



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115238745 A

(43) 申请公布日 2022. 10. 25

(21) 申请号 202210910794.X

(22) 申请日 2022.06.13

(62) 分案原申请数据
202210659471.8 2022.06.13

(71) 申请人 四川新源生物电子科技有限公司
地址 610041 四川省成都市中国(四川)自
由贸易试验区成都高新区天府大道北
段1480号1栋B座3层15号

(72) 发明人 张家伟 陈超

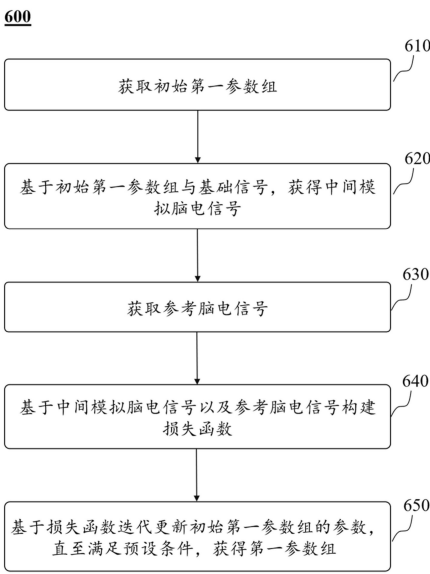
(74) 专利代理机构 成都七星天知识产权代理有
限公司 51253
专利代理师 冯娇

(51) Int.Cl.
G06K 9/00 (2022.01)
G06K 9/62 (2022.01)

权利要求书2页 说明书20页 附图11页

(54) 发明名称
一种模拟采集脑电信号的生成方法和系统

(57) 摘要
本说明书实施例提供一种模拟采集脑电信号的生成方法和系统,该方法包括:基于第一预设参数区间以及基础信号,获得中间模拟脑电信号;基于中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;基于损失函数迭代更新第一预设参数区间,直至满足预设条件,获得第一参数组;基于基础信号和第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号;基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号;基于模拟脑电信号、目标噪音信号、第一权重以及第二权重,获得目标模拟采集脑电信号。模拟脑电信号、目标噪音信号、目标模拟采集脑电信号可以分别作为人体中的无噪音的脑电信号、采集脑电信号中的噪音信号以及采集脑电信号参与脑电信号的分析与研究。



1. 一种模拟采集脑电信号的生成方法,其特征在于,包括:

基于第一预设参数区间以及基础信号,获得中间模拟脑电信号;

基于所述中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;

基于所述损失函数迭代更新所述第一预设参数区间,直至满足预设条件,获得第一参数组;

基于所述基础信号和所述第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号,所述模拟脑电信号用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究;

基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号,所述目标噪音信号用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与所述脑电信号的分析与研究;

获取所述模拟脑电信号的第一权重以及所述目标噪音信号的第二权重;

基于所述模拟脑电信号、所述目标噪音信号、所述第一权重以及所述第二权重,获得目标模拟采集脑电信号,所述目标模拟采集脑电信号用于作为所述采集脑电信号参与所述脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第一参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及信号源转移矩阵,所述感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,所述信号源转移矩阵中的元素表征同一感兴趣区域中的信号源与电极点之间进行传播时的转移关系,其中,所述不同感兴趣区域表示人体大脑中的不同脑功能区;

所述基于基础信号和第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号包括:

针对虚拟脑部模型中的每一信号源,基于所述感兴趣区域转移矩阵以及该信号源发出的所述基础信号,确定该信号源的目标基础信号;

针对所述虚拟脑部模型中每一感兴趣区域,基于该感兴趣区域中所述每一信号源的所述目标基础信号以及所述信号源转移矩阵,确定该感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号;

基于各个所述感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号,获得所述模拟脑电信号。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述初始噪音信号包括模拟脑部噪音信号以及电极点噪音信号,所述第二参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及电极点转移矩阵,所述感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,所述电极点转移矩阵中的元素表征信号在不同电极点之间进行传播时的转移关系;

所述基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号包括:

基于所述感兴趣区域转移矩阵以及所述模拟脑部噪音信号,确定第一子噪音信号;

基于所述电极点转移矩阵以及所述电极点噪音信号,确定第二子噪音信号;

基于所述第一子噪音信号以及所述第二子噪音信号,获得所述目标噪音信号。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第二参数组基于第二预设参数区间获得。

5. 一种模拟采集脑电信号的生成系统,其特征在于,所述系统包括:

第一获取模块,用于:

基于第一预设参数区间以及基础信号,获得中间模拟脑电信号;

基于所述中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;

基于所述损失函数迭代更新所述第一预设参数区间,直至满足预设条件,获得第一参数组;

基于所述基础信号和所述第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号,所述模拟脑电信号用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究;

第二获取模块,用于基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号,所述目标噪音信号用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与所述脑电信号的分析与研究;

第三获取模块,用于获取所述模拟脑电信号的第一权重以及所述目标噪音信号的第二权重;

第四获取模块,用于基于所述模拟脑电信号、所述目标噪音信号、所述第一权重以及所述第二权重,获得目标模拟采集脑电信号,所述目标模拟采集脑电信号用于作为所述采集脑电信号参与所述脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。

6.如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述第一参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及信号源转移矩阵,所述感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,所述信号源转移矩阵中的元素表征同一感兴趣区域中的信号源与电极点之间进行传播时的转移关系,其中,所述不同感兴趣区域表示人体大脑中的不同脑功能区;

所述第一获取模块进一步用于:

针对虚拟脑部模型中的每一信号源,基于所述感兴趣区域转移矩阵以及该信号源发出的所述基础信号,确定该信号源的目标基础信号;

针对所述虚拟脑部模型中每一感兴趣区域,基于该感兴趣区域中所述每一信号源的所述目标基础信号以及所述信号源转移矩阵,确定该感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号;

基于各个所述感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号,获得所述模拟脑电信号。

7.如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述初始噪音信号包括模拟脑部噪音信号以及电极点噪音信号,所述第二参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及电极点转移矩阵,所述感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,所述电极点转移矩阵中的元素表征信号在不同电极点之间进行传播时的转移关系;

所述第二获取模块进一步用于:

基于所述感兴趣区域转移矩阵以及所述模拟脑部噪音信号,确定第一子噪音信号;

基于所述电极点转移矩阵以及所述电极点噪音信号,确定第二子噪音信号;

基于所述第一子噪音信号以及所述第二子噪音信号,获得所述目标噪音信号。

8.如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述第二参数组基于第二预设参数区间获得。

9.一种模拟采集脑电信号的生成装置,包括处理器,其特征在于,所述处理器用于执行如权利要求1~4任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

10.一种计算机可读存储介质,所述存储介质存储计算机指令,其特征在于,当计算机读取存储介质中的计算机指令后,计算机执行如权利要求1~4任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

一种模拟采集脑电信号的生成方法和系统

分案说明

[0001] 本申请是2022年06月13日提交的题为“一种模拟采集脑电信号的生成方法和系统”的中国专利申请202210659471.8的分案申请。

技术领域

[0002] 本说明书涉及模拟脑电信号领域，特别涉及一种模拟采集脑电信号的生成方法和系统。

背景技术

[0003] 随着科学的进步和生物医疗技术的迅猛发展，生物信号被应用于各个领域的研究。例如，可以利用脑电信号进行睡眠分类、癫痫症以及抑郁症的辅助诊断。然而，脑电信号幅值小，一般只有几十到几百微伏，在采集过程中会受到各种各样的噪音信号的干扰，最常见的是一些噪音信号如眼电伪迹和肌电伪迹。同时，在使用脑电采集设备对人体脑电信号进行采集时，脑电信号以及噪音信号从其产生位置传播至脑电采集设备中的电极点时，在其传播过程中会受到脑部功能区、电极点等多种因素影响，使得电极点最终采集到的采集脑电信号中的脑电信号与噪声信号不同于其产生位置发出的信号，从而难以区别采集脑电信号中的脑电信号与噪声信号。

[0004] 当前可以利用机器学习模型对所采集的脑电信号进行去噪处理，但是由于采集时长和采集手段限制，较难获取模型训练所需的大量训练数据。

[0005] 因此，有必要提出一种模拟采集脑电信号的生成方法，可以确定信号在脑部进行传播时的转移关系，从而使得生成的模拟采集脑电信号尽可能接近真实的采集脑电信号，以获得大量模型训练所需的训练数据，使训练好的去噪模型有更好的泛化效果，也可以在研究脑电信号时降低采集人体的脑电信号所需的成本。

发明内容

[0006] 本说明书一个或多个实施例提供一种模拟采集脑电信号的生成方法，所述方法包括：基于第一预设参数区间以及基础信号，获得中间模拟脑电信号；基于所述中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数；基于所述损失函数迭代更新所述第一预设参数区间，直至满足预设条件，获得第一参数组；基于所述基础信号和所述第一参数组，获得无噪音的模拟脑电信号，所述模拟脑电信号用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究；基于初始噪音信号和第二参数组，获得目标噪音信号，所述目标噪音信号用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与所述脑电信号的分析与研究；获取所述模拟脑电信号的第一权重以及所述目标噪音信号的第二权重；基于所述模拟脑电信号、所述目标噪音信号、所述第一权重以及所述第二权重，获得目标模拟采集脑电信号，所述目标模拟采集脑电信号用于作为所述采集脑电信号参与所述脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。

[0007] 本说明书一个或多个实施例提供一种模拟采集脑电信号的生成系统,所述系统包括:第一获取模块,用于:基于第一预设参数区间以及基础信号,获得中间模拟脑电信号;基于所述中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;基于所述损失函数迭代更新所述第一预设参数区间,直至满足预设条件,获得第一参数组;基于所述基础信号和所述第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号,所述模拟脑电信号用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究;第二获取模块,用于基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号,所述目标噪音信号用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与所述脑电信号的分析与研究;第三获取模块,用于获取所述模拟脑电信号的第一权重以及所述目标噪音信号的第二权重;第四获取模块,用于基于所述模拟脑电信号、所述目标噪音信号、所述第一权重以及所述第二权重,获得目标模拟采集脑电信号,所述目标模拟采集脑电信号用于作为所述采集脑电信号参与所述脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。

[0008] 本说明书一个或多个实施例提供一种模拟采集脑电信号的生成装置,包括处理器,所述处理器用于执行以实现如上述实施例中任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

[0009] 本说明书一个或多个实施例提供一种计算机可读存储介质,所述存储介质存储计算机指令,当计算机读取存储介质中的计算机指令后,计算机执行以实现如上述实施例中任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

附图说明

[0010] 本说明书将以示例性实施例的方式进一步说明,这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的,在这些实施例中,相同的编号表示相同的结构,其中:

[0011] 图1是根据本说明书一些实施例所示的模拟采集脑电信号的生成系统的应用场景示意图;

[0012] 图2是根据本说明书一些实施例所示的模拟采集脑电信号的生成系统的示例性模块图;

[0013] 图3是根据本说明书一些实施例所示的生成模拟采集脑电信号的示意图;

[0014] 图4是根据本说明书一些实施例所示的获得无噪音的模拟脑电信号的示例性流程图;

[0015] 图5是根据本说明书一些实施例所示的获得目标噪音信号的示例性流程图;

[0016] 图6是根据本说明书一些实施例所示的获得第一参数组的示例性流程图;

[0017] 图7是根据本说明书一些实施例所示的采集脑电信号去噪方法的示例性流程图;

[0018] 图8是根据本说明书一些实施例所示的获取信号转移关系的示例性流程图;

[0019] 图9是根据本说明书一些实施例所示的信号转移模型的示意图;

[0020] 图10是根据本说明书一些实施例所示的又一信号转移模型的示意图;

[0021] 图11是根据本说明书一些实施例所示的确定目标噪音信号的示例性流程图。

具体实施方式

[0022] 为了更清楚地说明本说明书实施例的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本说明书的一些示例或实施例,对于本领域的普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图将本说明书应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明,图中相同标号代表相同结构或操作。

[0023] 应当理解,本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模块”是用于区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而,如果其他词语可实现相同的目的,则可通过其他表达来替换所述词语。

[0024] 如本说明书和权利要求书所示,除非上下文明确提示例外情形,“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数,也可包括复数。一般说来,术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素,而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列,方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0025] 本说明书中使用了流程图用来说明根据本说明书的实施例的系统所执行的操作。应当理解的是,前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反,可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时,也可以将其他操作添加到这些过程中,或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0026] 图1是根据本说明书一些实施例所示的模拟采集脑电信号的生成系统的应用场景示意图。

[0027] 如图1所示,模拟采集脑电信号的生成系统的应用场景100可以包括服务器110、基础信号120、初始噪音信号130、网络140、存储设备150以及终端设备160。模拟采集脑电信号的生成系统的应用场景可以通过实施本说明书中披露的方法和/或过程获取模拟采集脑电信号。

[0028] 服务器110可以与基础信号120、初始噪音信号130、网络140、存储设备150以及终端设备160进行通信,以实现模拟采集脑电信号的生成系统的各种功能。在一些实施例中,服务器110可以经由,例如,网络140,接收基础信号120和初始噪音信号130,并可以对其进行处理。在一些实施例中,服务器110可以经由,例如,网络140,输出相关数据至存储设备150以及终端设备160。在一些实施例中,服务器110可以是单个服务器,也可以是服务器组。在一些实施例中,服务器110可以本地连接到网络140或者与网络140远程连接。在一些实施例中,服务器110可以在云平台上实施。

[0029] 基础信号120可以为简单信号。例如,基础信号120可以正弦波。基础信号120可以由波形发生器、模拟信号发生器、波形生成器等任意一种或多种生成。在一些实施例中,基础信号120可以通过网络140发送至服务器110、存储设备150以及终端设备160。

[0030] 初始噪音信号130可以为采集脑电信号时未经过传播的噪音信号。初始噪音信号130可以通过噪音发生器、模拟信号发生器、噪音生成器等任意一种或多种生成。在一些实施例中,初始噪音信号130可以通过网络140发送至服务器110、存储设备150以及终端设备160。

[0031] 网络140可以用于信息和/或数据的传输。在一些实施例中,应用场景100中的一个或以上组件(例如,服务器110和/或存储设备150等)可以经由网络140将信息和/或数据发

送到应用场景100中的另一个组件。

[0032] 存储设备150可以储存数据和/或指令。数据可以包括与服务器110、终端设备160、基础信号120和初始噪音信号130等有关的数据。例如,存储设备150可以存储基础信号120和初始噪音信号130。在一些实施例中,存储设备150可以储存服务器110用来执行或使用以完成本说明书中描述的示例性方法的数据和/或指令。在一些实施例中,存储设备150可以连接到网络140以与应用场景100的一个或以上组件(例如,服务器110和/或终端设备160)通信。在一些实施例中,存储设备150可以是服务器110的一部分。在一些实施例中,存储设备150可包括大容量存储器、可移动存储器、易失性读写内存、只读内存(ROM)等或其任意组合。在一些实施例中,存储设备150可在云平台上实现。

[0033] 终端设备160可以指用户所使用的一个或多个终端或软件。其中,用户可以指研究员。用户可以通过终端设备160查看应用场景100中各个组件的相关数据。在一些实施例中,终端设备160可以包括移动设备160-1、平板计算机160-2、膝上型计算机160-3等或其任意组合。在一些实施例中,终端设备160可以是固定的和/或移动的。例如,终端设备160可以直接安装在服务器110上,成为服务器110的一部分。再例如,终端设备160可以是可移动的设备,用户可以携带终端设备160位于相对于服务器110、基础信号120和初始噪音信号130距离较远的位置,终端设备160可以通过网络140与服务器110、存储设备150连接和/或通信。

[0034] 应当注意的是,应用场景100仅仅是为了说明的目的而提供,并不意图限制本说明书的范围。对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本说明书的描述,做出多种修改或变化。例如,应用场景100还可以包括数据库。然而,这些变化和修改不会背离本说明书的范围。

[0035] 图2是根据本说明书一些实施例所示的模拟采集脑电信号的生成系统的示例性模块图。

[0036] 如图2所示,模拟采集脑电信号的生成系统200可以包括第一获取模块210、第二获取模块220、第三获取模块230及第四获取模块240。

[0037] 第一获取模块210可以用于基于基础信号和第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号,模拟脑电信号用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究。关于基础信号、第一参数组以及模拟脑电信号的更多内容参见图3及其相关描述。在一些实施例中,第一获取模块210还可以用于获取初始第一参数组;基于初始第一参数组与基础信号,获得中间模拟脑电信号;获取参考脑电信号;基于中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;基于损失函数迭代更新初始第一参数组的参数,直至满足预设条件,获得第一参数组。关于初始第一参数组、中间模拟脑电信号以及参考脑电信号的更多内容参见图6及其相关描述。在一些实施例中,第一参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及信号源转移矩阵,感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,信号源转移矩阵中的元素表征同一感兴趣区域中的信号源与电极点之间进行传播时的转移关系,其中,不同感兴趣区域表示人体大脑中的不同脑功能区,第一获取模块210还可以用于针对虚拟脑部模型中的每一信号源,基于感兴趣区域转移矩阵以及该信号源发出的基础信号,确定该信号源的目标基础信号;针对虚拟脑部模型中每一感兴趣区域,基于该感兴趣区域中每一信号源的目标基础信号以及信号源转移矩阵,确定该感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号;基于各个感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号,获得模拟脑电信号。关于感

兴趣区域转移矩阵、信号源转移矩阵、目标基础信号以及初始子模拟脑电信号的更多内容参见图4及其相关描述。

[0038] 第二获取模块220可以用于基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号,目标噪音信号用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与脑电信号的分析与研究。关于初始噪音信号、第二参数组以及目标噪音信号的更多内容参见图3及其相关描述。在一些实施例中,初始噪音信号包括模拟脑部噪音信号以及电极点噪音信号,第二参数组包括感兴趣区域转移矩阵以及电极点转移矩阵,感兴趣区域转移矩阵中元素表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系,电极点转移矩阵中的元素表征信号在不同电极点之间进行传播时的转移关系,第二获取模块220还可以用于基于感兴趣区域转移矩阵以及模拟脑部噪音信号,确定第一子噪音信号;基于电极点转移矩阵以及电极点噪音信号,确定第二子噪音信号;基于第一子噪音信号以及第二子噪音信号,获得目标噪音信号。关于模拟脑部噪音信号、电极点噪音信号、电极点转移矩阵、第一子噪音信号以及第二子噪音信号的更多内容参见图5及其相关描述。

[0039] 在一些实施例中,第二获取模块220可以包括第一确定模块、第二确定模块以及信号处理模块等子模块。第一确定模块用于确定被测对象的信号转移关系。其中,信号转移关系表征初始噪音信号在被测对象的各个位置之间进行传播时的信号变化关系。关于初始噪音信号、被测对象以及信号转移关系的更多内容可以参见图7及其相关描述。在一些实施例中,第一确定模块还可以用于针对被测对象的每一位置,从该位置输入初始测试信号,其中,初始测试信号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级;从被测对象的其他位置采集信号,获得采集测试信号;基于初始测试信号以及采集测试信号,确定信号转移关系。关于初始测试信号以及采集测试信号的更多内容可以参见图8及其相关描述。第二确定模块用于基于初始噪音信号以及信号转移关系,确定目标噪音信号。关于目标噪音信号更多内容可以参见图7及其相关描述。在一些实施例中,信号转移关系包括多个简单信号转移关系,简单信号转移关系表征第一简单噪声信号在被测对象的各个位置之间进行传播时的信号变化关系,其中,第一简单噪声信号是对初始噪音信号进行变换而获得的,第二确定模块还可以用于将初始噪音信号变换为多个不同频率和强度的第一简单噪声信号;针对每个所述第一简单噪声信号,基于该第一简单噪声信号对应的简单信号转移关系对该第一简单噪声信号进行处理,确定该第一简单噪声信号对应的第二简单噪音信号;合成各个第二简单噪音信号,获得目标噪音信号。关于简单信号转移关系、第一简单噪声信号以及第二简单噪音信号的更多内容可以参见图10及其相关描述。信号处理模块用于从被测对象中采集到的采集脑电信号去除目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信号。关于采集脑电信号和目标脑电信号更多内容可以参见图7及其相关描述。

[0040] 第三获取模块230可以用于获取模拟脑电信号的第一权重以及目标噪音信号的第二权重。关于第一权重、第二权重的更多内容参见图3及其相关描述。

[0041] 第四获取模块240可以用于基于模拟脑电信号、目标噪音信号、第一权重以及第二权重,获得目标模拟采集脑电信号,目标模拟采集脑电信号用于作为采集脑电信号参与脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。关于目标模拟采集脑电信号的更多内容参见图3及其相关描述。

[0042] 需要注意的是,以上对于模拟采集脑电信号的生成系统200及其模块的描述,仅为

描述方便,并不能把本说明书限制在所举实施例范围之内。可以理解,对于本领域的技术人员来说,在了解该系统的原理后,可能在不背离这一原理的情况下,对各个模块进行任意组合,或者构成子系统与其他模块连接。在一些实施例中,图2中披露的第一获取模块210、第二获取模块220、第三获取模块230和第四获取模块240可以是一个系统中的不同模块,也可以是一个模块实现上述的两个或两个以上模块的功能。例如,各个模块可以共用一个存储模块,各个模块也可以分别具有各自的存储模块。诸如此类的变形,均在本说明书的保护范围之内。

[0043] 图3是根据本说明书一些实施例所示的生成模拟采集脑电信号的示意图。在一些实施例中,流程300可以由服务器110执行。如图3所示,流程300可以包括以下步骤:

[0044] 步骤310,基于基础信号和第一参数组,获得无噪音的模拟脑电信号。在一些实施例中,步骤310可以由第一获取模块210执行。

[0045] 基础信号可以指信号变化规律的简单信号。模拟脑电信号可以用于作为人体中无噪音的脑电信号参与脑电信号的分析与研究。基础信号可以包括但不限于正弦信号、余弦信号以及方波信号等。第一获取模块210可以将基础信号的特征输入模拟信号发生器以获取基础信号。基础信号的特征可以包括但不限于基础信号的频率、幅值等,其大小可以通过预先设定,以使得基于基础信息获取的模拟脑电信号符合真实的脑电信号的基础特征。例如,可以预先设定基础信号的频率小于100Hz,幅值的取值范围为-200uV~+200uV。

[0046] 第一参数组可以指表征基础信号在传播时,虚拟脑部模型中的感兴趣区域、信号源以及安装在虚拟脑部模型上的电极点等因素对基础信号的产生影响的参数组。在一些实施例中,可以通过多个不同的第一参数组对基础信号进行处理以获得多个不同的模拟脑电信号。其中,虚拟脑部模型中的不同感兴趣区域可以分别表示人体大脑中的各个脑功能区。例如,虚拟脑部模型中的某一感兴趣区域可以表示人体大脑前部负责专注力、短时记忆任务等相关任务的额叶。

[0047] 应当理解的是,信号在人体大脑中进行传播时,不同感兴趣区域的大脑结构、不同信号源以及用于采集脑电信号的电极点均会对信号产生影响,使得信号发生变化。本说明书的一些实施例中可以通过第一参数组确定感兴趣区域、信号源以及电极点等对信号的影响,以使得获得的模拟脑电信号更接近于真实的无噪音的脑电信号。

[0048] 在一些实施例中,第一参数组可以包括信号在虚拟脑部模型的不同感兴趣区域之间进行传播时的变化关系。第一参数组可以包括感兴趣区域转移矩阵,该感兴趣区域转移矩阵可以表示基础信号在虚拟脑部模型的不同感兴趣区域之间进行传播时的变化关系。关于感兴趣区域转移矩阵的更多内容参见图4及其相关描述。

[0049] 在一些实施例中,第一参数组还可以包括虚拟脑部模型中某一感兴趣区域中的某一信号源发出的信号在该感兴趣区域中的电极点间进行传播时的变化关系。第一参数组还可以包括信号源转移矩阵,该信号源转移矩阵可以表示虚拟脑部模型中某一感兴趣区域中的某一信号源发出的基础信号在该感兴趣区域中的电极点之间进行传播时的变化关系。关于信号源转移矩阵的更多内容参见图4及其相关描述。

[0050] 在一些实施例中,第一参数组中的元素可以是确定值,也可以为区间范围值。当第一参数组为区间范围值时,在基于第一参数组对基础信号进行处理时,可以从该区间范围值内随机选择某一具体值以对基础信号进行处理,从而获取模拟脑电信号。不同人体或者

不同虚拟脑部模型对应的第一参数组不同。

[0051] 在一些实施例中,可以通过多种方式获取第一参数组。例如,可以通过网络获取第一参数组。再例如,还可以通过随机初始化获取第一参数组。

[0052] 在一些实施例中,第一参数组基于第一预设参数区间获得。可以通过设置第一参数组的第一预设参数区间,并迭代更新第一预设参数区间的范围从而获得第一参数组。其中,第一预设参数区间可以指第一参数组中各元素的预设区间范围。第一预设参数区间可以通过多种方式获取,例如,可以通过随机选取初始范围确定。再例如,可以基于现有第一参数组的范围,并对该范围进行扩展确定。第一预设参数区间对应参数组可以为初始第一参数组。在一些实施例中,可以基于初始第一参数组与基础信号,获得中间模拟脑电信号;基于中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数;基于损失函数迭代更新初始第一参数组,直至满足预设条件,获得第一参数组。关于上述获得第一参数组的实施例的更多内容参见图6及其相关描述。

[0053] 本说明书的一些实施例中通过设置第一参数组的第一预设参数区间可以确定第一参数组的大致范围,减小确定第一参数组的计算量,更快确定第一参数组。

[0054] 模拟脑电信号可以指模拟的人体大脑的脑电信号的信号。在一些实施例中,可以基于第一参数组对基础信号进行处理,确定采集该基础信号时,虚拟脑部模型中的感兴趣区域、信号源以及安装在虚拟脑部模型上的电极点等对该基础信号产生的影响,以获得模拟脑电信号。获取无噪音的模拟脑电信号。在一些实施例中,针对虚拟脑部模型中的每一感兴趣区域,基于信号源转移矩阵以及基础信号,确定该感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号;基于感兴趣区域转移矩阵以及各个感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号,获得模拟脑电信号。关于上述实施例的更多内容参见图4及其相关描述。

[0055] 在一些实施例中,通过在虚拟脑部模型的多个信号源发出基础信号,多种基础信号进行叠加,可以使得获取的模拟脑电信号具有脑电信号的基础特征。其中,脑电信号的基础特征可以包括但不限于脑电信号的幅值特征(如幅值范围)、频率特征(如频率范围)等。例如,脑电信号的基础特征可以包括幅值范围为 $-200\mu\text{V}\sim+200\mu\text{V}$,频率小于 100Hz 。通过虚拟脑部模型中的3个信号源可以发出幅值分别为 $10\mu\text{V}$ 、 $30\mu\text{V}$ 、 $100\mu\text{V}$,频率分别为 5Hz 、 20Hz 、 40Hz 的3个正弦信号,前述3个正弦信号进行叠加后可以得到一个更加复杂的模拟脑电信号,该模拟脑电信号的幅值小于 $100\mu\text{V}$ 、频率有3个成分且均小于 100Hz ,故该模拟脑电信号可以前述脑电信号的基础特征。

[0056] 应当理解的是,模拟脑电信号是通过第一参数组对基础信号进行处理而直接获取的,因此,该模拟脑电信号中不含有对人体脑电信号进行采集时,采集设备或人体其他部位的活动所带来的噪音信号。

[0057] 步骤320,基于初始噪音信号和第二参数组,获得目标噪音信号。在一些实施例中,步骤320可以由第二获取模块220执行。

[0058] 初始噪音信号可以指采集脑电信号时未经过传播的噪音信号。目标噪音信号可以用于作为人体的采集脑电信号中的噪音信号参与脑电信号的分析与研究。

[0059] 在采集脑电信号时,存在多种因素对采集产生影响,使得得到的采集脑电信号中包含有多种噪音信号。对应的,初始噪音信号可以包括多种噪音信号。在一些实施例中,初始噪音信号可以通过采集或模拟确定。关于确定初始噪音信号的更多内容参见图5及其相

关描述。

[0060] 第二参数组可以指表征初始噪音信号在传播时,虚拟脑部模型中的感兴趣区域、信号源以及安装在虚拟脑部模型上的电极点等因素对初始噪音信号的产生的影响的参数组。

[0061] 与第一参数组类似的,第二参数组也可以包括感兴趣区域转移矩阵。在一些实施例中,第二参数组还可以包括电极点转移矩阵,该电极点转移矩阵可以表示信号在虚拟脑部模型中电极点之间进行传播时的变化关系。关于电极点转移矩阵的更多内容参见图4及其相关描述。

[0062] 在一些实施例中,可以通过多种方式获取第二参数组。例如,可以通过网络获取感兴趣区域转移矩阵。

[0063] 在一些实施例中,第二参数组基于第二预设参数区间获得。可以通过设置第二参数组的第二预设参数区间,并迭代更新第二预设参数区间的区间范围从而获得第二参数组。其中,第二预设参数区间可以指第二参数值中元素的预设区间范围,第二预设参数区间可以通过多种方式获取,例如,可以通过随机选取初始范围确定。第二预设参数区间对应参数组可以为初始第二参数组。在一些实施例中,可以基于初始第二参数组确定第二参数组。关于基于初始第二参数组确定第二参数组的更多内容可以参见图6及其相关说明。

[0064] 在一些实施例中,还可以通过针对被测对象的每一电极点,从该电极点处输入初始测试信号,其中,初始测试信号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级;从被测对象的其他电极点处采集信号,获得采集测试信号;基于初始测试信号以及采集测试信号,确定该电极点与其他电极点之间的信号转移关系;基于各个电极点与其他电极点之间的信号转移关系,确定电极点转移矩阵。关于上述确定电极点转移矩阵的实施例的更多内容参见图8及其相关描述。

[0065] 目标噪音信号可以指模拟的采集脑电信号中的噪音信号。在一些实施例中,可以基于第二参数组对初始噪音信号进行处理,确定采集该初始噪音信号时,虚拟脑部模型中的感兴趣区域、信号源以及安装在虚拟脑部模型上的电极点等对该初始噪音信号产生的影响,以获得目标噪音信号。在一些实施例中,基于感兴趣区域转移矩阵以及模拟脑部噪音信号,确定第一子噪音信号;基于电极点转移矩阵以及电极点噪音信号,确定第二子噪音信号;基于第一子噪音信号以及第二子噪音信号,获得目标噪音信号。关于上述实施例的更多内容参见图5及其相关描述。

[0066] 步骤330,获取模拟脑电信号的第一权重以及目标噪音信号的第二权重。在一些实施例中,步骤330可以由第三获取模块230执行。

[0067] 第一权重可以指模拟脑电信号在目标模拟采集脑电信号中的比重。第二权重可以指目标噪音信号在目标模拟采集脑电信号中的比重。其中,第一权重以及第二权重可以通过分析真实采集脑电信号中脑电信号与噪音信号的比值而预先确定。

[0068] 步骤340,基于模拟脑电信号、目标噪音信号、第一权重以及第二权重,获得目标模拟采集脑电信号。

[0069] 目标模拟采集脑电信号可以指模拟的采集脑电信号。目标模拟采集脑电信号可以用于作为采集脑电信号参与脑电信号的分析与研究以及减少真实脑电信号的采集。采集脑电信号中包含有脑电信号以及噪音信号,对应的,目标模拟采集脑电信号中也可以包含有

模拟脑电信号以及目标噪音信号。

[0070] 在一些实施例中,可以通过公式(1)确定目标模拟采集脑电信号:

$$x(t) = \alpha x_s(t) + \beta x_n(t) \quad (1) \text{ 其中, } x(t) \text{ 表示目标模拟采集脑电信号, } x_s(t) \text{ 表示模拟脑电信号, } x_n(t) \text{ 表示目标噪音信号, } \alpha, \beta \text{ 分别表示第一权重与第二权重。}$$

[0071] 本说明书的一些实施例通过设置第一参数组与第二参数组,使得可以确定虚拟脑部模型中的感兴趣区域、信号源以及安装在虚拟脑部模型上的电极点等因素对信号的影响,进一步可以获得更加真实的目标模拟采集脑电信号。本说明书的一些实施例获得模拟脑电信号、目标噪音信号以及目标采集脑电信号均可以用于脑电信号的分析与研究,避免对脑电信号的分析与研究时缺乏研究数据的问题。同时,目标采集脑电信号还可以用于减少真实脑电信号的采集,降低关于脑电信号的分析与研究真实脑电信号的采集成本。

[0072] 图4是根据本说明书一些实施例所示的获得无噪音的模拟脑电信号的示例性流程图。在一些实施例中,流程400可以由第一获取模块210执行。如图4所示,流程400可以包括以下步骤:

[0073] 步骤410,针对虚拟脑部模型中的每一信号源,基于感兴趣区域转移矩阵以及该信号源发出的基础信号,确定该信号源的目标基础信号。

[0074] 目标基础信号可以为某一信号源发出的基础信号受到其他感兴趣区域的影响后的信号。

[0075] 在一些实施例中,第一参数组可以包括感兴趣区域转移矩阵。感兴趣区域转移矩阵中的元素可以表征信号在不同感兴趣区域之间进行传播时的转移关系。感兴趣区域转移矩阵可以为 $n \times n$ 的矩阵,其中, n 表示感兴趣区域的数量。在一些实施例中,感兴趣区域转移矩阵中的元素可以为实数,该实数为对应的感兴趣区域之间的调整参数,可以用于确定信号在对应感兴趣区域之间进行传播时的转移关系。例如,感兴趣区域转移矩阵中的某一元素可以为实数 α ,目标基础信号可以基于如下公式获取:

$$S_i^j(t) = s_i^j(t) + \alpha s_i^l(t) \quad (2)$$

其中, $S_i^j(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域中的第 i 个信号源的目标基础信号, $s_i^j(t)$ 表示该信号源发出的基础信号, α 为信号从第1个感兴趣区域传播至第 j 个感兴趣区域的调整参数, $s_i^l(t)$ 表示第1个感兴趣区域中的第 i 个信号源发出的基础信号。

[0076] 在一些实施例中,感兴趣区域转移矩阵中的元素还可以为传导函数,该传导函数表征对应的感兴趣区域对信号的影响。前述传导函数可以为线性函数,也可以为非线性函数。关于感兴趣区域转移矩阵的获取方式可以参见图6及其相关描述。

[0077] 在一些实施例中,目标基础信号可以基于如下公式获取:

$$S_i^j(t) = s_i^j(t) + \sum_{l=0, l \neq j}^{n-1} T_l S_{mean}^l(t) \quad (3)$$

$$S_{mean}^l(t) = \frac{\sum_{i=0}^{m-1} s_i^l(t)}{m} \quad (4)$$

其中, $S_i^j(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域中的第 i 个信号源的目标基础信号, $s_i^j(t)$ 表示该信号源发出的基础信号, $\sum_{l=0, l \neq j}^{n-1} T_l S_{mean}^l(t)$ 表示其他感兴趣区域对该信号源的影响, T 表示

感兴趣区域转移矩阵, T_1 表示感兴趣区域转移矩阵中的第1行, $S_{mean}^l(t)$ 可以为第1个感兴趣区域的 m 个信号源发出的信号的均值, $s_i^l(t)$ 表示第1个感兴趣区域中的第 i 个信号源发出的基础信号。

[0078] 步骤420, 针对虚拟脑部模型中每一感兴趣区域, 基于该感兴趣区域中每一信号源的目标基础信号以及信号源转移矩阵, 确定该感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号。

[0079] 初始子模拟脑电信号可以为虚拟脑部模型中某一感兴趣区域发出的信号。初始子模拟脑电信号可以为该感兴趣区域中多个信号源的目标基础信号在受到电极点的影响下进行叠加形成的信号。

[0080] 在一些实施例中, 第一参数组还可以包括信号源转移矩阵。信号源转移矩阵中的元素可以表征同一感兴趣区域中的信号源与电极点之间进行传播时的转移关系。信号源转移矩阵可以为 $m \times k$ 的矩阵, 其中, m 表示该感兴趣区域中信号源的数量, k 表示虚拟脑部模型中电极点的数量。与感兴趣区域转移矩阵类似的, 信号源转移矩阵中的元素可以为实数, 该实数为对应的信号源与电极点之间的调整参数, 可以用于确定信号在对应的信号源与电极点之间进行传播时的转移关系。信号源转移矩阵中的元素也可以为传导函数, 该传导函数可以表征对应的电极点对应的信号源的目标基础信号的影响。关于信号源转移矩阵的获取方式可以参见图6及其相关描述。

[0081] 在一些实施例中, 初始子模拟脑电信号可以基于如下公式获取:

$$x_s^j(t) = \sum_{i=0}^{m-1} A_i^j S_i^j(t) \quad (5)$$

其中, $x_s^j(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域的初始子模拟脑电信号, $S_i^j(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域中的第 i 个信号源的目标基础信号, A 表示信号源转移矩阵, A_i^j 表示信号源转移矩阵中的第 i 行, m 表示该感兴趣区域中信号源的数量。

[0082] 步骤430, 基于各个感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号, 获得模拟脑电信号。

[0083] 在一些实施例中, 可以基于各个感兴趣区域对应的初始子模拟脑电信号进行叠加处理, 获取模拟脑电信号。模拟脑电信号可以基于以下公式获取:

$$X_s(t) = \sum_{j=0}^{n-1} x_s^j(t) \quad (6)$$

其中, $X_s(t)$ 表示模拟脑电信号, $x_s^j(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域的初始子模拟脑电信号, n 表示感兴趣区域的数量。

[0084] 图5是根据本说明书一些实施例所示的获得目标噪音信号的示例性流程图。在一些实施例中, 流程500可以由第二获取模块220执行。如图5所示, 流程500可以包括以下步骤:

[0085] 步骤510, 基于感兴趣区域转移矩阵以及模拟脑部噪音信号, 确定第一子噪音信号。

[0086] 初始噪音信号可以包括模拟脑部噪音信号以及电极点噪音信号。其中, 模拟脑部噪音信号可以指模拟的采集到的人体脑电信号中人体大脑中的噪音信号, 电极点噪音信号可以指采集到的人体脑电信号中电极点带来的噪音信号。模拟脑部噪音信号可以包括背景

噪音信号以及粉红噪音信号。背景噪声信号以及粉红噪音信号可以通过历史数据或网络获取。

[0087] 在一些实施例中,第二参数组也可以包括感兴趣区域转移矩阵。

[0088] 第一子噪音信号可以为基于背景噪音信号以及粉红噪音信号确定的噪音信号。第一子噪音信号可以基于以下公式确定:

$$x_{\varphi}(t) = \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} A_i^j s_i^{\varphi j}(t) \quad (7)$$

$$x_{1/f}(t) = \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} A_i^j s_i^{\frac{1}{f}j}(t) \quad (8)$$

$$x_1(t) = \theta_0 x_{\varphi}(t) + \theta_1 x_{1/f}(t) \quad (9)$$

其中, $x_{\varphi}(t)$ 表示第一子噪音信号中背景噪音信号带来的噪音信号, A 表示信号源转移矩阵, A_i^j 表示信号源转移矩阵中的第 i 行, m 表示该感兴趣区域中信号源的数量, n 表示虚拟脑部模型中感兴趣区域的数量, $s_i^{\varphi j}(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域中的第 i 个信号源发出的背景噪音信号; $x_{1/f}(t)$ 表示第一子噪音信号中粉红噪音信号带来的噪音信号, f 表示该粉红噪音信号的频率, $s_i^{\frac{1}{f}j}(t)$ 表示第 j 个感兴趣区域中的第 i 个信号源发出的粉红噪音信号; $x_1(t)$ 表示第一子噪音信号, θ_0 、 θ_1 分别表示第一子噪音信号中背景噪音信号以及粉红噪音信号带来的噪音信号对应的权重参数, 可以根据预先设置确定。

[0089] 步骤520, 基于电极点转移矩阵以及电极点噪音信号, 确定第二子噪音信号。

[0090] 在一些实施例中, 第二参数组可以包括电极点转移矩阵。电极点转移矩阵中的元素可以表征信号在不同电极点之间进行传播时的转移关系。电极点转移矩阵可以为 $k \times k$ 的矩阵, 其中, k 为虚拟脑部模型中电极点的数量。与感兴趣区域转移矩阵类似的, 电极点转移矩阵中的元素可以为实数, 该实数为对应的电极点之间的调整参数, 可以用于确定信号在对应电极点之间进行传播时的转移关系。电极点转移矩阵中的元素也可以为传导函数, 该传导函数可以表征对应的电极点对电极点噪音信号的影响。

[0091] 矩阵的中每一个元素可以为一个传导函数, 该传导函数可以表征对应电极点对电极点产生的电极点噪音信号的影响。应当理解的是, 位于电极点转移矩阵对角线位置的元素可以为1, 表示该电极点对自身不产生影响。关于获取电极点转移矩阵的更多内容可以参见图8及其相关描述。

[0092] 第二子噪音信号可以为基于电极点噪音信号确定的噪音信号。在一些实施例中, 第二子噪音信号可以根据以下公式确定:

$$\varepsilon(t) = \sum_{p=0}^{k-1} H_p \sigma_p(t) \quad (10)$$

$x_2(t) = \theta_2 \varepsilon(t)$ (11) 其中, $\varepsilon(t)$ 表示第二子噪音信号中电极点噪音信号带来的噪音信号, $\sigma_p(t)$ 表示第 p 个电极点的电极点噪音信号, H 表示电极点转移矩阵, H_p 表示电极点转移矩阵中的第 p 行, k 表示电极点的数量; $x_2(t)$ 表示第二子噪音信号, θ_2 表示第二子噪音信号中第二子噪音信号中电极点噪音信号带来的噪音信号的权重参数,

可以通过预先设置确定。

[0093] 步骤530,基于第一子噪音信号以及第二子噪音信号,获得目标噪音信号。

[0094] 在一些实施例中,目标噪音信号可以根据以下公式确定:

$$x_n(t) = x_1(t) + x_2(t) \quad (12) \text{ 其中, } x_n(t) \text{ 表示目标噪音信号, } x_1(t) \text{ 表示第一子噪音信号, } x_2(t) \text{ 表示第二子噪音信号。}$$

[0095] 本说明书的一些实施例通过设置感兴趣区域转移矩阵、信号源转移矩阵以及电极点转移矩阵,可以明确信号源、感兴趣区域以及电极点等因素对信号的影响,使得获取到的模拟脑电信号以及目标噪音信号更加真实,更符合实际采集到的采集脑电信号。

[0096] 值得说明的是,在现代技术中,可以基于机器学习模型,即去噪模型,对采集脑电信号进行去噪处理,得到无噪音的脑电信号。此时,需要大量的训练数据对去噪模型进行训练时,训练数据包括采集脑电信号以及去噪后的采集脑电信号。但实际上存在采集脑电信号的现有数据少、采集成本高,且由于人体中本来存在的脑电信号是未知的,故采集脑电信号中的噪音信号也是未知的,使得无法对采集脑电信号进行去噪处理,因此,在实际中使得难以获取上述训练数据。本说明书的一些实施例可以生成大量的目标模拟采集脑电信号以及无噪音的模拟脑电信号以分别对采集脑电信号以及去噪后的采集脑电信号进行模拟,从而可以作为训练数据对去噪模型进行训练,使得训练后的去噪模型有更好的泛化效果,去噪模型的输出更加准确。

[0097] 图6是根据本说明书一些实施例所示的获得第一参数组的示例性流程图。在一些实施例中,流程600可以由服务器110或第一获取模块210执行。如图6所示,流程600可以包括以下步骤:

[0098] 步骤610,获取初始第一参数组。

[0099] 初始第一参数组可以指第一预设参数区间对应的参数组。当第一预设参数区间确定后,对应的初始第一参数组可以被确定。在一些实施例中,第一参数组可以包括感兴趣区域转移矩阵以及信号源转移矩阵,对应的,初始第一参数组可以包括初始感兴趣区域转移矩阵以及初始信号源转移矩阵。

[0100] 步骤620,基于初始第一参数组与基础信号,获得中间模拟脑电信号。

[0101] 中间脑电信号可以指通过初始第一参数组对基础信号进行处理后得到的模拟的人体脑电信号。在一些实施例中,可以基于初始第一参数组对基础信号进行处理,得到中间脑电信号。基于初始第一参数组对基础信号进行处理的方法可以参考本说明书中基于第一参数组对基础信号进行处理得到模拟脑电信号的部分。例如,基于初始第一参数组对基础信号进行处理的方法可以参考图4中的公式(2)~公式(5),将公式中的感兴趣区域转移矩阵替换为初始感兴趣区域转移矩阵,将信号源转移矩阵替换为初始信号源转移矩阵,最终得到的信号可以为中间模拟脑电信号。

[0102] 步骤630,获取参考脑电信号。

[0103] 参考脑电信号可以指人体中无噪音的脑电信号。参考脑电信号可以通过历史采集到的人体脑电信号获取,或通过网络获取。

[0104] 步骤640,基于中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数。

[0105] 步骤650,基于损失函数迭代更新初始第一参数组的参数,直至满足预设条件,获得第一参数组。

[0106] 在一些实施例中,可以基于损失函数迭代更新初始第一参数组的参数。当初始第一参数组与参考脑电信号的损失函数满足预设条件时,获得第一参数组。其中,预设条件可以是中间模拟信号与参考脑电信号的差异小于阈值。预设条件还可以是其他条件,例如,损失函数收敛、迭代的次数达到阈值等。更新初始第一参数组的参数的方法可以为梯度下降法。在一些实施例中,还可以为损失函数添加正则化项,以提高迭代效率,加速损失函数收敛。

[0107] 在一些实施例中,可以基于初始感兴趣区域转移矩阵、初始信号源转移矩阵以及基础信号获得中间模拟脑电信号,并基于该中间模拟脑电信号以及参考脑电信号构建损失函数,并基于损失函数迭代更新初始感兴趣区域转移矩阵以及初始信号源转移矩阵的参数,当该损失函数满足预设条件时,感兴趣区域转移矩阵以及信号源转移矩阵中具体的参数可以被确定。

[0108] 在一些实施例中,损失函数可以包括第一损失项和第二损失项。第一损失项可以反映初始感兴趣区域转移矩阵与信号源发出的基础信号的关系,第二损失项可以反映初始信号源转移矩阵与感兴趣区域中每一信号源的目标基础信号的关系。第一损失项与第二损失项可以以各种方式结合。例如,加权求和,可以为第一损失项和第二损失项设置不同的权重以体现不同因素对脑电信号的影响不同。

[0109] 本说明书的一些实施例可以为初始参数组预先设定一个较大的参数区间范围,即第一预设参数区间,可以避免更多计算量,基于该参数区间进行迭代更新,可以更快得到迭代计算结果,从而可以得到第一参数组。

[0110] 与基于第一预设参数区间获取第一参数组类似的,可以基于第二预设参数区间获取第二参数组。即,可以获得与第二预设参数区间对应的初始第二参数组,并基于初始第二参数组以及初始噪音信号,获取中间噪音信号;获取参考噪音信号;基于中间噪音信号参与参考噪音信号构建损失函数;基于损失函数迭代更新所述初始第二参数组,直至满足预设条件,获得第二参数组。其中,中间噪音信号可以指通过初始第二参数组对初始噪音信号进行处理后得到的模拟的采集脑电信号中的噪音信号,参考噪音信号可以指实际的采集脑电信号中的噪音信号。关于上述实施例的更多内容可以参考图6相关描述。

[0111] 信号转移关系可以用于表示信号在不同电极点之间进行传播时的转移关系。在一些实施例中,信号转移关系可以包括电极点转移矩阵,前述电极点转移矩阵又被称为信号转移矩阵。信号转移关系还可以包括信号转移模型。在一些实施例中,可以基于信号转移关系对采集脑电信号进行去噪处理。

[0112] 图7是根据本说明书一些实施例所示的采集脑电信号去噪方法的示例性流程图。在一些实施例中,流程700可以由服务器110执行。如图7所示,流程700可以包括以下步骤:

[0113] 步骤710,确定被测对象的信号转移关系,其中,信号转移关系表征初始噪音信号在被测对象的各个位置之间进行传播时的信号变化关系。在一些实施例中,步骤710可以由第一确定模块执行。

[0114] 被测对象可以指需要确定信号转移关系的对象。被测对象可以是生物体,例如,人体的头部区域。被测对象也可以是非生物体,例如,虚拟头部模型。

[0115] 初始噪音信号可以指采集脑电信号中的噪音信号未经过传播前的信号。采集脑电信号可以指通过电极点采集到的被测对象的脑电信号。

[0116] 应当理解的是,在对被测对象的脑电信号进行采集时,存在多种因素(例如,脑电采集设备的运作或被测对象的生理活动)对采集过程产生影响,从而使得采集脑电信号中包含有多种噪音信号。采集脑电信号中常见的噪音信号可以包括非生物伪迹信号与生物伪迹信号。其中,非生物伪迹信号可以为外部环境、设备等带来的噪音信号,可以包括但不限于脑电采集设备所带来的噪音信号、市电干扰所带来的噪音信号等。非生物伪迹信号可以通过查询相关资料获取。例如,可以通过网络确定该型号的脑电采集设备带来的噪音信号。生物伪迹信号可以为被测对象的生理活动所带来的噪音信号,可以包括但不限于心脏跳动所带来的心电信号、肌肉活动所带来的肌电信号以及眼球转动所带来的眼电信号等。生物伪迹信号可以通过相关采集设备对被测对象进行采集获取。因生物个体的差异性,不同被测对象对应的生物伪迹信号应不同。

[0117] 信号转移关系可以用于确定初始噪音信号在被测对象的各个位置之间进行传播时的变化。在一些实施例中,基于信号转移关系可以确定出被测对象的某一位置的信号传播到另一位置时所发生的变化。例如,基于信号转移关系,可以确定从被测对象的位置 O_i 传入的某一信号 S_i 传播到被测对象的位置 O_j 后,变化为了信号 S_j 。在一些实施例中,由于被测对象的生理情况存在不同、脑部构造形状存在不同,故不同的被测对象对应的信号转移关系不同。例如,老人和儿童的信号转移关系不同。再例如,26岁的女士与26岁的男士的信号转移关系也不同。

[0118] 在一些实施例中,信号转移关系可以表征为 $N \times N$ 的信号转移矩阵,其中, N 为被测对象的电极数量,每个电极可以表示被测对象的不同位置。信号转移矩阵中的各个元素可以为被测对象的对应两个位置之间的传导函数。应当理解的是,该信号转移矩阵中某一位置与该位置自身之间的传导函数可以为1,以表示信号不进行传播时其本身不会发生变化。在一些实施例中,关于获取信号转移矩阵的更多内容可以参见图4及其相关描述。

[0119] 在一些实施例中,信号转移关系还可以表征为信号转移模型。可以基于信号转移模型对初始噪音信号进行处理,获得目标噪音信号。关于信号转移模型的更多内容可以参见图5及其相关描述。

[0120] 在一些实施例中,当所述被测对象为虚拟头部模型时,可以基于该虚拟头部模型的材质与形状,确定信号该虚拟头部模型中各个位置的衰减关系,从而确定出该虚拟头部模型的信号转移关系。

[0121] 在一些实施例中,还可以从被测对象的第一位置处输入初始测试信号,其中,初始测试信号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级;从被测对象的第二位置处采集信号,获得采集测试信号;基于初始测试信号以及采集测试信号,确定信号转移关系。关于上述实施例的更多内容可参见图4及其相关描述。

[0122] 步骤720,基于初始噪音信号以及信号转移关系,确定目标噪音信号。在一些实施例中,步骤720可以由第二确定模块执行。

[0123] 目标噪音信号可以指采集脑电信号中的噪音信号。在一些实施例中,目标噪音信号可以为噪音集合,该噪音集合中被测对象的各个位置采集到的噪音信号。

[0124] 在一些实施例中,在确定初始噪音信号后,可以确定出各个初始噪音信号对应的基础特征。其中,初始噪音信号对应的基础特征可以包括但不限于信号的幅度、方差等。针对多个电极点的每一个电极点,在采集脑电信号时,可以对该电极点采集到的信号进行动

态评估,通过比较采集到的各个信号的基础特征与各个初始噪音信号对应的基础特征,判断该电极点采集到的信号中是否存在初始噪音信号。当该电极点采集到的信号中存在初始噪音信号时,可以将该初始噪音信号确定为该电极点对应采集脑电信号中的目标噪音信号。同时,还可以通过信号转移关系确定其他电极点采集到的传播后该初始噪音信号,将传播后的初始噪音信号确定为其他电极点采集到的采集脑电信号中的目标噪音信号。

[0125] 步骤730,从被测对象中采集到的采集脑电信号去除目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信号。在一些实施例中,步骤730可以由信号处理模块执行。

[0126] 目标脑电信号可以指被测对象无噪音的脑电信号。目标脑电信号可以用于对被测对象的脑部疾病进行分析、诊断。

[0127] 在一些实施例中,当某一电极点采集到的目标噪音信号为该电极点处未经传播的初始噪音信号时,可以直接从该电极点采集到的采集脑电信号中去除该初始噪音信号,获得该电极点的目标脑电信号。

[0128] 在一些实施例中,当某一电极点采集到的目标噪音信号为传播后的初始噪音信号时,可以基于以下公式确定该电极点的目标脑电信号:

$$S_{clean} = S_{obs} - \sum_i^k h_{ij} S_i \quad (13)$$

其中, S_{clean} 为位置为j的电极点的目标脑电信号, S_{obs} 为该电极点的采集脑电信号, h 为信号转移矩阵, h_{ij} 表示信号转移矩阵中信号由位置i传播至位置j的传导函数, S_i 为源于位置为i的电极点的初始噪音信号, k 为初始噪音信号的数量。

[0129] 在一些实施例中,可以基于信号转移模型对某一位置的初始噪音信号进行处理,获取其他位置的采集脑电信号中的目标噪音信号。再去除其他位置的采集脑电信号中的目标噪音信号,以获得对应位置的目标脑电信号。

[0130] 本说明书的一些实施例中通过确定信号在不同位置间进行传播时的信号转移关系,可以基于初始噪音信号和信号转移关系,可以准确而快速的确定传播后的目标噪音信号,从而可以对采集脑电信号中的目标噪音信号进行去除,获得无噪音的目标脑电信号。相较于现有的对采集脑电信号进行去噪的方法,成本大幅降低。同时,基于每一被测对象确定对应的信号转移关系,可以使得确定出的信号转移关系更加准确,符合该被测对象的实际情况,在准确、完整地去除采集脑电信号中的目标噪音信号的基础上,不会将目标脑电信号去除。

[0131] 图8是根据本说明书一些实施例所示的获取信号转移关系的示例性流程图。在一些实施例中,流程800可以由第一确定模块执行。如图8所示,流程800可以包括以下步骤:

[0132] 步骤810,针对被测对象的每一位置,从该位置输入初始测试信号,其中,初始测试信号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级。

[0133] 初始测试信号可以指输入被测对象的测试信号,初始测试信号可以用于测试信号在不同电极点之间进行传播时的变化关系。在一些实施例中,初始测试信号的数量级为大于人体的脑电信号的数量级。例如,人体的脑电信号的数量级为 μV ,初始测试信号的数量级可以比人体的脑电信号大3个数量级,即选取的初始测试信号的数量级可以为mV。在一些实施例中,初始测试信号可以包括多个不同频率、不同强度的信号。在一些实施例中,初始测试信号可以通过预先设置确定。例如,初始测试信号可以为预先设置的脉冲信号,该脉冲信

号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级。被测对象的每一位置可以指被测对象的每一电极点,可以在被测对象的一电极点处输入初始测试信号。

[0134] 应当理解的是,由于初始测试信号的数量级大于被测对象的脑电信号的数量级,故当对信号进行采集时,采集到的信号受到脑电信号的影响较小,可以保证测试结果的精确度。同时,初始测试信号也应该不高于人体能够承受的信号的数量级,以保证被测对象的安全,例如,初始测试信号的幅值范围可以为20mV~200mV。

[0135] 步骤820,从被测对象的其他位置采集信号,获得采集测试信号。

[0136] 采集测试信号可以指在其他位置处采集到上述位置输入的初始测试信号经传播后的信号。其他位置可以为其他电极点。对应的,采集测试信号可以包括在其他电极点处基于该位置的电极点采集到的信号。例如,可以在被测对象上设置有电极点A~D,其中,输入初始测试信号的位置为电极点A,其他位置可以指电极点B、C、D。对应的,可以从电极点B、C、D处采集信号以获得采集测试信号。

[0137] 应当理解的是,初始测试信号在电极点之间进行传播时会受到其他电极点的影响,所以采集测试信号可以不同于初始测试信号。

[0138] 步骤830,基于初始测试信号以及采集测试信号,确定信号转移关系。

[0139] 在一些实施例中,可以进行建模或采用各种数据分析算法,例如回归分析法、判别分析法等,对初始测试信号以及采集测试信号进行分析处理,确定信号转移关系。

[0140] 在一些实施例中,当信号转移矩阵中的元素可以实数时,可以通过基于如下公式确定矩阵中的各个元素:

$$S_j(t) = \beta s_i(t) \quad (14)$$

其中, $S_j(t)$ 表示电极点j采集到的采集测试信号, β 为信号从电极点i传播至电极点j的调整参数, $s_i(t)$ 表示从电极点i输入的初始测试信号。

[0141] 在一些实施例中,信号转移关系可以包括多个简单信号转移关系。简单信号转移关系可以指信号变化较为规律的简单信号在被测对象的多个位置之间进行传播时的变化关系。在一些实施例中,可以将输入的初始测试信号变换为多个不同频率和强度的初始简单测试信号,将其他各个电极点处采集到的采集测试信号变换为多个不同频率和强度的采集简单测试信号;针对每个初始简单测试信号,基于该初始简单测试信号及其对应的采集简单测试信号,确定该初始简单测试信号对应的简单信号转移关系;合成各个简单信号转移关系,获得包含有多个简单信号转移关系的信号转移关系。初始简单测试信号可以为对初始测试信号进行变换后获得的简单信号,采集简单测试信号可以为对采集测试信号进行变换后获得的简单信号,其中,信号的变换方法可以为傅里叶变换。例如,初始简单测试信号和采集简单测试信号可以均为正弦波信号。

[0142] 在一些实施例中,可以对位置i处输入的初始测试信号进行傅里叶变换,获得M个不同相位和频率的初始简单测试信号集合S,其中,S为N*M的矩阵,N为电极点的数量。在被测对象其他位置未输入信号且初始测试信号未进行传播的情况下,S中的第i行中的各个元素分别各个初始简单测试信号,S中的其他位置可以为0,表征其他位置不包含有信号。在初始测试信号进行传播后,对其他位置处采集到的采集测试信号进行傅里叶变换,可以获得包含多个采集简单测试信号集合S',其中,S'也为N*M的矩阵,S'中的各元素表示在对应电极点处采集到的采集简单测试信号,该采集简单测试信号为对应的初始简单测试信号经过

传播后的信号。然后可以基于S与S'进行计算,确定出信号转移矩阵H以使得下列公式成立:

$$S' = HS \quad (15)$$

其中,H的元素均为传导函数,表示信号在对应位置进行传播时的变化关系。例如, h_{ij} 可以为H中的元素,表示信号从位置i传播至位置j的传导函数。在一些实施例中,传导函数可以表现为多种形式。如下列公式所示,传导函数 h_{ij} 可以等价于一个FIR (Finite Impulse Response,有限长单位冲激响应) 滤波器:

$$y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_L x[n-L] \quad (16)$$

$$y[n] = \sum_{i=0}^L b_i \cdot x[n-i] \quad (17)$$

其中, $y[n]$ 为采集简单测试信号, $x[n]$ 为初始简单测试信号, n 为信号长度, L 为参数数量,可以通过预先设置确定,当 $L \leq M$ 时,可以通过解多元一次方程组的方式确定出前述传导函数 h_{ij} 中的所有参数。

[0143] 在一些实施例中,还可以基于初始测试信号以及采集测试信号对信号转移模型进行训练,获得训练好的信号转移模型。关于信号转移模型的更多内容可以参见图9及其相关描述。

[0144] 应当理解的是,被测对象的脑部结构几乎是固定的,故即使两个信号的强度不同,其在被测对象的位置之间进行传播的信号变化关系应该相同。因此,本说明书的一些实施例可以通过对初始测试信号以及采集测试信号进行分析处理,确定被测对象的信号转移关系,前述信号转移关系也可以表征初始噪音信号在被测对象的各个位置之间进行传播时的信号变化关系。

[0145] 本说明书的一些实施例针对每一个被测对象,通过初始测试信号以及采集测试信号,可以快速确定出该被测对象的信号转移关系,保证了信号转移关系的准确性,从而避免了在去噪时因被测对象个体的差异所带来的误差。

[0146] 图9是根据本说明书一些实施例所示的信号转移模型的示意图。

[0147] 在一些实施例中,可以基于信号转移模型对初始噪音信号进行处理,获得目标噪音信号。如图9所示,信号转移模型930的输入可以包括初始噪音信号910以及初始噪音信号的位置920,输出可以包括目标噪音信号940。在一些实施例中,信号转移模型可以包括但不限于深度神经网络模型、支持向量机模型等。

[0148] 在一些实施例中,信号转移模型可以是利用训练样本对机器学习模型进行训练而获得的。如图9所述,信号转移模型可以是利用训练样本960以及标签970对初始信号转移模型950进行训练获得的,其中,初始信号转移模型可以为未设置参数的信号转移模型。训练样本960可以包括初始测试信号以及初始测试信号的位置,标签970可以包括采集测试信号。训练样本及标签的获取方式可以参见图8及其相关描述。将多组带有标签970的训练样本960输入初始信号转移模型950,基于初始信号转移模型950的输出和标签970构建损失函数,基于损失函数迭代更新初始信号转移模型950的参数,直至满足预设条件,训练结束,获取训练好的信号转移模型930。预设条件可以包括但不限于损失函数小于阈值、收敛或训练周期达到阈值。

[0149] 在一些实施例中,信号转移模型可以包括对象信息嵌入层与信号确定层,对象信息嵌入层用于对被测对象的形状信息以及头发信息进行特征提取,获得头部特征,信号确定层用于对头部特征、初始噪音信号以及初始噪音信号的位置信息处理,获得目标噪音信

号。其中,形状信息可以包括但不限于被测对象的形状、尺寸等,头发信息可以包括但不限于被测对象头发长度、头发硬度、头发弯曲程度以及头发油脂情况等。被测对象的形状信息以及头发信息可以通过预先设置确定。

[0150] 如图10所示,信号转移模型930还可以包括依次连接的对象信息嵌入层930-1以及信号确定层930-2,对象信息嵌入层930-1的输入可以包括形状信息1010以及头发信息1020,输出为头部特征931,信号确定层的输入可以包括头部特征931、初始噪音信号910以及初始噪音信号的位置920,输出可以为目标噪音信号940。其中,对象信息嵌入层可以为朴素贝叶斯模型,信号确定层可以为深度神经网络模型。

[0151] 在一些实施例中,可以通过训练获取对象信息嵌入层:训练样本可以包括测试对象的历史形状信息以及历史头发状况信息,标签可以包括前述测试对象的历史头部特征,其中,测试对象可以指用于获取其数据以训练对象信息嵌入层的对象。与被测对象类似,测试对象可以是生物体或非生物体。前述训练样本和标签可以通过对人工表述测试对象的相关信息获取。可以将多组训练样本输入初始对象信息嵌入层,基于初始对象信息嵌入层的输出与标签构建损失函数,基于损失函数迭代更新初始对象信息嵌入层的参数,直至预设条件被满足,获得训练好的对象信息嵌入层。预设条件可以包括但不限于损失函数小于阈值、收敛或训练周期达到阈值。

[0152] 在一些实施例中,可以通过训练获取信号确定层:训练样本可以包括历史头部特征、被测对象的初始测试信号以及初始测试信号的位置,标签可以包括采集测试信号,前述训练样本及其标签的获取方式可以参考本说明书前文。可以将多组训练样本输入初始信号确定层,基于初始信号确定层的输出与标签构建损失函数,基于损失函数迭代更新初始信号确定层的参数,直至预设条件被满足,获得训练好的信号确定层。预设条件可以包括但不限于损失函数小于阈值、收敛或训练周期达到阈值。

[0153] 应当理解的是,用于训练对象信息嵌入层与信号确定层的训练数据对应的对象存在差异性。训练好的对象信息嵌入层可以对所有对象(包括测试对象以及被测对象)的头部特征进行提取,对象信息嵌入层为各个被测对象通用的模型,故基于测试对象的相关数据进行训练获取的对象信息嵌入层可以提取出不同被测对象的头部特征。而训练好的信号确定层用于确定某一被测对象的信号转移关系。如前文所述,当被测对象不同时,其对应的信号转移关系也不同。故基于某一被测对象进行训练获取的信号确定层仅可以用于确定该被测对象的信号转移关系。当需要确定另一被测对象的信号转移关系时,可以在训练好的对象信息嵌入层的基础上,基于该被测对象的初始测试信号以及初始测试信号的位置以及采集测试信号进行训练。

[0154] 本说明书的一些实施例通过信号转移模型可以更加快速、便捷的确定出被测对象的信号转移关系,以便于对采集脑电信号进行去噪处理。另外,本说明书的一些实施例还可以对被测对象的头部的相关特征进行提取,确定出被测对象头部相关信息的差异性对被测对象的信号转移关系的影响,使得对采集脑电信号的去噪处理更加准确。

[0155] 图11是根据本说明书一些实施例所示的确定目标噪音信号的示例性流程图。在一些实施例中,流程1100可以由第二确定模块执行。

[0156] 在一些实施例中,信号转移关系可以包括多个简单信号转移关系。简单信号转移关系表征第一简单噪音信号在所述被测对象的各个位置之间进行传播时的信号变化关系。

关于简单信号转移关系的更多内容可以参见图8及其相关描述。第一简单噪声信号是对初始噪声信号进行变换而获得的。

[0157] 当信号转移关系包括多个简单信号转移关系时,可以执行流程1100以确定目标噪声信号。如图11所示,流程1100可以包括以下步骤:

[0158] 步骤1110,将初始噪声信号变换为多个不同频率和强度的第一简单噪声信号。

[0159] 第一简单噪声信号可以是通过初始噪声信号进行变换的简单信号。例如,第一简单噪声信号可以包括正弦波信号、余弦波信号和方波信号等中的任意一种或组合。可以利用傅里叶变换、拉普拉斯变换以及离散余弦变换等对初始噪声信号进行处理,以获取多个不同频率和强度的第一简单噪声信号。

[0160] 步骤1120,针对每个第一简单噪声信号,基于该第一简单噪声信号对应的简单信号转移关系对该第一简单噪声信号进行处理,确定该第一简单噪声信号对应的第二简单噪声信号。

[0161] 第二简单噪声信号可以是指第一简单噪声信号传播到被测对象的其他位置时的噪声信号。

[0162] 在一些实施例中,针对每个第一简单噪声信号,可以基于第一简单噪声信号、第一简单噪声信号的输入位置以及简单信号转移关系,确定该第一简单噪声信号在其他位置对应的第二简单噪声信号。可以根据简单信号转移关系以及第一简单噪声信号的输入位置,确定输入位置传播至其他各个位置的传导函数,基于各个传导函数以及第一简单噪声信号,可以确定出其他各个位置的第二简单噪声信号。

[0163] 步骤1130,合成各个第二简单噪声信号,获得目标噪声信号。

[0164] 在一些实施例中,针对每一被测对象的位置,可以对该位置的各个第二简单噪声信号进行合成,获得该位置的目标噪声信号。其中,合成方式可以为上述将初始噪声信号处理为第一简单噪声信号的变换方式的逆变换,来获取目标噪声信号。例如,当基于傅里叶变换将初始噪声信号处理为第一简单噪声信号时,可以基于傅里叶逆变换合成各个第二简单噪声信号,获得目标噪声信号。

[0165] 本说明书的一些实施例通过利用简单噪声信号以及简单信号转移关系,可以比较方便地获取目标噪声信号,使运算得以简化,提高计算效率。

[0166] 本说明书实施例提供了一种模拟采集脑电信号的生成装置,包括处理器,前述处理器用于执行如本说明书实施例中任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

[0167] 本说明书实施例提供了一种计算机可读存储介质,前述存储介质存储计算机指令,当计算机读取存储介质中的计算机指令后,计算机执行如本说明书实施例中任一项所述的模拟采集脑电信号的生成方法。

[0168] 本说明书实施例还提供了一种采集脑电信号去噪装置,包括处理器,前述处理器用于执行如本说明书实施例中任一项所述的采集脑电信号去噪方法。

[0169] 本说明书实施例提供了一种计算机可读存储介质,前述存储介质存储计算机指令,当计算机读取存储介质中的计算机指令后,计算机执行如本说明书实施例中任一项所述的采集脑电信号去噪方法。

[0170] 应当注意的是,上述有关各个流程的描述仅仅是为了示例和说明,而不限定本说明书的适用范围。对于本领域技术人员来说,在本说明书的指导下可以对各个流程进行各

种修正和改变。然而,这些修正和改变仍在本说明书的范围之内。

[0171] 上文已对基本概念做了描述,显然,对于本领域技术人员来说,上述详细披露仅仅作为示例,而并不构成对本说明书的限定。虽然此处并没有明确说明,本领域技术人员可能会对本说明书进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本说明书中被建议,所以该类修改、改进、修正仍属于本说明书示范实施例的精神和范围。同时,本说明书使用了特定词语来描述本说明书的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本说明书至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此,应强调并注意的是,本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外,本说明书的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0172] 此外,除非权利要求中明确说明,本说明书所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用,并非用于限定本说明书流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例,但应当理解的是,该类细节仅起到说明的目的,附加的权利要求并不仅限于披露的实施例,相反,权利要求旨在覆盖所有符合本说明书实施例实质和范围的修正和等价组合。例如,虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现,但是也可以只通过软件的解决方案得以实现,如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0173] 同理,应当注意的是,为了简化本说明书披露的表述,从而帮助对一个或多个发明实施例的理解,前文对本说明书实施例的描述中,有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是,这种披露方法并不意味着本说明书对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上,实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0174] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字,应当理解的是,此类用于实施例描述的数字,在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明,“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地,在一些实施例中,说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值,该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中,数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本说明书一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值,在具体实施例中,此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0175] 针对本说明书引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料,如文章、书籍、说明书、出版物、文档等,特此将其全部内容并入本说明书作为参考。与本说明书内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外,对本说明书权利要求最广范围有限制的文件(当前或之后附加于本说明书中的)也除外。需要说明的是,如果本说明书附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本说明书所述内容有不一致或冲突的地方,以本说明书的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0176] 最后,应当理解的是,本说明书中所述实施例仅用以说明本说明书实施例的原则。其他的变形也可能属于本说明书的范围。因此,作为示例而非限制,本说明书实施例的替代配置可视为与本说明书的教导一致。相应地,本说明书的实施例不仅限于本说明书明确介绍和描述的实施例。

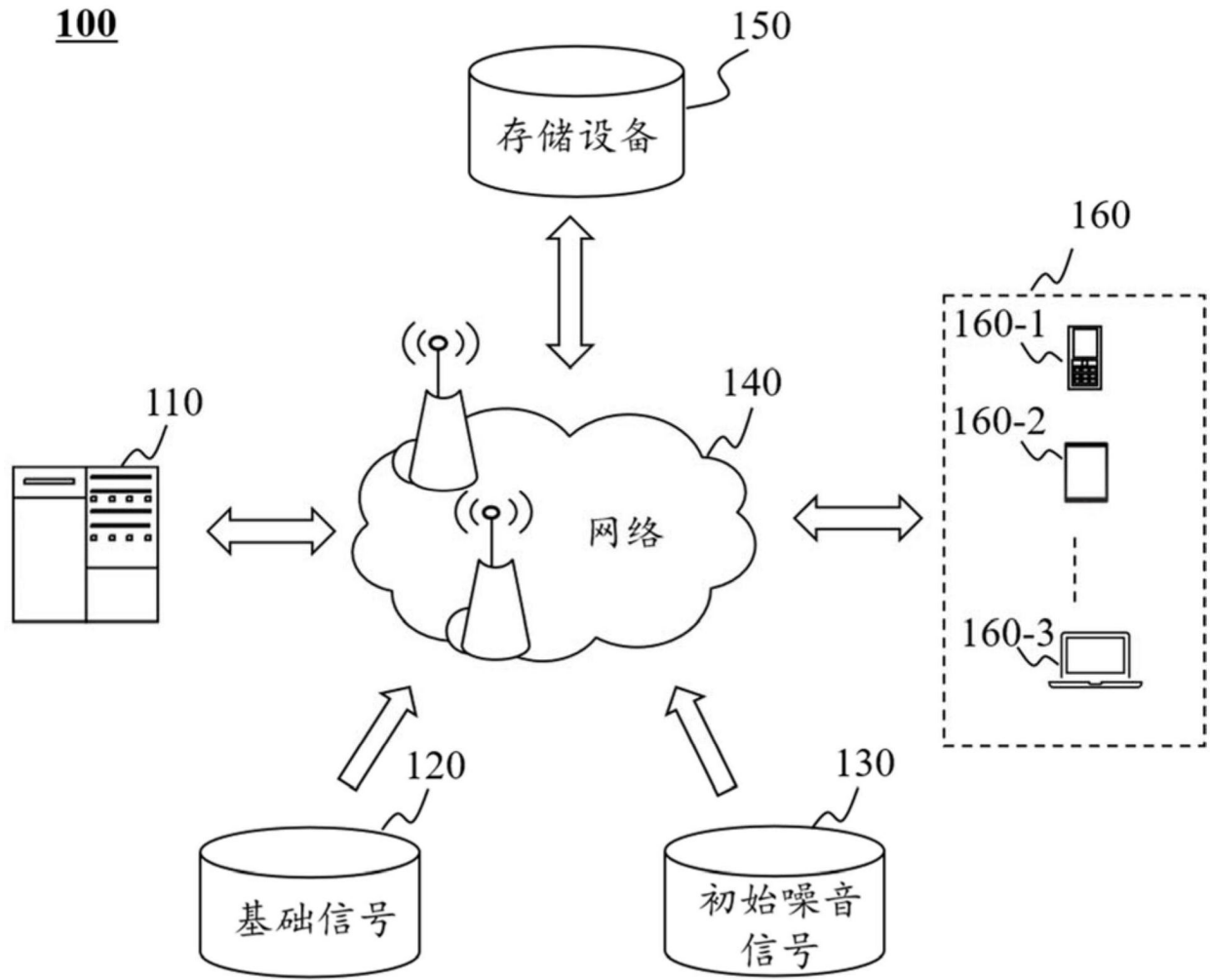


图1

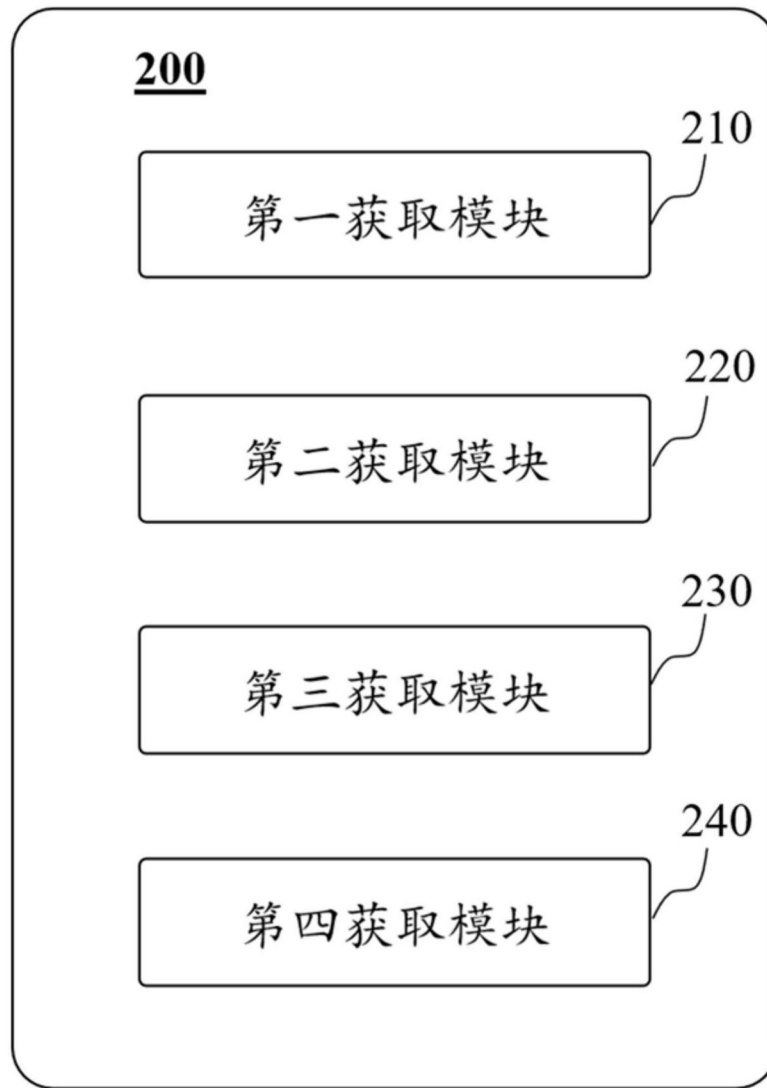


图2

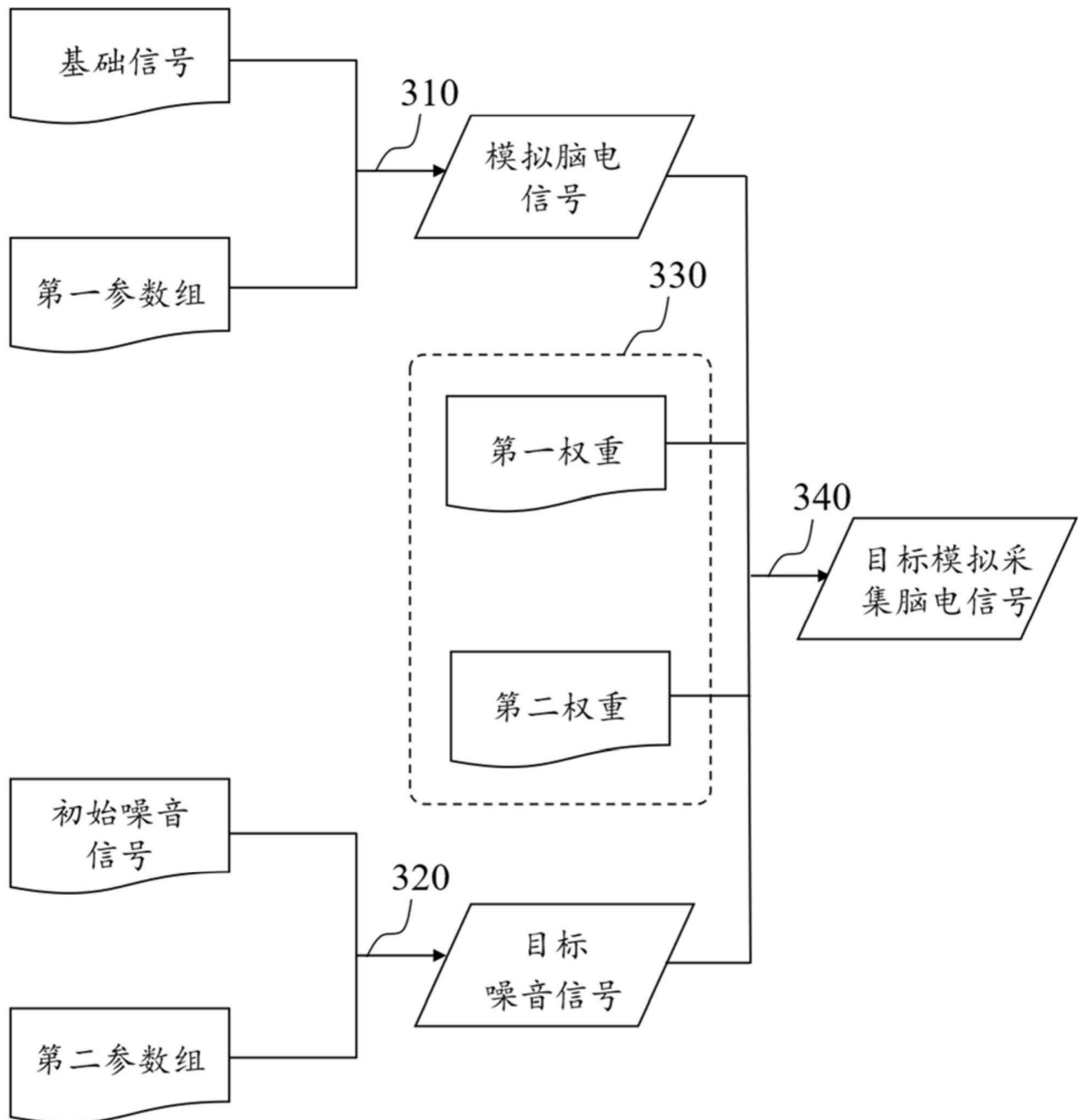
300

图3

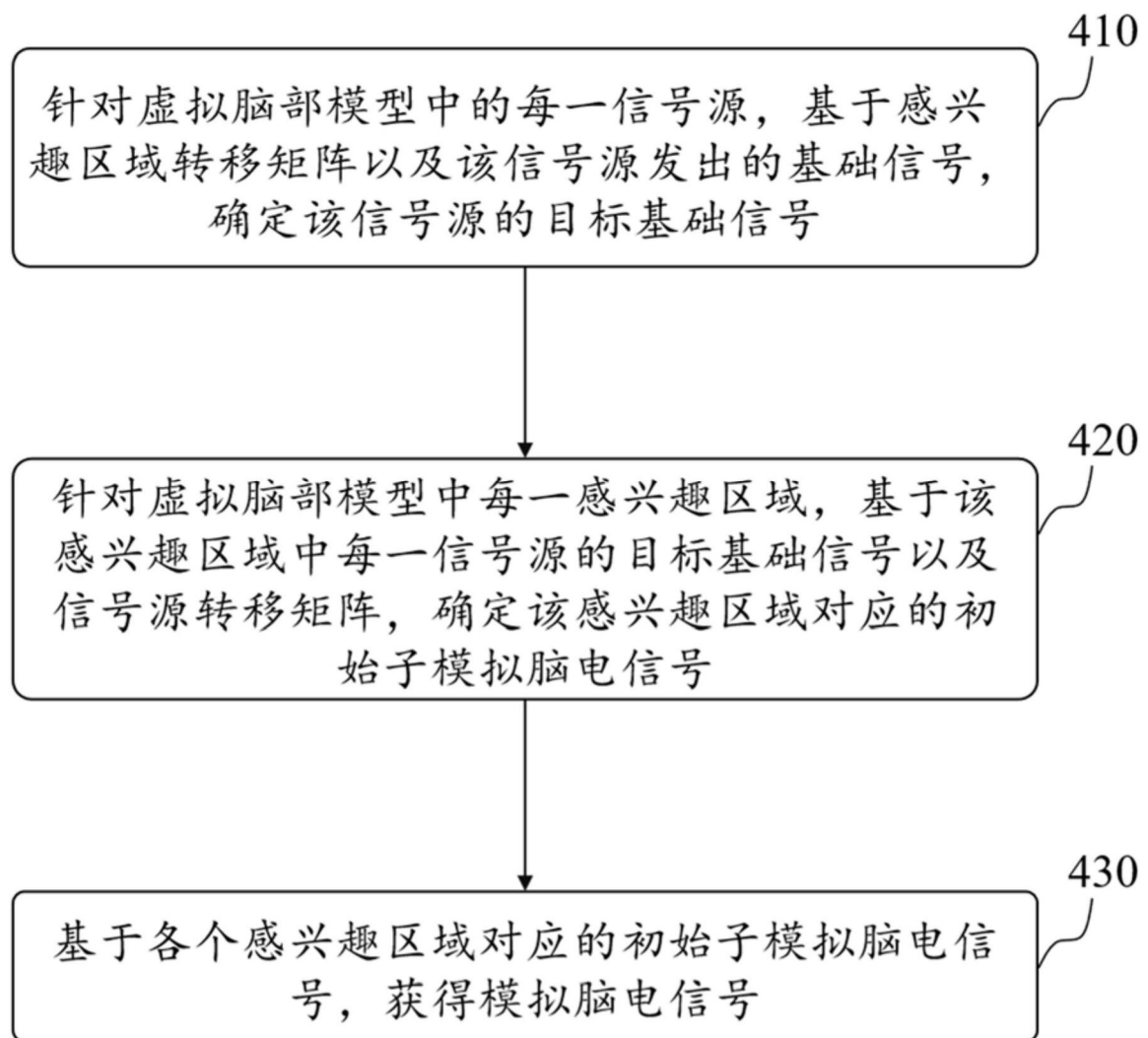
400

图4

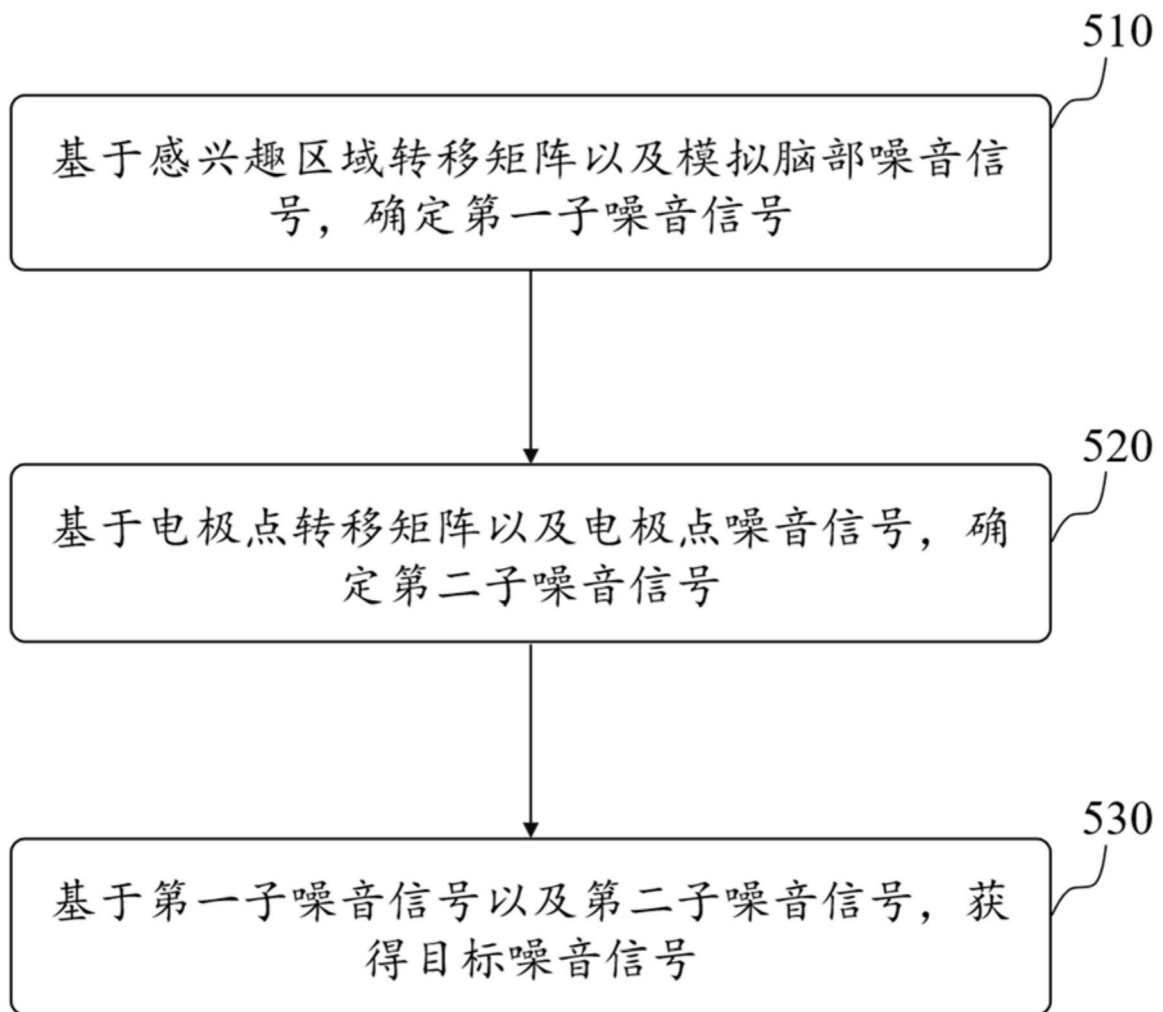
500

图5

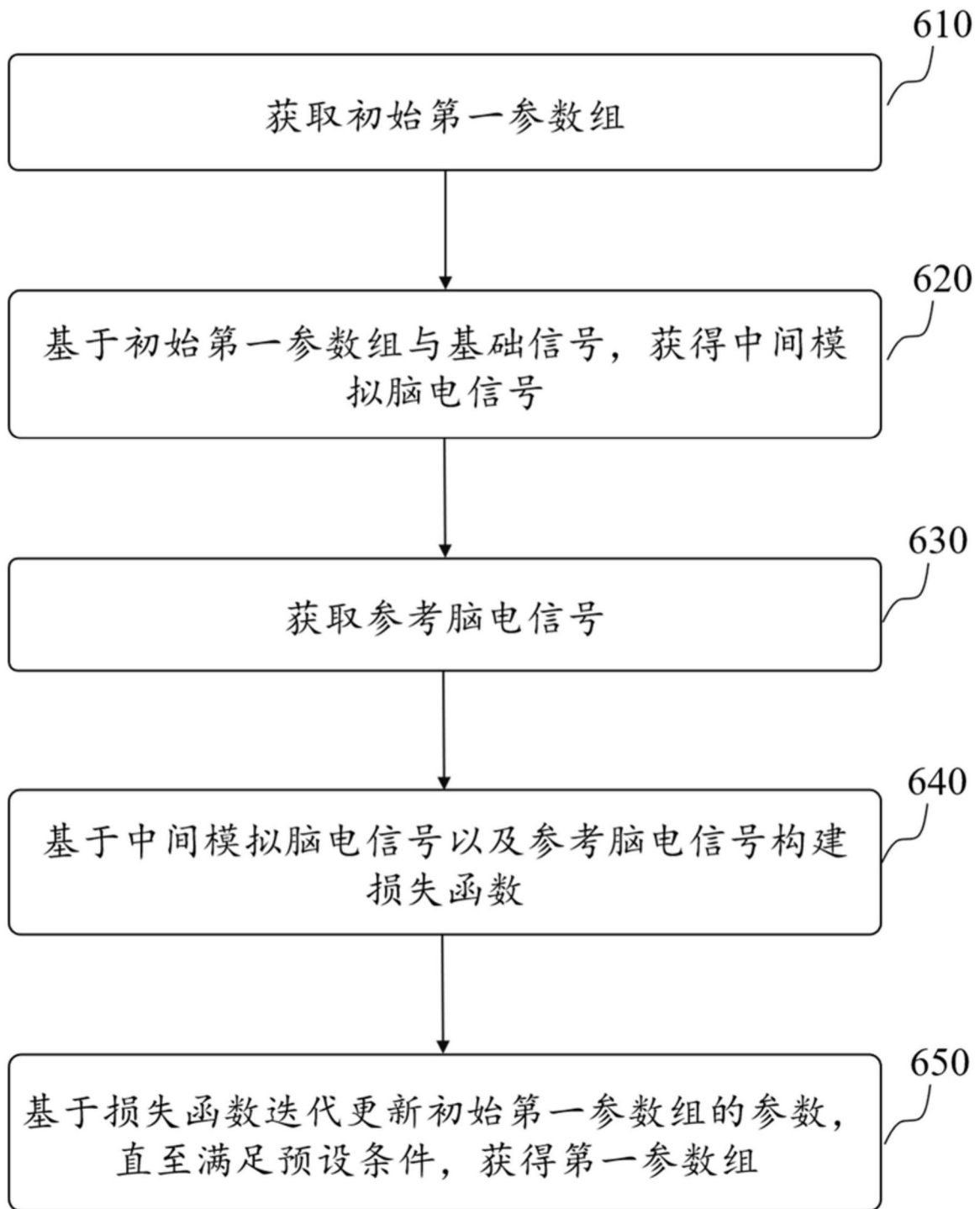
600

图6

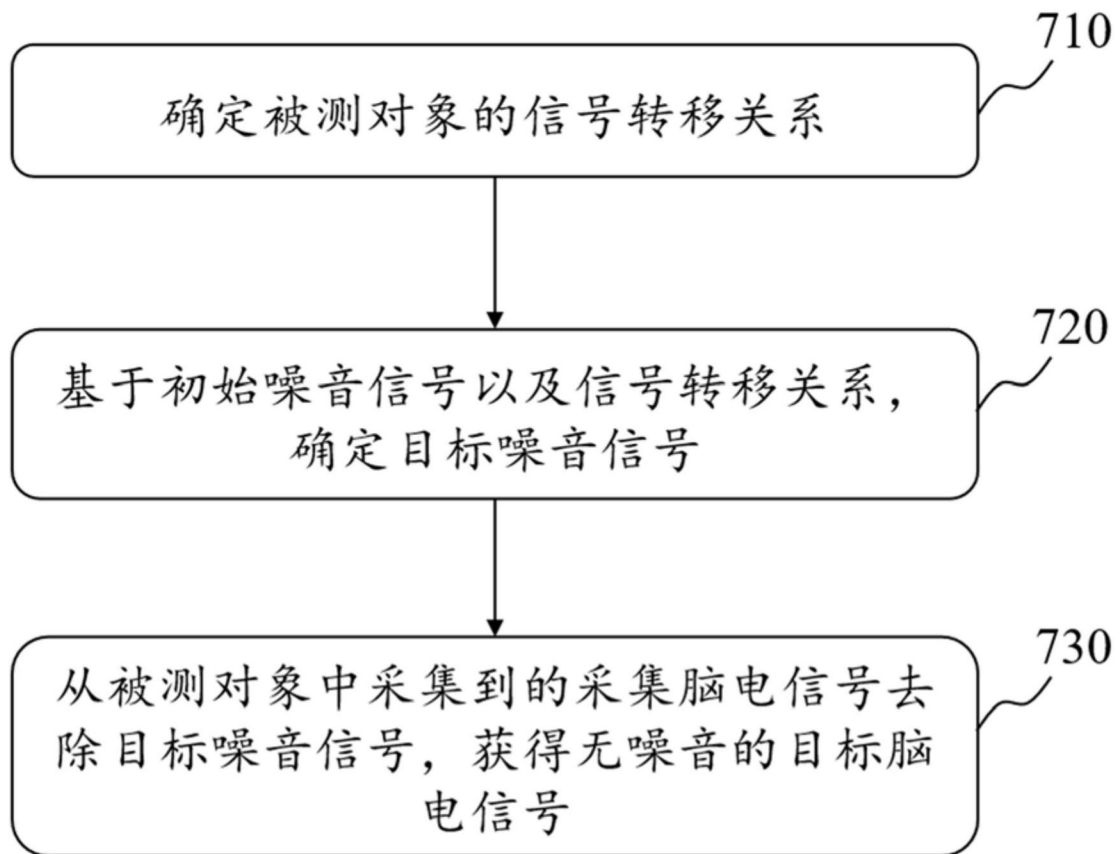
700

图7

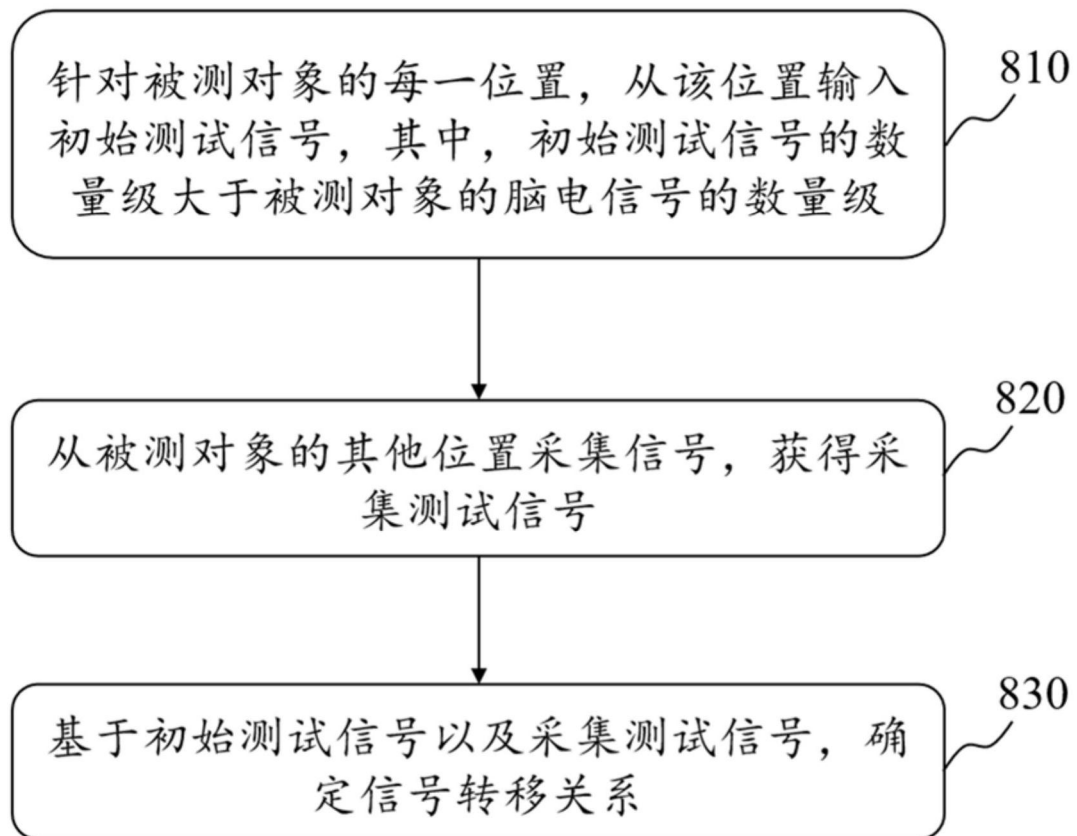
800

图8

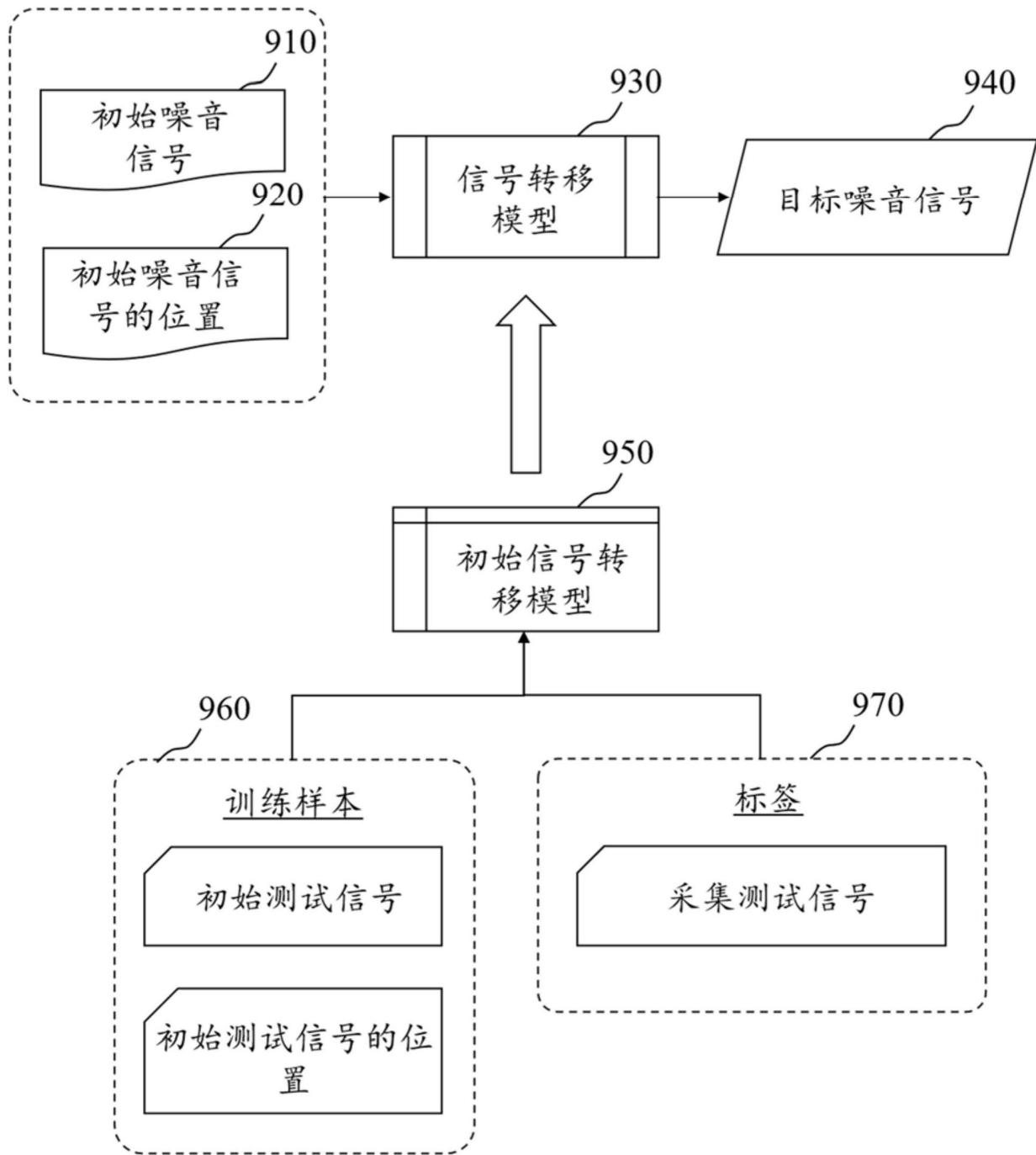


图9

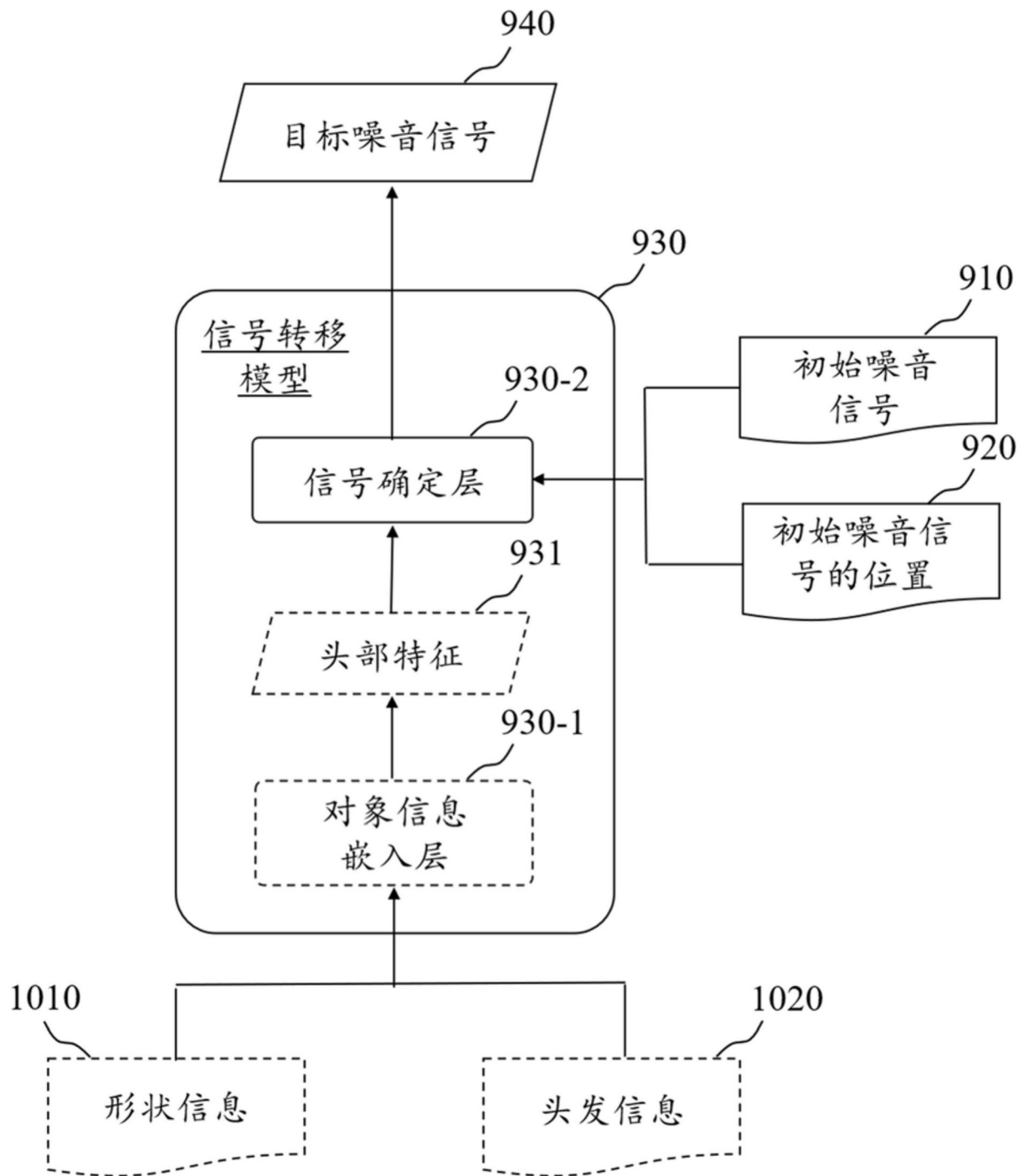


图10

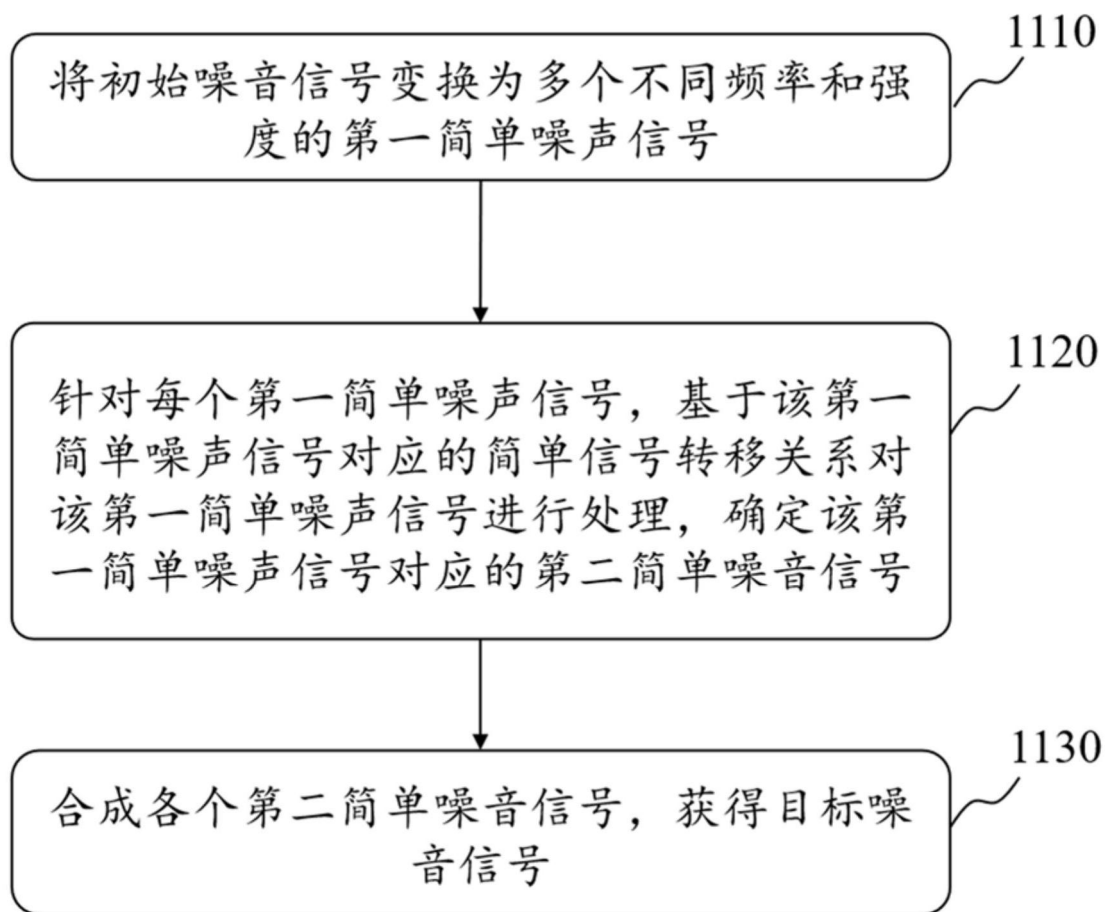
1100

图11