



(10) 申请公布号 CN 117677344 A

(43) 申请公布日 2024. 03. 08

(21) 申请号 202280050651.4

(22) 申请日 2022.07.11

(30) 优先权数据

21186781.7 2021.07.20 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.01.18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/069216 2022.07.11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/001606 EN 2023.01.26

(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 S·魏斯 王文锦

A·C·登布林克尔

A·加西亚托尔莫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/0295 (2006.01)

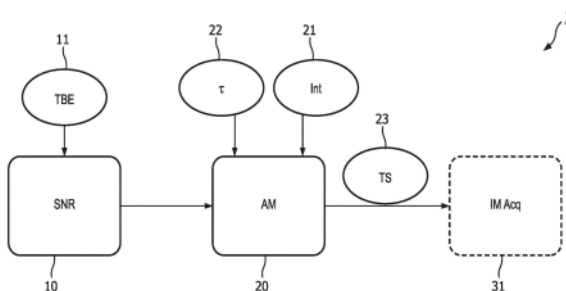
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

具有触发延迟的同步系统

(57) 摘要

一种同步系统包括检测触发基础事件的传感器装置。分析模块和算术单元被配置为访问关于所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的时间延迟的先验信息。根据检测到的触发基础事件和所述时间延迟的先验信息来计算所述采集时间间隔的起始点。所述传感器装置对所述触发基础事件的检测与所述采集时间间隔之间的时间延迟可以在个体对象之间变化,但是对于每个个体对象,所述时间延迟是可很好地再现的,并且因此可以在每个对象基础上进行校准。



1. 一种同步系统,包括:

- 传感器装置,其用于检测触发基础事件,
- 分析模块,其被配置为访问关于所述传感器装置对所述触发基础的检测与算术单元之间的时间延迟的先验信息,所述算术单元用于计算用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点,并且

- 根据检测到的触发基础事件和所述时间延迟的所述先验信息来计算所述采集时间间隔的所述起始点,其中,所述分析模块和所述算术单元被配置为:访问关于待检查的对象的图像信息的形式所述先验信息,并且基于所访问的图像信息来导出所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的所述时间延迟。

2. 根据权利要求1所述的同步系统,其中,所述分析模块和所述算术单元被配置为:根据所访问的图像信息来导出所述待检查的对象的解剖距离和大小,并且根据所述导出的解剖距离和大小来导出所述时间延迟。

3. 根据权利要求1或2中的任一项所述的同步系统,其中,所述分析模块被提供有机器学习模块,以从所访问的图像信息返回所述时间延迟。

4. 根据权利要求1所述的同步系统,其中,对所述采集时间间隔的所述起始点的计算也考虑了所述传感器装置的延时时间。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的同步系统,其中,关于所述时间延迟的所述先验信息先前已经针对待检查的对象通过在校准流程中成像而被校准,以通过对所述触发基础事件和所述采集时间间隔的直接测量来测量所述采集时间间隔。

6. 一种针对根据权利要求1至5中的任一项所述的同步系统的时间延迟的校准方法,其中,所述采集时间间隔是在与成像数据的同步采集分离的校准检查中并且通过执行以下操作来测量的:

- (i) 对所述触发基础事件的实际时刻和所述采集时间间隔进行直接测量,并且
- (ii) 通过所述传感器装置来同时检测所述触发基础事件。

7. 一种用于控制根据权利要求1至5中的任一项所述的同步系统的计算机程序,并且所述计算机程序包括用于执行以下操作的指令:

- 访问关于所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的所述起始点之间的时间延迟的所述先验信息,并且
- 根据检测到的触发基础事件和所述时间延迟的所述先验信息来计算所述采集时间间隔的所述起始点。

8. 一种用于控制针对根据权利要求1至5中的任一项所述的同步系统的时间延迟的校准的计算机程序,并且所述计算机程序包括用于执行以下操作的指令:

- 执行对所述触发基础事件的实际时刻和所述采集时间间隔的直接测量,
- 通过所述传感器装置来同时检测所述触发基础事件,并且
- 确定所述触发基础事件的所述实际时刻与由所述传感器装置对所述触发基础事件的检测之间的所述时间延迟。

9. 根据权利要求1至4中的任一项所述的同步系统,其中,

- 所述传感器装置被控制为检测待检查的对象身体中不同位置处的触发基础事件,并且

-所述分析模块和所述算术单元被配置为根据检测到的触发基础事件之间的时间差和所导出的在这些不同位置之间的解剖距离来导出脉冲传输速度。

具有触发延迟的同步系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种同步系统,特别是用于触发成像数据的采集的同步系统,其涉及触发延迟。

背景技术

[0002] 从N.Spicher、M.Kukuk、S.Maderwald和M.E.Ladd的论文“Initial evaluation of prospective cardiac triggering using photo plethysmography signals recorded with a video camera compared to pulse oximetry and electrocardiography at 7T MRI” (Biomedical engineering online 2016;15(1):126)中已知这样的同步。

[0003] 已知的同步系统实际上是用于在MR成像数据(k空间数据)采集与对象心脏活动之间同步以减少归因于(心脏)运动的成像伪影的实验设置。无接触触发是通过根据用视频相机从皮肤颜色变化获得的远程光体积描记(rPPG)信号估计心动周期的相位来实现的。即,上述论文报告了基于视频触发器本身的MR图像采集。

发明内容

[0004] 实本发明的目的是提供一种更准确地确定触发基础事件的同步,该触发基础事件形成成像数据采集与在对象运动期间的同步的基础。

[0005] 该目的通过用于检测触发基础事件的本发明的传感器装置来实现,所述传感器装置包括:

[0006] -分析模块和算术单元,其被配置为:

[0007] -访问关于所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的时间延迟的先验信息,并且

[0008] -根据检测到的触发基础事件和所述时间延迟的所述先验信息来计算所述采集时间间隔的起始点,其中,

[0009] -所述分析模块和所述算术单元被配置为:访问待检查的对象的图像信息中的先验信息,并且基于所访问的图像信息来导出所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的时间延迟。

[0010] 本发明的一个见解是,基于对所述触发基础事件执行相对间接测量的传感器装置的同步系统在所述触发基础事件的实际发生与所述传感器装置检测到所述触发基础事件的时刻之间产生时间延迟。本发明的另一见解是,该时间延迟可以被补偿。本发明的该方面的同步系统包括用于检测表示即将到来的采集时间间隔的触发基础事件的传感器装置,在该采集时间间隔期间,可以由断层摄影(MRI、CT、NM(PET、SPECT))诊断成像系统在低水平或甚至不存在扰动的情況下采集成像数据,诸如MR k空间数据或CT衰减概况,所述扰动是例如由于待成像的对象(待检查的患者)的运动造成的。所述传感器装置可以是用于记录反映心跳的皮肤颜色变化的相机系统。所述传感器装置也可以是简单常规(IR)指尖传感器。根据该方面,访问关于所述传感器装置对触发基础事件的检测与所述采集时间间隔的发生之

间的时间延迟的先验信息。所述先验信息包括包含信息或表示解剖距离和大小的图像信息。显著地,这些距离和大小确定了血液需要从所述患者的心脏到记录皮肤颜色变化的位置行进。即,根据所述先验信息,通过图像分析(例如,自动模式识别或由人类用户对解剖标志的指示),可以计算解剖大小和距离。然后,通过使用所述患者血流速度的预定值或估计,可以计算所述传感器装置对所述触发基础事件的检测与所述触发基础事件的实际发生之间的时间延迟。备选地,可以在所述分析模块中提供经训练的神经网络,以从所述输入图像信息返回所述时间延迟。这形成了机器学习分析模块。根据所述图像信息的时间延迟的该计算可以通过适合训练的机器学习模型或训练的神经网络来完成。根据所述图像信息的解剖距离的显式计算是使用相对简单的特征识别和几何计算的实施方案。

[0011] 例如,所述触发基础事件可以是所述患者的心脏的心电图(ECG)中的R峰,并且所述采集时间间隔可以是所述R峰之后的静止心脏相位,并且其中,没有或几乎没有心脏运动,并且所采集的k空间数据或衰减概况几乎不或完全不受运动影响。本发明的本方面的一个见解是,所述传感器装置对所述触发基础事件的检测与所述采集时间间隔之间的时间延迟可以在个体对象之间变化,但是对于每个个体对象,所述时间延迟是可很好地再现的,并且因此可以在每个对象基础上进行校准。经校准的时间延迟允许将成像数据的采集与所述对象的运动同步,使得可以采集图像数据。因此,在本发明的该方面中,可以基于紧接在所述采集时间间隔之前的触发基础事件来完成图像数据的采集。在实际示例中,所述触发基础事件可以是心电图的R峰,并且采集间隔可以处于接近在检测到的R峰之后的静止阶段。即,紧接在检测到的R峰之后的静止间隔可以被用于所述成像数据的采集。根据经校准的时间延迟和在触发基础事件之间的平均时间间隔,所述图像采集可以适于当前触发基础事件的检测和预期的下一触发基础事件之间可用时间。

[0012] 从美国专利申请US2010/0308823中,本身已知光体积描记(PPG)信号从心室收缩以时间延迟出现。该延迟可以在不使用ECG信号的情况下根据来自逐像素血流速度的单独测量结果的血流速度变化来估计。

[0013] 在本发明的同步系统的另一示例中,对所述采集时间间隔的起始点的计算也考虑了所述传感器装置的延时。在所述传感器装置被实施为基于相机的传感器装置的情况下,这是特别有效的。该延时表示由所述传感器装置的技术引起的技术延迟。事实上,对于相机,可能存在一到两帧的延迟,直到所述传感器装置的软件可以确定血液冲进所述皮肤中,例如在患者的面部上。然而,本发明的一个见解是,大部分传感器装置延迟仍然是由从心脏到面部的脉冲传输时间引起的。在欧洲专利申请EP20185605.1中描述了传感器装置的延时的校正的进一步细节。

[0014] 在所述同步系统的另一实施方案中,关于所述实际触发基础事件与对采集间隔的定时之间的时间延迟的先验信息是从单独的(到所述成像数据采集)校准中获得的。在该校准中,直接测量所述触发基础事件和对所述采集间隔的定时。即,在与成像数据的同步采集分离的检查中,完成以下操作:

[0015] (a) 对所述触发基础事件的实际时刻和所述采集时间间隔进行直接测量,并且

[0016] (b) 通过所述传感器装置同时检测所述触发基础事件。

[0017] 在该校准中,可能不需要将所述直接测量与由实际个体传感器装置对所述触发基础事件的检测进行比较,所述传感器装置被用于同步由所述成像系统对成像数据的采集。

通常,所述校准涉及直接测量和传感器装置的确定的组合是足够的,所述传感器装置与要在患者的护理周期的稍后点处的图像采集中使用的个体传感器装置足够相似(相同类型的相同类别)。

[0018] 例如,在心脏MR成像中,使用所述心电图的R峰作为所述触发基础事件。对所述R峰的直接测量可以基于通过被放置在所述患者的胸部上的一组电极对心脏的电活动的电子测量。在所述心电图中的连续R峰之间的静止(中间到结束)舒张期内对采集间隔进行定时。所述心电图可以通过由被附接到所述患者的胸部的电极拾取电子心脏信号来直接进行电子测量。连同对所述触发基础事件的直接检测一起,所述触发基础事件也由所述传感器装置来检测,所述传感器装置可以是基于相机的。根据一方面由所述传感器装置(布置)对所述触发基础事件的检测与另一方面的直接测量的比较,可以校准所述触发基础事件的实际发生与其由所述传感器装置(布置)的检测之间的时间延迟。本发明的一个见解是,该时间延迟可以在个体患者之间变化,而所述时间延迟对于单个个体患者是良好再现的。在实践中,在患者的护理周期的早期完成对心电图的R峰的形式触发基础事件的直接测量。当与由所述传感器装置(布置)对所述触发基础事件的检测组合时,该直接测量提供了也可以在随后的成像流程中采用的经校准的时间延迟。为此目的,ECG记录系统可以装备有额外的光体积描记(PPG)传感器装置,其可以是基于相机的PPG传感器装置或常规指尖传感器装置。这样的具有PPG传感器装置的组合ECG记录系统可以安装在本地护理点处,诸如全科医生的办公室。基于相机的PPG传感器装置检测待检查的患者的皮肤颜色的变化,其表示脉动的血流。通常从患者的面部(例如前额或太阳穴)检测皮肤颜色。备选地或者额外地,可以将粘性接触PPG传感器装置放置在患者的皮肤上。此外,也可以采用常规指尖PPG,其被夹持到患者的指尖。这样的组合ECG记录和PPG传感器装置可以评价实际触发基础事件(即实际R峰)与由所述PPG传感器装置检测到的PPG触发标记之间的患者特异性延迟。该评价提供了所述PPG传感器装置的患者特异性延迟到由所述ECG记录系统基于所述患者的胸部上的电极几乎即时记录的实际R峰的校准。该经校准的延迟值可以随后在基于PPG的触发磁共振成像协议中采用。经校准的延迟也可以被用于相对于形成所述触发基础事件的R峰对磁共振图像进行准确的时间戳记。所述PPG传感器装置对所述触发基础事件(R峰)的记录与由所述PPG传感器装置对所述触发基础事件的实际发生之间的经校准的延迟可以被存储在所述患者的数字健康记录中,并且在随后的磁共振成像流程期间可用。

[0019] 此外,可以将直接从(ECG)测量与基于(PPG)传感器的测量的比较中找到的经校准的延迟与根据关于所述对象的图像信息计算的延迟进行比较,所述图像信息显著地表示解剖距离和大小。该比较提供了从所述图像信息导出的延迟时间的准确度的定量度量。

[0020] 所述传感器装置对所述触发基础事件(R峰)的检测与所述触发基础事件本身之间的延迟是由从心脏到PPG位点的脉冲传输时间(PTT)引起的,并且延迟心脏触发。然而,此处,基于面部的相机PPG也具有优势,因为相应的PTT显著地短于指尖PPG。已知PTT随着如心率和血压的各种生理参数而变化。在转诊到磁共振成像检查之前,在全科医生或心脏病专家处获取应力ECG(例如,在通过循环的物理应力期间)是非常常见的。建议向该应力ECG设备装备PPG相机,或者在太阳穴处装备接触PPG传感器装置,其可能不太容易受到PPG信号中的运动伪影的影响。在检查期间,心率显著地变化。建议将上述延迟映射为心率的函数。该映射可以在MR检查期间使用,其中,从PPG信号已知当前心率。

[0021] 本发明的方面涉及一种包括指令的计算机程序,所述指令用于:访问关于所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的时间延迟的先验信息,并且根据检测到的触发基础事件和所述时间延迟的先验信息来计算所述采集时间间隔的起始点。

[0022] 本发明的另一方面涉及一种包括指令的计算机程序,所述指令用于:执行对所述触发基础事件的实际时刻和所述采集时间间隔的直接测量,通过传感器装置同时检测所述触发基础事件,并且确定所述触发基础事件的实际时刻与由所述传感器装置对所述触发基础事件的检测之间的时间延迟。

[0023] 因此,根据本发明的这些计算机程序方面,本发明可以至少部分地在软件中实施,所述软件能够在安装在所述同步系统的处理器或计算机中时带来本发明的技术效果,并且能够在软件中实施校准流程。

[0024] 根据本发明,所述传感器装置对所述触发基础事件的检测与所述触发基础事件本身之间的延迟(触发延迟)是从关于所述对象的图像信息导出的。所述图像信息表示所述对象的解剖信息,诸如身高、臂长、肩宽、从所述主动脉瓣到所述患者的前额或手指的距离。该解剖信息与对所述触发延迟的确定相关。所访问的图像信息可以是由相机系统采集的(彩色或灰度、红外)图像。所述相机系统可以安装在断层摄影诊断成像系统的检查区之外,并且被控制为在断层摄影诊断成像系统中准备待检查的对象期间采集所述图像。所述相机系统也可以安装在所述检查区中或所述检查区旁边。这样的腔内相机系统可以在断层摄影图像流程期间采集所述图像信息。所述图像信息也可以从诸如低分辨率调查图像的制备磁共振图像中访问。所述同步的该实施例实现了在考虑个体患者之间的差异的情况下准确地确定所述触发延迟。准确的触发延迟可以被用于使由所述断层摄影诊断成像系统对成像数据的采集与重复运动(诸如所述对象的心脏运动)同步。所述准确的触发延迟也可以被用于磁共振成像中的磁化准备(例如反转恢复、磁化变换技术和黑血血管造影)和激励的正确定时。准确的延迟也可以被用于通过最佳地使用所述传感器装置对触发基础事件的检测与随后的触发基础事件之间的时间用于磁化准备和图像数据采集来优化扫描效率。

[0025] 在本发明的同步系统的另一示例中,基于解剖大小和距离来估计所述触发延迟。看起来这些参数主要确定了所述触发延迟的对象间的变化。例如,所述触发延迟可能归因于血液从所述患者的心脏到所述解剖位置(前额、指尖)的传输时间。在另外的实施方案中,可以通过机器学习(例如卷积网络)来执行对触发延迟的估计。这可以在两种变型中实现:a)由所述网络利用所述图像作为输入参数直接估计所述延迟,或者b)由所述网络基于所述输入图像将所述解剖特征估计为臂长,并且基于这些解剖特征对所述延迟进行回归。

[0026] 在本发明的同步系统的另一实施方案中,例如基于不同位置处的PPG测量结果的至少两个触发基础事件也被用于估计脉冲传输速度PTV。该方法基于以下见解:所述PTV也取决于生理参数,诸如动脉的硬度和血压。基于所述PTV和如从心脏到面部的已知解剖距离,例如通过所述患者的面部的PPG测量结果来计算所述触发基础事件的检测的脉冲延迟。

[0027] 本发明的另一方面涉及一种包括指令的计算机程序,所述指令用于:控制传感器装置以检测待检查的对象身体中不同位置处的触发基础事件,并根据检测到的触发基础事件之间的时间差和所导出的在这些不同位置之间的解剖距离来导出脉冲传输速度。根据本发明的该方面,对所述脉冲传输速度的导出可以以软件实施。

[0028] 本发明的另一方面涉及一种包括指令的计算机程序,所述指令用于:访问关于待检查的对象的图像信息,并基于所访问的图像信息来导出所述传感器装置对所述触发基础的检测与用于采集成像数据的采集时间间隔的起始点之间的时间延迟。根据本发明的该方面,根据图像信息对所述时间延迟的导出可以以软件实施。

[0029] 本发明的这些和其他方面将参考从属权利要求中定义的实施例来进一步阐述。

[0030] 本发明的这些和其他方面将参考在下文中所描述的实施例并参考其中的附图来阐述。

附图说明

[0031] 图1示出了本发明的同步系统的示意性表示;

[0032] 图2图示了手指处的接触传感器的面部的相机PPG信号的示例以及导致时间延迟的下层生理学;

[0033] 图3示出了针对本发明的同步系统的时间延迟的校准的示意性表示;

[0034] 图4示出了使用图像信息的本发明的同步系统的实施方案的示意性表示;

[0035] 图5示出了从面部获得的PPG触发和R峰之间的延迟(此处被称为“向后距离”或“PTT”)相对于如在志愿者研究中获得的身高的线性回归的示例;并且

[0036] 图6示出了本发明的同步系统的实施方案的示意性表示,其中,从待检查的患者的身体上的不同位置检测个体触发基础事件。

具体实施方式

[0037] 图1示出了本发明的同步系统1的示意性表示。同步系统用于根据检测到的当前触发基础事件(TBE) 11来估计随后的触发基础事件。触发基础事件是提示触发图像采集(例如通过断层摄影成像系统31)的实例。断层摄影成像系统可以是磁共振检查系统、核医学断层摄影成像系统的计算机断层摄影成像系统。所采集的成像信息可以是k空间概况、衰减概况或检测到的伽马(γ)光子。可以根据k空间概况重建磁共振图像,可以根据各种取向的(X射线)衰减概况重建计算机断层摄影图像。根据检测到的 γ 光子,可以重建核医学断层摄影图像。k空间概况、衰减概况或检测到的光子形式的成像信息可以以连续的间隔在多组成像数据中采集,特别是在待成像的对象(待检查的患者)的连续相等或可比较的运动状态期间。例如,可以以相等的、可比较的对应的心脏或呼吸阶段来采集成像数据集。同步系统被提供有传感器10以检测当前触发基础事件11。同步系统1被提供有分析模型20,由传感器10将检测到的触发基础事件的时刻应用于该分析模型。分析模块有权访问关于传感器的延时(τ) 22和实际触发基础事件与采集间隔的定时之间的时间间隔(Int) 21的先验信息。该先验信息可以根据先前(到成像数据采集)校准来获得。分析模块包括算术单元或机器学习单元,以根据触发基础事件的检测到的时刻和先验信息来计算或返回触发信号(TS)。触发信号被施加到图像采集系统31的控制单元。同步系统可以集成在图像采集系统中,可以是被耦合到图像采集系统以用于适当的触发的图像采集的独立同步系统。

[0038] 图2图示了来自面部的相机PPG信号、ECG信号和来自手指的接触PPG信号的示例,所有这些信号在大约一个心动周期期间同时测量。“相机PPG谷”和“接触PPG峰”指代适合于心脏触发的PPG标记。它们相对于传统上用于触发的R峰被延迟。图2图示了利用可忽略的触

发延迟来检测如由ECG直接从放置在患者的胸部上的电极检测到的触发基础事件。由相机从对象的前额或由指尖处的接触传感器检测到的触发基础事件相对于直接检测到的ECG R峰延迟相应的触发延迟。

[0039] 图3示出了针对本发明的同步系统的时间延迟的校准的示意性表示。该校准依赖于参考图2所图示的见解。校准流程60涉及对触发基础事件执行直接检测61,即具有先验的可忽略的触发延迟。即,直接检测61是通过具有可忽略的技术传感器延迟以及与对象的生理学相关联的可忽略的脉冲传输时间的测量设置来完成的。此外,触发基础事件(相同或对应的)由传感器装置(相同或相应等效的)检测62,并且触发延迟根据检测时刻与直接检测和传感器装置的检测的比较来确定。该触发延迟以针对讨论中的个体对象的可再现的方式表示传感器装置对触发基础事件的检测与触发基础事件的实际发生之间的时间跨度。因此,经校准的触发延迟可以被用作(例如诊断图像采集的)后续同步中的先验信息。可以做出进一步的细化以在校准期间和诊断图像采集的同步期间校正针对对象的心率差异的触发延迟。

[0040] 图4示出了使用图像信息的本发明的同步系统的实施方案的示意性表示。图像信息51可能已经通过相机或从磁共振或计算机断层摄影(调查)图像采集。几何结构分析器53从图像信息51导出应用于分析模块的解剖距离。备选地,经训练的神经网络55从输入图像信息51返回解剖距离。可以基于图像集的训练数据集和由图像表示的解剖结构的单独测量的解剖距离来训练经训练的神经网络。基于解剖距离,分析模块20估计触发延迟。这可以基于使用血液速度的代表值的简单计算或者通过存储在分析模块20中或由分析模块20访问的查找表来完成。可以基于身高的校准测量结果相对于实际触发延迟或脉冲传输时间的线性回归分析来估计触发延迟。在经验上,脉冲传输时间似乎与身高近似线性。这在图5中图示,图5示出了从面部获得的PPG触发与R峰之间的延迟(此处被称为“向后距离”或“PTT”)相对于如在志愿者研究中获得的身高的线性回归的示例。标签80Hz和20Hz是指在对R峰的基于相机的检测中采用的相机帧速率。在该实验中,相机位于患者台上方。该相机可以被用于获得从其中获得身高、肩宽、臂长等的图像。相机的固定安装和几何校准允许直接从图像导出绝对大小。这可以通过已知的现有技术图像处理或通过机器学习来完成。

[0041] 图6示出了本发明的同步系统的实施方案的示意性表示,其中,从待检查的患者的身体上的不同位置检测个体触发基础事件。在该实施方案中,传感器包括多个传感器元件,其检测患者身体上的不同位置 $R_{1,2,3...71}$ 处的个体触发基础事件。传感器元件在相应的到达时间 $Ta_{1,2,3...73}$ 处从相应的位置检测触发基础事件。根据到达时间73和检测位置71,分析模块可以计算脉冲传输速度PTV。基于PTV和如从心脏到面部的已知解剖距离,计算患者的面部处的PPG测量结果的脉冲延迟。

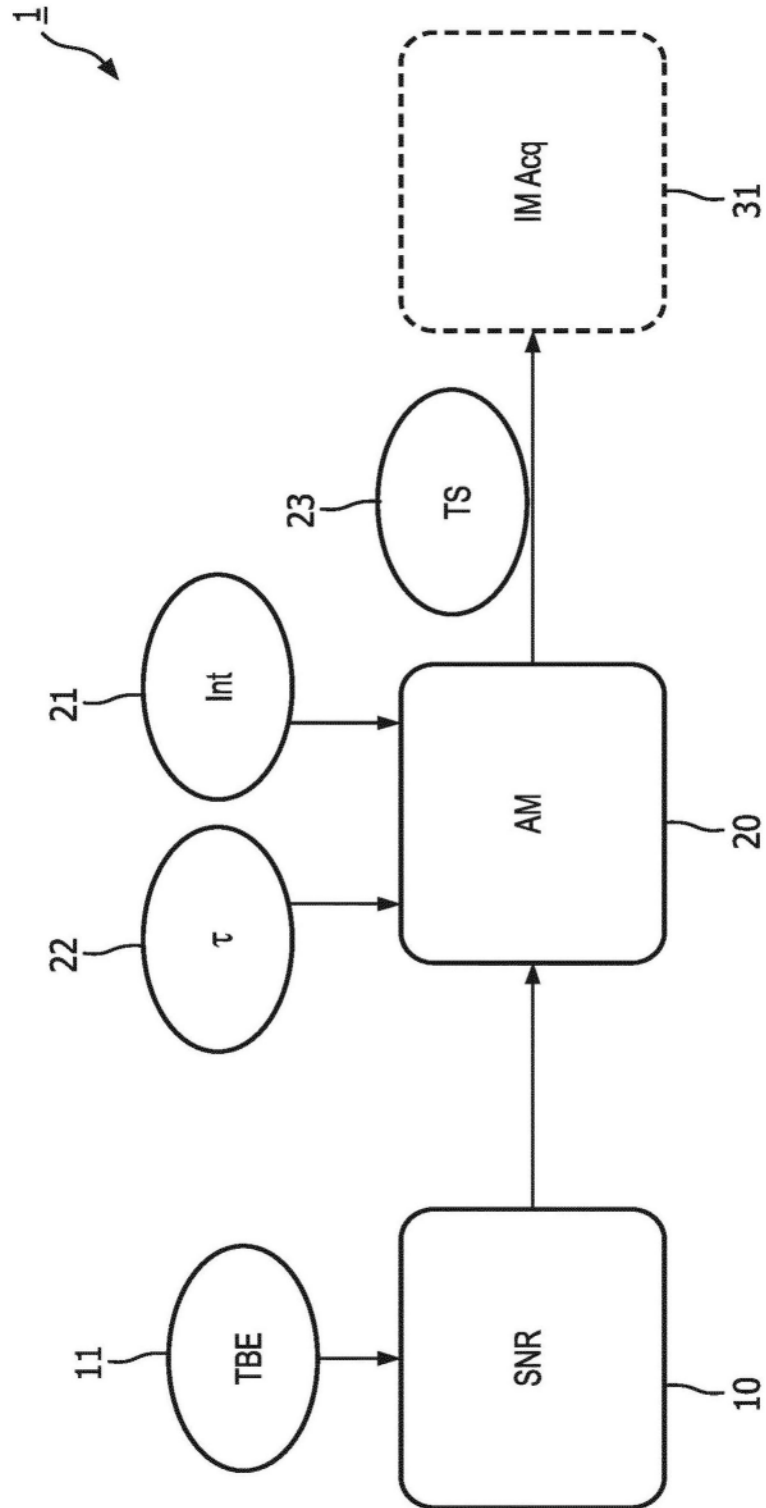


图1

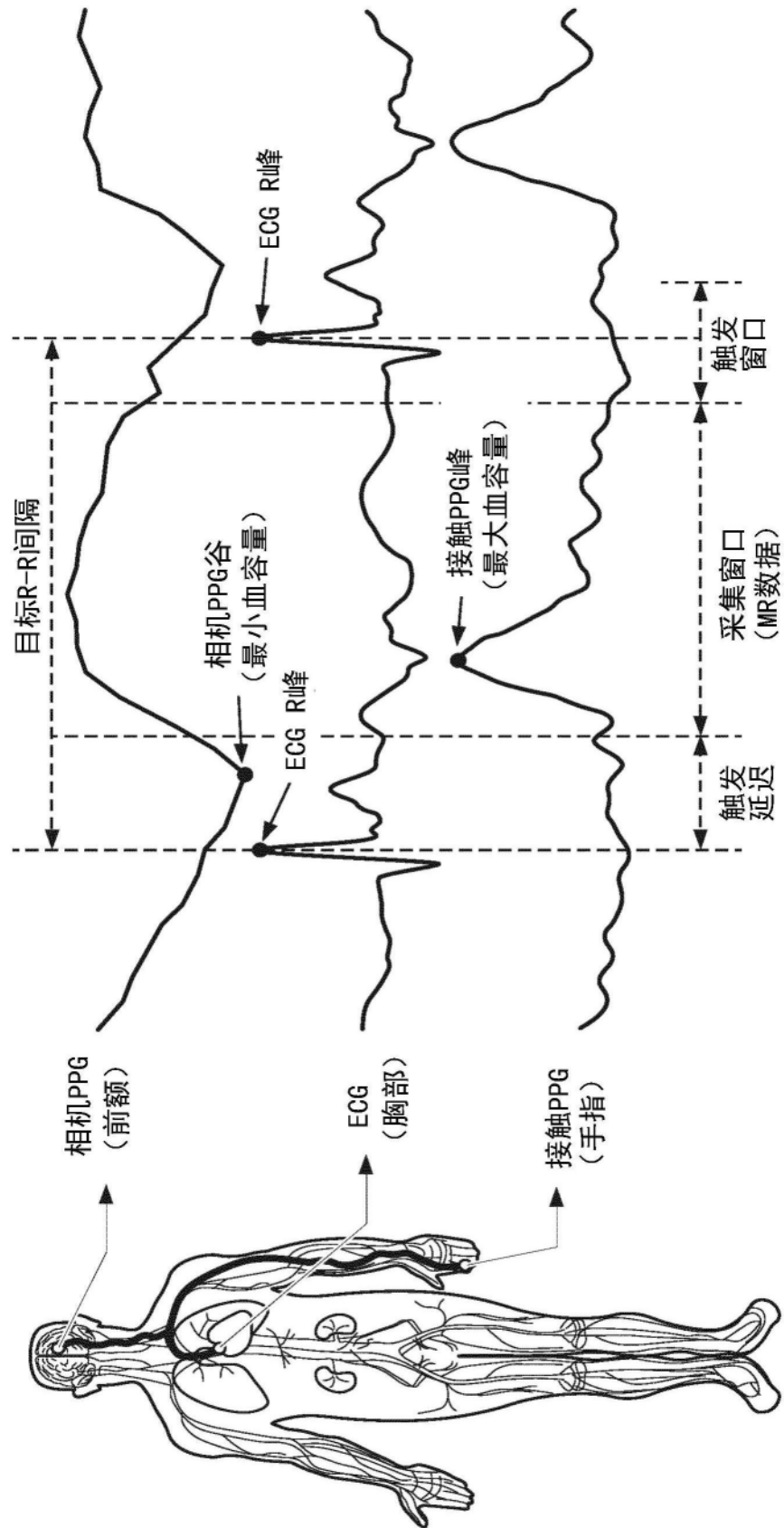


图2

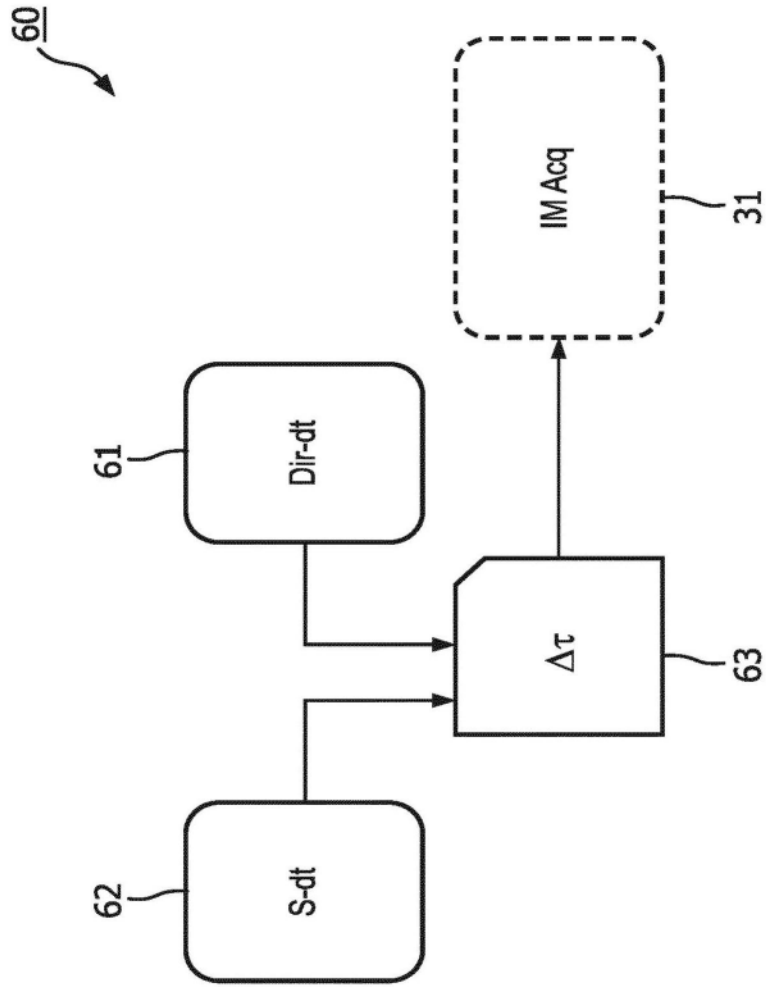


图3

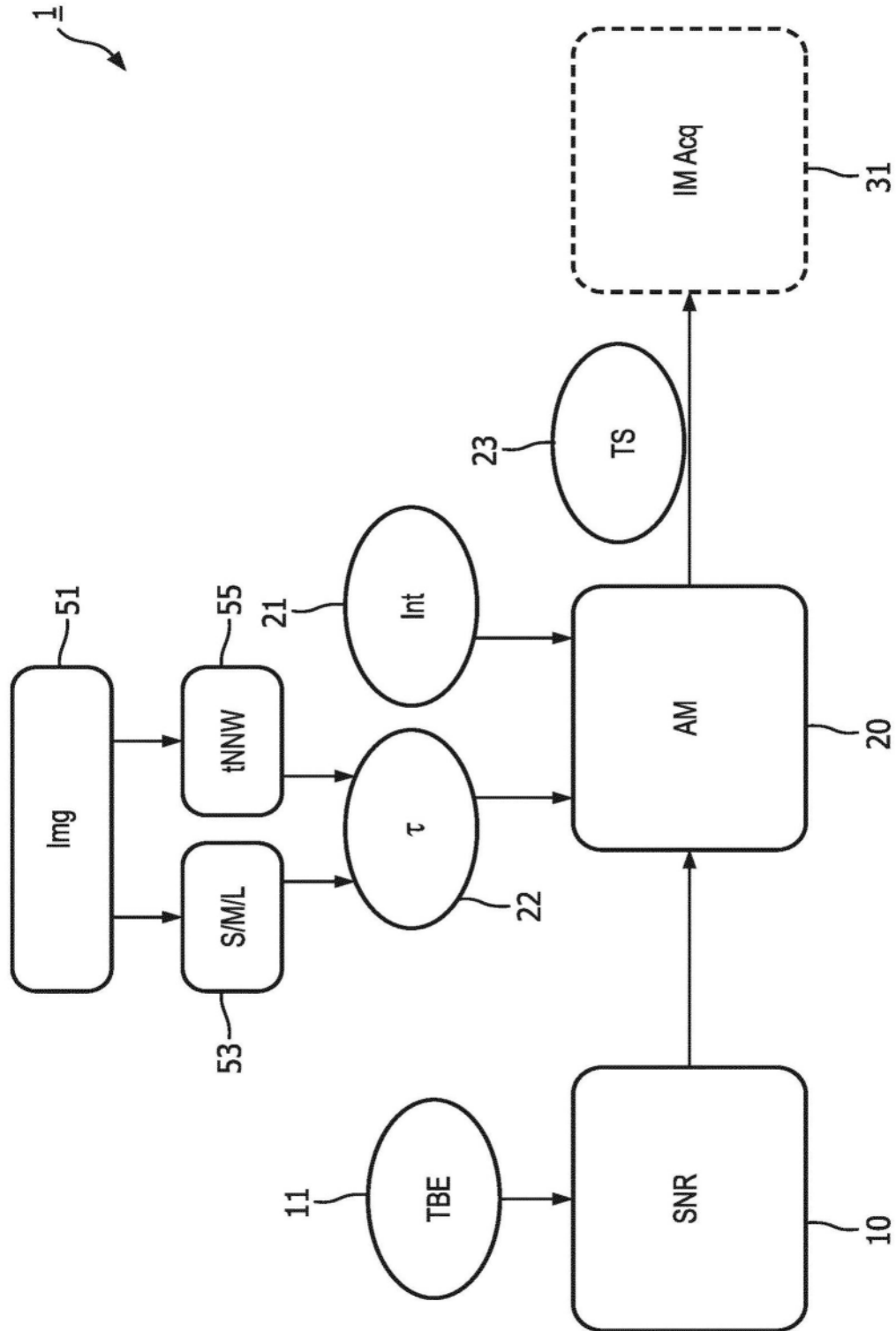


图4

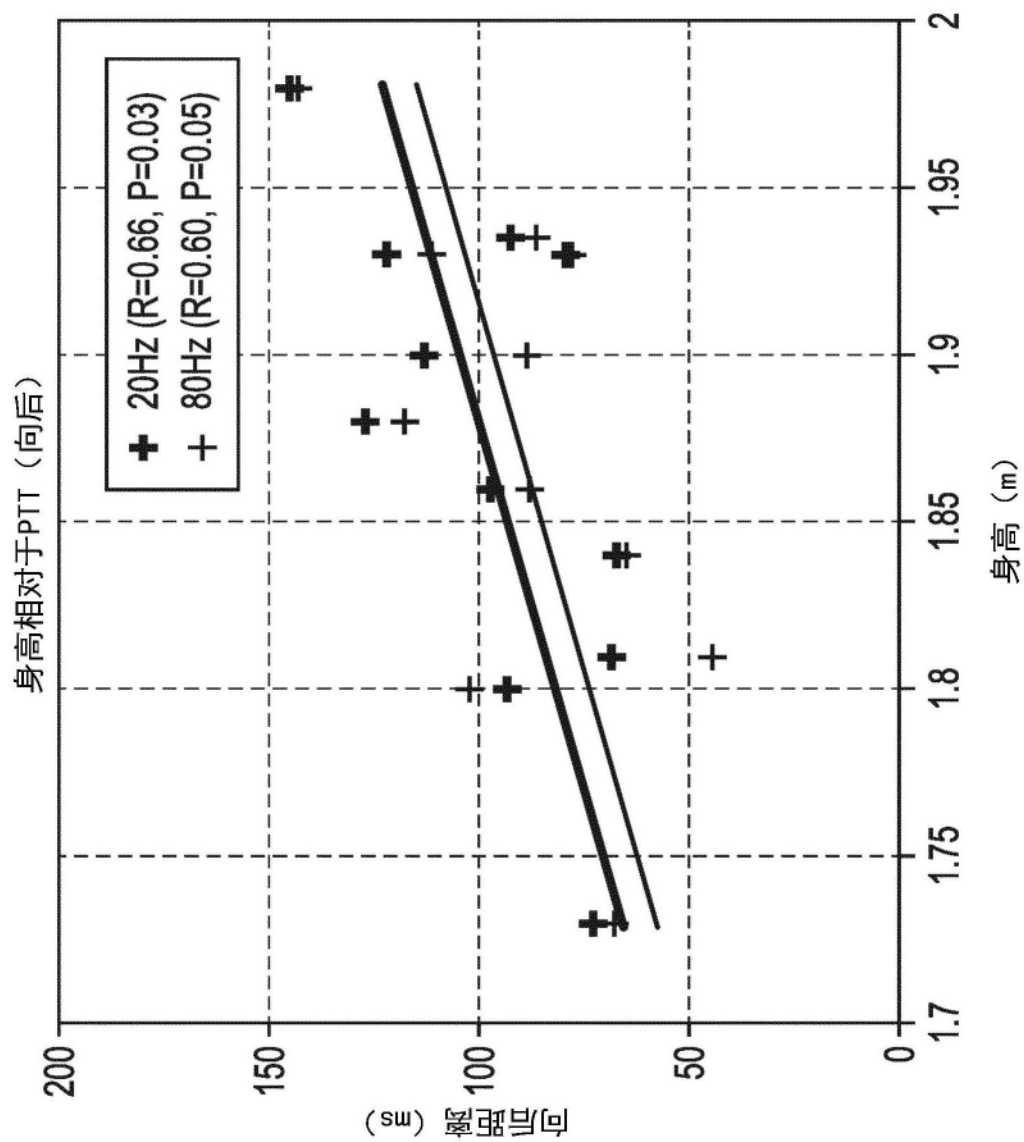


图5

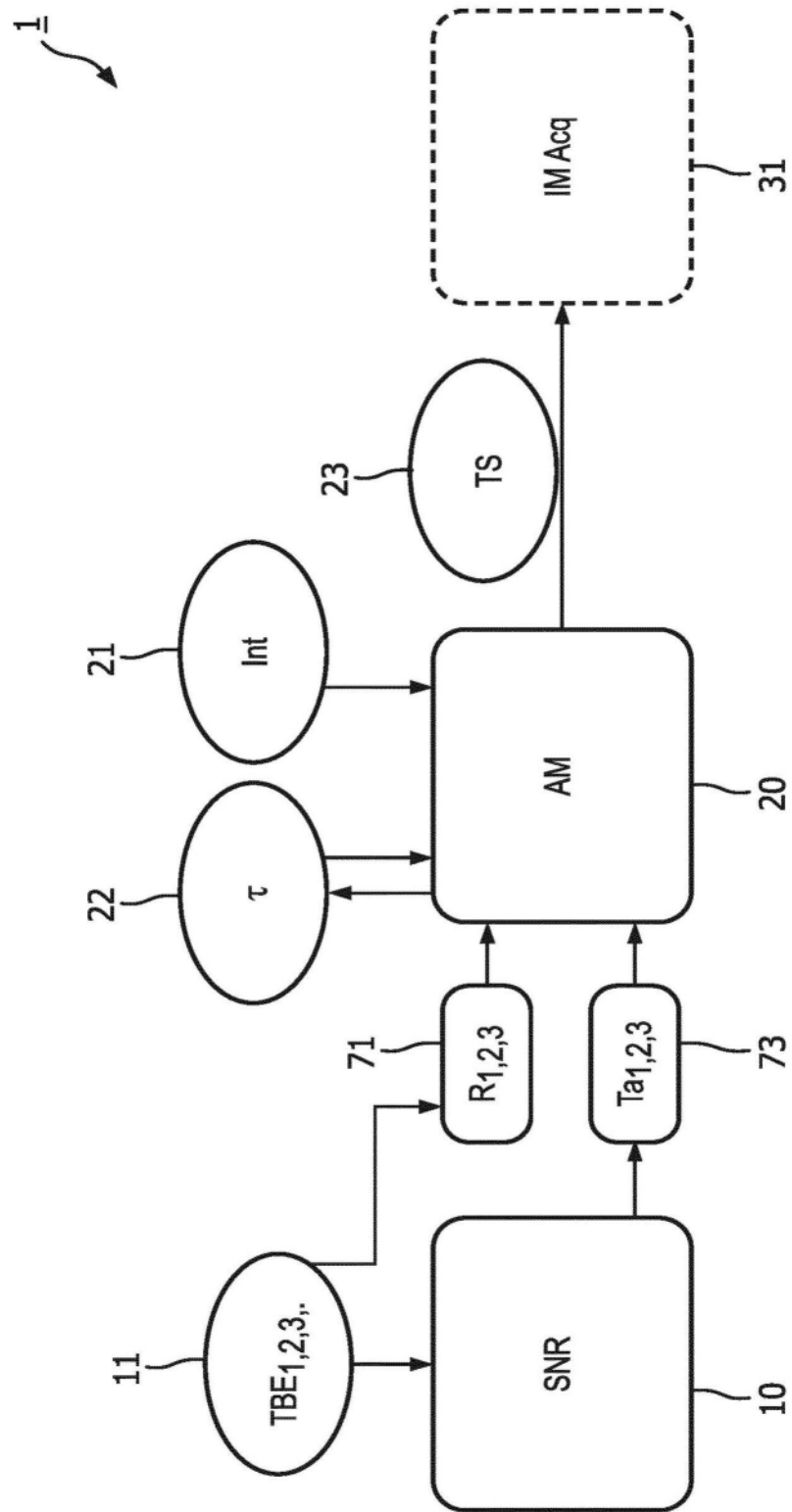


图6