘以 2 轮廓 = 400 轮廓乘以 10 秒每轮廓 = 1 小时 11 分；然而在实际中，这必须进行 4-5 个强度水平，从而总时间可高达 5 小时。该时间约束抑制了 LV 容积测定中人工描绘的定期结合。

在 US-B1-6, 438, 403 中公开了另一种测定 LV 容积的方法。识别左心室 LV 图像区域内的籽晶体素，并将毗邻体素的强度值与一阈值相比较以确定体素是对应于血液还是对应于肌肉组织。对于每个对应于血液的毗邻体素，识别其毗邻体素并与该阈值相比较，由此重复该过程直到遇到预先建立的空间边界或新毗邻体素数指示该过程移动到相邻心室内。所识别的血液体素数据用于计算心室容积。必须将大量数目的体素与毗邻体素比较。该方法复杂且需要考虑计算能力。根据用于计算的计算机设备的能力，或者需要花费很长时间获得计算结果，或者如果采用快速设备，就意味着完成该计算在资金的代价上是很大的。该方法的另一个缺点是籽晶体素必须人工或自动识别，无论哪种情况都易于出错。此外有籽晶区域生长的方法具有共同的缺点是只能检测在其中放置籽晶的容积。如果，例如，由于乳突肌的特定几何形状，LV 容积由两个非连接子容积组成，两个子容积中的一个可能会遗漏，则根据 US-B1-6, 438, 403 的方法计算的 LV 容积是不正确的。

本发明的一个目的是一种在心动周期期间无创测定 LV 容积的可靠方法。另一个目的是提供一种比现有技术方法需要更少计算，从而更快获得结果的方法。

本发明通过提供一种方法和包括根据附加专利权利要求书的计算程序的计算机可读介质克服了上述现有技术中缺点并至少解决了上述识别问题。

根据本发明的总体解决方案是仅采用在舒张期末 (ED) -即心脏完全松弛时所获得的 3D 图像中的心内膜轮廓来估计 LV 容积。这些轮廓可人工指定或 (半) 自动地得出。基于这些轮廓以及在全部其它图像中的像素强度, 估计 LV 容积。

5 更具体地, 根据本发明的基于图像的 LV 容积测定方法是基于摄影系列中的强度变化。其背后的理论基于下列内容:

- 血液的信号强度在整个心动周期中近似恒定, 不依赖于获得图像所使用的成像方法, 例如 MR、CT、US、NM。

10 - 血液的强度明显不同于心肌的强度; 对于 CT 和 MR, 血液比心肌组织亮, 而且血液强度非常强, 比心肌或肺组织强得多, 且比与任何存在的心外膜脂肪可比的强度强得多。在 US 和 NM 中, 血液通常较暗而心肌组织较亮。因此, 在心肌组织和血液之间存在强度对比, 不依赖于所使用的成像装置/方法。

15 - 跨过心动周期的直方图中的变化由来自心室内血液随心室改变大小的强信号占优势。

- 该变化与心室大小变化成正比, 该测量从而提供一种测定心室容积和其它可导出的心脏功能性参数以及心动周期中的相位的方法。

20 根据本发明的一些方面, 公开一种从通过对哺乳动物身体内部成像的装置拍摄的图像摄影系列测定心动周期期间总左心室 (LV) 容积的方法和计算机可读介质。对哺乳动物身体内部成像的装置优选为磁共振 (MR), 计算机断层摄影 (CT) 或核医学 (NM) 模态或超声 (US) 装置。

25 根据本发明一个方面, 提供一种方法, 其中该方法从心脏摄影系列测定心动周期期间总左心室 (LV) 容积。该方法包括的步骤有: 在舒张期末 (ED) 时描绘心脏摄影系列的全部切片中的心内膜和心外膜轮廓, 并随后将这些在 ED 时描绘的心内膜轮廓应用到心动周期的所有相位, 并基于在 ED 时描绘的这些心内膜轮廓内的强度值来计算 LV 容积。

30 根据本发明的另一方面, 提供一种计算机可读介质, 其上已嵌有由计算机进行处理的计算机程序, 该程序用于从心脏摄影系列来计算心动周期期间的左心室 (LV) 总容积。该计算机程序包括在舒张期末 (ED) 描绘心脏摄影系列的全部切片中左心室的心内膜和心外膜轮廓

的第一代码段，将在 ED 时描绘的心内膜轮廓应用到心动周期的所有相位的第二代码段，以及基于在 ED 时描绘的心内膜轮廓内的强度值来计算 LV 总容积的第三代码段。

5 本发明优于现有技术的优点在于：提供一种在心动周期期间的可靠无创的 LV 容积快速评估。此外，根据本发明的 LV 容积测定是高度准确和可再现的。

本发明的进一步的、特点和优点将从下列本发明实施例的参照附图的描述而变得更为明显，附图中

图 1 是示意性说明术语“短轴”的透视图；

10 图 2A 是示出所描绘的 LV 心肌在 ED 时的心内膜和心外膜壁的心脏 MR 图像；

图 2B 是图 2A 的示意图；

图 3A 是示出所描绘的 LV 心肌在 ES 时的心内膜和心外膜壁的心脏 MR 图像；

15 图 3B 是图 3A 的示意图；

图 4A 是在心动周期从 ED 到 ES 期间 8 幅 MR 图像的心脏 MR 序列，其中描绘有在 ED 得出的 LV 心肌的心内膜和心外膜壁，并复制到后续相位；

图 4B 是图 4A 的示意图；

20 图 5 是表示根据本发明的方法实施例的流程图；

图 6 和 7 是表示对于与整个序列人工描绘计算进行比较的两个病人，根据本发明的方法计算的在心动周期期间 LV 总容积的变化的曲线图。

25 图 8 是一组表示对于与整个序列人工描绘计算进行比较的六个病人，根据本发明的方法计算的在心动周期期间不同 MR 切片中 LV 容积变化的曲线图。

图 9 是示出根据本发明的计算机可读介质实施例的示意图。

30 在根据图 5 的本发明实施例中，示出方法 10。根据方法 10，通过评价由覆盖整个心脏的多切片和心动周期内的多相位组成的心脏短轴 MRI 摄影系列在心动周期上计算 LV 容积。心动周期的 MRI 摄影系列不限于 MRI 摄影系列且在此描述的该实施例的 MRI 摄影系列不起限制作用。此外，根据本发明的方法可从任何心脏摄影系列测定 LV 容积，不

依赖于采用何种方法或装置来拍摄心脏摄影系列。图 1 中示出短轴切片的轮廓，其中示出了长轴 2 和短轴切片 3。此外，心脏部分 1 示出左心室 6、右心室 7、心肌 4、心外膜 8 和心内膜 5。

假设在该方法中，MRI 摄影系列的第一图像对应于心动周期中的 ED 相位。这一假设并非对所有所采用的图像组都成立；然而第一图像与 ED 相位间隔至多两个图像。ED 相位定义为由人工建立的心内膜轮廓所包围的切片内容积为最大时的相位。在 ED 图像位于摄影系列的另一位置的情况下，可对图像做一个简单的重新排序以使其成为第一图像。

遵循该假设，在心动周期内任何后续相位时的血液容量将会小于 ED 时的血液容量。心脏的人工观测显示心外膜轮廓（即心肌外部边界）的趋势，在整个心动周期内保持相对固定，而心内膜表面向内运动，当其接近 ES 时，近似朝向左心室血池的质心。这可在图 4 所示的示范性图像序列中看出。

当把 ED 心内膜描迹复制到所有后续相位时，在 ED 时进行的心内膜描迹则会包含所有切片的 LV 血池。由于心外膜表面相对静止的特性，所以包含心外膜或任何心外膜以外的器官也是不可能的。因此，这种复制到所有后续相位的描迹将包含只源自 LV 心肌和 LV 血池的信号。心脏的任何运动可自动用（严格）配准技术补偿，如用于第一遍心肌灌注 MR 图像系列的运动补偿，例如，如 M. Breeuwer, M. Quist, L. Spreeuwers, I. Paetsch, N. Al-Saadi 和 E. Nagel 等人于 2001 年 6 月在德国柏林的会议录 CARS 2001 上发表的“Towards automatic quantitative analysis of cardiac MR perfusion images”中所描述的。

通过对摄影系列中的第一图像（接近 ED 时）的心内膜描迹 21 和心外膜描迹 20，计算出心肌 23（在描迹 20, 21 之间）的平均体素强度。这在图 2A 和 2B 中以示范性的 MR 图像 200（图 2A）和相应的示意图 201（图 2B）示出，其中 LV 血液容量 22 在心内膜描迹 21 内。当心内膜描迹 21 复制并粘贴到后续相位（如图 4A 和 4B 所示）并对所包含的体素进行积分时，该积分主要是血液和包含的心肌所产生的强度得到，也就是：

$$I_T = I_B + I_{MYO} \quad (1)$$

其中 I_T 为总信号强度, I_B 为血液产生的信号强度, I_{MYO} 为包含在该轮廓内的任何心肌产生的信号强度。如图 3A, 3B 和图 4A, 4B 中可以看出, 心内膜向 LV 血池的质心移动。图 3A 是示范性 MR 图像 300 (图 3A), 而相应的示意图 301 在图 3B 中示出。在 ES 时的心内膜描迹是用图 3A 和 3B 中所示的线 31 所描绘的。在 ES 时的 LV 血池在 32 示出。在 ES 时的心外膜描迹 30 大致与在 ED 时的心外膜描迹相同。因此心肌对整个强度的贡献将从 ED (图 4A 中的图像 41) 到 ES (图 4A 中的图像 42) 增加并从 ES 返回 ED 时减少。其它贡献可来自于肺部、右心室血池和心外膜脂肪。这些将仅在当心脏运动较大使它们在后续相位由心内膜覆盖的情况下发生。

图 4A 和 4B 示出从 ED41 到 ES42 在时间 t 上的摄影序列。图 4A 是示范性 MR 摄影序列 400, 而相应的示意图 401 在图 4B 中示出。线 45 指示在 ED 之后的后续相位的心内膜边界且包含血池 46。从 ED 到 ES 的点线 21 指示在 ED 时所描绘的心内膜描迹。

由轮廓 (A_T) 所包含的总面积等于血液产生的面积 (A_B) 和心肌产生的面积 (A_{MYO}) 之和, 从而:

$$A_T = A_B + A_{MYO} \quad (2)$$

在步骤 51 计算这些面积。

在该方法的步骤 52, 为心肌 (S_{MYO}) 和血液 (S_B) 计算每个体素的平均强度, 其中二者均从初始心内膜和心外膜描迹计算, 并假设该信号强度与所包含的面积成正比, 也就是:

$$I_B = A_B \times S_B \quad (3)$$

和

$$I_{MYO} = A_{MYO} \times S_{MYO} \quad (4)$$

解方程 1, 2, 3, 和 4 以得出血液所产生的信号强度 I_B (方程 5), 得到由血液产生的积分强度的改进估计。这包括对来自可能存在的任何心肌的信号的补偿。

$$I_B = \frac{S_B I_T - S_B S_{MYO} A_T}{S_B - S_{MYO}} \quad (5)$$

因此, 在 CMR 心动周期的某一相位注入血液的总 LV 容积 V_{LV} 计算为:

$$V_{LV} = \sum_{i=1}^n V_{ED,i} \frac{I_{T,i}}{I_{T,ED}} \quad (6)$$

其中 n 为包括 LV 总容积的切片总数, $V_{ED,i}$ 是在 LV 舒张期末该 LV 的切片数 i 的计算容积值, $I_{T,i}$ 是在心内膜定界切片 i 的检测强度, 以及 $I_{T,ED}$ 是 ED 时的总强度。这在所示方法的步骤 53 中进行。

V_{LV} 是时间 t 的函数并如上所述在心动周期期间变化 (在 ED 时最大, 在 ES 时最小)。计算出的 $V_{LV}(t)$ 的两个实例如图 6 和 7 中的实线所示。因此在方法的步骤 54 中检查, 是否已从 MR 摄影系列对被检测的心动周期中的所有相位均计算了该 LV 容积。在对所有相位计算了全部 LV 容积之前, 该方法通过在步骤 55 增加至下一相位切片并如上所述计算复制的 ED 心内膜描迹内的强度, 而分支返回步骤 53。以这种方式计算全部切片的 LV 容积的总和得到每个相位的总 LV 容积, 最后得出整个 MR 摄影系列上的总 LV 容积, 如图 6 和 7 中的曲线图所示。

进行临床研究来验证该方法。在十个进行心脏 MRI 以进行冠状动脉疾病调查的病人中获得短轴心电图触发的稳态自由进动 SENSE 图像。从 8-9 个邻接切片中选取对应于接近基部、中部和顶部的三个切片, 以下面的数据进行成像: 切片厚度 8-10mm; 视场 350x344-390x390mm; 图像尺寸 256x256; 在该心动周期中有 20-25 个相位; 翻转角 50-55°; TE 1.56-1.68ms; TR 3.11-3.37ms。该图像是在具有主梯度的 Philips Gyroscan Intera 1.5T 上, 利用五元 (five-element) 心脏协同线圈以及向量心电图获得的。

对于每个选定切片, 每个图像组的心内膜和心外膜描迹都是对第一图像人工执行的。从这些描迹来计算 A_T , S_{MYO} 和 S_B 。对于每个后续图像, 通过对由心内膜描迹所包含的全部体素的强度值求和来计算 I_T 。而后根据方程 5 计算 I_B 。

为验证该结果, 对每个图像进行人工描绘并计算那个轮廓所包含的体素数。将体素数乘以单个体素的容积以得到每个图像的总心内膜容积。通过计算使第一图像的积分值与该图像人工的描迹所包含的容积一致的因数, 使 I_B 值标准化为心内膜容积以使它们绘制在相同轴上。该因数而后应用到该切片全部图像的强度和中。得出值的曲线如图 8 所示。这些轨迹, 与其人工导出轨迹极为相似。强度导出轨迹的平滑特性暗示对心功能的描述比粗糙的人工导出轨迹看上去更加真实, 这是由于在人工描绘中存在固有误差。

图 6-8 所示的曲线图显示与由人工描绘产生的容积类似的形状和

特性。

对该方法或至少该结果的进一步改进可包括对乳突肌的描绘并且考虑到它们对容积测量结果的后续影响。可以预料，这种变形可用于进一步改进所获得曲线的相似度。

5 图 9 示出本发明另一个实施例 9 的示意图。在计算机可读介质 90 上嵌有由计算机 91 进行处理的计算机程序，该程序以从所提供的 MRI 摄影系列计算在心动周期期间整个左心室 (LV) 的容积。该计算机程序包括用于在舒张期末 (ED) 描绘 MR 摄影系列的所有切片中左心室的心内膜和心外膜轮廓的第一代码段 92，用于将在舒张期末时描绘的心
10 内膜轮廓应用到心动周期的所有相位的第二代码段 93，以及用于基于在 ED 时描绘的心内膜轮廓内的强度值来计算整个 LV 容积的第三代码段 94。该计算机通常为通用计算机。

当采用 MR 图像时，稳态自由进动 (SSFP) MR 图像特别适合于根据本发明的 LV 容积测定，因为 SSFP MR 图像中的血液信号强度在整个
15 心动周期中接近恒定。

除评估 LV 容积外，该方法还可用作在不同压力水平下获得的 LV 功能图像时间配准中的第一步骤。LV 功能通常以压力水平数 (4-5 个水平) 来评估。作为渐增压力的函数的心脏时间活动是极其非线性的，这意味着所得到的相位不能简单地由时间轴的线性缩放进行匹配。可
20 采用所测量的 LV 容积曲线作为一个输入来进行时间缩放。在这些曲线中，例如可确定压缩和松弛的时间间隔，且这些时间间隔可在压力水平之间匹配。

通过以上所描述的功能心脏 MR (CMR) 图像的处理，有可能确定某个图像是在心动周期中的哪一点获取的。这些包括：静止/压力数据组
25 中等价图像的确定，用于使配准策略最优化或对心动过速病人进行评价的 ES 识别。

可以用几种方式来导出这种相位信息，可由其确定相位的两个主要方式是，从同时记录的 ECG 信号，或从实际图像数据。一种可替换的然而极为有创的方法是通过分析由心室内压力导管获得的测量结
30 果。根据本发明的实施例，心动周期内的相位确定是通过分析 MRI 摄影图像系列进行的。

最明显和最常用的确定相位的图像导出方法是通过摄影系列的人

工观察。可替换地，可进行左心室心内膜表面描迹所包含的容积分析。这已用于识别可商业获得的 MASS 包（版本 4.2，Medis, Leiden, the Netherlands）中的舒张期末和收缩期末。然而，虽然识别出 ED 和 ES 相位，此处需要整个心动周期的表示，但是在这些点之间已进行了线性内插。

无论人工还是自动生成的一组心内膜描迹都包含了进行心动周期内相位具体分析的数据。目前，当如上所述进行描绘时，自动描绘技术遇到一些难题。

对于那些将心肌显示得比左心室血池更亮的成像模式，在应用根据本发明的 LV 容积测量方法之前要采用预处理步骤来转换图像。

根据本发明的方法通常在通用计算机上实施。然而，该方法还可在专用方案中实施，如由例如 DSP 芯片 ASIC 之类的特定设计的集成电路等执行的代码段。

以上已参照具体实施例对本发明进行了描述。然而在附加的权利要求书范围内的，还可同样存在除上述优选实施例外其它实施例，例如，除上述描述以外的描绘心内膜和心外膜轮廓的不同方式，拍摄摄影系列的不同方式，计算摄影图像中强度的不同方式，摄影图像的不同切片厚度，表示心动周期的不同数目的相位/图像，由硬件或软件执行上述方法，其它拍摄装置或获取心脏摄影系列的方法等。

此外，术语“包括/包含”在本说明书中使用时，不排除其它元件或步骤，术语“一”和“一个”不排除多个和单个处理器或其它单元可完成权利要求书中所记载的几个单元或电路功能。

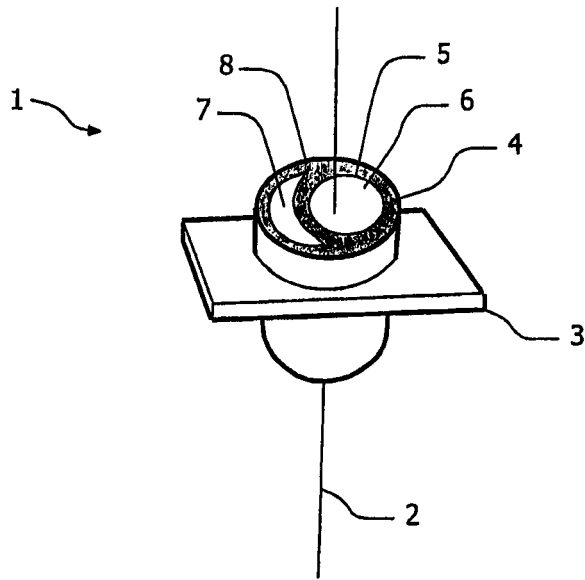


图 1

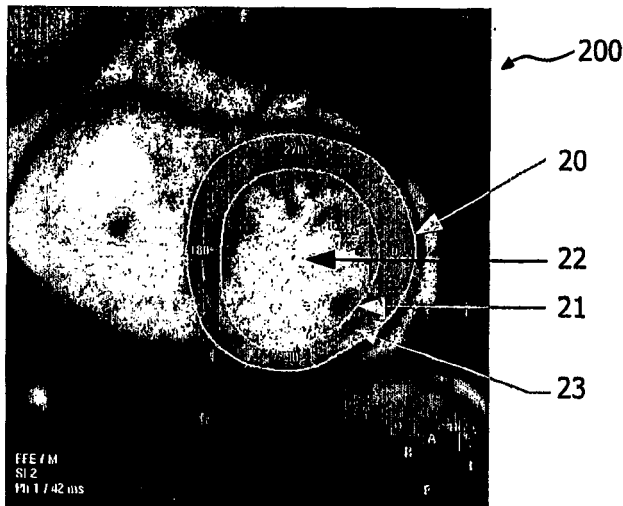


图 2A

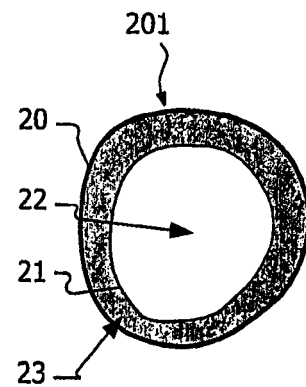


图 2B

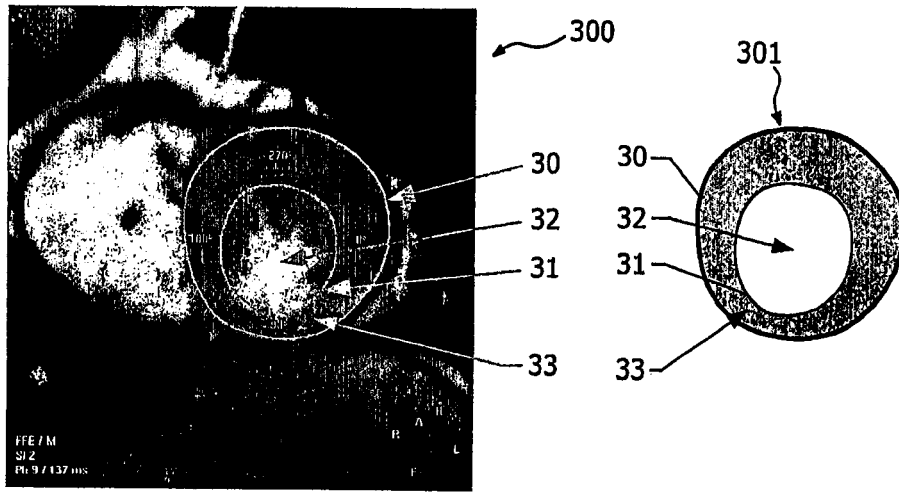


图 3A

图 3B

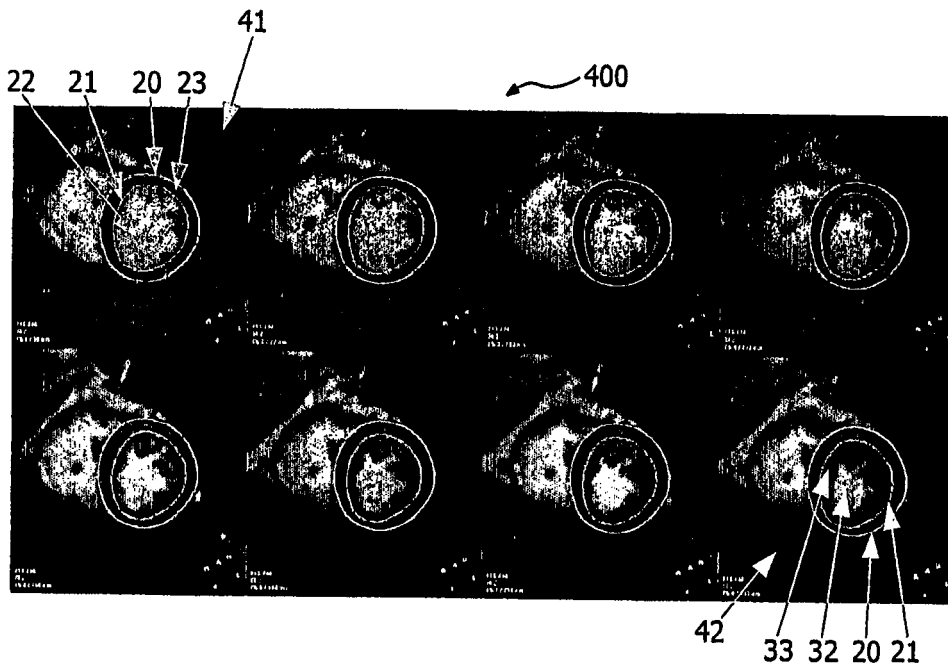


图 4A

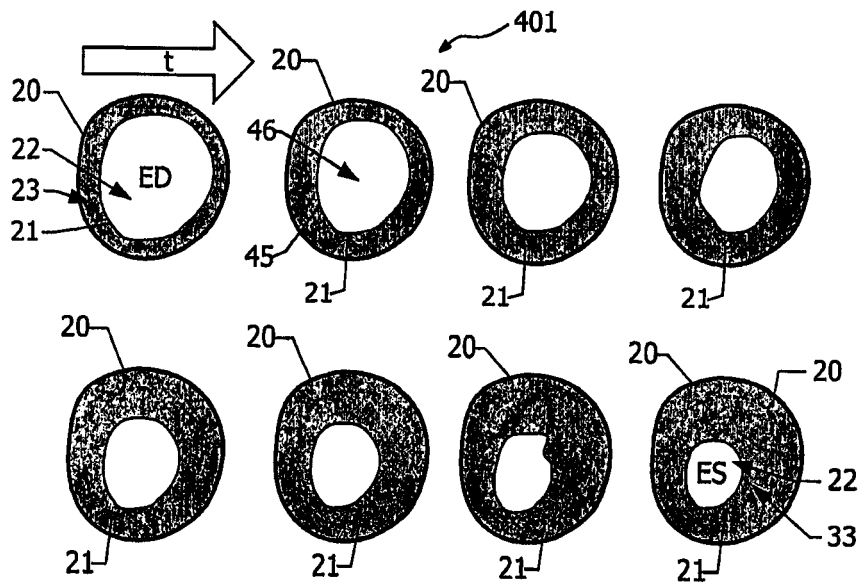


图 4B

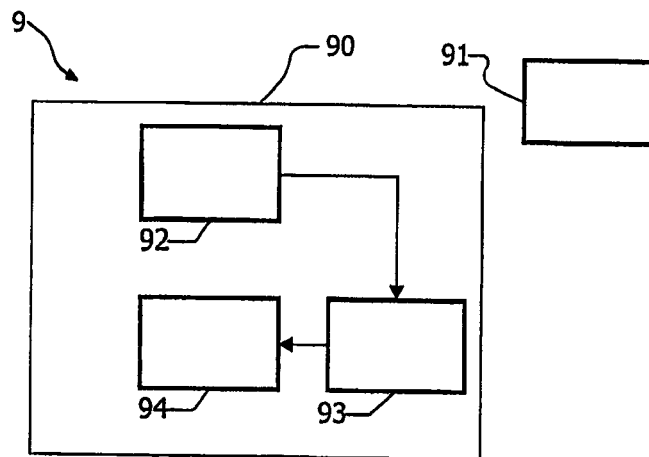


图 9

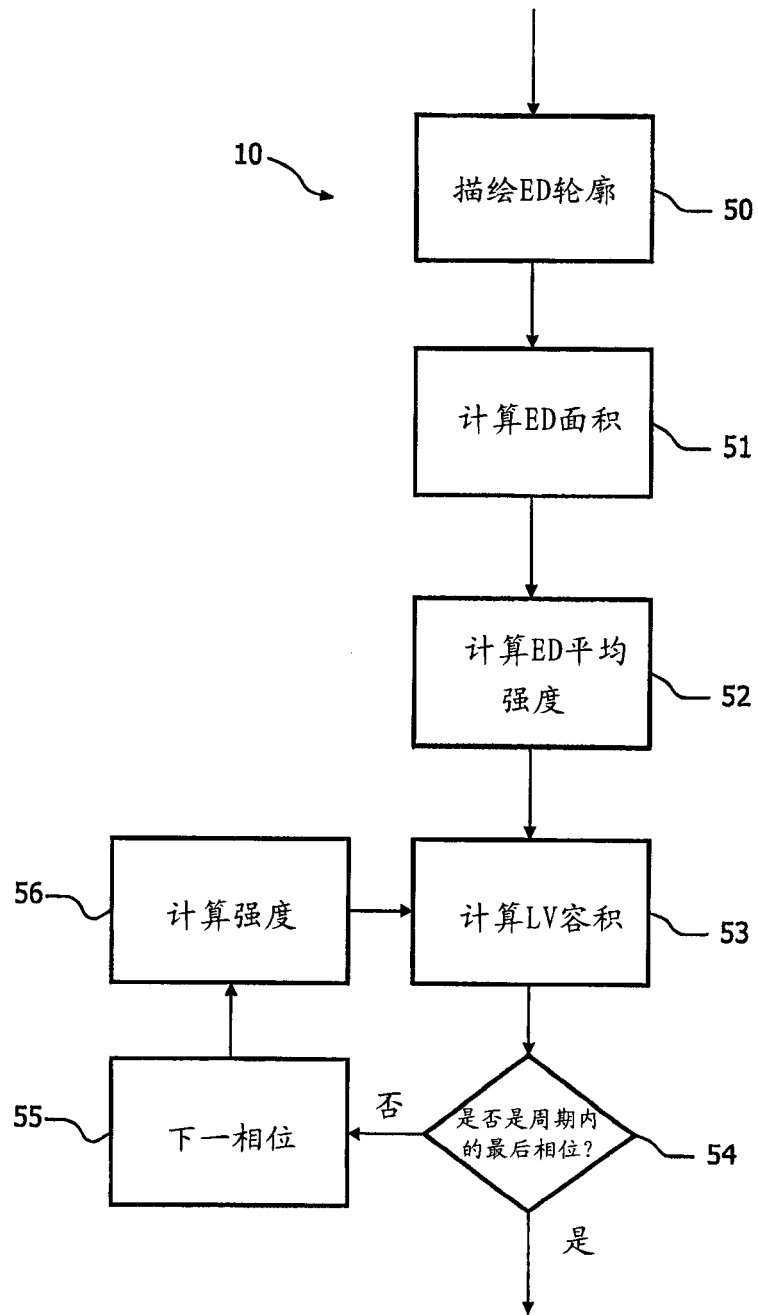


图 5

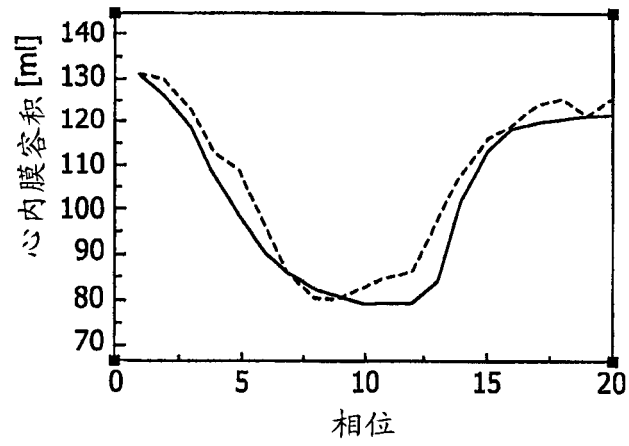


图 6

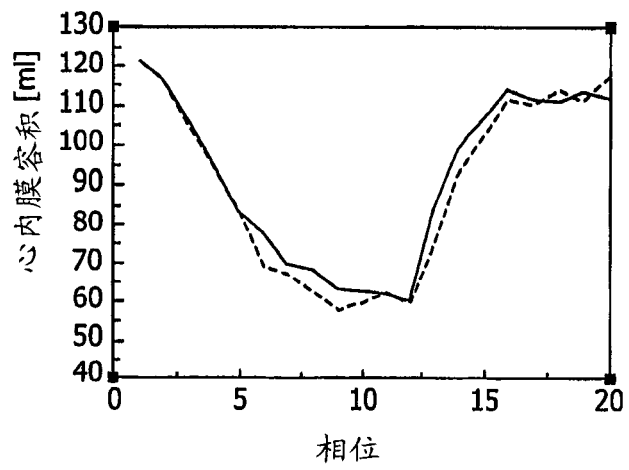


图 7

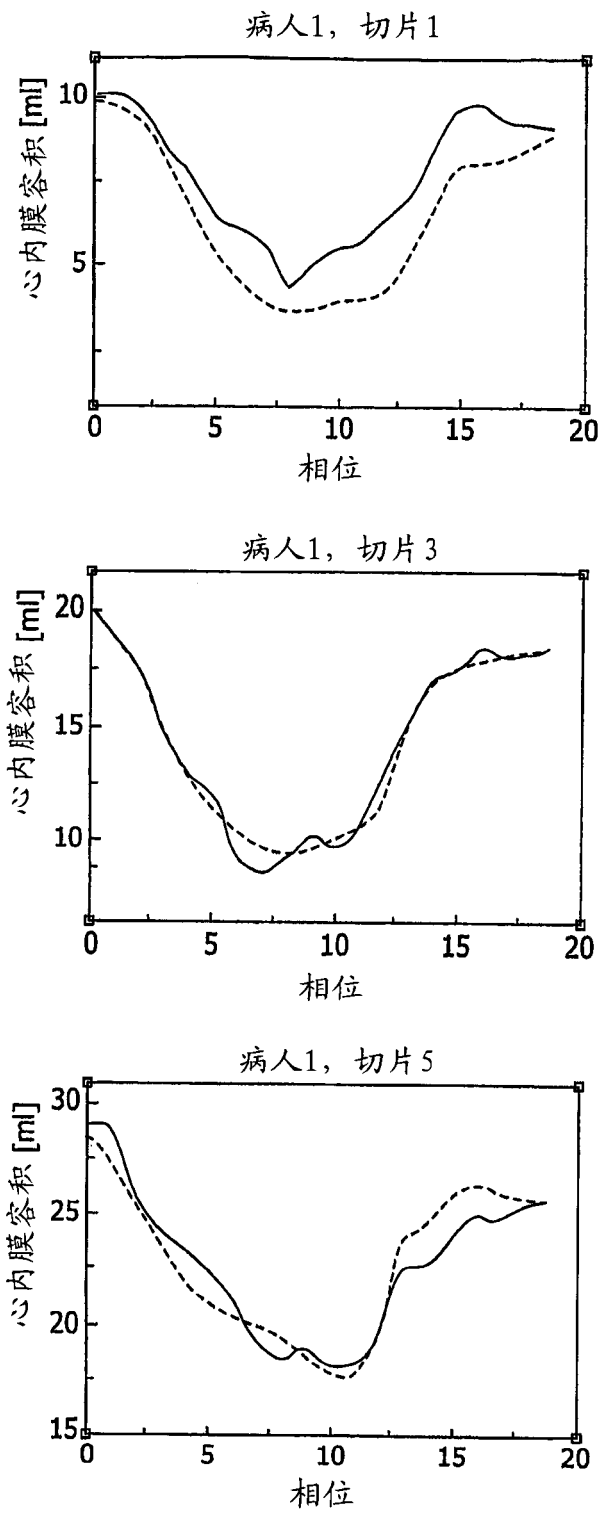


图 8-1

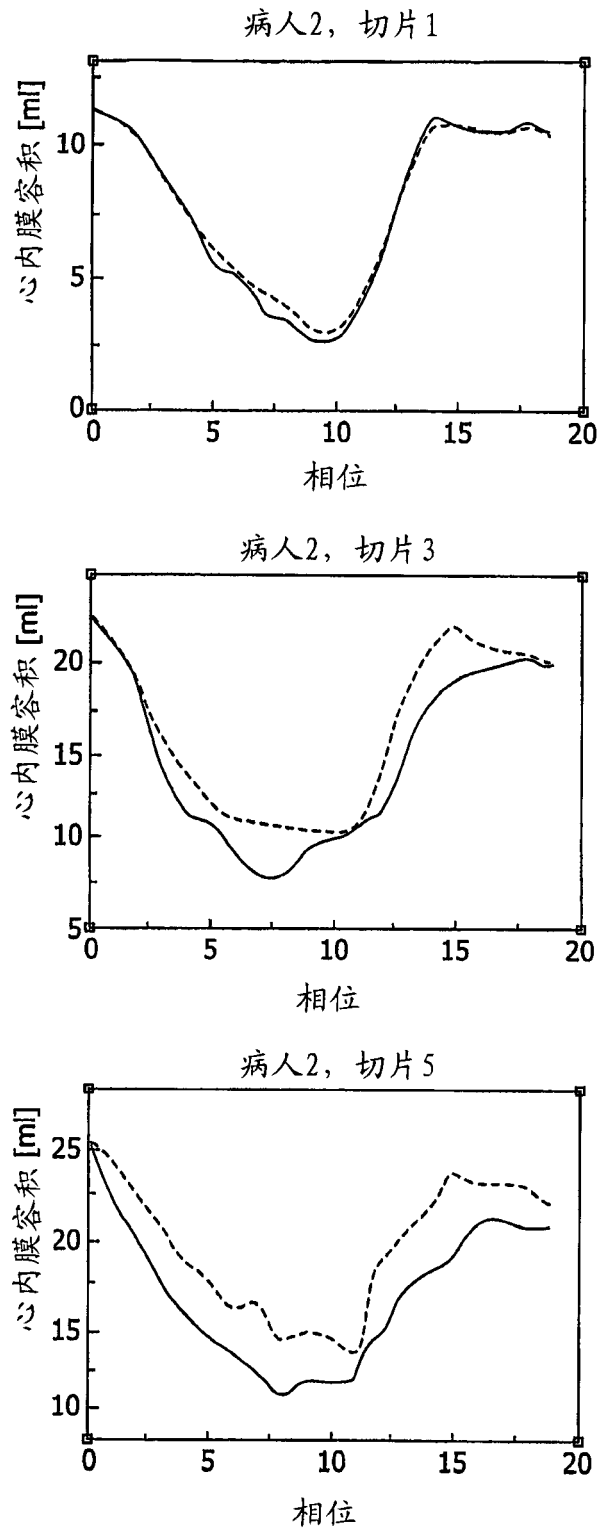


图 8-2

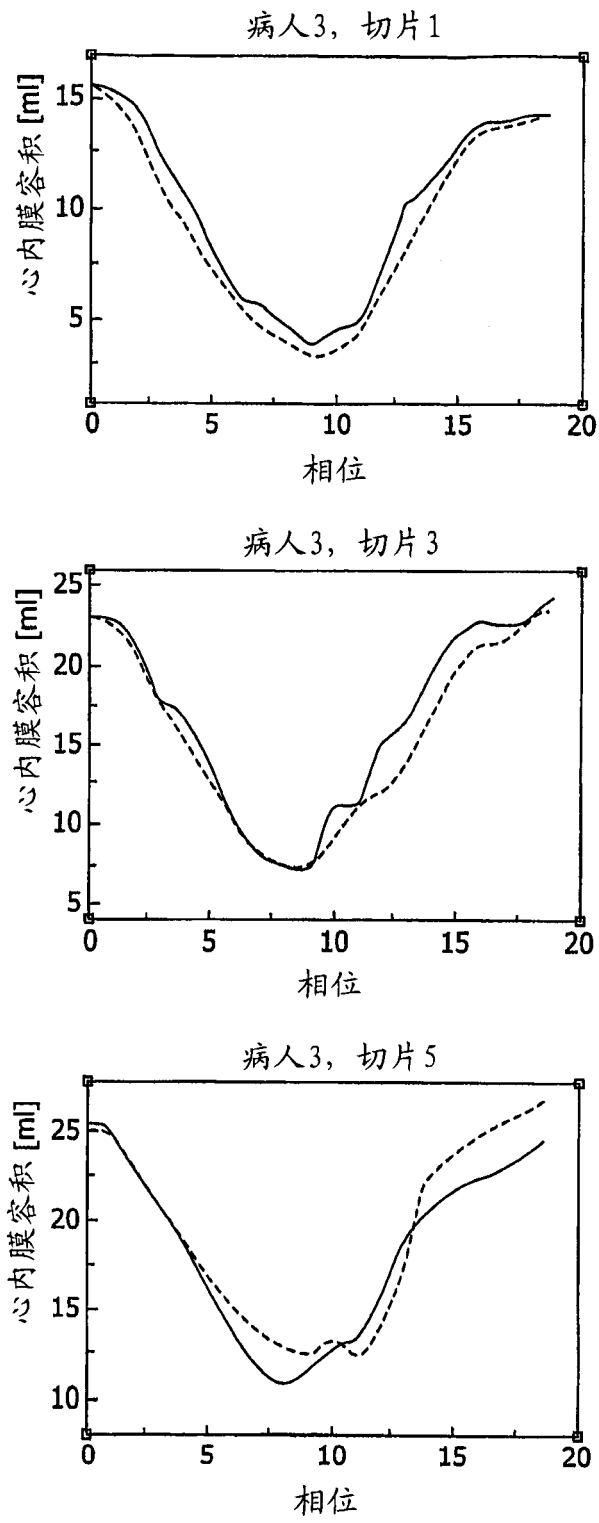


图 8-3

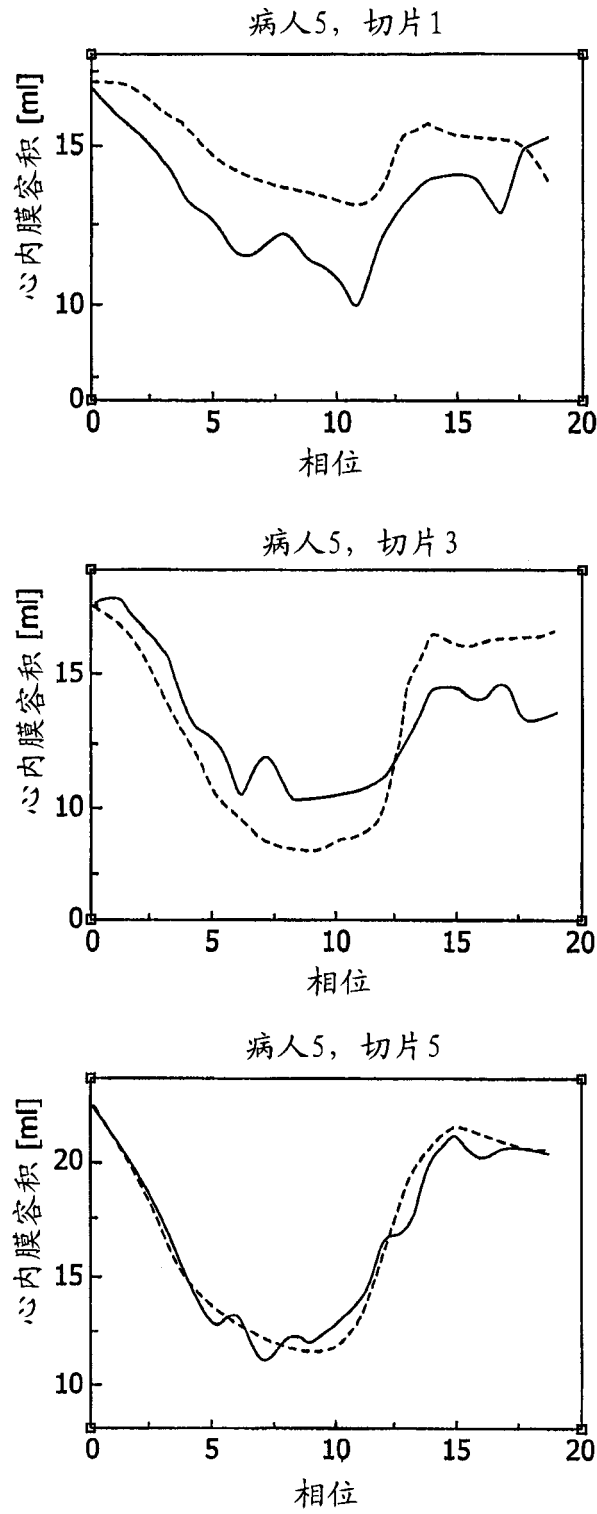


图 8-4

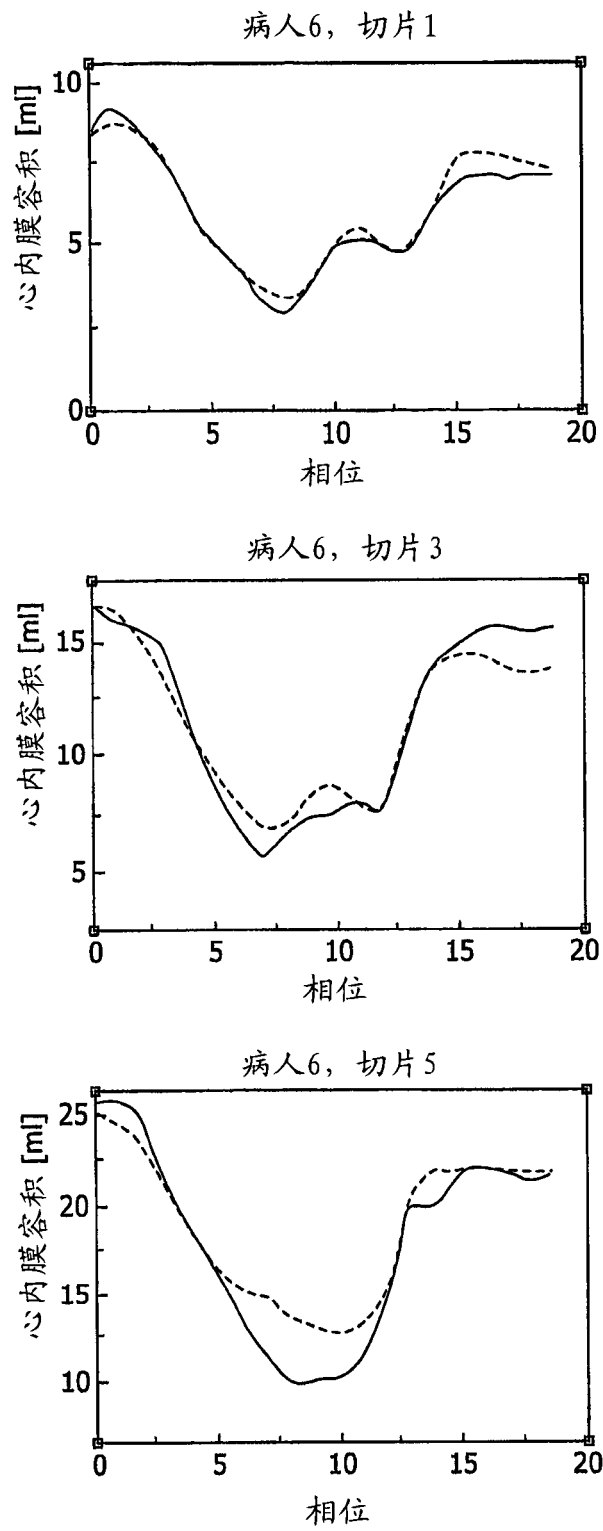


图 8-5

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 无创式左心室的容积测定 | | |
| 公开(公告)号 | CN1777898A | 公开(公告)日 | 2006-05-24 |
| 申请号 | CN200480010928.2 | 申请日 | 2004-04-23 |
| [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 | NMI诺布勒 M布里尤维 | | |
| 发明人 | N·M·I·诺布勒 M·布里尤维 | | |
| IPC分类号 | G06K9/00 A61B5/00 A61B5/055 A61B8/02 G06T5/00 G06T7/00 G06T7/60 | | |
| CPC分类号 | G06T7/0012 G06T7/62 G06T2207/30048 | | |
| 优先权 | 2003101141 2003-04-24 EP | | |
| 其他公开文献 | CN100377165C | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种方法和一种包括用于计算心动周期期间总左心室(LV)容积的程序的计算机可读介质。仅采用在舒张期末(ED) - 即心脏完全松弛的时刻 - 获得的心脏3D图像中的心内膜轮廓来估计LV容积。这些轮廓由人工指定或(半)自动导出。以这些轮廓以及全部其它图像的像素强度为基础, 基于由该轮廓(ED LV血池)所包围面积内的强度变化来估计LV容积。这些变化与心室大小的变化成正比。因此, 可导出心室容积和其它可导出的心功能参数以及心动周期内的相位。在该方法之前, 拍摄3D图像采用对哺乳动物身体内部成像的装置, 如磁共振(MR), 计算机断层摄影(CT), 核医学(NM)或超声(US)装置。

