



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755076 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201911059466.8

(22)申请日 2019.11.01

(71)申请人 上海联影医疗科技有限公司

地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72)发明人 史宇航

(74)专利代理机构 杭州华进联浙知识产权代理

有限公司 33250

代理人 单长芳

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

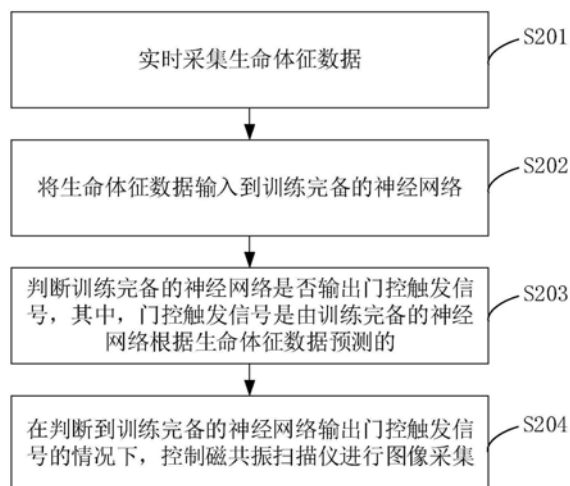
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质

(57)摘要

本发明涉及一种磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质。其中,该方法包括:实时采集生命体征数据;将生命体征数据输入到训练完备的神经网络;判断训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,门控触发信号是由训练完备的神经网络根据生命体征数据预测的;在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。通过本发明,解决了相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题,提高了采集的图像质量。



1. 一种磁共振扫描仪的图像采集方法,其特征在于包括:

实时采集生命体征数据;

将所述生命体征数据输入到训练完备的神经网络;

判断所述训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,所述门控触发信号是由所述训练完备的神经网络根据所述生命体征数据预测的;

在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述生命体征数据包括以下至少之一:心电图数据、呼吸数据。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,实时采集生命体征数据包括:

通过生命体征数据采集装置实时采集所述生命体征数据;其中,所述生命体征数据采集装置包括以下至少之一:基于电磁波回波信号的生命体征数据采集装置、于心电信号的生命体征数据采集装置、基于光电信号的生命体征数据采集装置、基于压力振荡信号的生命体征数据采集装置、基于压力信号的生命体征数据采集装置。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,所述训练完备的神经网络的训练过程包括:

获取训练样本,其中,所述训练样本包括:正样本和负样本;

构建初始的神经网络;

根据所述训练样本以监督学习的方式训练所述初始的神经网络,并通过误差反向传播调整所述初始的神经网络的权值,直至收敛,得到所述训练完备的神经网络。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,训练所述初始的神经网络使用的损失函数包括以下至少之一:Softmax交叉熵损失函数、平方误差损失函数。

6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,

所述正样本包括:第一生命体征数据片段,其中,所述第一生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内包含门控触发窗;

所述负样本包括:第二生命体征数据片段,其中,所述第二生命体征数据片段的所述第一预设时长的尾段内不包含所述门控触发窗。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述第一预设时长小于或者等于所述磁共振扫描仪的门控触发窗的时间长度。

8. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,在所述生命体征数据为心电图数据的情况下,所述门控触发窗包括以下至少之一:R波上升沿、R波顶点、自R波顶点起的第二预设时长的R波下降沿。

9. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述训练样本和所述生命体征数据经过相同的预处理,所述预处理包括以下至少之一:归一化处理、平滑处理、降采样处理、去噪处理。

10. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集包括:

在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,判断所述训练完备的神经网络是否连续输出预设数量的所述门控触发信号,若是,则控制所述磁共振扫描

仪进行图像采集;和/或

在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,判断距离所述磁共振扫描仪进行图像采集是否大于第三预设时长,若是,则控制所述磁共振扫描仪进行图像采集。

11.一种磁共振扫描仪的图像采集装置,其特征在于包括:

采集模块,用于实时采集生命体征数据;

输出模块,用于将所述生命体征数据输入到训练完备的神经网络;

判断模块,用于判断所述训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,所述门控触发信号是由所述训练完备的神经网络根据所述生命体征数据预测的;

控制模块,用于在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。

12.一种磁共振扫描仪的图像采集设备,其特征在于包括:至少一个处理器、至少一个存储器以及存储在所述存储器中的计算机程序指令,当所述计算机程序指令被所述处理器执行时实现如权利要求1至10中任一项所述的方法。

13.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序指令,其特征在于,当所述计算机程序指令被处理器执行时实现如权利要求1至10中任一项所述的方法。

磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备控制领域，特别是涉及一种磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 磁共振检查 (Magnetic Resonance, 简称为MR) 和正电子发射断层显像 (Positron Emission Tomography, 简称为PET) /MR胸腹部扫描常受限于呼吸运动和心跳的影响。心脏跳动、呼吸运动将导致磁共振信号大量丢失、影响图像质量。

[0003] 为了减少因呼吸、心跳对图像质量的影响，相关技术中广泛采用门控采集技术，例如，心电触发门控、脉搏触发门控、呼吸触发门控。采用门控采集技术的成像技术，实时监测呼吸与心跳的生命体征信号，并在监测到特定的生命体征信号时生成门控采集信号，触发PET/MR图像采集。

[0004] 以心脏成像序列为例，图1是根据相关技术的心电图波形的示意图，如图1所示，由于在心电图中R波幅值高于其他波段，通常的R波检测算法通过滤波器过滤噪音，再基于阈值分割的方法检测R波的位置；或是利用匹配滤波器，在ECG初始阶段学习患者的ECG信号的幅频和相频特征后，检测R波的上升沿或是下降沿。ECG触发基于实时R波检测，并确保图像的每个部分被分配到心动周期的特定阶段；不精确的实时R波检测会导致图像不正确地分配到心动周期并最终导致错误的诊断结果。因此准确的实时R波检测至关重要。

[0005] 然而，在临床扫描中，患有心脏疾病的患者显示出复杂的心电图，例如，心律不齐、心跳微弱。除此之外，影响磁共振心脏扫描的另一个重要原因是MR特异性环境，由于磁场的影响ECG测得的信号可能呈现出比QRS复合波具有更大振幅的T波。因此，在常规临床经验中，使用基于阈值分割或者基于匹配滤波器的ECG触发算法会导致不正确的ECG触发。

[0006] 针对相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题，目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0007] 基于此，有必要针对相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题，提供一种磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和计算机可读存储介质。

[0008] 第一方面，本发明实施例提供了一种磁共振扫描仪的图像采集方法，包括：实时采集生命体征数据；将所述生命体征数据输入到训练完备的神经网络；判断所述训练完备的神经网络是否输出门控触发信号，其中，所述门控触发信号是由所述训练完备的神经网络根据所述生命体征数据预测的；在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下，控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0009] 在其中一个实施例中，所述生命体征数据包括以下至少之一：心电图数据、呼吸数据。

[0010] 在其中一个实施例中,实时采集生命体征数据包括:通过生命体征数据采集装置实时采集所述生命体征数据;其中,所述生命体征数据采集装置包括以下至少之一:基于电磁波回波信号的生命体征数据采集装置、基于心电信号的生命体征数据采集装置、基于光电信号的生命体征数据采集装置、基于压力振荡信号的生命体征数据采集装置。

[0011] 在其中一个实施例中,所述训练完备的神经网络的训练过程包括:获取训练样本,其中,所述训练样本包括:正样本和负样本;构建初始的神经网络;根据所述训练样本以监督学习的方式训练所述初始的神经网络,并通过误差反向传播调整所述初始的神经网络的权值,直至收敛,得到所述训练完备的神经网络。

[0012] 在其中一个实施例中,训练所述初始的神经网络使用的损失函数包括以下至少之一:Softmax交叉熵损失函数、平方误差损失函数。

[0013] 在其中一个实施例中,所述正样本包括:第一生命体征数据片段,其中,所述第一生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内包含门控采集窗;所述负样本包括:第二生命体征数据片段,其中,所述第二生命体征数据片段的所述第一预设时长的尾段内不包含所述门控采集窗。

[0014] 在其中一个实施例中,所述第一预设时长小于或者等于所述磁共振扫描仪的门控采集窗的时间长度。

[0015] 在其中一个实施例中,在所述生命体征数据为心电图数据的情况下,所述门控采集窗包括以下至少之一:R波上升沿、R波顶点、自R波顶点起的第二预设时长的R波下降沿。

[0016] 在其中一个实施例中,所述训练样本和所述生命体征数据经过相同的预处理,所述预处理包括以下至少之一:归一化处理、平滑处理、降采样处理、去噪处理。

[0017] 在其中一个实施例中,在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集包括:

[0018] 在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,判断所述训练完备的神经网络是否连续输出预设数量的所述门控触发信号,若是,则控制所述磁共振扫描仪进行图像采集;和/或

[0019] 在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,判断距离所述磁共振扫描仪进行图像采集是否大于第三预设时长,若是,则控制所述磁共振扫描仪进行图像采集。

[0020] 第二方面,本发明实施例提供了一种磁共振扫描仪的图像采集装置,包括:采集模块,用于实时采集生命体征数据;输出模块,用于将所述生命体征数据输入到训练完备的神经网络;判断模块,用于判断所述训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,所述门控触发信号是由所述训练完备的神经网络根据所述生命体征数据预测的;控制模块,用于在判断到所述训练完备的神经网络输出所述门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0021] 第三方面,本发明实施例提供了一种磁共振扫描仪的图像采集设备,包括:至少一个处理器、至少一个存储器以及存储在所述存储器中的计算机程序指令,当所述计算机程序指令被所述处理器执行时实现第一方面所述的方法。

[0022] 第四方面,本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序指令,当所述计算机程序指令被处理器执行时实现第一方面所述的方法。

[0023] 与现有技术相比,通过本发明实施例提供的磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质,采用训练完备的神经网络根据实时采集的生命体征数据门控触发信号;进而根据门控触发信号控制磁共振扫描仪的图像采集,解决了相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题,提高了采集的图像质量。

附图说明

- [0024] 图1是根据相关技术的心电图波形的示意图;
- [0025] 图2是根据本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集方法的流程图;
- [0026] 图3是根据本发明实施例的卷积神经网络的结构示意图;
- [0027] 图4是根据本发明实施例的卷积神经网络的优选结构示意图;
- [0028] 图5是根据本发明实施例的第一生命体征数据片段的示意图;
- [0029] 图6是根据本发明实施例的第二生命体征数据片段的示意图;
- [0030] 图7是根据本发明实施例的训练完备的神经网络门控触发信号的示意图;
- [0031] 图8是根据本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集装置的结构框图;
- [0032] 图9是根据本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集设备的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0033] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0034] 在本实施例中提供了一种磁共振扫描仪的图像采集方法,图2是根据本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集方法的流程图,如图2所示,该流程包括如下步骤:

[0035] 步骤S201,实时采集生命体征数据;

[0036] 步骤S202,将生命体征数据输入到训练完备的神经网络;

[0037] 步骤S203,判断训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,门控触发信号是由训练完备的神经网络根据生命体征数据预测的;

[0038] 步骤S204,在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0039] 需要说明的是,上述方法由可以控制磁共振扫描仪的装置执行,也可以是磁共振扫描仪本身来执行。

[0040] 现有技术中的门控触发基于实时R波的检测,而实时R波检测则基于阈值分割的方法识别R波或者利用匹配滤波器识别R波的幅频和相频的方式识别R波上升沿或者下降沿。因此,R波的幅频和相频特征就决定了门控触发时间。但是,这种实时R波检测方式在面临心律不齐、心跳微弱或者受到磁场影像导致的T波振幅异常的情况,容易错误触发门控采集或者误触发门控采集。

[0041] 与现有技术相比,本实施例提供的上述步骤中引入神经网络,以通过实时采集到的生命体征数据预测门控触发信号,并根据预测到的门控触发信号控制磁共振扫描仪进行图像采集。以生命体征数据为心电图数据为例,由于神经网络不仅能够学习到R波自身的特

征,还能够结合R波之前的其他波(例如T-P段波形、P-R段波形、P波等)的特征来识别R波,因此提高了R波识别的准确性,解决了相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题,提高了采集的图像质量。

[0042] 本实施例的生命体征数据包括但不限于心电图数据、呼吸数据。类似地,将上述步骤应用在基于呼吸数据的门控采集技术中,也能够解决相关技术中基于实时呼吸数据检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题,提高了采集的图像质量。

[0043] 在其中一些实施例中,生命体征数据可以采用包括但不限于以下至少之一的生命体征数据采集装置来实时采集:基于电磁波回波信号的生命体征数据采集装置、基于心电信号的生命体征数据采集装置、基于光电信号的生命体征数据采集装置、基于压力振荡信号的生命体征数据采集装置、基于压力信号的生命体征数据采集装置等。

[0044] 其中,基于电磁波回波信号的生命体征数据采集装置又称为雷达式非接触检测仪,雷达式非接触式监测仪是通过雷达发射电磁波照射人体,从接收的回波信号中提取呼吸、心跳信号。采用雷达式非接触检测仪实现了非接触、远距离实现生命体征数据的检测的有益效果。

[0045] 其中,基于心电信号的生命体征数据采集装置包括但不限于:传统的胸带电极式检测仪和心电图(Electro-Cardio-Gram,简称为ECG)检测仪。例如通过采用贴电极的方式实现多导联心电信号的监测。采用心电信号的生命体征数据采集装置采集生命体征数据具有技术成熟、结果准确的有益效果。

[0046] 其中,基于光电信号的生命体征数据采集装置包括但不限于:基于光电透射的生命体征数据采集装置、基于光电反射的生命体征数据采集装置。基于光电信号的生命体征数据采集装置原理上来说就是采用与皮肤接触的传感器发出一束光打在皮肤上,测量反射/透射的光。因为血液对特定波长的光有吸收作用,每次心脏泵血时,该波长都会被大量吸收,以此就可以检测出心跳信号。采用基于光电信号的生命体征数据采集装置具有采集方便、设备简单的有益效果。

[0047] 其中,基于压力振荡信号的生命体征数据采集装置是采用高精度的传感器捕捉每次心跳都会引起身体的震动,再经过信号处理而检测出心跳信号,这类采集装置具有采集方便的有益效果。

[0048] 其中,基于压力信号的生命体征数据采集装置,例如传统的胸带电极式检测仪,其采用腹带上的压力传感器获取因呼吸导致的腹带压力信号的变化来监测呼吸运动。

[0049] 除了上述的生命体征数据的采集方式之外,还可以通过磁共振导航序列获取呼吸或心跳导致的信号变化来监测呼吸信号或心跳信号。

[0050] 在采集到生命体征数据之后,为了剔除异常值和噪声信号,则还可以对生命体征数据进行预处理,预处理方式包括但不限于以下至少之一:对生命体征数据进行归一化处理;对生命体征数据进行平滑处理;对生命体征数据进行降采样处理;对生命体征数据进行去噪处理。

[0051] 其中,对生命体征数据进行归一化处理可以采用z-score校正法对输入的样本进行幅值上的归一化,例如:归一化后的数据=(原始数据-指定某时间段数据的均值)/指定某时间段数据的方差;其中,指定某时间段数据可以为任何时间段数据,例如扫描开始的一

段数据,或实时获取的某时间段数据。对数据进行归一化的目的是减少不同病人生命体征数据幅值上的变化造成的影响,同时可以抑制噪音的干扰。经过处理的数据符合标准正态分布,即均值为0,标准差为1。

[0052] 其中,对生命体征数据进行平滑处理可以使用 $2n+1$ 点单纯移动平均滤波法、加权移动平均滤波法、smooth函数平滑滤波法、一维中值滤波法等对波形进行平滑。

[0053] 其中,对生命体征数据进行降采样处理可以采用反混叠滤波器对原始生命体征数据进行降采样处理,从而保留数据基本特征并减少需要处理的数据量。

[0054] 其中,对生命体征数据进行去噪处理可以采用拉依达方法、肖维勒方法或一阶差分法剔除异常值。

[0055] 进行上述的预处理,在预测过程中有助于降低不同病人生命体征数据幅值上的差异、原始生命体征数据中存在的噪声或异常值对预测结果的影响,以及通过降采样处理减少预测门控采集信号的时间开销。

[0056] 本实施例中的神经网络包括任意一种可以实现深度学习算法的人工神经网络。人工神经网络已被证明并被成功实现数据预测相关的应用,包括数据趋势预测和语音识别。在人工神经网络中,卷积神经网络(Convolutional Neural Networks,简称为CNN)是一类包含卷积计算且具有深度结构的前馈神经网络(Feedforward Neural Networks),是深度学习的代表算法之一。卷积神经网络具有表征学习能力,能够按其阶层结构对输入信息进行平移不变分类。

[0057] 神经网络具有记忆性、参数共享并且图灵完备,因此在对序列数据的非线性特征进行学习时具有一定优势。呼吸、心跳等生命体征数据具有很强的规律性和前后关联性,是一种典型的序列数据,因此在本实施例中采用神经网络来学习生命体征数据并预测门控触发信号。

[0058] 在本实施例中,可以采用tensorflow来实现神经网络的构架。下面将以卷积神经网络为例对本发明实施例采用的神经网络的结构进行说明。

[0059] 图3是根据本发明实施例的卷积神经网络的结构示意图,如图3所示,该卷积神经网络包括:输入层、卷积层、归一化层、池化层、全连接层、损失层和输出层。

[0060] 输入层用于数据的输入。在识别过程中输入数据是实时采集的生命体征数据;在训练过程中输入数据是训练样本。由于生命体征数据是波形数据,可以不包含颜色信息,因此在本实施例中卷积神经网络的输入是二维数据。

[0061] 卷积层用于进行特征提取和特征映射。低卷积层可能只能提取一些低级的特征如边缘、线条和角等层级,更多层的网络能从低级特征中迭代提取更复杂的特征。

[0062] 归一化层用于把逐渐向非线性函数映射后向取值区间极限饱和区靠拢的输入分布强制拉回到均值为0方差为1的比较标准的正态分布,使得非线性变换函数的输入值落入对输入比较敏感的区域,以此避免梯度消失问题。

[0063] 池化层用于对数据做下采样,对多尺度数据特征进行学习分类,提高模型分类辨识度,并提供了非线性,减少模型参数数量,减少过拟合问题。

[0064] 全连接层用于在CNN的尾部进行重新拟合,减少特征信息的损失。

[0065] 损失层接受两个输入,其中的一个是CNN的预测值,另一个是真实标签。损失层则会将这两个输入进行一系列运算,得到当前网络的损失函数。深度学习的目的是在权值空间

中找到让损失函数最小的权值。损失函数是在前向传播计算中得到的,同时也是反向传播的起点,损失函数基本都是由真实值和预测值两部分组成,正确的损失函数,可以起到让预测值一直逼近真实值的效果,当预测值和真实值相等时,损失值最小。在本实施例中采用的损失函数优选为Softmax交叉熵损失函数,或者平方误差损失函数。

[0066] 输出层用于输出结果,该输出结果用于判断是否满足触发脉冲的要求。

[0067] 经过试验表明,在发明实施例中对生命体征数据的是深度学习可以采用图4所示的三层CNN神经网络,能够达到神经网络的表示能力和训练网络的计算成本之间的平衡。并且,在本实施例中的归一化层优选采用批量归一化层。相对于局部响应归一化层而言,批量归一化层能够改善流经网络的梯度;允许更大的学习率,从而提高训练速度。

[0068] 在本实施例的步骤S202中训练完备的神经网络的训练方式包括如下步骤:

[0069] 步骤1,获取训练样本,其中,训练样本包括:正样本和负样本;

[0070] 步骤2,构建初始的神经网络;

[0071] 步骤3,根据训练样本以监督学习的方式训练初始的神经网络,并通过误差反向传播调整初始的神经网络的权值,直至收敛,得到训练完备的神经网络。

[0072] 其中,在初始的神经网络的训练过程中,优选采用Softmax交叉熵损失函数,或者平方误差损失函数作为损失函数,采用误差反向传播的方式更新初始的神经网络的权重参数。然后使用预先准备的测试样本(也包含正样本和负样本)作为训练后的神经网络的输入,以测试样本人工标注的真实结果作为对照计算预测成功率,直至预测成功率达到设定值判定神经网络达到收敛,最终得到训练完备的神经网络。

[0073] 在本实施例中,截取生命体征数据片段并进行人工标记的方式得到正样本和负样本。其中,正样本为生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内包含门控触发窗的第一生命体征数据片段;负样本为生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内不包含门控触发窗的第二生命体征数据片段。优选地,在训练样本中,负样本数量为正样本数量的2-3倍;测试样本中,负样本数量亦为正样本数量的2-3倍,并且训练样本与测试样本不存在交集,以避免训练得到的神经网络泛化能力降低。

[0074] 在其中一些实施例中,训练样本、测试样本和实时采集的生命体征数据均经过相同的预处理,这些预处理包括但不限于以下至少之一:归一化处理、平滑处理、降采样处理、去噪处理。对训练样本的预处理有助于提高神经网络训练的效率。

[0075] 图5是根据本发明实施例的第一生命体征数据片段的示意图,图6是根据本发明实施例的第二生命体征数据片段的示意图。如图5和图6所示,在其中一些实施例中,为了排除训练样本尺度对模型训练的影响,取固定时间长度的生命体征数据作为训练样本,即第一生命体征数据片段和第二生命体征数据片段的片段长度相等。优选地,以生命体征数据为心电图数据为例,第一生命体征数据片段和第二生命体征数据片段的长度小于或等于心动周期。其中,人的心动周期约为400ms~900ms。在安静状态下,人的心动周期约为800ms。将第一生命体征数据片段和第二生命体征数据片段的长度截取为小于或等于心动周期的方式,使得同一个生命体征数据片段上至多存在一个门控触发窗,有利于提高神经网络的训练效率、避免门控漏触发。

[0076] 在一些实施例中,第一生命体征数据片段和第二生命体征数据片段的第一预设时长的尾段的时长小于或者等于当前的磁共振扫描仪的门控触发窗的时间长度,以使得根据

这些训练样本训练出的神经网络能够在门控触发窗内预测出门控触发信号。在本实施例中,门控触发窗的时间长度约为10ms至50ms。以门控触发窗为10ms为例,该门控触发窗要求在一个包含R波顶点的10ms的时间窗口内获得门控采集信号来触发门控采集。在这种情况下,采用第一生命体征数据片段和第二生命体征数据片段的末尾的10ms内是否存在门控采集窗(可以是一个完整的门控采集窗,也可以是门控采集窗的一部分)的方式标记训练样本,从而可以使得训练出的神经网络能够在门控采集窗内预测出门控采集信号,以满足门控触发要求。

[0077] 在本实施例中,以生命体征数据为心电图数据为例,门控采集窗包括以下至少之一:R波上升沿、R波顶点、自R波顶点起的第二预设时长的R波下降沿。第二预设时长也是由当前的磁共振扫描仪的门控触发窗的时间长度确定的,一般可以选为10ms。

[0078] 继续以生命体征数据为心电图数据为例,图7是根据本发明实施例的训练完备的神经网络门控触发信号的示意图,如图7所示,在实时采集到心电图数据之后,可以使用宽度为 k 和步长为 λ 的滑动窗口实时截取心电图数据,得到心电图数据片段作为神经网络的实时输入数据。在图7中, t 时刻或者 $t+\lambda$ 时刻左侧的心电图波形是已经检测到的心电图波形, t 时刻或者 $t+\lambda$ 时刻右侧的心电图波形是未来的心电图波形而并非已经检测到的波形,在图7中仅为了示意性地描述滑动窗口的工作过程而将未来的心电图波形描绘了出来。

[0079] 其中,滑动窗口的宽度与训练样本中的心电图数据片段的时间长度相同,滑动窗口移动的步长 λ 小于或者等于门控触发窗的时间长度;优选的步长 λ 等于心电图波形的采样周期或者等于门控触发窗的时间长度。滑动窗口实时截取的每个心电图数据片段都会由神经网络预测得到一个输出值,并按照时间顺序依次输出。如果根据截取到的心电图数据片段预测出该心电图数据片段的第一预设时长(例如10ms)的尾段存在门控触发窗,则神经网络输出真值,即门控采集信号;如果根据截取到的心电图数据片段预测出该心电图数据片段的第一预设时长(例如10ms)的尾段不存在门控触发窗,则神经网络输出假值。这些神经网络的输出值最终会形成采样周期为滑动窗口步长的脉冲信号波形,脉冲信号波形中的每个脉冲代表一个预测到的门控触发信号信号。

[0080] 在其中一个实施例中,在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集包括:在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,判断训练完备的神经网络是否连续输出预设数量的门控触发信号,若是,则控制磁共振扫描仪进行图像采集;和/或在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,判断距离磁共振扫描仪进行图像采集是否大于第三预设时长,若是,则控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0081] 在上述实施例中,考虑到训练完备的神经网络在单次识别中仍存在一定概率的识别错误,因此,在本实施例中可以将滑动窗口的步长设置为等于心电图波形的采样周期,那么在门控触发窗内,神经网络将最多能连续识别出与门控触发窗长度数量相应的多个门控触发信号。例如,在滑动窗口的步长与采样周期均为1sm,门控触发窗为10ms时,神经网络最多能够连续识别出10个门控触发信号。在这种情况下,可以通过连续识别出多个(例如3个)门控采集信号后再控制磁共振扫描仪进行图像采集,从而大大降低了因神经网络单次识别错误导致的门控误触发的概率。此外,由于在一次心动周期(约800ms)内通常只进行一次磁共振图像采集,因此,在进行门控采集时,还可以设定在上次采集后的预定时间段内不再进

行门控采集,以避免在一次心动周期内重复触发门控采集。其中,上述的预定时间段为大于门控触发窗而小于心动周期的值,优选为100ms。

[0082] 在本实施例中还提供了一种磁共振扫描仪的图像采集装置,该装置用于实现上述实施例及优选实施方式,已经进行过说明的不再赘述。如以下所使用的,术语“模块”可以实现预定功能的软件和/或硬件的组合。尽管以下实施例所描述的系统较佳地以软件来实现,但是硬件,或者软件和硬件的组合的实现也是可能并被构想的。

[0083] 图8是根据本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集装置的结构框图,如图8所示,该装置包括:

[0084] 采集模块81,用于实时采集生命体征数据;

[0085] 输出模块82,耦合至采集模块81,用于将生命体征数据输入到训练完备的神经网络;

[0086] 判断模块83,耦合至输出模块82,用于判断训练完备的神经网络是否输出门控触发信号,其中,门控触发信号是由训练完备的神经网络根据生命体征数据预测的;

[0087] 控制模块84,耦合至判断模块83,用于在判断模块83判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0088] 在其中一个实施例中,生命体征数据包括但不限于以下至少之一:心电图数据、呼吸数据。

[0089] 在其中一个实施例中,采集模块81实时采集生命体征数据包括:通过生命体征数据采集装置实时采集生命体征数据;其中,生命体征数据采集装置包括以下至少之一:基于电磁波回波信号的生命体征数据采集装置、基于心电信号的生命体征数据采集装置、基于光电信号的生命体征数据采集装置、基于压力振荡信号的生命体征数据采集装置、基于压力信号的生命体征数据采集装置。

[0090] 在其中一个实施例中,训练完备的神经网络的训练过程包括:获取训练样本,其中,训练样本包括:正样本和负样本;构建初始的神经网络;根据训练样本以监督学习的方式训练初始的神经网络,并通过误差反向传播调整初始的神经网络的权值,直至收敛,得到训练完备的神经网络。

[0091] 在其中一个实施例中,训练初始的神经网络使用的损失函数包括但不限于以下至少之一:Softmax交叉熵损失函数、平方误差损失函数。

[0092] 在其中一个实施例中,正样本包括:第一生命体征数据片段,其中,第一生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内包含门控触发窗;

[0093] 负样本包括:第二生命体征数据片段,其中,第二生命体征数据片段的第一预设时长的尾段内不包含门控触发窗。

[0094] 在其中一个实施例中,第一预设时长小于或者等于磁共振扫描仪的门控触发窗的时间长度。

[0095] 在其中一个实施例中,在生命体征数据为心电图数据的情况下,门控触发窗包括但不限于以下至少之一:R波上升沿、R波顶点、自R波顶点起的第二预设时长的R波下降沿。

[0096] 在其中一个实施例中,训练样本和生命体征数据经过相同的预处理,预处理包括但不限于以下至少之一:归一化处理、平滑处理、降采样处理、去噪处理。

[0097] 在其中一个实施例中,控制模块84,用于在判断到训练完备的神经网络输出门控

触发信号的情况下,判断训练完备的神经网络是否连续输出预设数量的门控触发信号,若是,则控制磁共振扫描仪进行图像采集;和/或在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下,判断距离磁共振扫描仪进行图像采集是否大于第三预设时长,若是,则控制磁共振扫描仪进行图像采集。

[0098] 另外,结合图2描述的本发明实施例的磁共振扫描仪的图像采集方法可以由磁共振扫描仪的图像采集设备来实现。图9示出了本发明实施例提供的磁共振扫描仪的图像采集设备的硬件结构示意图。

[0099] 磁共振扫描仪的图像采集设备可以包括处理器91以及存储有计算机程序指令的存储器92。

[0100] 具体地,上述处理器91可以包括中央处理器(CPU),或者特定集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC),或者可以被配置成实施本发明实施例的一个或多个集成电路。

[0101] 存储器92可以包括用于数据或指令的大容量存储器。举例来说而非限制,存储器92可包括硬盘驱动器(Hard Disk Drive,HDD)、软盘驱动器、闪存、光盘、磁光盘、磁带或通用串行总线(Universal Serial Bus,USB)驱动器或者两个或更多个以上这些的组合。在合适的情况下,存储器92可包括可移除或不可移除(或固定)的介质。在合适的情况下,存储器92可在数据处理装置的内部或外部。在特定实施例中,存储器92是非易失性固态存储器。在特定实施例中,存储器92包括只读存储器(ROM)。在合适的情况下,该ROM可以是掩模编程的ROM、可编程ROM(PROM)、可擦除PROM(EPROM)、电可擦除PROM(EEPROM)、电可改写ROM(EAROM)或闪存或者两个或更多个以上这些的组合。

[0102] 处理器91通过读取并执行存储器92中存储的计算机程序指令,以实现上述实施例中的任意一种磁共振扫描仪的图像采集方法。

[0103] 在一个示例中,磁共振扫描仪的图像采集设备还可包括通信接口93和总线90。其中,如图9所示,处理器91、存储器92、通信接口93通过总线90连接并完成相互间的通信。

[0104] 通信接口93,主要用于实现本发明实施例中各模块、装置、单元和/或设备之间的通信。

[0105] 总线90包括硬件、软件或两者,将磁共振扫描仪的图像采集设备的部件彼此耦接在一起。举例来说而非限制,总线可包括加速图形端口(AGP)或其他图形总线、增强工业标准架构(EISA)总线、前端总线(FSB)、超传输(HT)互连、工业标准架构(ISA)总线、无限带宽互连、低引脚数(LPC)总线、存储器总线、微信道架构(MCA)总线、外围组件互连(PCI)总线、PCI-Express(PCI-X)总线、串行高级技术附件(SATA)总线、视频电子标准协会局部(VLB)总线或其他合适的总线或者两个或更多个以上这些的组合。在合适的情况下,总线90可包括一个或多个总线。尽管本发明实施例描述和示出了特定的总线,但本发明考虑任何合适的总线或互连。

[0106] 该磁共振扫描仪的图像采集设备可以基于获取到的生命体征数据,执行本发明实施例中的磁共振扫描仪的图像采集方法,从而实现结合图2描述的磁共振扫描仪的图像采集方法。

[0107] 另外,结合上述实施例中的磁共振扫描仪的图像采集方法,本发明实施例可提供一种计算机可读存储介质来实现。该计算机可读存储介质上存储有计算机程序指令;该计

计算机程序指令被处理器执行时实现上述实施例中的任意一种磁共振扫描仪的图像采集方法。

[0108] 综上所述,通过本发明提供的上述实施例或者优选实施方式,使用神经网络来根据实时采集的生命体征数据来预测门控触发信号。具体而言是使用卷积神经网络,根据实时采集的生命体征数据的特征来预测该生命体征数据的尾段是否包含门控触发窗,并在预测到该生命体征数据的尾段包含门控触发窗的情况下输出门控采集信号,避免了直接检测R波存在的门控的误触发问题,提高了采集的图像质量。

[0109] 以上实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0110] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

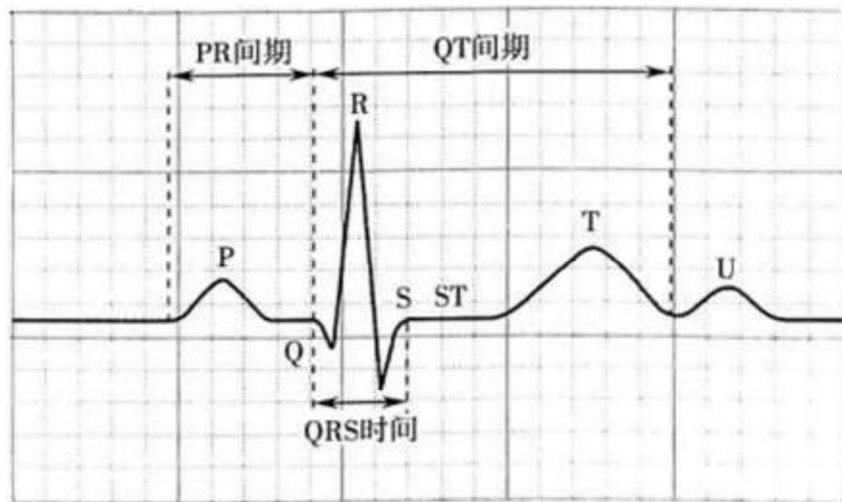


图1

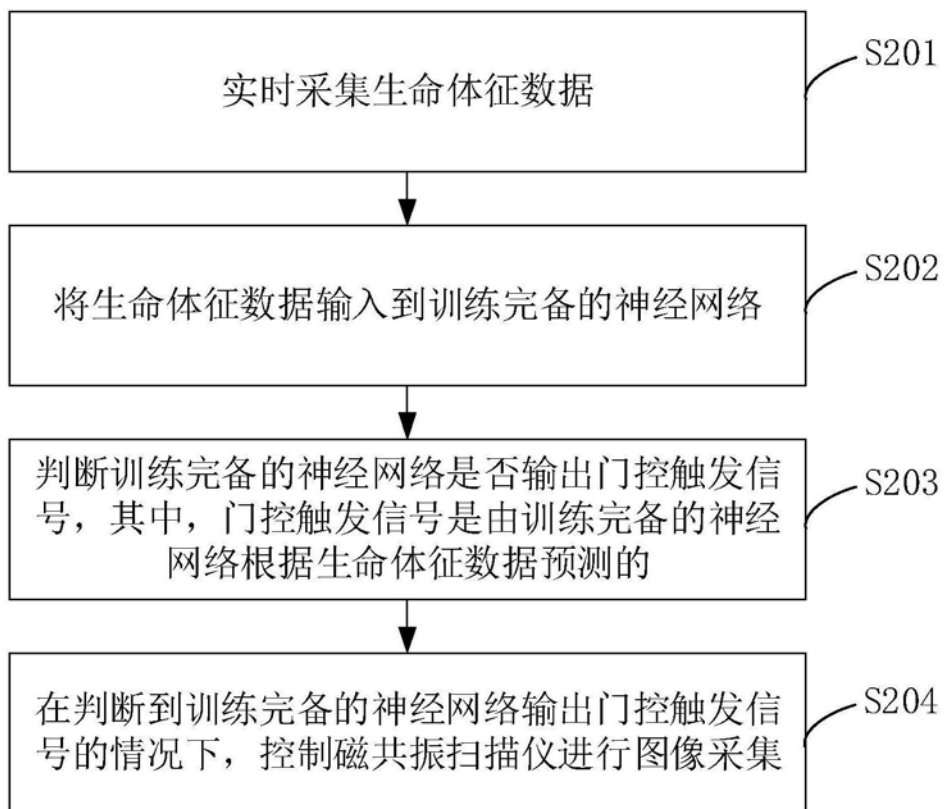


图2

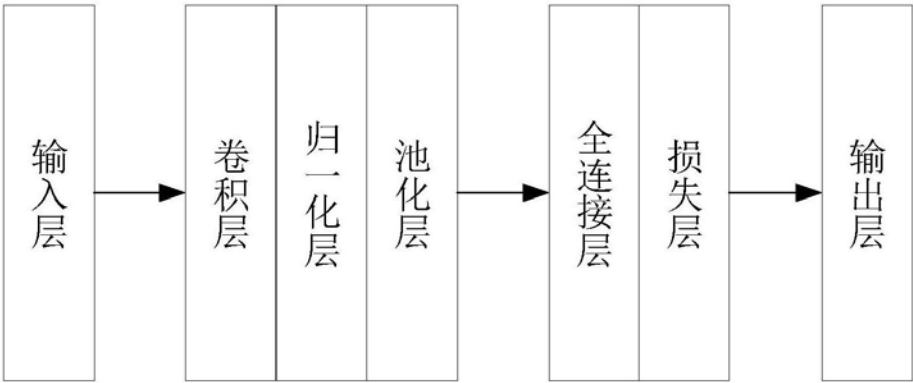


图3

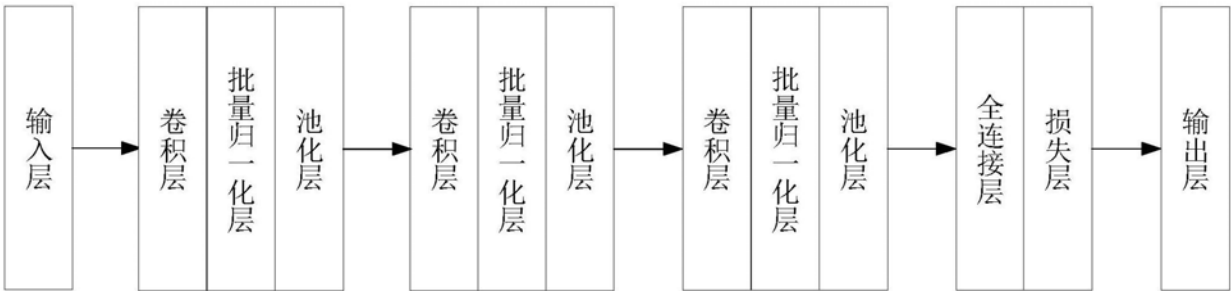


图4

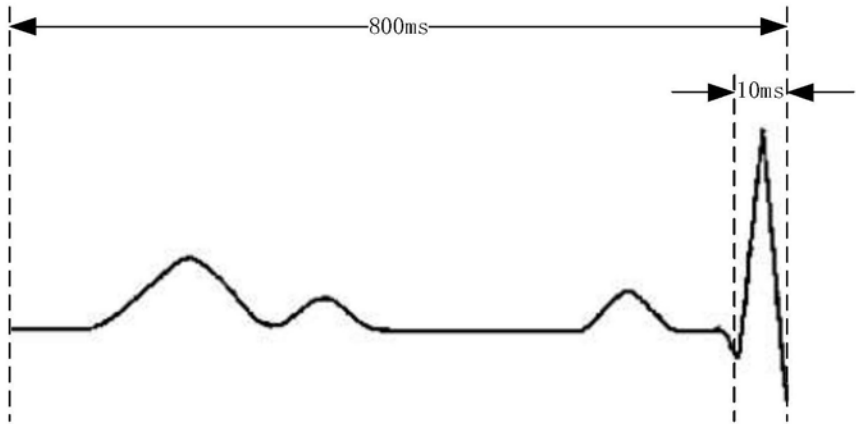


图5

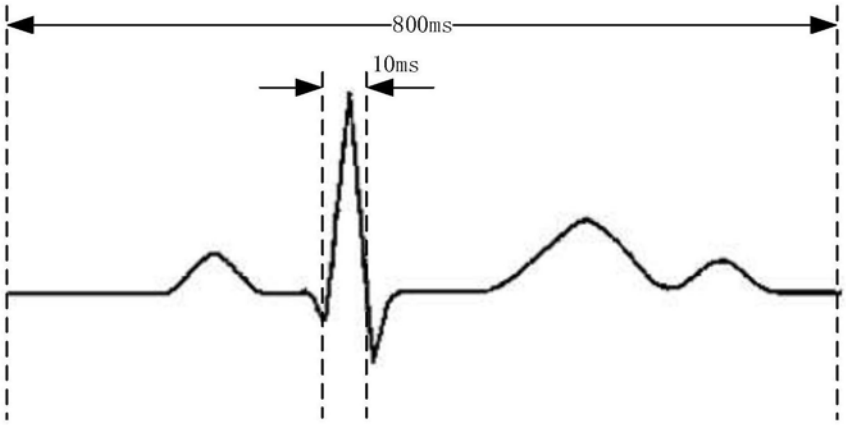


图6

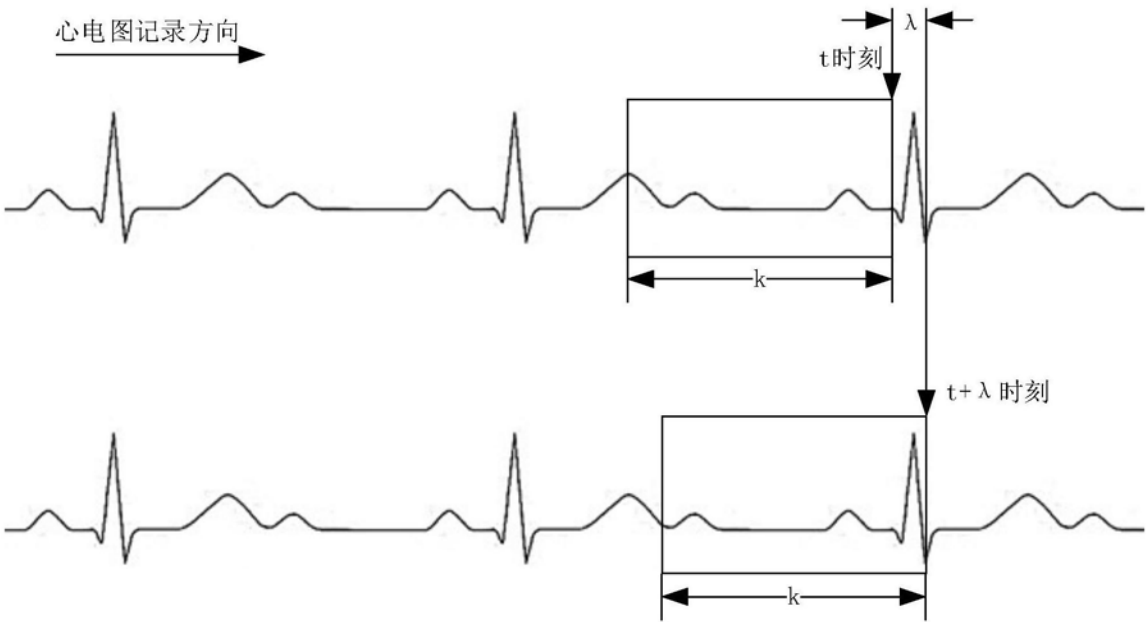


图7

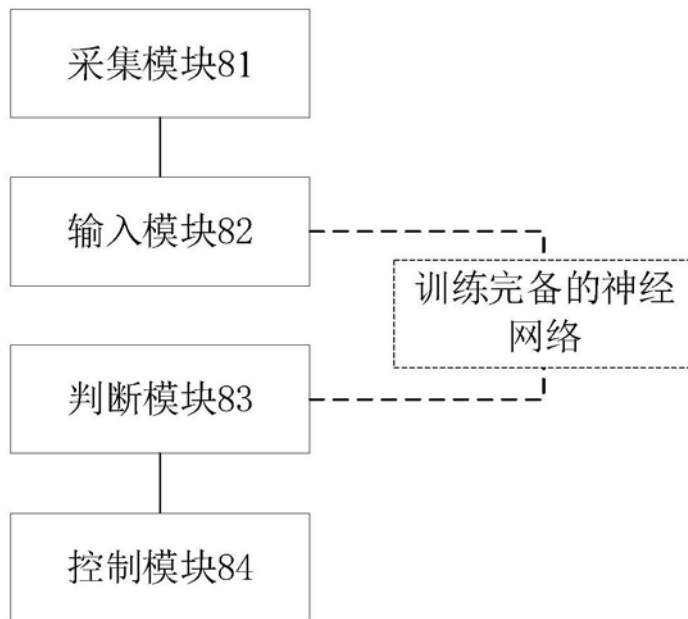


图8

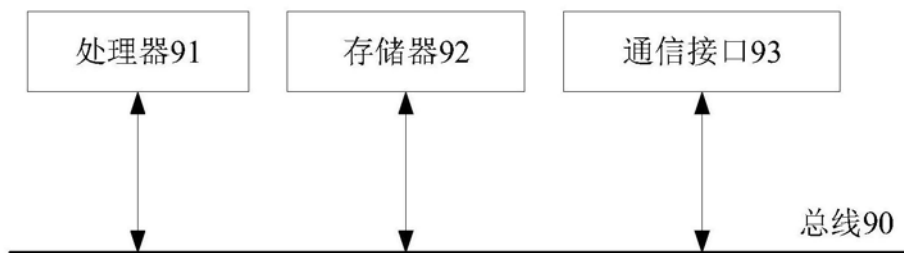


图9

专利名称(译)	磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质		
公开(公告)号	CN110755076A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201911059466.8	申请日	2019-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	上海联影医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海联影医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海联影医疗科技有限公司		
发明人	史宇航		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/08 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/055 A61B5/08 A61B5/7203 A61B5/7267		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种磁共振扫描仪的图像采集方法、装置、设备和介质。其中，该方法包括：实时采集生命体征数据；将生命体征数据输入到训练完备的神经网络；判断训练完备的神经网络是否输出门控触发信号，其中，门控触发信号是由训练完备的神经网络根据生命体征数据预测的；在判断到训练完备的神经网络输出门控触发信号的情况下，控制磁共振扫描仪进行图像采集。通过本发明，解决了相关技术中基于实时R波检测的门控采集技术容易因门控误触发而导致门控触发采集的图像质量变差的问题，提高了采集的图像质量。

