



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104871161 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201380066458. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 12. 12

G06F 19/00(2011. 01)

(30) 优先权数据

G06T 19/00(2011. 01)

61/738, 562 2012. 12. 18 US

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/026(2006. 01)

2015. 06. 18

A61B 5/029(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 5/055(2006. 01)

PCT/IB2013/060841 2013. 12. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/097063 EN 2014. 06. 26

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·彼得斯 J·威斯 H·施米特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

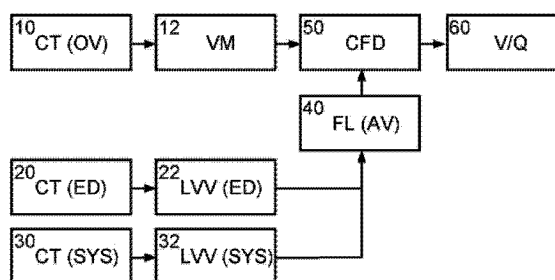
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

用于在从估计的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟血流量的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及用于在从每次心搏的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟通过心血管结构的血流量的方法和装置,所述心血管结构例如为诸如左心室流出道、包括 AV 的主动脉根部、加上上升主动脉、心室体积、主动脉或血液流过的任何其他空腔的血液空腔。可以从在两个或更多个不同时间点上的不同的充盈状态下的患者的心脏腔室的体积来估计心脏射血输出。流量模拟的结果可以被用于导出至少一个生理参数或者可以被可视化,并且可以生成虚拟多普勒超声图像,以允许医生评估所述结果。



1. 一种用于模拟通过接近患者心脏的血管结构的血流量的装置,所述装置包括:
估计电路 (40),其用于基于在两个或更多个时间点上的不同充盈状态下所述患者的至少一个心脏腔室的体积来估计每次心搏的心脏射血输出,并且用于从所述每次心搏的心脏射血输出导出针对通过所述血管结构的所述流量的至少一个患者特异性边界条件;以及
模拟电路 (50),其用于在考虑所述患者特异性边界条件下模拟通过所述血管结构的体积网格的血流量,以将所述血流量可视化或导出所述患者的至少一个生理参数。
2. 根据权利要求 1 所述的装置,还包括建模电路 (12),所述建模电路用于基于所述血管结构的分区分割数字图像来生成所述血管结构的所述体积网格。
3. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述数字图像是计算机断层摄影图像或磁共振图像或超声图像。
4. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述装置适合于从所述模拟血流量导出所述血管结构中的一个或多个:压降、平均血液停留时间、流率、壁剪切应力和血液漩涡。
5. 一种模拟通过接近患者心脏的血管结构的血流量的方法,所述方法包括:
基于在两个或更多个时间点上的不同充盈状态下的所述患者的至少一个心脏腔室的体积来估计每次心搏的心脏射血输出;
从所述每次心搏的心脏射血输出导出针对通过所述血管结构的所述流量的至少一个患者特异性边界条件;并且
在考虑所述患者特异性边界条件下模拟通过所述血管结构的体积网格的血流量,以将所述血流量可视化或导出所述患者的至少一个生理参数。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括通过使用基于模型的分割来对所述数字图像进行分区,以获得所述血管结构的表面网格。
7. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,所述模拟是计算流体动力学模拟或流体-固体相互作用模拟。
8. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括基于心电图门控数字图像来估计所述每次心搏的心脏射血输出。
9. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括基于在最大充盈状态和最小充盈状态下所述至少一个心脏腔室的数字图像来估计所述每次心搏的心脏射血输出。
10. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括使用估计的所述每次心搏的心脏射血输出来定义从心室流出道到所述血管结构的血流量。
11. 根据权利要求 10 所述的方法,还包括通过估计所述心室流出道上的流量分布及其暂时表现来导出所述至少一个患者特异性边界条件。
12. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括通过定义脉动流量的二次分布或速度分布来估计所述流量分布。
13. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括:基于在收缩期结束时和舒张期结束时的所述患者的所述至少一个心脏腔室的体积来估计所述每次心搏的心脏射血输出。
14. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括基于所述模拟血流量来生成虚拟多普勒超声图像。
15. 一种计算机程序产品,包括用于当在计算设备上运行时产生权利要求 5 所述的步骤的代码单元。

用于在从估计的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟血流量的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及基于通过医学成像技术采集的信息来模拟通过靶向心血管结构（例如但不限于，左心室流出道的患者特异性几何结构、包括主动脉瓣（AV）的主动脉根部、以及上升主动脉）的流量的领域。

背景技术

[0002] 如 G.M.Feuchtnner、W.Dichtl 等的“Multislice Computed Tomography for Detection of Patients With Aortic Valve Stenosis and Quantification of Severity”，Journal of the American College of Cardiology 2006,47(7),1410 - 1417 页中描述的，在年龄超过 65 岁的西欧和北美人群中，退行性主动脉瓣狭窄（AS）是发生率 2-7% 的第二最常见的心血管疾病，。

[0003] 对具有退行性 AS 的患者的管理取决于疾病的严重程度。对主动脉瓣（AV）的狭窄的严重程度的评估可以涉及不同的成像模态。对严重性的当前评估主要基于对 AV 区域的超声和多普勒测量或基于从 AV 区域的磁共振成像（MRI）或计算机断层摄影（CT）图像导出的几何结构测量。

[0004] 对于约 60-70% 的患者，超声可以被用于对瓣膜成像并经由多普勒测量来测量血流速度。对于狭窄的瓣膜，由于降低的有效开口面积，血液必须以较高的速度流动，并且多普勒测量的结果可以被用作对主动脉瓣狭窄（AS）的指示。

[0005] 使用心电图（ECG）门控，CT 和 MRI 允许根据选定的狭窄的心动周期间隔重建或采集图像，并给出对示出在相对短的打开状态下的瓣膜的图像的访问。G.M.Feuchtnner、W.Dichtl 等的“Multislice Computed Tomography for Detection of Patients With Aortic Valve Stenosis and Quantification of Severity”，Journal of the American College of Cardiology 2006,47(7),1410 - 1417 页，以及 Y.Westermann、A.Geigenmüller 等的“Planimetry of the aortic valve orifice area:Comparison of multi-slice spiral CT and MRI”，European Journal of Radiology 2011,77,426-435 页建议使用打开的瓣膜的图像，以使用几个选定的成角度切割的平面并描绘明显的瓣膜孔来测量瓣膜开口。这种孔的测得的面积随后被用于评估狭窄的程度。这种技术被称为 AV 区域测面积法。

[0006] 然而，对于来自 CT 或 MRI 的 AV 区域的测面积法测量，仅分析二维（2D）切口。没有对瓣膜小叶是否在下流的某些其他区域中的合缝线处会合进行分析。对三维（3D）血流量的影响因此可能未完全通过这样的 2D 测量所评估。这样测得的区域和狭窄瓣膜的生理影响之间的关系（例如增加的压力梯度）因此是不清楚的。

发明内容

[0007] 本发明的目的是根据患者特异性边界条件来导出针对所考虑的患者生理参数的目标值。

[0008] 该目的是通过根据权利要求 1 所述的装置、根据权利要求 5 所述的方法和根据权利要求 15 所述的计算机程序产品来实现的。

[0009] 因此, 心血管结构(诸如左心室流出道、包括主动脉瓣(AV)的主动脉根部、加上上升主动脉、心室体积、主动脉或血流过的任何其他空腔的血液空腔)的体积网格是基于心血管结构的分区数字图像而生成的, 每次心搏的心脏射血输出(cardiac ejection output)是根据来自在两个或更多个不同时间点上的不同充盈状态下患者的心脏腔室的体积的量或暂时表现来估计的。随后从每次心搏的心脏射血输出导出心血管结构的至少一种患者特异性边界条件(其可以包括时间相关的边界条件), 并且通过在考虑患者特异性边界条件的情况下模拟通过体积网格的血流量来获得模拟血流量。

[0010] 因此, 在患者特异性边界条件下通过靶向心血管结构的患者特异性几何结构的血流量是从每次心搏的心脏射血输出导出的。模拟的结果产生针对生理学相关参数的目标值, 例如所述心血管结构中的压降、平均血液停留时间、流率、壁剪切应力和血液漩涡中的一个或多个。

[0011] 根据第一方面, 建模电路可以被提供用于基于对所述心血管结构的分区分割数字图像来生成所述心血管结构的所述体积网格。由此, 所述体积网格可以被直接生成, 而不需要从远程设备或网络导出或加载。

[0012] 根据可以与以上的第一方面组合的第二方面, 所述数字图像可以是 CT 图像或 MRI 图像或超声图像。因此, 所提出的解决方案可以被用于宽范围的医学成像系统。

[0013] 根据可以与以上的第一或第二方面组合的第三方面, 所述数字图像可以通过使用基于模型的分割而被分区, 以获得所述靶向心血管结构的表面网格。由此, 可以通过将所述表面网格转换或变换为所述体积网格来容易地获得所述体积网格。

[0014] 根据可以与以上第一至第三方面中的任一个组合的第四方面, 所述模拟可以通过计算流体动力学(CFD)或流体-固体相互作用(FSI)模拟来完成。这有助于创建计算机模型的过程的自动化。

[0015] 根据可以与以上第一至第四方面中的任一个组合的第五方面, 所述每次心搏的心脏射血输出可以是基于心电图门控数字图像来估计的。这种测量保证图像生成的正确时间。

[0016] 根据可以与以上第一至第五方面中的任一个组合的第六方面, 所述每次心搏的心脏射血输出可以是基于在最大充盈状态和最小充盈状态下所述心室的数字图像来估计的。这提供了基于所述两种图像的直接解决方案。在具体范例中, 所述每次心搏的心脏射血输出可以是基于在心脏收缩结束时和心脏舒张结束时所述患者的至少一个心脏腔室的体积来估计的。

[0017] 根据可以与以上第一至第六方面中的任一个组合的第七方面, 所估计的每次心搏的心脏射血输出可以被用于定义从心脏腔室到所述心血管结构的血流量。根据所述第五方面的具体范例, 所述至少一个患者特异性边界条件可以通过估计穿过所述心室流出道的流量分布及其暂时表现来导出。因此, 可以通过图像分析基于心室射血分数来确定(流量)边界条件(例如经由(CFD或FSI)模拟来估计所述靶向心血管结构上的压力降)。由此, 不再需要非常耗时、非常复杂并且不能总是利用可用的临床数据来完成的完整的心脏模拟。流量分布可以通过定义脉动流量的二次分布或速度分布来估计。

[0018] 应当理解,权利要求 1 所述的装置、权利要求 5 所述的方法和权利要求 15 所述的计算机程序产品类似的和 / 或相同的优选实施例,特别是如从属权利要求中所限定的优选实施例。

[0019] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求与相应的独立权利要求的任意组合。

[0020] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的,并且将参考下文描述的实施例对本发明的这些和其他方面进行说明。

附图说明

[0021] 在附图中:

[0022] 图 1 示出了根据本发明的实施例的对用于模拟血流量的患者特异性边界条件的生成和使用的示意性方框图;

[0023] 图 2a-f 示出了分别用于开放的、钙化的中间开口和闭合的瓣膜的情况的分割瓣膜的示意性的重新格式化的视图;

[0024] 图 3 示出了具有通过基于模型的分割提取的心脏腔室的体积曲线的图表;以及

[0025] 图 4 示出了对通过主动脉瓣膜的血流量的模拟的示意性且示范性的可视化。

具体实施方式

[0026] 现在基于在从每次心搏的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下对通过左心室 (LV) 流出道加上上升主动脉 (作为靠近心脏的血液空腔或心血管结构的范例) 的患者特异性几何结构的血流量的模拟来描述实施例,所述血液体积可以从在最大和最小充盈状态 (例如,舒张期结束,收缩期结束) 下的 LV 的 (至少) 两幅图像来计算。可以通过基于模型的分割来自动获得 LV 流出道的几何结构、包括 AV 的主动脉根部、加上上升主动脉和心室体积。

[0027] 图 1 示出了图示对用于模拟通过主动脉瓣的流量的患者特异性边界条件的生成和使用的示意性方框图。图 1 的方框可以被视为适合于执行相应功能的硬件电路或者被视为对应方法的步骤或者可以被实现为包括用于当在计算机或处理器系统上运行时产生相关功能的代码单元的软件程序的过程。

[0028] 首先,在分割步骤或电路 (CT(0V)) 10 中, LV 流出道、包括 AV 的主动脉根部、加上上升主动脉在 CT 图像中被分隔为开放式瓣膜 (0V) 状态,以获得整个血液空腔的表面网格。例如如 O. Ecabert 等的“Segmentation of the heart and great vessels in CT images using a model-based adaptation framework”, Medical Image Analysis 2011, 15(6), 863-876 页中所描述的,这可以使用基于模型的分割来完成。总体上,分割是将数字图像分区为多个段 (即像素的集合) 的过程。在分割中,体素被分配到特定的结构,例如通过添加标签或标记或颜色或轮廓等。这可以通过诸如阈值处理、边缘检测、区域生长等典型图像分割方法来实现。然后,在建模步骤或电路 (VM) 12 中,根据从分割步骤或电路 10 中获得的表面网格,使用已知的网格化工具来生成用于计算流体动力学 (CFD) 或流体 - 固体相互作用 (FSI) 或其它类型的模拟的体积网格。适合的网格化工具 (例如 TetGen 或 NetGen) 可以包括从三维点集或具有分段线性边界的域来生成不同的四面体网格的技术。

[0029] 根据本实施例,如上所述的基于模型的分割(MBS)被用在第一(LVV(ED))提取步骤或电路 22 和第二(LVV(SYS))提取步骤或电路 23 中,以从在第一成像步骤或电路 20 和第二成像步骤或电路 30 中获得的心电图(ECG)门控 CT 图像提取左心室体积(LVV)随时间的变化(参照以下的图 3)。更具体地,在最大和最小充盈状态(舒张结束,收缩结束)下的左心室(LV)可以从第一成像步骤 20 和第二成像步骤 30 中分别获得,并且可以被用于估计每次心跳泵送的血液(即心脏射血输出)的流量或体积或暂时表现。血液的这种流量或体积或暂时表现随后被用在估计步骤或电路(FL(AV))40 中,以定义从左心室流出道通过主动脉瓣膜孔流到主动脉中的血流量。

[0030] 图 2a 至 2f 分别示出了针对开口(图 2a(俯视图)、图 2d(侧视图))、针对钙化的中间开口(图 2b(俯视图)、图 2e(侧视图))、以及针对闭合瓣膜(图 2c(俯视图)、图 2f(侧视图))的经分割的瓣膜的样本结果的示意性重新格式化的横截面俯视图和侧视图。图 2d 和图 2f 中标记的双箭头 100 指示瓣膜孔的宽度。

[0031] 图 3 示出了具有通过提取步骤或电路 22、23 的基于模型的分割从 ECG 门控 CT 数据集提取的四个心脏腔室(左心房(LA)、左心室(LV)、右心房(RA)、右心室(RV))的体积曲线的图表。

[0032] 为了定义患者特异性边界条件(即,在 LV 流出道处的流量),可以在估计步骤或电路 40 中估计流出道上的流量分布及其暂时表现。对于暂时表现,例如可以假设在心动周期的预定部分(例如 40%与 10%之间)期间不存在通过主动脉瓣的流量。在(例如,~10%~40%)之间,可以使用从图 3 中的 LV 体积曲线导出的恒定的流量或体积流量曲线。例如可以通过二次分布(管道中的恒定流量的分布)或使用 Womersley 数量的脉动流量的速度分布来定义 LV 流出道上的流量。

[0033] 在后续 CFD 模拟步骤或电路 50 中,通过 CFD 来模拟通过开放瓣膜的流量,以估计针对开放瓣膜的压降。这可以通过指定从建模步骤或电路 12 中得到的血液空腔的体积网格的边界处的血流量表现和属性来实现,同时考虑到从估计步骤或电路 40 中获得的上述患者特异性边界条件。此外,为了获得对通过主动脉瓣的血流量的完整模拟,可以考虑流体-固体相互作用,从而也考虑与弹性血管壁的相互作用。可以分析 CFD 模拟的结果来估计例如主动脉瓣上的压降或其他生理参数,例如在主动脉瓣上的平均血液停留时间、流率、壁剪切应力和血液漩涡。

[0034] 最后,流量模拟的结果也可以在任选的可视化和/或量化步骤或电路(V/Q)60 中被可视化和/或量化,并且可以生成虚拟多普勒超声图像以允许医生评估结果。这种可视化可以基于对模拟血流量进行分析并示出属性(例如流线、纹线和迹线)的分析方法。血流量可以被以有限表示法给出或者作为平滑函数给出。作为备选,可以使用纹理对流方法,其根据流量“弯曲”纹理(或图像)。以上生理参数中的一种或多种的数值或定性值可以被添加到可视化,以允许与标准值进行比较

[0035] 图 4 示出了对通过主动脉瓣的血流量的示范性模拟的可视化。

[0036] 可以使用所提出的解决方案来基于从 CT 或 MRI 或超声或其他成像模态获得的图像数据通过在临床工作站或其他计算机系统模拟来量化 AS 或者其他心血管疾病或者甚至是心血管结构的其他血流量相关的特征。

[0037] 总之,已经针对在从每次心搏的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟

通过心血管结构的患者特异性的几何结构（诸如左心室流出道、包括 AV 的主动脉根部、加上上升主动脉、心室体积、主动脉或血流过的任何其他空腔的血液空腔）的血流量对方法和装置进行了描述。可以从在两个或更多个不同的时间点上的不同充盈状态下的患者的心脏腔室的体积来估计心脏射血输出。在 AV 相关的模拟的情况下，AV 几何结构和心室体积可以通过基于模型的分割而自动获得。在第一步骤中，在 CT 图像中分割血液空腔。可以根据表面网格来生成用于 CFD 模拟的体积网格。基于模型的分割可以被用于提取随时间的体积变化。接着定义流出道上的流量分布及其暂时表现。可以分析 CFD 模拟的结果来估计主动脉瓣上的生理参数（例如压降等）。也可以将流量模拟的结果可视化，并且可以生成“虚拟多普勒超声”图像以允许医生评估结果。

[0038] 尽管已经在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明，但这种说明和描述被视为说明性或示范性的，而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。

[0039] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书，在实践要求保护的本发明时，能够理解并实现对所公开的其他变型。在权利要求书中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0040] 前文的说明细化了本发明的某些实施例。然而，应当意识到，无论前文在文字上是多么详细，也可以以许多方式来实践本发明，并且因此不限于所公开的实施例。应当注意到，当描述本发明的某些特征或方面时使用特定术语不应被认为暗示该术语在本文中被重新定义为限于包括与该术语相关联的本发明的特征或方面的任何具体特性。

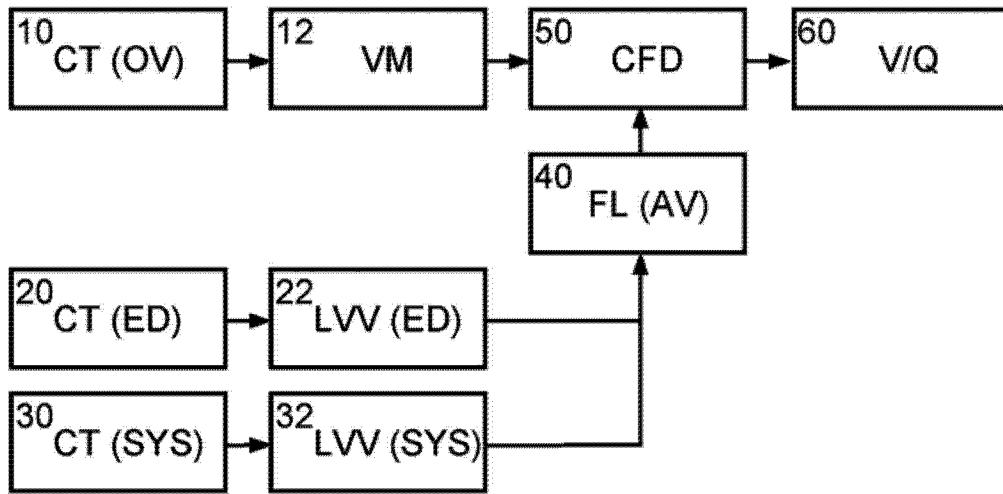


图 1

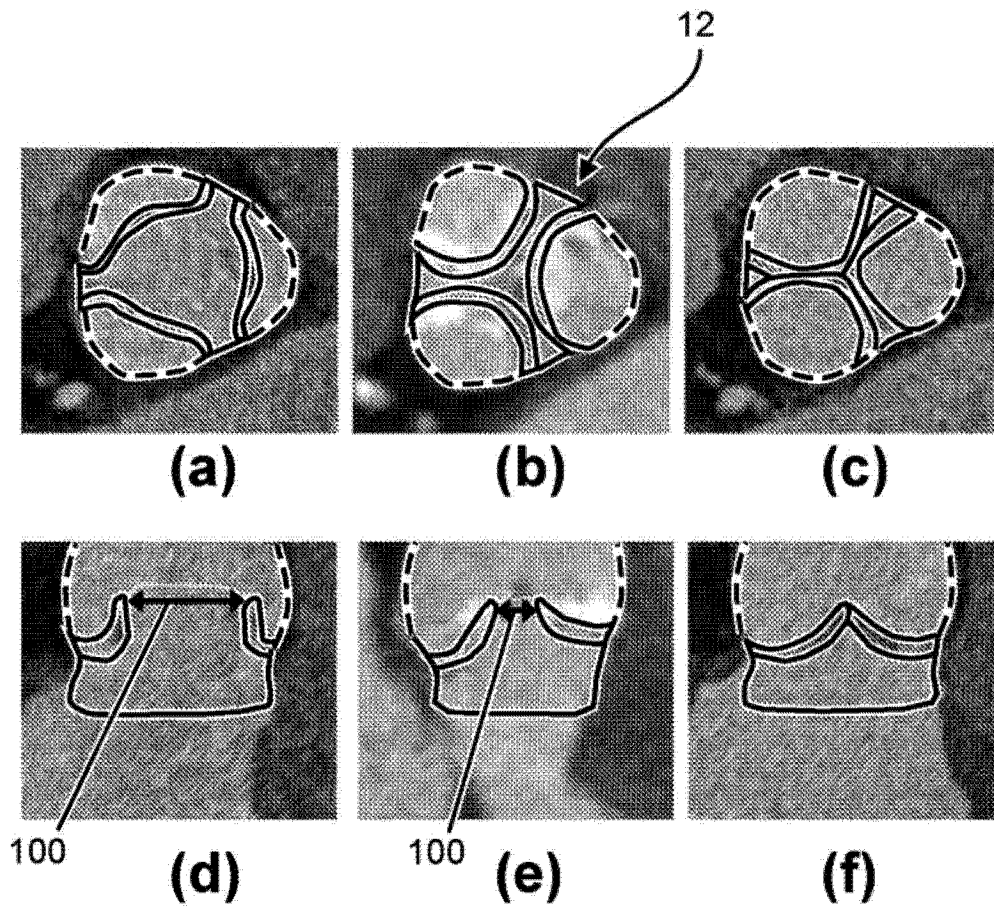


图 2

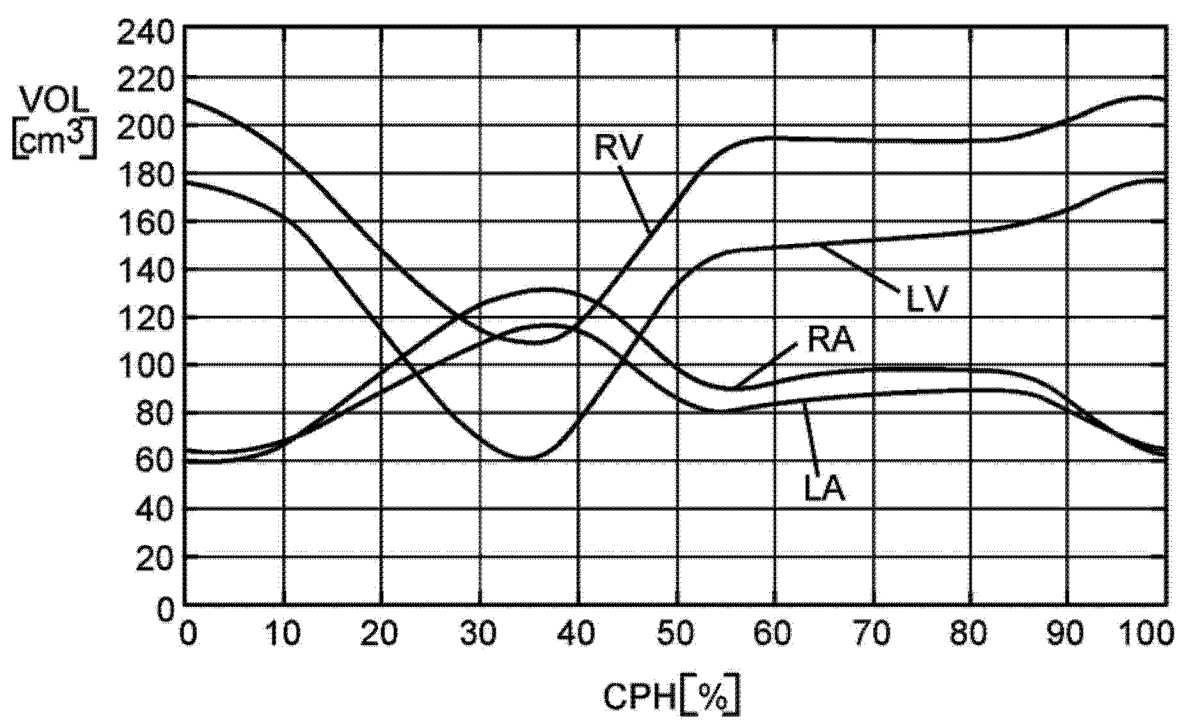


图 3

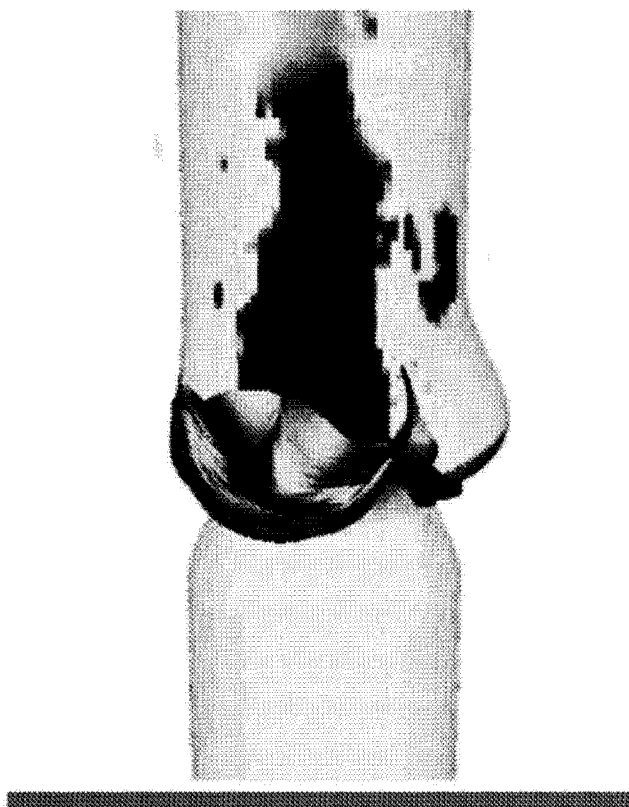


图 4

专利名称(译)	用于在从估计的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟血流量的方法和装置		
公开(公告)号	CN104871161A	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	CN201380066458.0	申请日	2013-12-12
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	J彼得斯 J威斯 H施米特		
发明人	J·彼得斯 J·威斯 H·施米特		
IPC分类号	G06F19/00 G06T19/00 A61B6/00 A61B8/00 A61B5/026 A61B5/029 A61B5/055		
CPC分类号	A61B6/5217 A61B5/029 A61B8/5223 G06T19/00 A61B6/503 A61B5/0263 A61B8/065 G06F19/3437 A61B5/055 G06T2210/41		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/738562 2012-12-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于在从每次心搏的心脏射血输出导出的患者特异性边界条件下模拟通过心血管结构的血流量的方法和装置，所述心血管结构例如为诸如左心室流出道、包括AV的主动脉根部、加上上升主动脉、心室体积、主动脉或血液流过的任何其他空腔的血液空腔。可以从在两个或更多个不同时间点上的不同的充盈状态下的患者的心脏腔室的体积来估计心脏射血输出。流量模拟的结果可以被用于导出至少一个生理参数或者可以被可视化，并且可以生成虚拟多普勒超声图像，以允许医生评估所述结果。

