



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1977765 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200610165943. 5

(22) 申请日 2006. 12. 11

(30) 优先权数据

11/298, 779 2005. 12. 09 US

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 埃斯特尔·卡默斯

克劳斯·克林根贝克-雷恩

奥利弗·迈斯纳 托马斯·雷德尔

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1507836 A, 2004. 06. 30, 全文.

US 2005/0020925 A1, 2005. 01. 27, 全文.

US 2002/0049375 A1, 2002. 04. 25, 全文.

审查员 伍新中

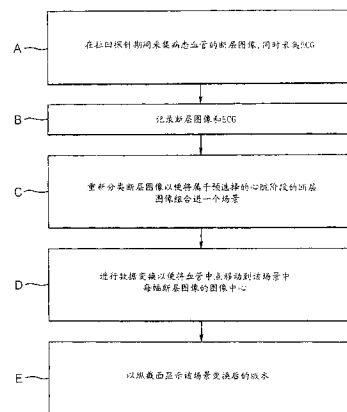
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

ECG 同步的基于光学的图像获取和变换的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于采集和融合血管的多个断层图像的方法和装置, 其中, 将该断层图像融合在一起以提供对血管中病变的直观可识别显示, 在拉回基于光学的断层成像系统的光学探针期间获取血管的断层图像, 同时获取该对象的 ECG 信号。记录该多个断层图像和 ECG 信号, 在选择的心脏阶段获得的断层图像被融合为一个场景。对该场景中的断层图像进行第一数据变换, 以便将每幅断层图像中的血管中点移动到每幅断层图像的图像中心。在第一数据变换之后, 对该场景中每幅断层图像进行第二数据变换以产生显示。该第二数据变换例如是可以显示血管纵截面的曲线平面重整。



1. 一种用于采集和融合血管的多个断层图像的装置,包括:

ECG 系统,用于与对象交互地获得该对象的 ECG 信号;

具有光学探针的基于光学的断层成像系统,用于插入对象的血管以从对象的血管中拉回光学探针,同时用所述 ECG 系统采集所述 ECG 信号,由此获取与该 ECG 信号一起记录的该血管的多个基于光学的断层图像;

计算机,用于从在选择的心脏阶段获取的所述多个断层图像中将由 ECG 信号代表的断层图像融合为一个场景,该场景中的每幅断层图像都包括数据并具有一个图像中心,对该场景中的每幅断层图像进行第一数据变换,以便移动该场景中每幅断层图像的血管中点,使其与每幅断层图像的图像中心重合,在所述第一数据变换之后,对该场景中每幅断层图像进行第二数据变换,以获得所述血管的图像数据组;

显示器,其被提供所述图像数据组,以对应于该图像数据组显示所述血管的图像。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述基于光学的断层成像系统是用于横截面成像的系统。

3. 根据权利要求 2 所述的装置,其中,所述基于光学的断层成像系统是从包括光相干断层造影系统和光学频域成像系统在内的系统集合中选择的用于横截面成像的系统。

4. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述光学探针包括定心导管。

## ECG 同步的基于光学的图像获取和变换的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种 OCT (Optical coherence tomography, 光相干断层造影) 方法和装置, 具体涉及一种用于获得 OCT 图像序列并且随后将这些图像融合为诊断图像的方法和装置。

### 背景技术

[0002] 光相干断层造影 (OCT) 是一种介入式成像模态, 目前用于对血管中的损伤或病变如狭窄和有问题的斑沉积进行可视性的评估。为了改善这样的评估, 希望产生这样的诊断图像, 其中显示有问题的血管部分使得能直观地识别出病变而无须其他技术成本, 并且也不需要对患者进行额外的辐射。

[0003] 冠状血管的动脉硬化病变是导致发达国家死亡率的主要原因。冠状血管变窄 (狭窄) 或充满脂肪的斑沉积是导致心脏病发作的最常见的原因。最普遍的治疗措施是气囊扩张术和 / 或植入血管内支架 (stent)。选择该治疗措施及其成功的前提是准确地确定病变状况 (损伤) 的特征。

[0004] 除了确定损伤 (在血管中伸展) 的长度之外, 血管的收缩程度、最初健康血管的直径和血管壁结构都是会对准确确定该损伤特征有用的信息类型。希望不仅在损伤本身的区域中了解这样的信息, 而且在该损伤按照血流方向的下游区域以及该损伤按照血流方向的上流区域中也要了解这样的信息。

[0005] OCT 是一种公知的成像模态, 其允许利用血管内成像导管获得血管内部的图像。例如在 PCT 申请 W097/32182 中对 OCT 进行了概括性的描述。OCT 系统在大约 1300nm 的光波长范围内 (近红外范围) 工作。在该波长范围内的光从导管的透镜发射到血管壁中, 而从血管壁反射的光用干涉测量法以深度分辨率来检测。通过旋转辐射光束从血管壁的大量相邻点获得图像信息, 该图像信息被融合为一幅二维图像, 其代表该血管在辐射光束平面中的一个“断层”。另外, 导管可以在图像采集期间沿着血管的纵向移动, 以获得血管的连续图像。将 OCT 导管一直插入到血管中的一个选择点, 然后以连续的、受监控的运动撤回, 该运动公知为“拉回”, 在该运动过程中连续获得图像, 从而获得“一叠”二维断层图像。这些图像可以被离线地 (即在采集之后) 融合以形成一个三维数据组。但总的来说, 实际上只有当前的二维断层图像才显示在图像采集期间使用的显示屏上。这些单个 OCT 图像具有非常高的空间分辨率。根据血管壁与导管之间的距离, 该分辨率根据帧速率和撤回速度在 x、y 方向上 (断层平面) 低于大约 40  $\mu\text{m}$ , 在 z 方向 (拉回方向) 位于 40 到 100  $\mu\text{m}$  的范围内。光束例如可以在断层平面内以最大到 30Hz 的旋转频率旋转。

[0006] 目前有一系列技术可用于在导管实验室中确定狭窄的特征, 但每一种技术都有不足。

[0007] 用于确定损伤特征的最重要的传统方法是血管造影。目前可以使用的血管造影设备只提供关于血管本身的信息, 但不提供涉及损伤形态 (外表和延伸程度) 的信息。但是血管造影的结果可用于进一步选择治疗措施。除了可以在血管造影图像中看见的血管收缩

这一初级评估之外,自动评估程序可用于量化冠状血管造影(QCA)。一个例子就是 Siemens 公司提供的 Quantcor 软件。这样的程序通常提供关于狭窄长度的信息、参考直径(损伤前和损伤后的血管直径、最低/平均/最大血管直径,以及收缩时的最大直径减少)。

[0008] 缺乏涉及损伤区域内的血管结构的信息以及血管造影辐射的两维特性是限制利用这种技术确定治疗措施的因素。错误主要发生在长度测量中,由于损伤不是精确地位于血管造影图像的平面内,因此在血管造影图像中显得缩短了。但这种问题通过利用软件从两次 X 射线投影中进行三维再现就可以解决,该软件也是 Siemens 公司提供的具有可干预心脏 3D(IC3D)的 AXIOM ARTIS。但该软件要求患者受到两次 X 射线的辐射剂量。使用 IVUS(血管内超声波)的血管内成像可以提供涉及血管壁结构的其它信息。涉及血管内超声波的背景技术可以在“*Intravascular Ultrasound:Novel Pathophysiological Insights and Current Clinical Applications*”,Nissen 等人, *Circulation*(2001)604-616 页找到。利用这种两维断层成像技术可以确定所有重要的、决定治疗的损伤量。IVUS 因此已成为确定狭窄和斑沉积特征的最流行的技术。和 OCT 一样,IVUS 涉及经过血管撤回(拉回)探针,在 IVUS 中是超声波探针。尽管 IVUS 具有上述优点,但对 IVUS 拉回序列的评估存在限制。

[0009] 由于心脏通过连续的心脏循环的运动,会在成像平面中发生导管在血管中的偏移,以及周期地沿着血管轴(纵向)偏移。这一问题描述在“*Axial Movement of the intravascular Ultrasound Probe During the Cardiac Cycle:Implications for Three-Dimensional Reconstruction and Measurements of Coronary Dimensions*”,Arbab-Zadeh 等人, *Am. Heart J.*, Vol. 138, No. 5(1999),865-873 页。考虑这些因素来分析图像序列需要解释医生这一方有经验,尤其是在对各种血管段(纵向扫描)进行比较时。IVUS 图像的自动量化需要对 IVUS 图像进行自动分割,这在目前由于有限的分辨率、有波动的强度和对比度以及因为 IVUS 图像中的伪影而只能程度有限地实现。

[0010] 一种改进的方法是公知的 ANGUS,其记载在文章“*True 3-Dimensional Reconstruction of Coronary Arteries in Patients by Fusion of Angiography and IVUS(ANGUS)and Its Quantitative Validation*”,Slager 等人, *Circulation*(2000)511-516 页中。在这项技术中,用双平面 x 射线系统从两个投影方向记录 IVUS 导管的撤回。然后可以用图像的 ECG 触发从该信息中再现出血管的三维路线。但是这样的双平面 x 射线系统只能在有限的导管实验室中得到,而且也需要对患者的额外辐射。

[0011] 用 ECG 触发进行 x 射线成像的替换方案是使用定位系统,其中传感器安装在成像传感器的顶端,该传感器向体外定位系统提供对成像探针的位置和方向的指示。这种技术公开在美国专利 5830145 中。但是为了实施该技术需要使用另外的体外定位系统和特殊的导管。

[0012] 在“*Four-Dimensional Coronary Morphology and Computational Hemodynamics*”,Wahle 等人、“*Medical Imaging 2001:Image Processing*”,Sonka 等人,eds.(743-753 页)中描述了一种方法,其中与 IVUS(ANGUS)撤回并行地记录 ECG,因此从 ECG 中确定或选择的 心脏周期可与单个的 IVUS 图像关联。从该信息中可以确定用于对血管中的血流进行仿真的血管段的四维模型。

[0013] 还可以使用 OCT 对血管壁的连贯性（组成 (composition)、形状 (formation)）进行可视化。此外对所有重要参数的确定还可用于确定损伤的特征。OCT 的优点是对血管段大约 40  $\mu\text{m}$  的高分辨率、高对比度的表现, 以及没有由于钙化而产生的阴影效应。

### 发明内容

[0014] 本发明的目的是提供一种基于光学的断层成像装置和方法（如 OCT 或 OFDI 方法和装置），其可以对病态的血管段获得有意义的图像而无需定位系统, 也不需要患者的额外辐射, 其中以直观可识别的方式并以足以选择治疗措施的分辨率观看该病态血管段。

[0015] 本发明的另一个目的是提供一种可以根据时间和 / 或以近似三维的方式显示该病态血管的图像。

[0016] 根据本发明该目的是在一种基于光学的断层成像方法和装置中实现的, 其中在拉回光学探针的过程中采集包含病变的血管的断层图像, 同时从对象获取 ECG 信号。记录断层图像和 ECG 信号, 使得分别获取断层图像的各时间点与 ECG 信号沿线的各时间点关联。然后对该断层图像重新分类, 使得属于一个预选择的阶段（即在每个连续心脏周期中的重现时间点）的断层图像被融合为一个场景。优选采用定心导管, 使得断层图像定向为垂直于血管的中心轴, 但由于血管本身不是精确线性并且穿过该血管的探针撤回不需要精确地定位在血管中心, 因此各断层图像中的血管中心在不同图像中不是重合的。因此对该场景中的每幅断层图像进行数据变换, 以便将血管中点移动到该场景中每幅断层图像的中心。然后对该场景中这样变换后的图像进行另一次变换, 以显示该场景的纵截面。该后一次变换对应于 CT 血管造影中的公知“曲线平面重整” (CPR)。

[0017] 用户可以选择心脏阶段和 / 或纵截面的角度以可视化该纵截面图像。然后可以很容易地将该纵截面图像用于手动或自动确定选择治疗措施所需要的上述特征。

### 附图说明

[0018] 图 1 是按照本发明的用于基于光学采集和融合断层图像的方法的流程图。

[0019] 图 2 示意性示出医生观看的显示, 用于使医生能够选择感兴趣点以便为了融合断层图像而对断层图像分类。

[0020] 图 3 示意性示出由医生定义的感兴趣点的例子。

[0021] 图 4a、4b、4c 按照对应于图 3 示意图的方式分别示意性示出在变换断层图像之前感兴趣点在各断层图像中的移动位置。

[0022] 图 5a、5b、5c 分别示出根据医生选择的感兴趣点进行变换之后的断层图像 4a、4b、4c。

[0023] 图 6 是示出按照本发明构造和运行的装置的基本部件的结构框图, 其中图像再现处理器具有用按照本发明的计算机程序编码的存储介质。

### 具体实施方式

[0024] 图 1 示出按照本发明的基于光学的断层成像方法的基本步骤, 该方法用于获取断层图像以及将该断层图像融合为诊断图像。

[0025] 在步骤 A, 在拉回光学探针如 OCT 探针或 OFDI 探针期间采集包含病变的血管的一

系列断层图像。该光学探针可以定位在血管中从可疑的损伤位置（病变）顺流而下的一个位置上，使得在拉回期间不仅从该血管的包含损伤的部分、还从该部分的下流和上流获得一系列断层图像。在步骤 A 中还示出，在拉回该光学探针期间从对象采集 ECG 信号。优选使用定心导管，使得断层图像定向为垂直于血管的中心轴。可替换的，外部位置和方向已知的传感器可以与导航系统一起使用。

[0026] 在步骤 B，与 ECG 信号一起记录在拉回光学探针期间获得的断层图像，其意思是获取每张断层图像的时间点与沿着 ECG 信号的时间点相关。

[0027] ECG 信号是代表连续心脏周期的周期信号。ECG 信号中的每个点代表每个心脏周期中的一个时间点。ECG 信号中的每个时间点代表心跳的一个特定阶段。在步骤 C，医生选择一个特定的心脏阶段。因此该心脏阶段在 ECG 信号的每个重复的心脏周期中具有时间上与该特定心脏阶段关联的同一个点。在步骤 C，对断层图像重新分类，使得属于选择出的心脏阶段的断层图像被组合为一个场景。因此标识出来自每个心脏周期的一幅断层图像——该断层图像是在各心脏周期的同一时间点拍摄的，并将这些标识出的断层图像融合到该场景中。

[0028] 当然血管本身不是精确线性的，而且光学探针不一定精确地位于该血管的中心。因此断层图像中的各血管中点与不同断层图像的图像中心不重合。因此在步骤 D 对代表每个断层图像的数据进行电子数据变换，从而将每个断层图像中的血管中点移动到该图像中心。步骤 D 的结果是血管中点处于该场景中每个断层图像的相同位置上。

[0029] 在步骤 E，对该场景中的在步骤 D 中变换的断层图像进行另一次变换以便显示该场景的纵向截面。在步骤 E 中进行的另一次变换对应于在 CT 血管造影中公知的“曲线平面重整”（curved planar reformation, CPR）。医生可以选择将要显示的心脏阶段或该纵截面的角度，并通过交互地确定测量点从所显示的图像中确定合适的参数如狭窄长度、参考直径等。可替换地，该纵截面以适用于很多公知的自动分析软件程序类型的形式存在。

[0030] 在步骤 C，以任何合适的方式选择心脏阶段，如通过触摸或指定 ECG 信号显示（如 R 波）中的一个点，或者通过指定每个心脏周期相对于持续时间的百分比。此外，步骤 C 中的选择可以是预选择，是在步骤 A 中采集断层图像之前进行的。如果进行了这样的预选择，则通过预选择判断标准来触发对断层图像本身的采集，使得例如仅在每个连续的 R 波发生时才采集断层图像。因此断层图像的“分类”与断层图像的采集同时发生。

[0031] 在可替换的实施方式中，场景的后一种变换方式不需要象图 1 的实施例的步骤 E 指定的那样以纵截面示出，但可以另外或替换地以多曲线重整形式示出。为此在一幅断层图像的显示中，如图 2 示意性示出的，医生例如通过指定穿过该断层图像的一条直线来选择该图像中的一个感兴趣点。然后图 2 所示的实际图像电子形式地转换为或变换为图 3 所示的最优圆形图像，包括由医生定义的感兴趣点，该点在其极坐标表示中用角坐标来表示。然后对该场景中的所有图像自动电子地相同表示所定义的点。如果该指定是由医生例如在如图 4a 所示的该场景中的图像 n 中进行的，在该场景前面的图像（通过图 4b 中的图像 m 表示）中以及该场景后面的图像（通过图 4c 中的图像 o 表示）中进行相同的示意性指定。

[0032] 然后进行自动电子变换，其中旋转所有图像使得所选择的有角弦转变成以定义的角度（例如 0 度）示出。该旋转角度插入中间图像中。对该场景的每幅图像这样确定该旋

转角度,使得对以扭曲方式实际穿过该血管上所有点的线来说产生的是直线路径。这产生了其中所有单个图像都具有相同角坐标的场景,如图 5a、5b 和 5c 所示的旋转之后的图像,它们分别对应于图 4a、4b、4c 中变换之前的图像。

[0033] 图 6 示出用于执行本方法的上述实施例的装置的基本部件。该装置包括基于光学的断层成像系统,如 OCT 系统或 OFDI 系统。该基于光学的断层成像系统 1 包括光学探针 2,其适用于以公知方式插入到患者(未示出)的包含病变的血管中。还提供了 ECG 装置 3 用以按照公知的方式在拉回光学探针 2 期间从同一患者获得 ECG 信号。向连接到这些部件的图像再现处理器 4 提供由基于光学的断层成像系统 1 采集的图像以及来自 ECG 装置 3 的 ECG 信号。该图像再现处理器 4 配备了存储介质 5,以计算机可读形式用程序对该存储介质编码,该程序用于使图像再现处理器 4 执行本发明方法的上述一个或多个实施例。在实施该方法期间,医生在该图像再现处理器 4 中进行适当的输入以进行上述选择。在实施该方法期间,帮助医生作出这些选择所需要的信息显示在与图像再现处理器 4 连接的显示器 7 上。作为该方法的结果所产生的最终图像也显示在显示器 7 上。

[0034] 图像再现处理器 4 和基于光学的断层成像系统 1 之间的连接展示为双向的,以允许医生对心脏阶段进行上述预选择,在该心脏阶段所述基于光学的断层成像系统将采集单个的断层图像。为此,基于光学的断层成像系统 1 可以通过图像再现处理器 4 从 ECG 装置接收 ECG 信号,可替换的,还可以在 ECG 装置和基于光学的断层成像系统 1 之间提供直接连接。当然对基于光学的断层成像系统 1 本身来说还可以具有自己的用户接口,医生可以通过该用户接口进行上述预选择。

[0035] 本发明的方法、装置和编码的存储介质可以简单和半自动地从利用基于光学的断层成像系统获得的断层图像中定义对选择治疗措施以减轻血管闭塞来说重要的参数,而无需使用额外的设备,也不需要对象进行 x 射线辐射。所述方法和装置利用了可用基于光学的断层成像获得的高分辨率,并且可以为了诊断目的而进行量化的四维分析。可以按照允许直观显示闭塞的方式来显示血管场景。还可以将按照本发明方法和装置获得的图像与其它图像如 CT 图像或在同一对象的不同检查期间获得的其它图像叠加,从而可以监控治疗进程,或可以将闭塞的血管与非病理状态下的血管图像进行比较。

[0036] 尽管本领域的技术人员可以给出修正和改变,本发明意欲在本专利的范围内体现所有合理的改变和修正并恰当地落入其对本领域的贡献范围内。

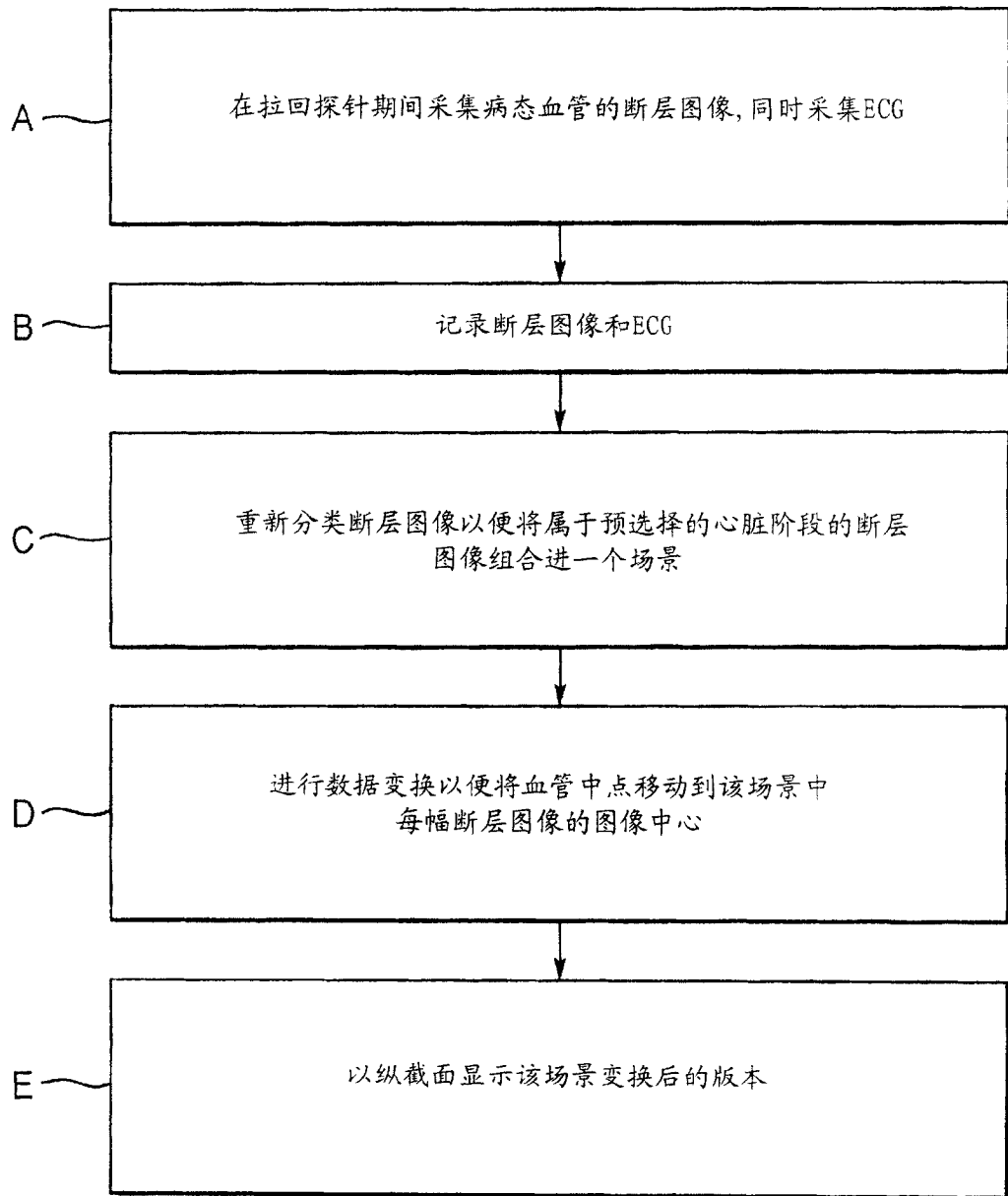


图 1

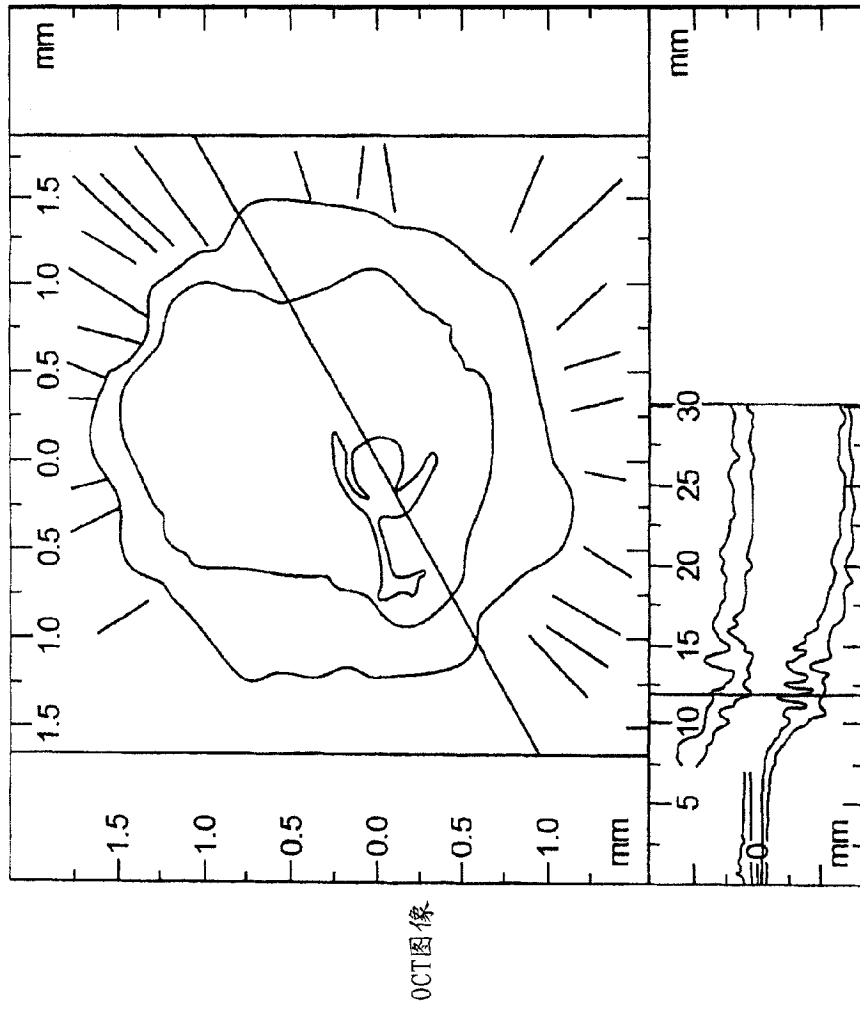
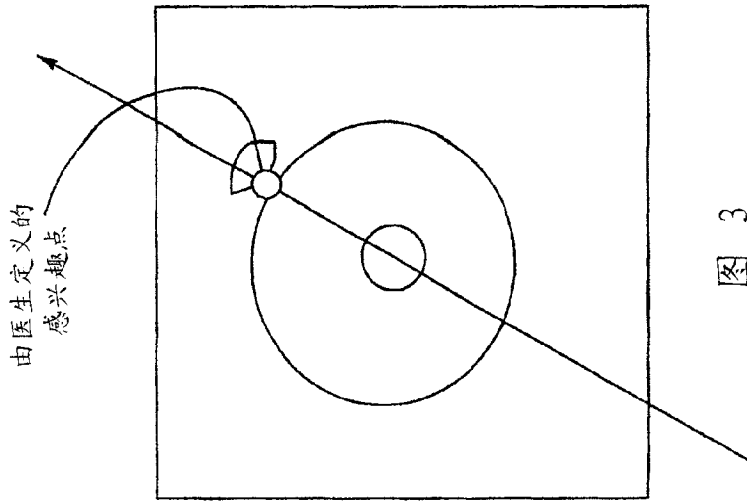


图 2

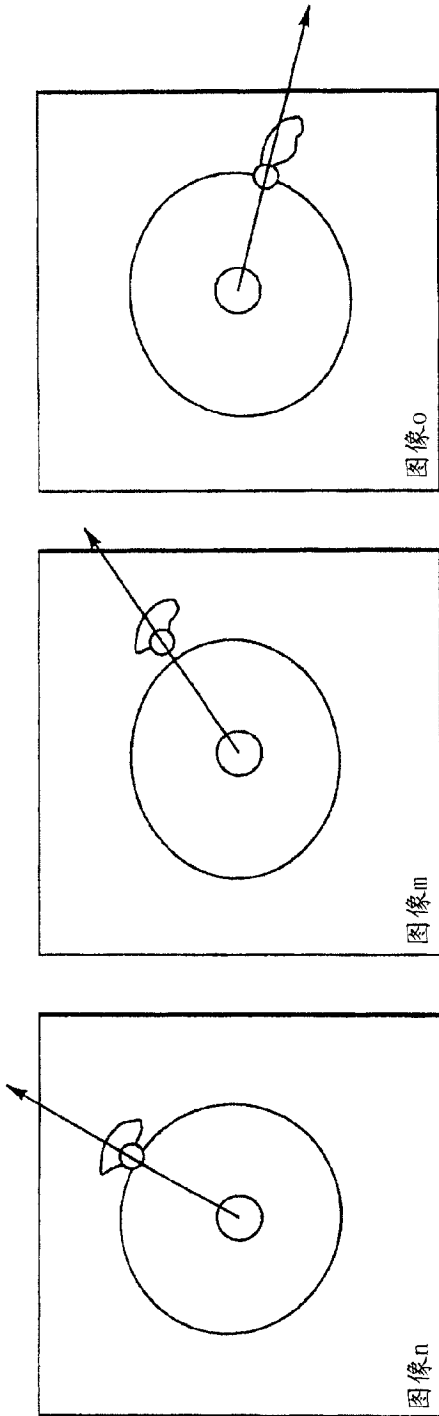


图 4c

图 4b

图 4a

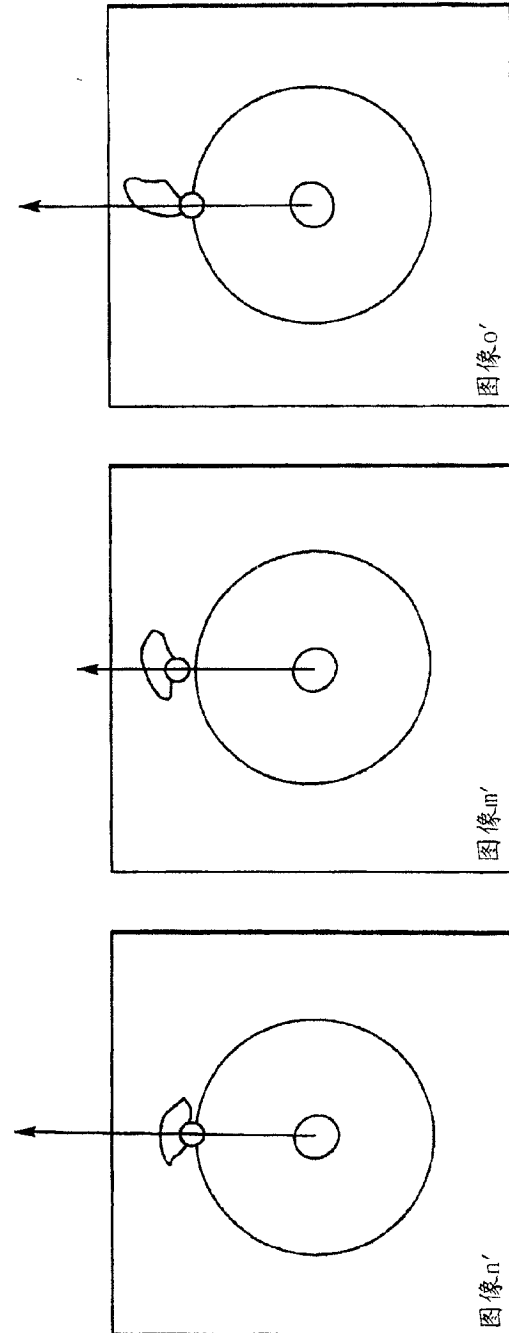


图 5c

图 5b

图 5a

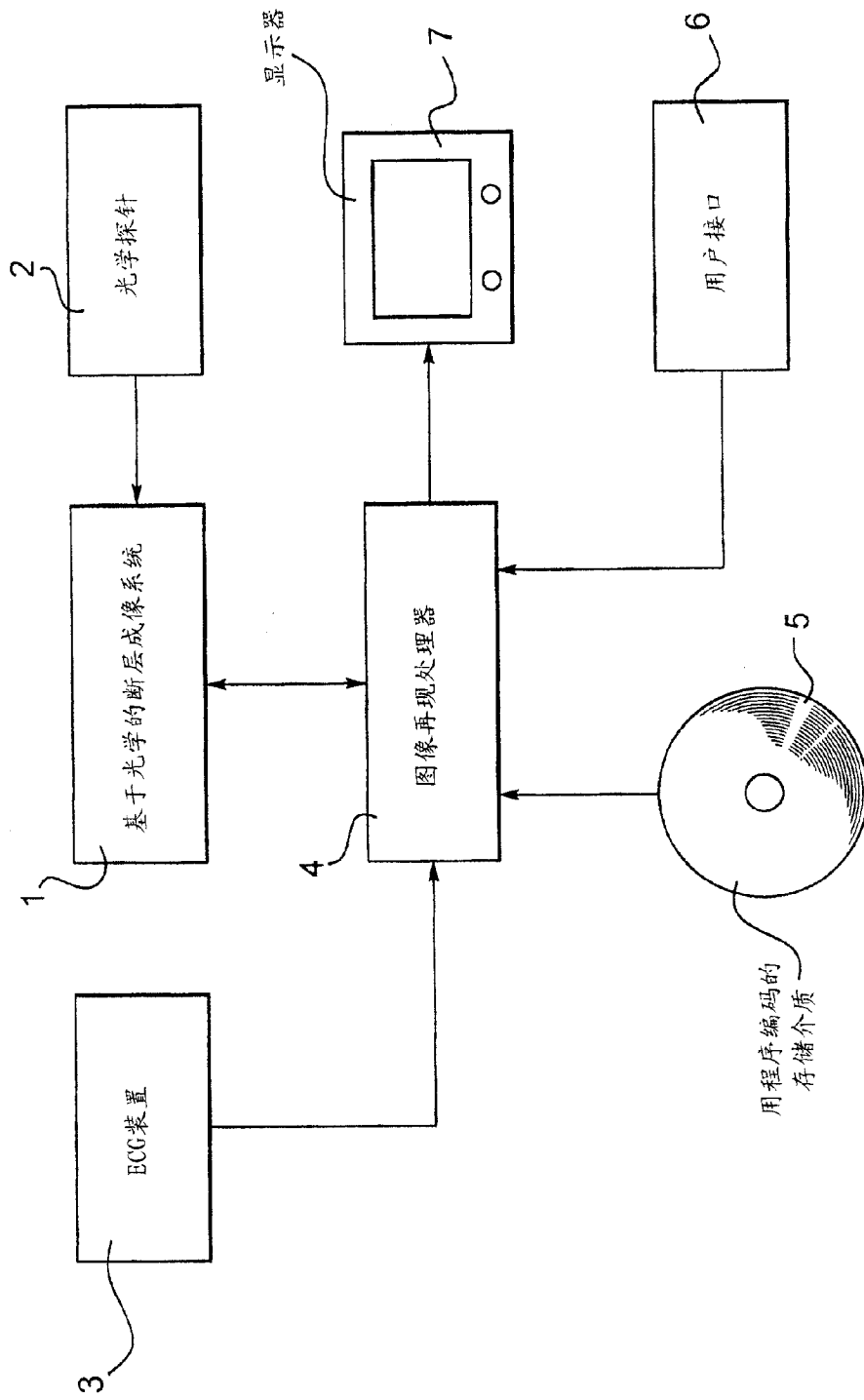


图 6

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | ECG同步的基于光学的图像获取和变换的方法和装置                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN1977765B</a>                     | 公开(公告)日 | 2010-11-03 |
| 申请号            | CN200610165943.5                               | 申请日     | 2006-12-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 西门子公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 西门子公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 西门子公司  |         |            |
| [标]发明人         | 埃斯特卡默斯<br>克劳斯克林根贝克雷恩<br>奥利弗迈斯纳<br>托马斯雷德尔       |         |            |
| 发明人            | 埃斯特卡默斯<br>克劳斯·克林根贝格-雷恩<br>奥利弗·迈斯纳<br>托马斯·雷德尔   |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0402 A61B5/6852 A61B5/7289 A61B5/0066    |         |            |
| 代理人(译)         | 邵亚丽<br>李晓舒                                     |         |            |
| 优先权            | 11/298779 2005-12-09 US                        |         |            |
| 其他公开文献         | CN1977765A                                     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

本发明涉及一种用于采集和融合血管的多个断层图像的方法和装置，其中，将该断层图像融合在一起以提供对血管中病变的直观可识别显示，在拉回基于光学的断层成像系统的光学探针期间获取血管的断层图像，同时获取该对象的ECG信号。记录该多个断层图像和ECG信号，在选择的心脏阶段获得的断层图像被融合为一个场景。对该场景中的断层图像进行第一数据变换，以便将每幅断层图像中的血管中点移动到每幅断层图像的图像中心。在第一数据变换之后，对该场景中每幅断层图像进行第二数据变换以产生显示。该第二数据变换例如是可以显示血管纵截面的曲线平面重整。

