



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414185 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780040572.4

(22)申请日 2017.04.28

(30)优先权数据

10-2016-0052340 2016.04.28 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2017/004544 2017.04.28

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/188772 KO 2017.11.02

(71)申请人 韩国科学技术院

地址 韩国大田

(72)发明人 吴汪烈 朴泫相 金大植 张先走

赵汉赛

(74)专利代理机构 上海思微知识产权代理事务所(普通合伙) 31237

代理人 曹廷廷

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

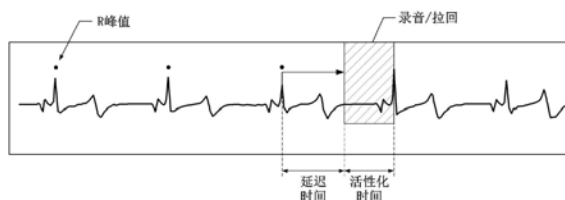
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置

(57)摘要

本发明提供一种回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置。根据一个实施例的用于控制OCT装置进行OCT成像的触发器装置,包括:电极,用于从样本传感心电图信号;和控制器,以所述心电图信号的心电图周期为基础,控制所述OCT装置回避所述样本的心肌的收缩期,执行所述OCT成像。



1. 一种触发器装置,用于控制OCT装置进行OCT成像,其特征在于,包括:
电极,用于从样本传感心电图信号;和
控制器,以所述心电图信号的心电图周期为基础,控制所述OCT装置回避所述样本的心肌的收缩期,执行所述OCT成像。
2. 根据权利要求1所述的触发器装置,其特征在于,所述心电图周期为将包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。
3. 根据权利要求1所述的触发器装置,其特征在于,所述控制器生成触发器信号,所述触发器信号控制所述OCT装置开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。
4. 根据权利要求3所述的触发器装置,其特征在于,所述控制器从检测所述心电图信号后过一段延迟时间,将所述触发器信号输出至OCT装置。
5. 根据权利要求4所述的触发器装置,其特征在于,所述延迟时间与所述心电图周期的第一比例对应,所述触发器信号的活性化时间与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与第二比例设定在所述延迟时间与所述活性化时间之和不超过所述心电图周期的范围内。
6. 一种OCT系统,其特征在于,包括:
触发器装置,从样本传感心电图信号,并以所述心电图信号的心电图周期为基础,生成触发器信号;和
OCT装置,回应所述触发器信号,回避所述样本的心肌的收缩期,执行OCT成像。
7. 根据权利要求6所述的OCT系统,其特征在于,所述心电图周期为以包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。
8. 根据权利要求6所述的OCT系统,其特征在于,所述OCT装置回应所述触发器信号,开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。
9. 根据权利要求6所述的OCT系统,其特征在于,所述触发器装置,从检测所述心电图信号后过一段延迟时间将所述触发器信号输出至OCT装置。
10. 根据权利要求9所述的OCT系统,其特征在于,所述延迟时间与所述心电图周期的第一比例对应,所述触发器信号的活性化时间与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与第二比例设定在所述延迟时间与所述活性化时间之和不超过所述心电图周期的范围内。
11. 一种OCT成像执行方法,其特征在于,包括:
从样本传感心电图信号的步骤;和
以所述心电图信号的周期为基础,回避样本的心肌的收缩期执行OCT成像的步骤。
12. 根据权利要求11所述的OCT成像执行方法,其特征在于,所述心电图周期为将包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。
13. 根据权利要求11所述的OCT成像执行方法,其特征在于,所述执行步骤为,从检测所述心电图信号后过一段延迟时间,开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。
14. 根据权利要求13所述的OCT成像执行方法,其特征在于,所述延迟时间与所述心电

图周期的第一比例对应,所述OCT成像的执行时间与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与所述第二比例设定在所述延迟时间与所述执行时间之和不超过所述心电图周期的范围内。

回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置

技术领域

[0001] 以下实施例涉及回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置。

背景技术

[0002] 如光学相干断层成像(Optical coherence tomography (OCT))等的光学性断层拍摄装置为通过不用切开的非接触方式,可拍摄对象体的内部影像的装置。OCT为完善X线计算机断层拍摄(Xray computed tomography;CT)、超声波成像(ultrasound imaging)、核磁共振仪等现有传感器所具有的,如对人体有害、价格问题及对分辨率进行测定等问题的影像拍摄技术。

[0003] 第二代光学相干层析成像术(Second Generation Optical Coherence Tomography;2nd OCT)可利用由于波长转换激光的途径之差所发生的干涉现象,获得深度信息,并通过波束扫描提供清晰度高的三维影像。这能以非接触、无攻击性方式,可观察活组织的深度,其中,可观察到的最大深度为数mm。所述方法,多应用于不可取出的血管系统的影像化。作为广泛被利用的领域之一,可举出,如向心脏提供血液的冠状动脉的血管内影像化。

[0004] 利用OCT的对于冠状动脉的疾病诊断的技术,其速度与清晰度比现有的血管内超声(IVUS)技术高,因此,在结构上可提供很多信息,在临床上广泛被应用。这种利用OCT的冠状动脉成像以插入在血管内的内窥镜为基础执行。为了拍摄血管的三维结构,旋转360°的同时,通过拉回(pullback)内窥镜,将其成像为旋风土豆片。

[0005] 通常,在临床实验时,进行成像的时间达几秒,因为成像期间患者或者样本的心脏一直在跳,可由心跳,反复进行血管收缩、舒张。特别地,在收缩期,心血管快速活动。心血管疾病的最危险情况为,心血管被阻挡而不能向心脏提供通过血液流动的供氧,因此,在诊断心血管疾病时,心血管的内腔宽度为最重要的因素。

[0006] 受心跳,特别是由于收缩期引起的物理上的影响,如果心血管的内腔宽度变化,可通过结构性FFR分析,对为最重要的因素。

发明内容

[0007] 技术课题

[0008] 实施例可提供回避受心跳影像的物理动作量大的收缩期,在物理动作量最小的心脏舒张期执行冠状动脉的OCT成像的技术。

[0009] 技术方案

[0010] 根据一个实施例的触发器装置,用于控制OCT装置进行OCT成像,可包括:电极,用于从样本传感心电图信号;和控制器,以所述心电图信号的心电图周期为基础,控制所述OCT装置回避所述样本的心肌的收缩期,执行所述OCT成像。

[0011] 所述心电图周期可为将包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。

[0012] 所述控制器可生成触发器信号,所述触发器信号可控制所述OCT装置开始进行拉

回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。

[0013] 所述控制器从检测所述心电图信号后过一段延迟时间,将所述触发器信号输出至OCT装置。

[0014] 所述延迟时间可与所述心电图周期的第一比例对应,所述触发器信号的活性化时间可与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与第二比例可设定在所述延迟时间与所述活性化时间之和不超过所述心电图周期的范围内。

[0015] 根据一个实施例的OCT系统,可包括:触发器装置,从样本传感心电图信号,并以所述心电图信号的心电图周期为基础,生成触发器信号;和OCT装置,回应所述触发器信号,回避所述样本的心肌的收缩期,执行OCT成像。

[0016] 所述心电图周期可为以包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。

[0017] 所述OCT装置可回应所述触发器信号,开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。

[0018] 所述触发器装置,可从检测所述心电图信号后过一段延迟时间将所述触发器信号输出至OCT装置。

[0019] 所述延迟时间可与所述心电图周期的第一比例对应,所述触发器信号的活性化时间可与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与所述第二比例可设定在所述延迟时间与所述活性化时间之和不超过所述心电图周期的范围内。

[0020] 根据一个实施例的OCT成像执行方法,可包括:从样本传感心电图信号的步骤;和以所述心电图信号的周期为基础,回避样本的心肌的收缩期执行OCT成像的步骤。

[0021] 所述心电图周期可为将包括在所述心电图信号的R波作为标准的心电图周期。

[0022] 所述执行的步骤可包括,从检测所述心电图信号后过一段延迟时间,开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。

[0023] 所述延迟时间可与所述心电图周期的第一比例对应,所述OCT成像的执行时间可与所述心电图周期的第二比例对应,所述第一比例与所述第二比例可设定在所述延迟时间与所述执行时间之和不超过所述心电图周期的范围内。

[0024] 附图简要说明

[0025] 图1是根据一个实施例的OCT系统的概略性框图。

[0026] 图2是如图1所示的触发器装置的概略性框图。

[0027] 图3是说明触发器装置的动作的概念图。

[0028] 图4是如图1所示的OCT装置的框图。

[0029] 图5a至图5c是如图4所示的波长转换装置的例示图。

[0030] 图6是如图1所示的OCT系统的动作的顺序图。

具体实施方式

[0031] 在本说明书公开的对本发明概念的实施例,特定的结构或技能说明,其目的只是用于说明本发明概念的实施例的示例,根据本发明概念的实施例,可由多种形态实施,且不限于在本说明书中说明的实施例。

[0032] 根据本发明概念的实施例,可附加多样的变更,且可加多种形态,所以,将实施示出在示例,在本说明书中进行详细地说明。但是,这不限定根据本发明概念的实施例特定公开形态,且包括在本发明的思想及技术范围的变更、均等物,或代替物。

[0033] 可将第一或第二等用语用于说明多种构成要素,但所述构成要素不能限定于所述用语。所述用语只用以将一个构成要素和其他构成要素区别的目的,例如,不脱离从本发明概念的权利范围,第一构成要素可被命名为第二构成要素,类似地第二构成要素也可被命名为第一构成要素。

[0034] 可以理解,某些构成要素被提及“连接”或“接入”在其他构成要素时,可直接地连接或接入在其他构成要素,但中间也可存在其他构成要素。相反地,某些构成要素被提及“直接连接”或“直接接入”在其他构成要素时,可以理解为中间不存在其他构成要素。说明构成要素间关系的用语,例如“在~之间”和“就在~之间”,或“直接相邻在~”等,也被相同地解释。在本说明书中使用的用语只是为了说明特定的实施例而使用的,所以不是要限定实施例的意图。单数的表现除了在内容上明确指定之外,包括复数表现。在本说明书中,“包括”或者“具有”等用语要理解为,指定说明书中记载的特征、数字、步骤、操作、构成要素、部件或者这些组合的存在,而不是预先排除一个或者其以上的其他特征或者数字、步骤、操作、构成要素、部件或者这些组合的存在,或者附加可能性。

[0035] 在实施例中使用的用语只是为了说明特定的实施例而使用的,所以不是要限定实施例的意图。单数的表现除了在内容上明确指定之外,包括复数表现。在本说明书中,“包括”或者“具有”等用语要理解为,指定说明书中记载的特征、数字、步骤、操作、构成要素、部件或者这些组合的存在,而不是预先排除一个或者其以上的其他特征或者数字、步骤、操作、构成要素、部件或者这些组合的存在,或者附加可能性。

[0036] 除了另外被定义,在这里所使用的包括技术或者科学用语的所有用语与本领域的技术人员一般理解具有相同的意思。一般所使用的事先被定义的用语解析成与有关技术具有意思相同的意思,且除了在本说明书没有明确的定义,不能解释成理想的或者过于形式的意思。

[0037] 以下,参考附图对实施例进行详细地说明。但是,本专利申请的范围不限制或限定于这些实施例。在各图中示出的相同参考符号显示相同的部件。

[0038] 图1是根据一个实施例的OCT系统的概略性框图。

[0039] 参照图1,OCT系统可包括触发器装置100及OCT装置200。

[0040] OCT装置200可执行OCT成像。例如,OCT装置200可通过旋转插入于血管的成像导管获得2D图像,并通过拉回成像导管,可获得3D图像。

[0041] 当OCT装置200对心血管进行成像时所生成的图像可由心脏活动,即心肌的收缩被歪曲(例如,可产生运动伪迹)。例如,图像可包括2D图像和/或3D图像。由于心肌收缩在冠状动脉所发生的图像歪曲可在包括在心电图信号的任何一波出现之后显现。

[0042] 触发器装置100能以心电图信号为基础,预测由心肌收缩在冠状动脉发生的图像歪曲,并且,可控制OCT装置200回避收缩期进行成像。

[0043] 由此,OCT装置200可根据触发器装置100的控制开始OCT成像动作。即,OCT装置200可回避由于心跳物理动作量大的收缩期,仅在物理动作量最小的心舒期执行对冠状动脉的OCT成像。

[0044] 可通过减少从OCT装置200生成的2D图像和/或3D图像的图像失真,OCT装置200可进一步精确地确认所拍摄的组织的结构。

[0045] 从而,可通过结构性信息进行精确的诊断。此外,还可以加快引进心跳OCT FFR(血流储备分数;Fractional Flow Reserve)等的分析方法,向医生、患者提供更具有可靠性的更多信息。

[0046] 在图1示出了触发器装置100由OCT装置200的外部实现。但并不限于此,触发器装置100可在OCT装置200的内部实现。

[0047] 图2是如图1所示的触发器装置的概略性框图。图3是示出说明触发器装置的动作的概念图。

[0048] 参照图1至图3,触发器装置100可从样本传感心电图信号,并且,可利用心电图信号执行电子性处理工程。例如,样本可包括人、患者或者动物。

[0049] 触发器装置100通过分析包括于心电图信号的R波的心电图周期,预测心肌的收缩期。由于心肌的收缩,在冠状动脉发生的图像失真,可能在出现包括在心电图信号的多个波中振幅最大、最尖锐的R波的峰值后最大。

[0050] 即,触发器装置100在多个波中,将R波作为心电图周期的标准店进行选择。并且,可通过检测出R波峰值,可分析R波的心电图周期。

[0051] 触发器装置100可包括ECG电极(electrode;110)及触发器130。

[0052] ECG电极110可从样本接收(或者传感)心电图信号。例如,由于心电图信号对活体的身体活动、状态敏感,应在保持基本的P,Q,R,S,T波形的基础上,可包括低频噪音。

[0053] 控制器130可分析包括在心电图信号的R波的心电图周期,并以R波的心电图周期为基础,可控制OCT装置200回避心肌的收缩期执行OCT成像。

[0054] 控制器130可包括高通滤波器(high pass filter)131、放大器(amplifier)133、比较器(comparator)135、定时器(timer)137及MCU(micro controller unit)139。

[0055] 高通滤波器131可除去心电图信号的低频噪音。即,高通滤波器131可生成仅包括P、Q、R、S、T波形的心电图信号。高通滤波器131可通过放大器输出除去低频噪音的心电图信号。

[0056] 放大器133可放大由高通滤波器131输出的心电图信号。放大器133可通过比较器135输出放大的心电图信号。

[0057] 比较器135可将被放大的心电图信号与临界值进行比较,并可根据比较结果输出比较信号。例如,只有当被放大的心电图信号比临界值大时,比较器135可输出比较信号(例如,5V信号)。

[0058] 放大器133与比较器135的顺序可被变更,并且,放大器133可通过比较器135抽出具有最大的振幅、尖锐的R波。

[0059] 定时器137可测定比较信号被输出时的间隔,并可生成测定信号。例如,定时器137可通过测定比较信号被输出时的间隔,测定R波与下一个R波之间的时间差。测定信息,可为关于R波与下一个R之间的时间差的信息。

[0060] MCU139能以由定时器137输出的测定信息为基础,获得R波的心电图周期。

[0061] MCU139能以R波的心电图周期为基础,生成用于控制OCT装置200的动作的触发器信号。例如,触发器信号可为用于控制OCT装置200开始将嵌入于血管的成像导管251的动作

和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。

[0062] MCU139可在检测R波峰值之后过一段时间,用OCT装置输出触发器信号。即,MCU139可检测出R波的峰值,并延迟一定时间之后,用OCT装置输出触发器信号。

[0063] R波出现之后过一段时间,心肌的收缩可能对血管带来影响。此时,MCU139可通过延迟时间避免受影响,用OCT装置输出触发器信号。

[0064] 如图3所示,MCU139可通过计算出许多次的所测定的R波间隔的平均值,计算延迟时间。MCU139可检测出下一个R波,等待延迟时间后,用OCT装置输出触发器信号。从而,在触发器信号的活性化期间,OCT装置可进行OCT成像。即,触发器信号的活性化时间可表示执行OCT成像的时间。

[0065] 延迟时间可与R波的心电图周期的第一比例对应。此时,触发器信号的活性化时间(或者区间)可与心电图周期的第二比例对应。触发器信号的活性化时间,可对应于由于心肌收缩造成的弯曲最小化的时间(或区间),即,心肌舒张期。

[0066] 例如,第一比例可为R波心电图周期的60%,第二比例可为R波心电图周期的30%。但是,并不限于此,第一比例与第二比例可在延迟时间与活性化时间之和不超过R波之间的间隔,即R波的心电图周期的范围内被设置。

[0067] 图4是如图1所示的OCT装置的框图。图5a至图5c是如图4所示的波长转换装置的例示图。

[0068] 参照图1至图5c,OCT装置200可包括波长转换激光210,耦合器(coupler)215,参考反射镜(reference mirror)231,直准器(collimator)233,多个循环器(circulators)241、243,成像导管(imaging catheter)251,旋转接合部(rotary junction)253,拉回阶段(pullback stage)255,检测器(detector)270,DAQ(data acquisition)280及计算机(computer)290。

[0069] OCT装置200可通过旋转接合部253,旋转嵌入于血管的成像导管251,获得2D图像。并且,可通过拉回阶段255拉回成像导管251,获得3D图像。

[0070] 此时,OCT装置200可回应触发器信号,执行OCT成像。例如,OCT装置200可回应触发器信号,同时开始拉回将嵌入于血管的成像导管251的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作。

[0071] 波长转换激光210可通过耦合器215将部分光输出至标准臂(230),并将部分光输出至试样臂(sample arm;250)。

[0072] 波长转换激光210可包括发出光、放大光的增益介质(gain medium)210-1与可根据时间转换通频带(pass band)的可调滤波器(tunable filter)210-3。

[0073] 如图5a至图5c所示,波长转换激光210可实现为图5a中的fiber based ring cavity laser结构,图5b中的freespace ring cavity laser结构,图5c中的freespace linear cavity laser结构。但是,波长转换激光210并不限于此,可实现为各种各样的机构。

[0074] 用标准臂230,从波长转换激光210输出的部分光可被参考反射镜231反射。参考反射镜231反射的光可通过多个循环器241传达至检测器270。

[0075] 用试样臂250,从波长转换激光210输出的部分光可被成像导管251被插入的血管的内壁反射。从血管的内壁反射的光可通过循环器243传达至检测器270。

[0076] 此时,旋转结合部253可旋转插入于血管的成像导管251。拉回阶段255,可回应触发器信号,拉回成像导管251。

[0077] 检测器270可通过平衡检测方法,对从试样臂250反射而传达的光与从标准臂230反射而传达的光的干涉信息进行测定。检测器270可实现为直准器(collimator),反射镜(mirror),分束器(beam splitter),比较器等。

[0078] DAQ280可回应触发器信号,记录(或者收集)干扰信号。

[0079] 计算机290可通过对记录于DAQ290的干涉信息进行图像加工,获得图像。

[0080] 即,OCT装置200可回应触发器信号,回避受心跳影像的物理动作量大的收缩期,只有在物理动作量最小的心脏舒张期执行冠状动脉的OCT成像的技术。

[0081] 图6是如图1所示的OCT系统的动作的顺序图。

[0082] 为便于说明,假设图6的流程是为了拍摄样品,已经完成麻醉、系统安装、catheterization等的前提下进行的。

[0083] 参照图1至图6,触发器装置100可通过对R波之间的间距连续地进行测定,分析R波的心电图周期S610。

[0084] 触发器装置100可通过进行连续测定,判断出在误差临界值范围内,所测定的几个值是否稳定,确定样品的心跳是否稳定S620。触发器装置100,当心跳不稳定时,可继续执行测定S610。

[0085] 例如,触发器装置100计算近期的三次R波的间距,并且,将相当于平均值的10%的许可误差作为标准。此时,在下一个心跳,触发器装置100可将比标准的短或者长的R波间距判断为心律失常,不将其包括在近三次的R波的平均值,利用于生成触发器信号。

[0086] 确认心跳次数稳定后,OCT装置200可执行用于OCT成像的冲洗S630。当因为在血管充满血液,光不能透过血液时,可执行冲洗。

[0087] 当OCT装置200完成冲洗,使用者允许OCT成像时,触发器装置100可检测出R波峰值,并生成触发器信号S630。

[0088] 触发器装置100,从检测R波峰值后过一段延迟时间,可将触发器信号输出至OCT装置S650。OCT装置200在延迟时间期间可不执行任何动作,处于等待拍摄状态。延迟时间,可与R波的心电图周期的第一比例对应。

[0089] OCT装置200可回应触发器信号,可同时开始进行拉回被插入于所述样本的血管的成像导管的动作和记录与从血管反射的光相关的干涉信息的动作S660。此时,触发器信号的活性化时间(或者活性化期间)可对应于R波心电图信号的第二比例。即,OCT装置200在触发器信号的活性化期间,可执行OCT成像动作。

[0090] 例如,第一比例为R波心电图周期的60%,第二比例为R波心电图周期的30%。但是,并不限于此,第一比例与第二比例的延迟时间与活性化时间之和可设定在R波之间的间距,即不超过R波心电图周期的范围内。

[0091] OCT装置200可确认是否对必要范围进行充分扫描S670。当OCT装置200未充分扫描必要范围时,步骤S640至S670可反复到OCT装置充分对必要范围进行扫描。

[0092] 上述说明的装置可由硬件构成要素、软件构成要素、和/或硬件构成要素及软件构成要素的组合被体现。例如,说明的装置及构成要素,可利用类似处理器、控制器、算术逻辑单元ALU(arithmetic logic unit)、数字信号处理器(digital signal processor)、微型

计算机、现场可编程阵列FPA(field programmable array)、可编程逻辑单元PLU(programmable logic unit)、微处理器、或执行指令(instruction)的其他任何装置、一个以上的通用计算机或特殊目的计算机被体现。处理装置可执行操作系统(OS)及该操作系统中所执行的一个以上的软件应用程序。此外,处理装置可应答软件的执行,来存取、存储、运行、处理、生成数据。为了便于理解,处理装置被说明是使用一个,但在相关技术领域中,具有通常知识的技术人员应理解,处理装置可包括多个处理元件(processing element)和/或多个类型的处理元件。例如,处理装置可包括多个处理器或一个处理器,以及一个控制器。此外,也可以是类似并行处理器(parallel processor)的其他处理配置(processing configuration)。

[0093] 软件是计算机程序(computer program)、代码(code)、命令(instruction)或者可包括其中的一个以上的组合,并且可命令按所愿的动作构成处理装置,或者独立的或者结合的(collectively)处理装置。软件和/或数据是经处理装置被解释或者为了给处理装置提供命令或者数据,可被具体化(embodiment)为某种类型的机器、构成要素(component)、物理装置、虚拟装置(virtual equipment)、计算机存储介质或者装置,或者在被传输的信号波(signal wave)永久的,或者一时的。软件分散在由网络连接的计算机系统上,以分散的方法存储或者可被执行。软件及数据可存储在一个以上的计算机可读记录媒体。

[0094] 根据实施例的方法可通过多种计算机手段以可执行的程序指令形态被记录在计算机可读媒体中。计算机可读媒体可包括独立的或结合的程序指令、数据文件、数据结构等。媒体和程序指令可为了本发明被专门设计和创建,或为计算机软件技术人员熟知而应用。计算机可读媒体的例子包括:磁媒体(magnetic media),如硬盘、软盘和磁带;光学媒体(optical media),如CD ROM、DVD;磁光媒体(magneto-optical media),如光盘(floptical disk);和专门配置为存储和执行程序指令的硬件装置,如只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)等。程序指令的例子,既包括由编译器产生的机器代码,也包括使用解释程序并可通过计算机被执行的高级语言代码。为执行实施例的运作,所述硬件装置可被配置为以一个以上的软件模来运作,反之亦然。

[0095] 如上所示,本发明虽然由限定的实施例护套图被说明,但是本发明不限于所述实施例,并且本发明的技术人员可从这些器材进行多样的修改及变更。例如,说明的技术与说明的方法不同的被执行和/或说明的系统、结构、装置、回路等构成要素与索命的方法不同的形态结合或者组合,或者经其他构成要素或者均等物代替或者置换也可达到适当的结果。

[0096] 因此,其他体现、其他实施例及与权利要求均等的,也属于后述的权利要求范围。

10

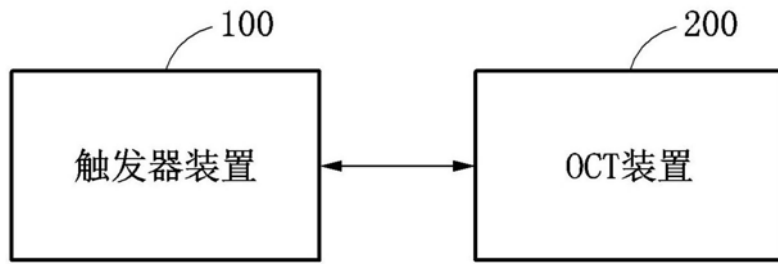


图1

100

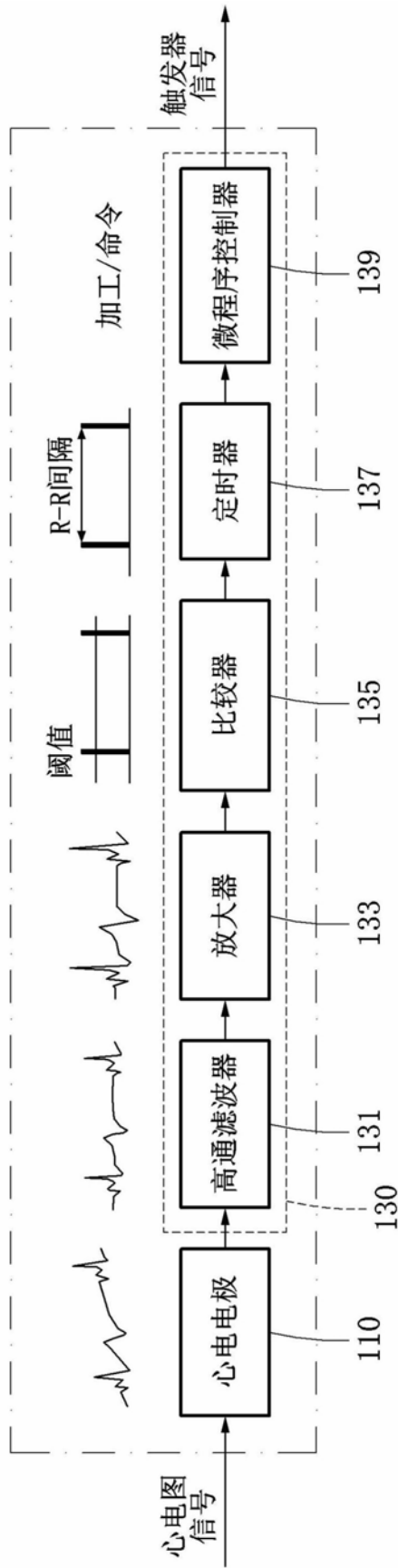


图2

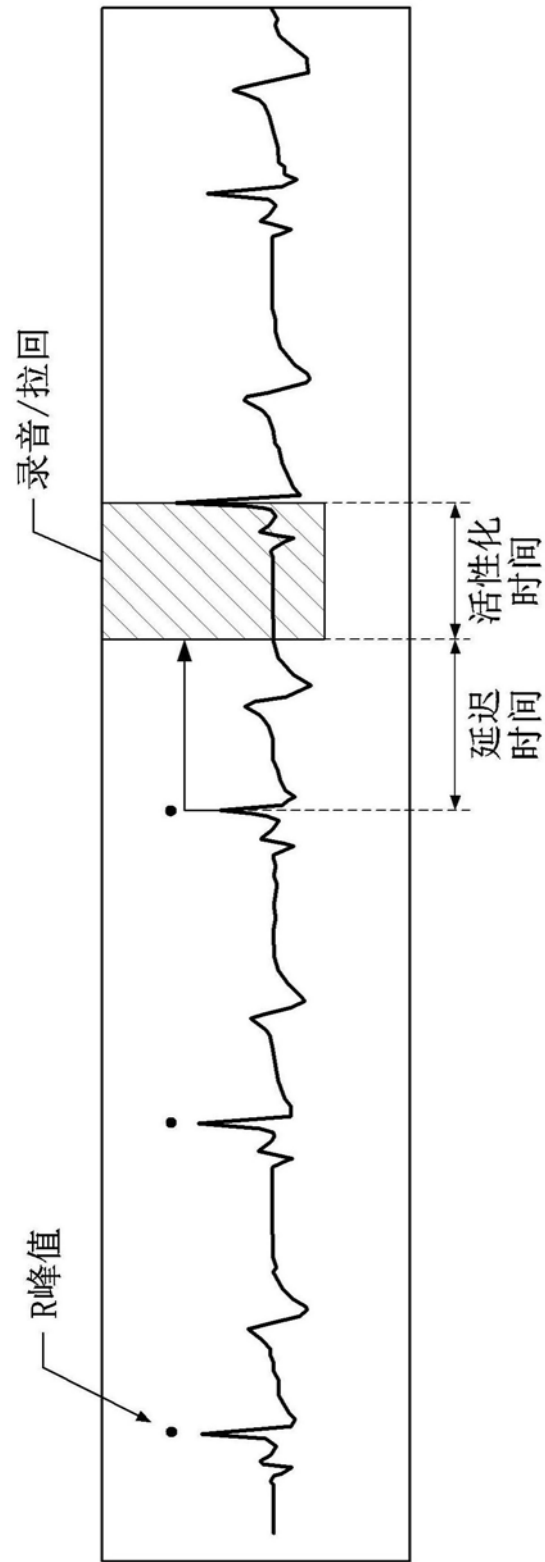


图3

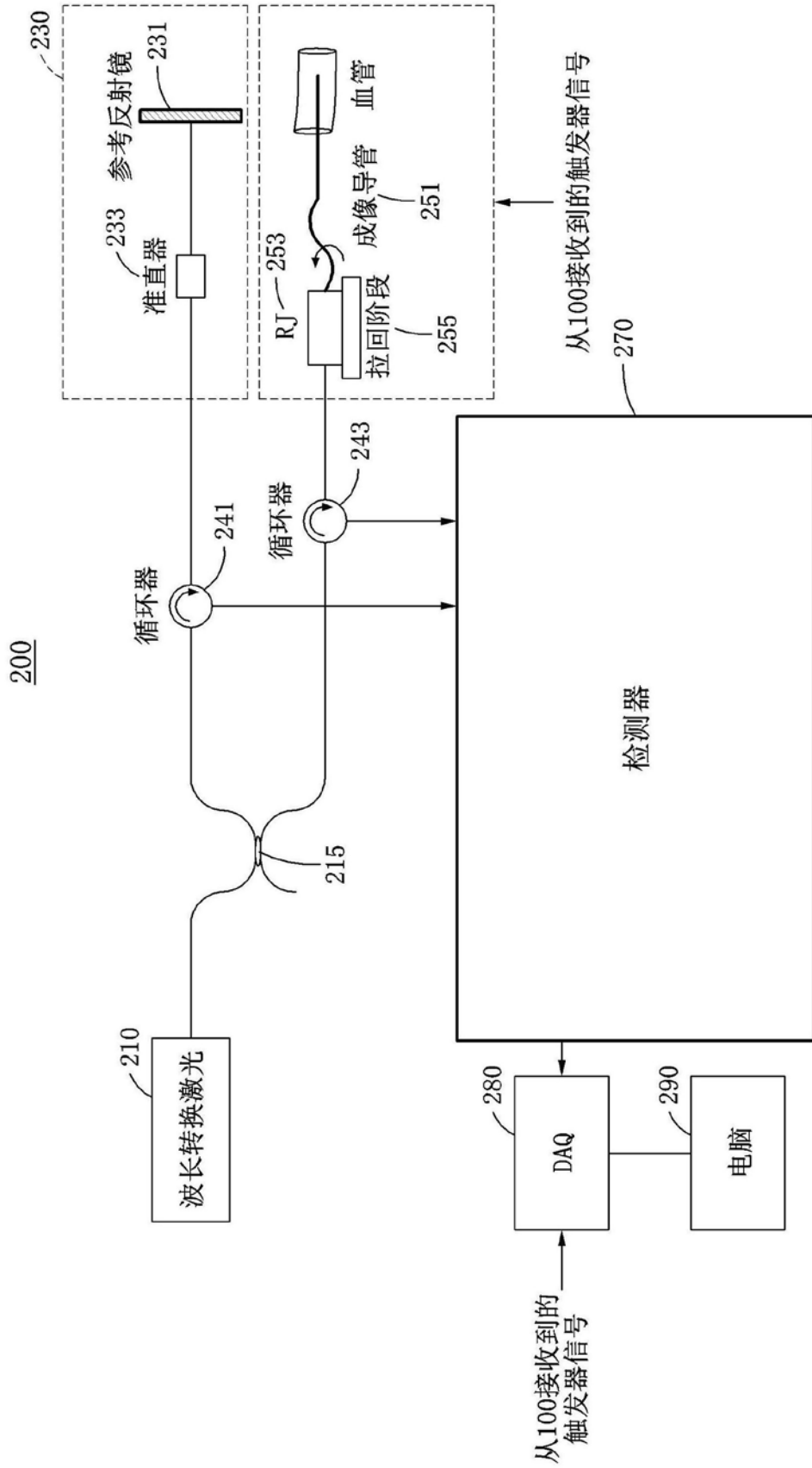


图4

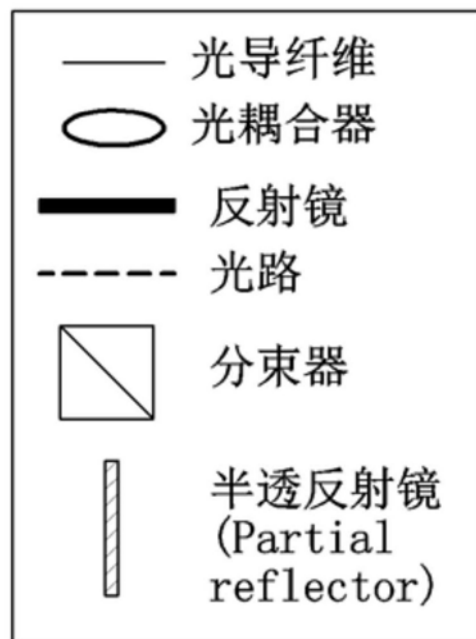
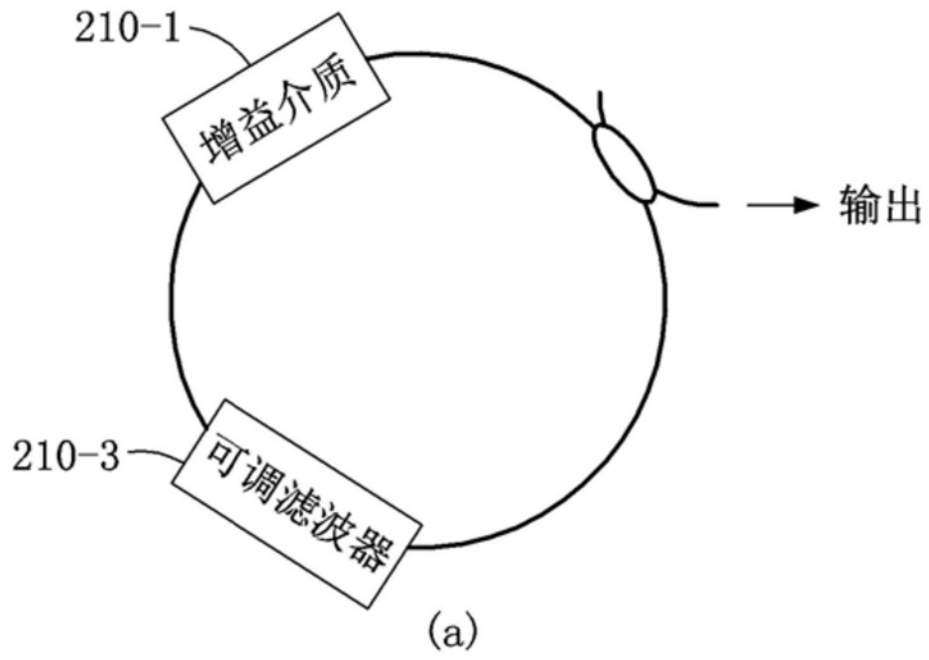


图5a

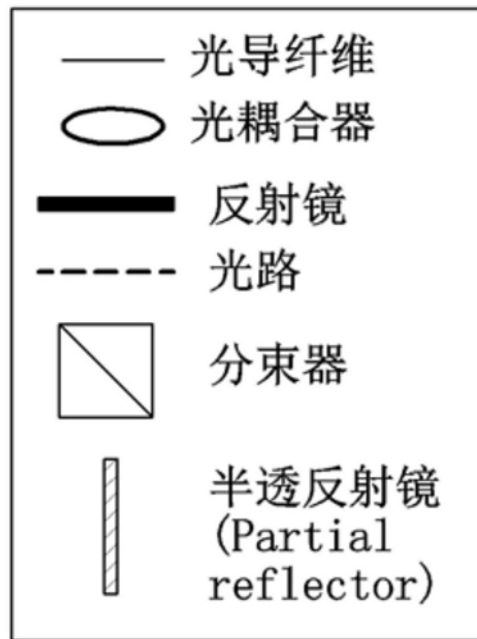
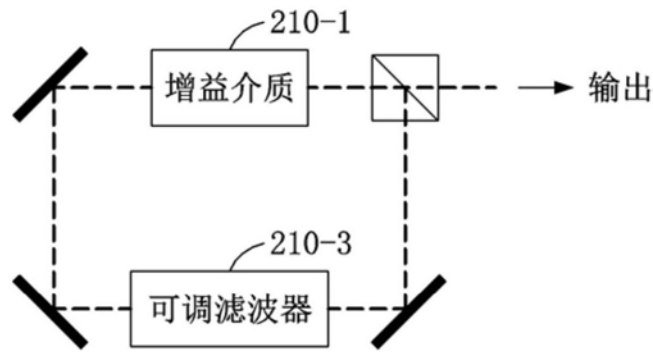


图5b

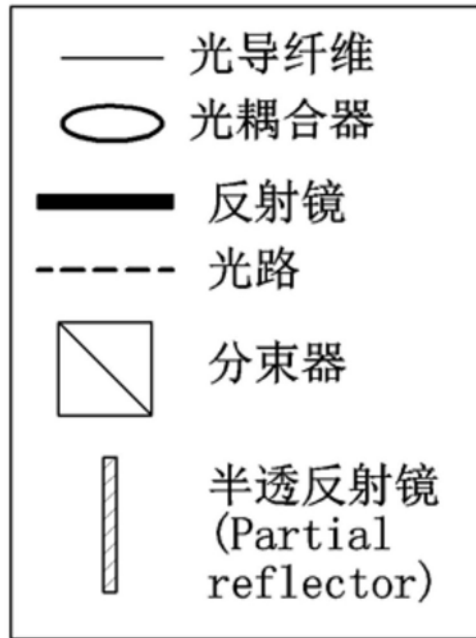
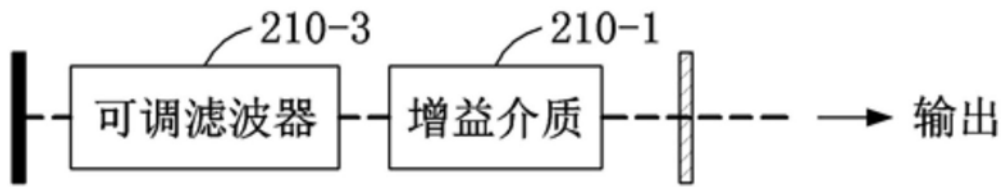


图5c

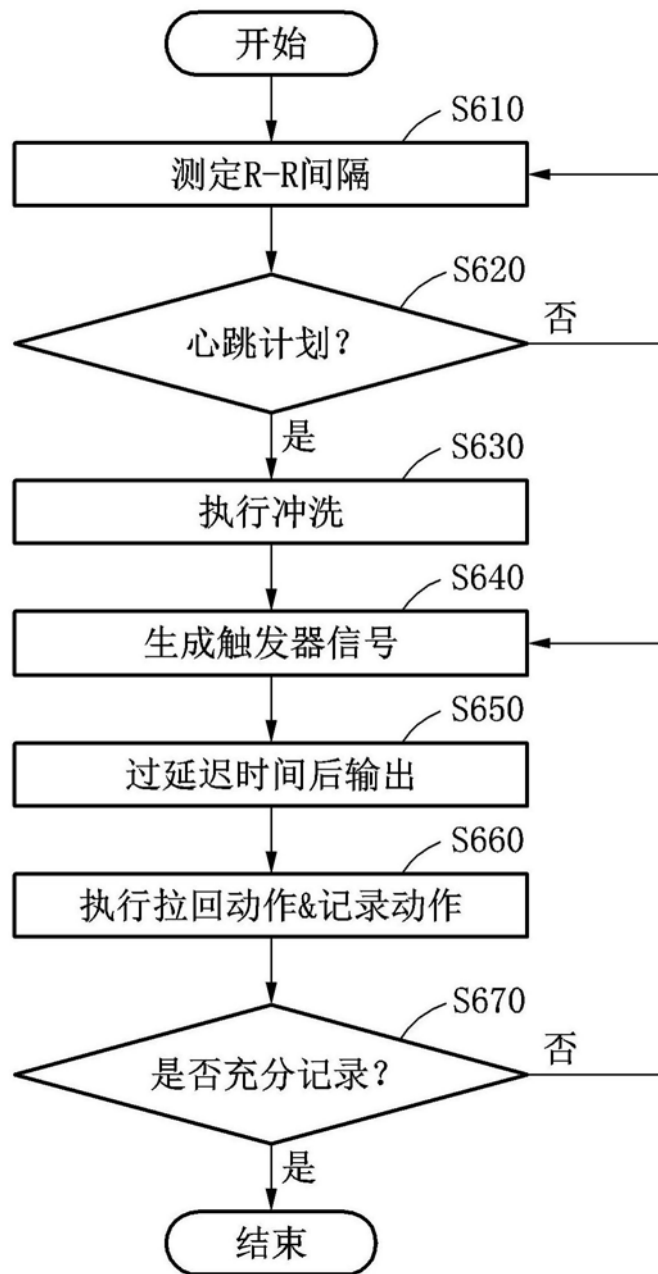


图6

专利名称(译)	回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置		
公开(公告)号	CN109414185A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780040572.4	申请日	2017-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	韩国科学技术院		
当前申请(专利权)人(译)	韩国科学技术院		
[标]发明人	吴汪烈 朴泫相 金大植 赵汉赛		
发明人	吴汪烈 朴泫相 金大植 张先走 赵汉赛		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0456		
优先权	1020160052340 2016-04-28 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种回避收缩期执行OCT成像的方法及其执行装置。根据一个实施例的用于控制OCT装置进行OCT成像的触发器装置,包括:电极,用于从样本传感心电图信号;和控制器,以所述心电图信号的心电图周期为基础,控制所述OCT装置回避所述样本的心肌的收缩期,执行所述OCT成像。

