



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115034266 A

(43) 申请公布日 2022. 09. 09

(21) 申请号 202210666384.5

A61B 5/31 (2021.01)

(22) 申请日 2022.06.13

A61B 5/369 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(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 杨永梅

(51) Int.Cl.

G06K 9/00 (2022.01)

G06K 9/62 (2022.01)

权利要求书2页 说明书11页 附图7页

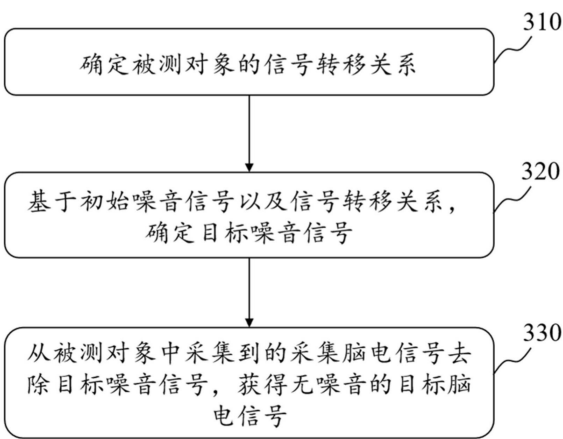
(54) 发明名称

一种采集脑电信号去噪方法、系统、装置及
介质

(57) 摘要

本说明书实施例提供一种采集脑电信号去
噪方法、系统、装置及介质,该方法包括获取确定
被测对象的信号转移关系,其中,该信号转移关
系表征初始噪音信号在该被测对象的各个位置
之间进行传播时的信号变化关系;基于该初始噪
音信号以及该信号转移关系,确定目标噪音信
号;从该被测对象中采集到的采集脑电信号去
除该目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信
号。

300



1. 一种采集脑电信号去噪方法,其特征在于,包括:

确定被测对象的信号转移关系,其中,所述信号转移关系表征初始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;

基于所述初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号;

从所述被测对象中采集到的采集脑电信号去除所述目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信号。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定信号转移关系包括:

针对所述被测对象的每一位置,从该位置输入初始测试信号,其中,所述初始测试信号的数量级大于人体的脑电信号的数量级;

从所述被测对象的其他位置采集信号,获得采集测试信号;

基于所述初始测试信号以及所述采集测试信号,确定所述信号转移关系。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述信号转移关系包括信号转移模型,所述信号转移模型是利用训练样本对机器学习模型进行训练而获得的,所述训练样本包括多组不同频率和强度的所述初始测试信号、所述初始测试信号输入的位置以及所述初始测试信号对应的采集测试信号;

所述基于所述初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号,包括:

基于所述信号转移模型对所述初始噪音信号进行处理,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,所述信号转移关系包括多个简单信号转移关系,所述简单信号转移关系表征第一噪音简单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,其中,第一简单噪声信号是对所述初始噪音信号进行变换而获得的,

所述基于初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号包括:

将所述初始噪音信号变换为多个不同频率和强度的所述第一简单噪声信号;

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所述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;

合成各个所述第二简单噪音信号,获得所述目标噪音信号。

5. 一种采集脑电信号去噪系统,其特征在于,所述系统包括:

第一确定模块,用于确定被测对象的信号转移关系,其中,所述信号转移关系表征初始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;

第二确定模块,用于基于所述初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号;

信号处理模块,用于从所述被测对象中采集到的采集脑电信号去除所述目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信号。

6. 如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述第一确定模块进一步用于:

针对所述被测对象的每一位置,从该位置输入初始测试信号,其中,所述初始测试信号的数量级大于所述被测对象的脑电信号的数量级;

从所述被测对象的其他位置采集信号,获得采集测试信号;

基于所述初始测试信号以及所述采集测试信号,确定所述信号转移关系。

7. 如权利要求6所述的系统,其特征在于,所述信号转移关系包括信号转移模型,所述

信号转移模型是利用训练样本对机器学习模型进行训练而获得的,所述训练样本包括多组不同频率和强度的所述初始测试信号、所述初始测试信号输入的位置以及所述初始测试信号对应的采集测试信号;

所述第二确定模块进一步用于:

基于所述信号转移模型对所述初始噪音信号进行处理,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,所述信号转移关系包括多个简单信号转移关系,所述第二确定模块进一步用于:

将所述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所述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;

合成各个所述第二简单噪音信号,获得所述目标噪音信号。

9.一种采集脑电信号去噪装置,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任一项所述的采集脑电信号去噪方法。

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,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任一项所述的采集脑电信号去噪方法。

一种采集脑电信号去噪方法、系统、装置及介质

分案申请

[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] 本说明书涉及脑电信号领域,特别涉及一种采集脑电信号去噪方法、系统、装置及介质。

背景技术

[0003] 脑电信号是将人体脑部微弱的生物电放大记录生成的信号,可以通过脑电采集设备采集得到。脑电信号被广泛应用于心理学、神经科学、精神病学以及脑机接口等方向的研究。脑电信号的频带主要在低频和超低频范围内,主要频率在0.5~100Hz之间,信号幅值范围为5~300 μ V。由于脑电信号相当微弱,很容易就被噪声所干扰和淹没。例如,被测对象在采集过程中的生理活动带来的噪声、采集设备的设备噪声等。所以,需要对脑电采集设备采集到的采集脑电信号进行去噪处理,得到无噪音的脑电信号。

[0004] 为了采集得到无噪音的脑电信号,可以确定对被测对象进行脑电信号采集时未经需要脑电信号进行去噪处理,特别是去除脑电采集设备在采集过程中自身带来的噪声。

[0005] 因此,需要提出一种采集脑电信号去噪方法,可以通过确定采集脑电信号时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,进一步可以基于被测对象未经传播的噪音信号确定出采集脑电信号中传播后的噪音信号,从而实现对采集脑电信号的去噪处理。

发明内容

[0006] 本说明书一个或多个实施例提供一种采集脑电信号去噪方法,其特征在于,包括:确定被测对象的信号转移关系,其中,所述信号转移关系表征初始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;基于所述初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号;根据所述目标噪音信号以及从所述被测对象中采集到的采集脑电信号去除所述目标噪音信号,获得无噪音的目标脑电信号。

[0007] 本说明书一个或多个实施例提供一种采集脑电信号去噪系统,所述系统包括:第一确定模块,用于确定被测对象的信号转移关系,其中,所述信号转移关系表征初始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;第二确定模块,用于基于所述初始噪音信号以及所述信号转移关系,确定目标噪音信号;信号处理模块,用于根据所述目标噪音信号以及从所述被测对象中采集到的采集脑电信号,获得无噪音的目标脑电信号。

[0008] 本说明书一个或多个实施例提供一种采集脑电信号去噪装置,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任一项所述的采集脑电信号去噪方法。

[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采集脑电信号去噪方法。

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采集脑电信号去噪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采集脑电信号去噪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采集脑电信号去噪方法的示例性流程图;

[0014] 图4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;

[0015] 图5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;

[0016] 图6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;

[0017] 图7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

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 图1是根据本说明书一些实施例所示的采集脑电信号去噪系统的应用场景示意图。

[0023] 如图1所示,采集脑电信号去噪系统的应用场景100可以包括被测对象110、脑电采集装置120、网络130、初始噪音信号140、服务器150、存储设备160以及终端设备170。采集脑电信号去噪系统可以通过实施本说明书中披露的方法和/或过程进行采集脑电信号进行去

噪处理。

[0024] 被测对象110可以包括准备接受测试脑电信号的目标对象。在一些实施例中,脑电采集装置120可以置于被测对象110身上。

[0025] 脑电采集装置120可以用于采集被测对象110的相关信号。在一些实施例中,脑电采集装置120可以采集被测对象110身上的脑电信号、初始测试信号和/或采集测试信号等中的至少一种,并经过网络130传输至服务器150、存储设备160和/或终端设备170等。

[0026] 网络130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150和/或存储设备160等)可以经由网络130将信息和/或数据发送到应用场景100中的另一个组件。

[0027] 初始噪音信号140可以为采集脑电信号中的噪音信号未经过传播前的信号。初始噪音信号140可以利用相关信号采集装置对被测对象110进行采集获取。在一些实施例中,初始噪音信号140可以通过网络130发送至服务器150、存储设备160以及终端设备170。

[0028] 服务器150可以用于管理资源以及处理来自应用场景100至少一个组件或外部数据源(例如,云数据中心)的数据和/或信息。服务器150可以与网络130、存储设备160以及终端设备150进行通信,以实现采集脑电信号去噪系统的各种功能。在一些实施例中,服务器150可以经由网络130,接收初始噪音信号140和/或脑电采集装置120输出的数据,并对其进行处理。在一些实施例中,服务器150可以经由网络130,输出相关数据至存储设备160以及终端设备170。在一些实施例中,服务器150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150可以本地连接到网络130或者与网络130远程连接。在一些实施例中,服务器150可以在云平台上实施。

[0029] 存储设备160可以储存数据和/或指令。数据可以包括与处理器110、终端设备170、初始噪音信号140等有关的数据。例如,存储设备160可以储存初始噪音信号140。在一些实施例中,存储设备160可以储存服务器150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160可以连接到网络130以与应用场景100的一个或以上组件(例如,脑电采集装置120、服务器150和/或终端设备170)通信。在一些实施例中,存储设备160可以是服务器150的一部分。在一些实施例中,存储设备160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160可在云平台上实现。

[0030] 终端设备170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170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170可以包括移动设备170-1、平板计算机170-2、膝上型计算机170-3等或其任意组合。在一些实施例中,终端设备170可以是固定的和/或移动的。例如,终端设备170可以直接安装在服务器150上,成为服务器150的一部分。再例如,终端设备170可以是可移动的设备,用户可以携带终端设备170位于相对于服务器150、初始噪音信号140距离较远的位置,终端设备170可以通过网络130与服务器150、存储设备160连接和/或通信。

[0031] 应当注意应用场景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。

[0032] 图2是根据本说明书一些实施例所示的采集脑电信号去噪系统的示例性模块图。

[0033] 在一些实施例中,采集脑电信号去噪系统200可以包括第一确定模块210、第二确定模块220及信号处理模块230。

[0034] 第一确定模块210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3及其相关描述。在一些实施例中,第一确定模块210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4及其相关描述。

[0035] 第二确定模块220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3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220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6及其相关描述。

[0036] 信号处理模块230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3及其相关描述。

[0037] 需要注意的是,以上对于采集脑电信号去噪系统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中披露的第一确定模块210、第二确定模块220和信号处理模块230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。

[0038] 图3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300可以由服务器150执行。如图3所示,流程300可以包括以下步骤:

[0039] 步骤310,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310可以由第一确定模块210执行。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 信号转移关系可以指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 0_i 传入的某一信号 S_i 传播到被测对象的位置 0_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。

[0044] 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。在一些实施例中,信号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。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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 步骤320,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320可以由第二确定模块220执行。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 步骤330,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330可以由信号处理模块230执行。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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:

$$S_{clean} = S_{obs} - \sum_i^k h_{ij} S_i \quad (1)$$

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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 图4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400可以由第一确定模块210执行。如图4所示,流程400可以包括以下步骤:

[0058] 步骤410,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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 步骤420,从被测对象的其他位置采集信号,获得采集测试信号。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 步骤430,基于初始测试信号以及采集测试信号,确定信号转移关系。

[0065] 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。

[0066] 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:

$$S_j(t) = \beta s_i(t) \quad (2)$$

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。

[0067] 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。

[0068] 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 $N \times M$ 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:

$$S' = HS \quad (3)$$

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:

$$y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_L x[n-L] \quad (4)$$

$$y[n] = \sum_{i=0}^L b_i \cdot x[n-i] \quad (5)$$

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。

[0069] 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5及其相关描述。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 图5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。

[0073] 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5所示,信号转移模型530的输入可以包括初始噪音信号510以及初始噪音信号的位置520,输出可以包括目标噪音信号540。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。

[0074] 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5所示,信号转移模型可以是利用训练样本560以及标签570对初始信号转移模型550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560可以包括初始测试信号以及初始测试信号的位置,标签570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4及其相关描述。将多组带有标签570的训练样本560输入初始信号转移模型550,基于初始信号转移模型550的输出和标签570构建损失函数,基于损失函数迭代更新初始信号转移模型550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530。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。

[0075] 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。

[0076] 如图6所示,信号转移模型530还可以包括依次连接的对象信息嵌入层530-1以及信号确定层530-2,对象信息嵌入层530-1的输入可以包括形状信息610以及头发信息620,输出为头部特征531,信号确定层的输入可以包括头部特征531、初始噪音信号510以及初始噪音信号的位置520,输出可以为目标噪音信号540。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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 图7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700可以由第二确定模块220执行。

[0082] 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声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4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。

[0083] 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700以确定目标噪声信号。如图7所示,流程700可以包括以下步骤:

[0084] 步骤710,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。

[0085] 第一简单噪声信号可以是通过对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。

[0086] 步骤720,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。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 步骤730,合成各个第二简单噪声信号,获得目标噪声信号。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 应当注意的是,上述有关各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。

[0093] 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。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

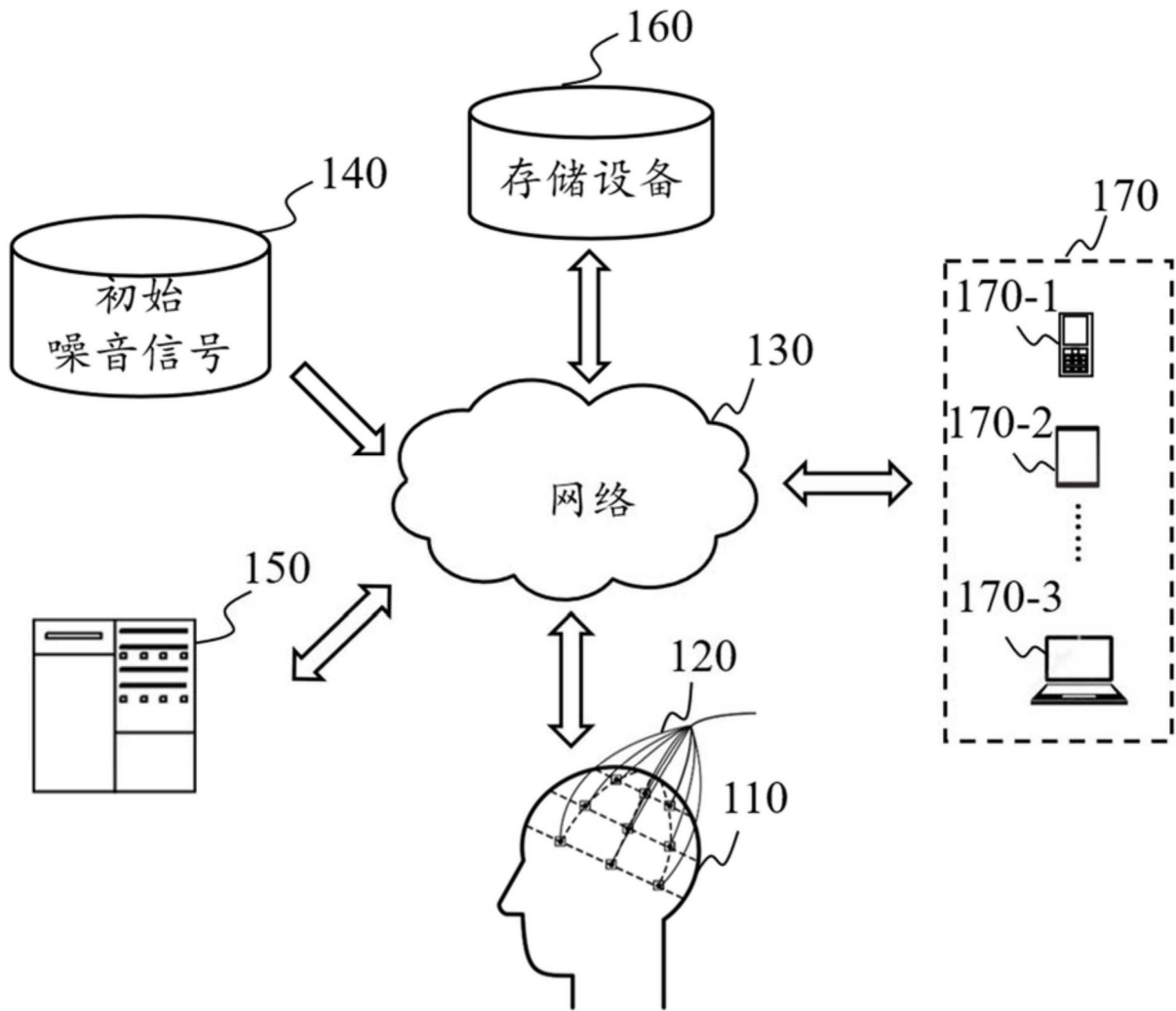
100

图1

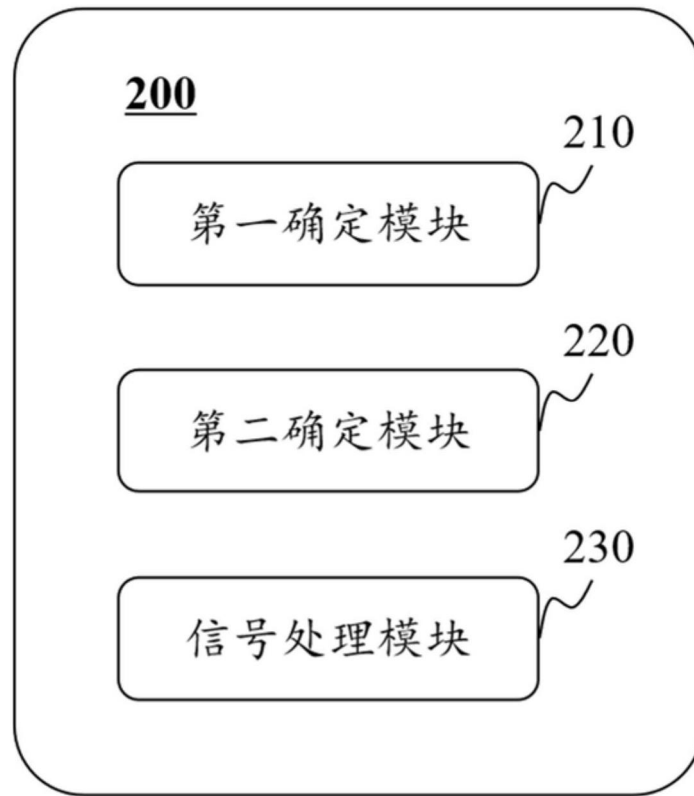


图2

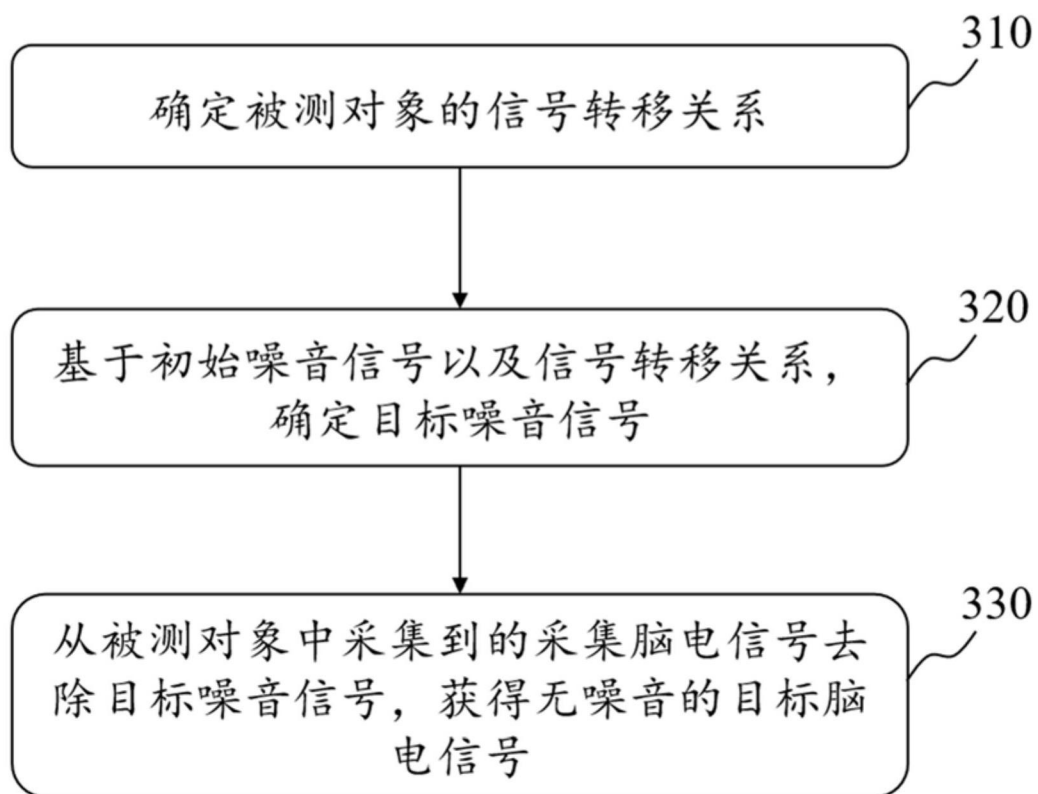
300

图3

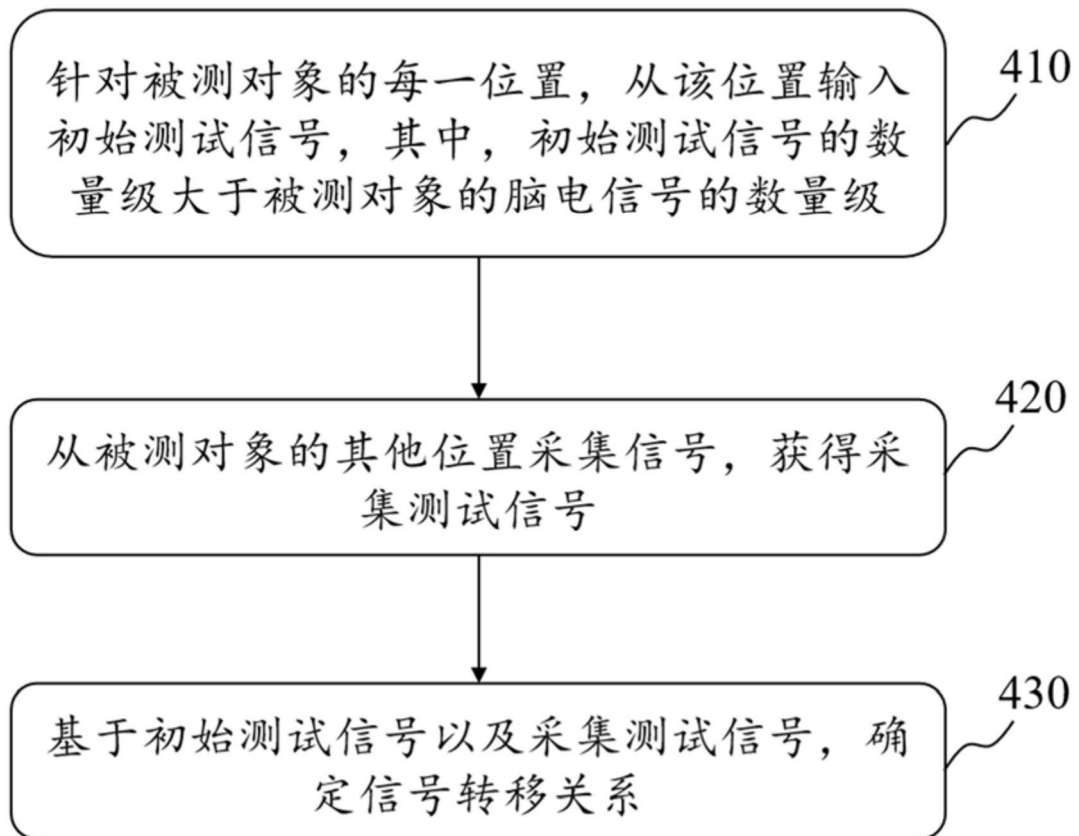
400

图4

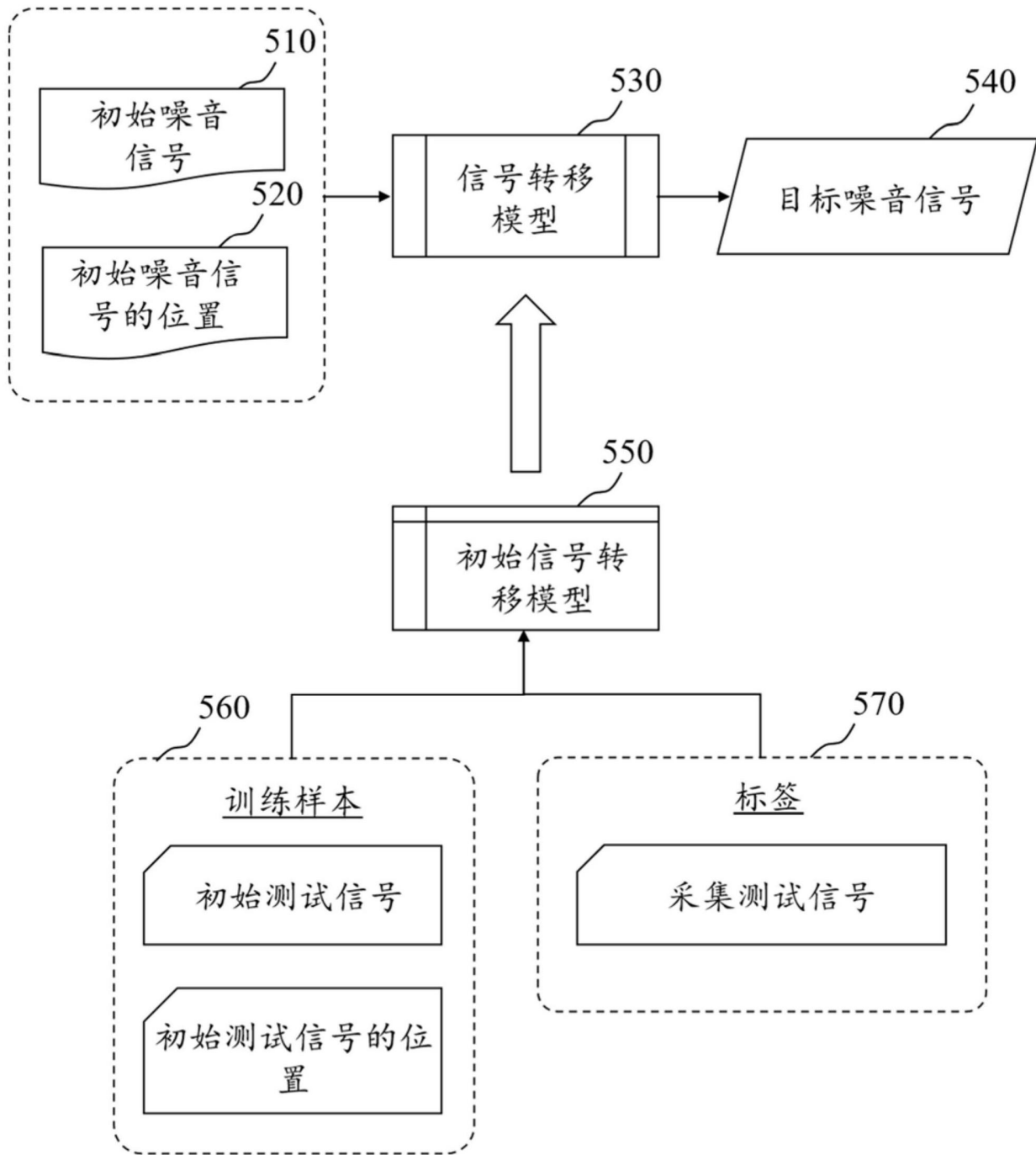


图5

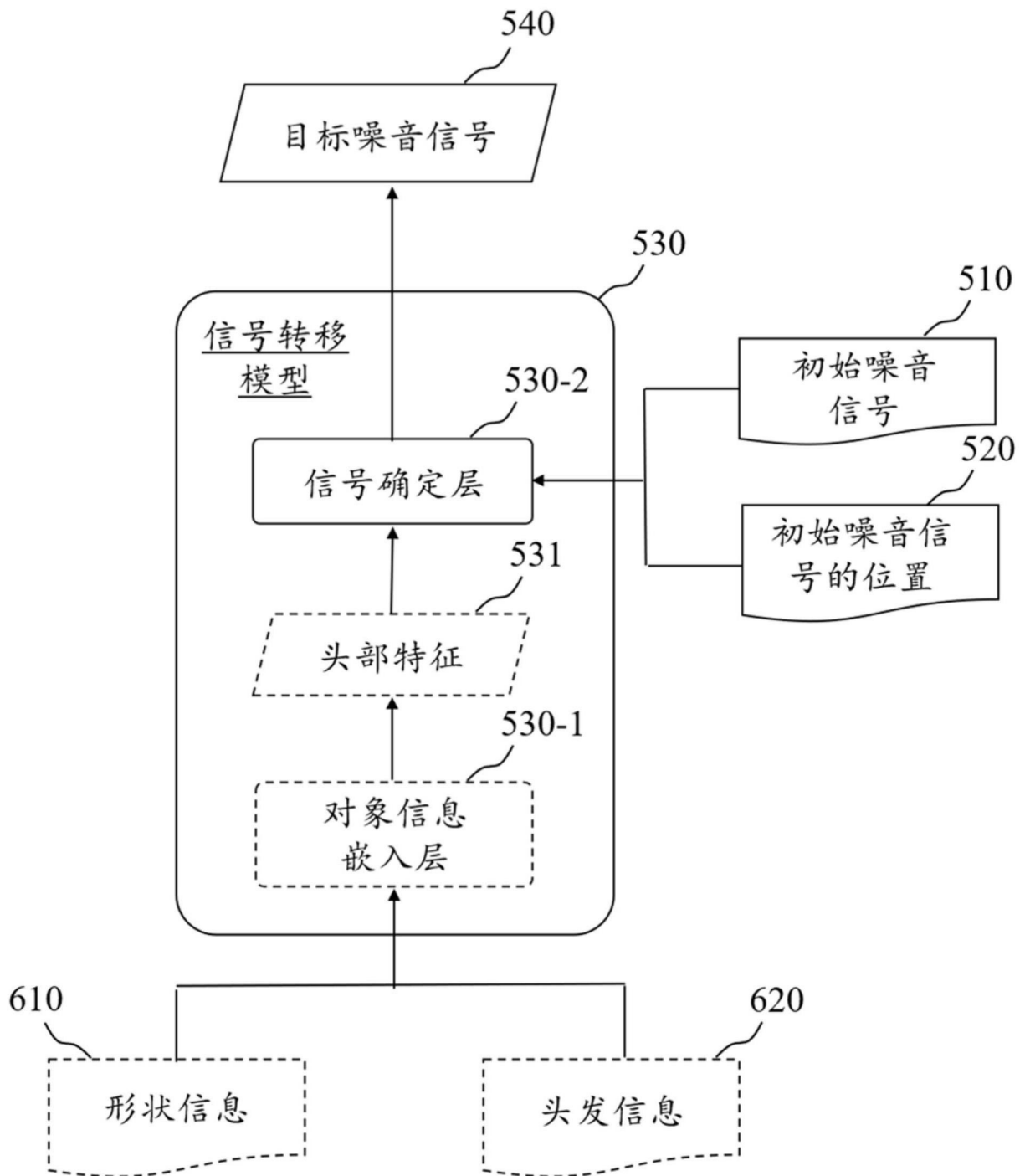


图6

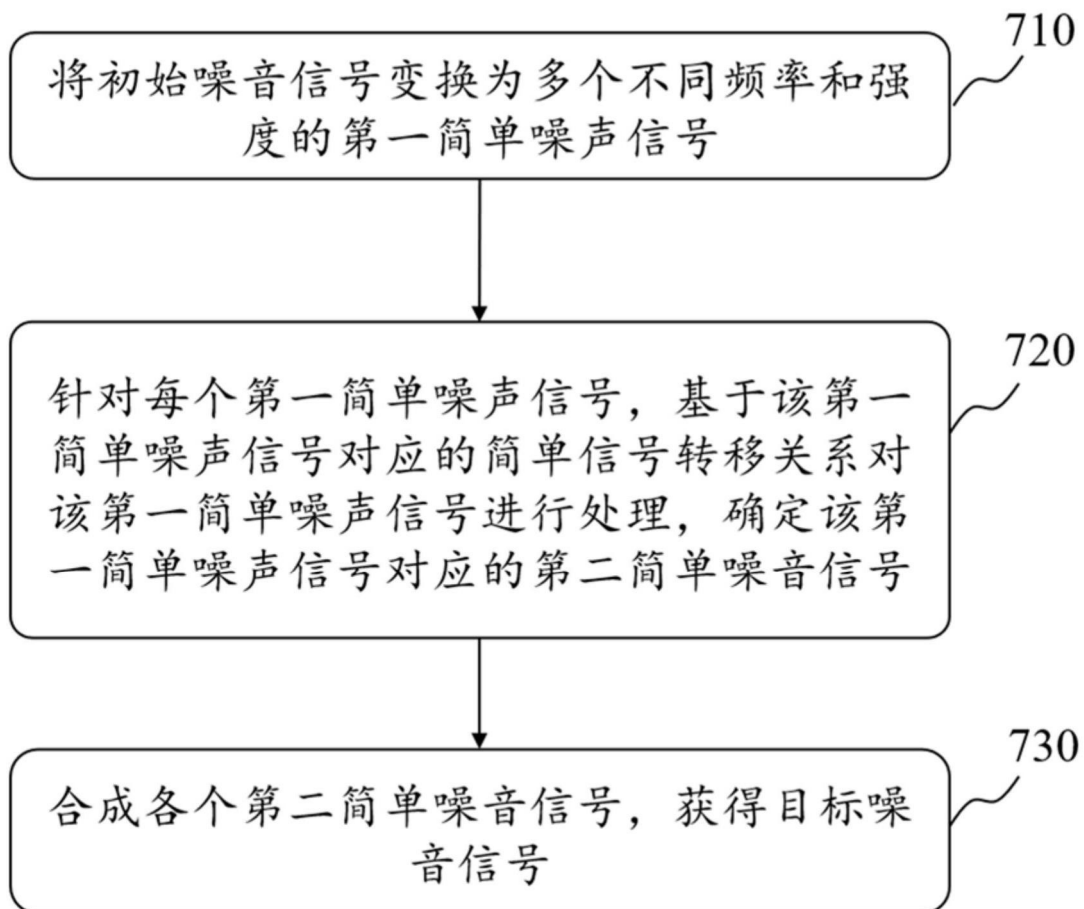
700

图7