



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 120239585 A

(43) 申请公布日 2025. 07. 01

(21) 申请号 202380065598.X

(22) 申请日 2023.10.26

(30) 优先权数据

2022-174759 2022.10.31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2025.03.12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2023/038668 2023.10.26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02024/095886 JA 2024.05.10

(71) 申请人 株式会社人生新景

地址 日本

(72) 发明人 牛场润一 岩间清太郎 森重真纯

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

专利代理师 吕琳 朴秀玉

(51) Int.Cl.

A61B 5/374 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

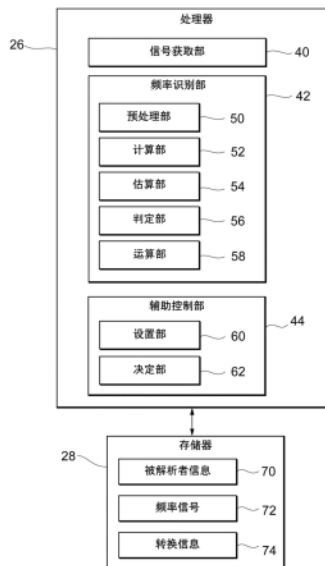
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

脑电波解析装置、脑电波解析程序、运动辅助系统以及运动辅助方法

(57) 摘要

本发明涉及脑电波解析装置、脑电波解析程序、运动辅助系统以及运动辅助方法。脑电波解析装置(16)包括以下部分:信号获取部(40),用于获取被解析者(12)的脑电波信号的时序;运算部(58),用于基于被解析者(12)静息时获取的脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与被解析者(12)的运动意图相关的固有频率。



1. 一种脑电波解析装置,包括:
获取部,用于获取被解析者的脑电波信号的时序;
运算部,用于基于所述获取部在所述被解析者静息时获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与所述被解析者的运动意图或大脑状态相关的固有频率。
2. 根据权利要求1所述的脑电波解析装置,进一步包括:
计算部,用于计算所述频率特性中的峰值频率的样本值;
估算部,用于基于所述计算部计算出的所述样本值的总体,求出所述峰值频率的估算值,
其中,所述运算部根据事先定义的转换规则,将所述估算部得到的所述估算值转换为所述固有频率。
3. 根据权利要求2所述的脑电波解析装置,其中,
通过所述估算部求出所述估算值,并通过所述运算部将所述估算值转换为所述固有频率,从而能够在不获取所述被解析者有运动意图时的脑电波信号的情况下,求出所述固有频率。
4. 根据权利要求2所述的脑电波解析装置,其中,
通过所述估算部求出所述估算值,并通过所述运算部将所述估算值转换为所述固有频率,从而能够在所述被解析者不使用瘫痪部位进行运动的情况下,求出所述固有频率。
5. 根据权利要求2所述的脑电波解析装置,其中,
从所述脑电波信号测量开始的时刻起,每个单位时间内均通过所述获取部进行获取并通过所述计算部进行计算,从而积累所述样本值的总体,所述估算部基于所述样本值的总体,采用序贯贝叶斯法求出所述每个单位时间的所述估算值。
6. 根据权利要求4所述的脑电波解析装置,其中,
进一步包括判定部,其用于在所述估算部每次进行估算时判断是否满足结束条件,当所述判定部判断满足所述结束条件时,所述估算部结束所述峰值频率的估算。
7. 根据权利要求2所述的脑电波解析装置,其中,
所述峰值频率为阿尔法频带内的阿尔法频率,所述固有频率为个人SMR-ERD频率,所述转换规则以恒等函数或线性函数的形式表示,并且,所述恒等函数或线性函数以所述估算值为自变量。
8. 根据权利要求2所述的脑电波解析装置,其中,
所述转换规则根据所述被解析者的具体情况进行定义。
9. 根据权利要求1所述的脑电波解析装置,其中,
所述获取部获取所述被解析者静息时测得的所述脑电波信号的第一时序或所述被解析者运动想象时测得的所述脑电波信号的第二时序,所述运算部仅使用所述第一时序进行第一运算,以求出所述固有频率。
10. 根据权利要求9所述的脑电波解析装置,其中,
所述运算部在所述第一运算与第二运算之间进行切换,所述第二运算同时使用所述第一时序和所述第二时序来求出所述固有频率。
11. 根据权利要求1所述的脑电波解析装置,其中,
进一步包括提示部,其用于向所述被解析者发出提示信息,以提示所述被解析者需要

保持静息状态。

12. 根据权利要求1所述的脑电波解析装置,其中,
进一步包括辅助控制部,其基于所述运算部求得的所述固有频率,控制运动辅助装置,从而对所述被解析者的运动进行辅助。

13. 一种脑电波解析程序,其中,
使一个或多个计算机执行获取步骤与运算步骤,在所述获取步骤中,获取被解析者的脑电波信号的时序,在所述运算步骤中,基于所述被解析者静息时获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与所述被测者的运动意图或状态相关的固有频率。

14. 一种运动辅助系统,包括:
根据权利要求12所述的脑电波解析装置;
脑电波仪,用于测量被解析者的脑电波并将得到的脑电波信号发送给所述脑电波解析装置;
运动辅助装置,受所述脑电波解析装置的控制进行相关操作,从而辅助所述被解析者进行运动。

15. 一种运动辅助方法,使用一种系统,所述系统具有以下装置:
脑电波仪,用于测量被解析者的脑电波并输出脑电波信号;脑电波解析装置,用于解析从所述脑电波仪发送来的所述脑电波信号;
运动辅助装置,受所述脑电波解析装置的控制进行相关操作,从而辅助所述被解析者进行运动,

并且,所述运动辅助方法包括以下步骤:
获取步骤,其中,所述脑电波解析装置使用所述脑电波仪测量所述被解析者静息时的脑电波,获取所述脑电波信号的时序;
运算步骤,其中,所述脑电波解析装置根据获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与所述被解析者的运动意图或大脑状态相关的固有频率;
校准步骤,其中,将求得的所述固有频率设置为所述运动辅助装置的校准参数,并进行校准;
辅助步骤,其中,控制已校准的所述运动辅助装置进行操作,从而辅助所述被解析者进行运动。

脑电波解析装置、脑电波解析程序、运动辅助系统以及运动辅助方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电波解析装置、脑电波解析程序、运动辅助系统以及运动辅助方法。

背景技术

[0002] 一直以来,在医疗、健康、护理、体育等多个领域中,已有技术可以通过各种传感器检测被解析者的动作或状态,并利用所得到的检测数据对该被解析者的运动状态等进行解析。例如,存在一种名为脑机接口的技术,其可以通过解析脑电波信号,然后从中识别出代表被解析者运动意图或大脑状态的固有频率,并根据脑电波信号中所包含的该固有频率的信号强度来实现对机械设备的控制(参考非专利文献1等)。

[0003] 图12是用于测量被解析者固有频率的现有方法的示意图。图中的横轴表示时间(单位:s),纵轴表示频率(单位:Hz)。其中,“时间”表示从静息状态转换到运动想象状态所经过的时间,且 $t=0$ 对应状态转换的时刻。此外,图中的颜色深浅表示相应时间和相应频率下的信号强度的大小,颜色越浅说明信号强度越大。

[0004] 从该图中可以看出,在转换到运动想象状态后不久($t>0$),图上会出现一个信号强度相对较低的带状区域,该区域沿时间轴方向延伸。与该带状区域相对应的固有频率被称为个人SMR-ERD频率(Individual Sensorimotor Rhythm Event-Related Desynchronization Frequency,以下简称“ISF”),并且已知其与运动意图有较高的相关性。

[0005] 现有技术文献

[0006] 非专利文献

[0007] 【非专利文献1】“Neurophysiological predictor of SMR-based BCI performance”,B.Blankertz et al.,NeuroImage,Volume 51,p1303-1309,2010

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 然而,在使用上述现有的测量方法时,为了提高固有频率的识别精度,从静息状态转换到运动想象状态的过程中,需要增加“试验”的次数与时间。因此,不仅固有频率的识别时间变长了,被解析者的精神方面与身体方面的负担也会加重。

[0010] 具体来说,假设静息状态为5秒,运动想象状态为5秒,试验次数为20次,那么固有频率的测量时间大约为3分钟。特别是对于有瘫痪部位的患者,移动相关部位所需的时间较长,例如,测量时间可能长达15分钟。随着测量时间的延长,被解析者的精神方面与身体方面的负担也会加重。

[0011] 鉴于以上问题提出本发明,本发明的目的在于提供一种脑电波解析装置与脑电波解析程序,其在对被解析者脑电波信号进行解析并识别与运动意图或大脑状态相关的固有频率时,能够大幅度缩短识别过程所需的时间,此外,提供一种运动辅助系统与运动辅助方

法。

[0012] 解决问题的技术手段

[0013] 本发明第一方案中的脑电波解析装置包括以下部分：获取部，用于获取被解析者的脑电波信号的时序；运算部，用于基于所述获取部在所述被解析者静息时获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性，求出与所述被解析者的运动意图或大脑状态相关的固有频率。

[0014] 本发明第二方案中的脑电波解析装置进一步包括以下部分：计算部，用于计算所述频率特性中的峰值频率的样本值；估算部，用于基于所述计算部计算出的所述样本值的总体，求出所述峰值频率的估算值。其中，所述运算部根据事先定义的转换规则，将所述估算部得到的所述估算值转换为所述固有频率。

[0015] 本发明第三方案中的脑电波解析装置通过所述估算部求出所述估算值，并通过所述运算部将所述估算值转换为所述固有频率，从而能够在不获取所述被解析者有运动意图时的脑电波信号的情况下，求出所述固有频率。

[0016] 本发明第四方案中的脑电波解析装置通过所述估算部求出所述估算值，并通过所述运算部将所述估算值转换为所述固有频率，从而能够在所述被解析者不使用瘫痪部位进行运动的情况下，求出所述固有频率。

[0017] 在本发明第五方案的脑电波解析装置中，从所述脑电波信号测量开始的时刻起，每个单位时间内均通过所述获取部进行获取并通过所述计算部进行计算，从而积累所述样本值的总体，所述估算部基于所述样本值的总体，采用序贯贝叶斯法求出所述每个单位时间的所述估算值。

[0018] 本发明第六方案中的脑电波解析装置进一步包括判定部，其用于在所述估算部每次进行估算时判断是否满足结束条件。当所述判定部判断满足所述结束条件时，所述估算部结束所述峰值频率的估算。

[0019] 在本发明第七方案的脑电波解析装置中，所述峰值频率为阿尔法频带内的阿尔法频率，所述固有频率为个人SMR-ERD频率，所述转换规则以恒等函数或线性函数的形式表示，其中，所述恒等函数或线性函数以所述估算值为自变量。

[0020] 在本发明第八方案的脑电波解析装置中，所述转换规则根据所述被解析者的具体情况进行定义。

[0021] 在本发明第九方案的脑电波解析装置中，所述获取部获取所述被解析者静息时测得的所述脑电波信号的第一时序或所述被解析者运动想象时测得的所述脑电波信号的第二时序，所述运算部仅使用所述第一时序进行第一运算，以求出所述固有频率。

[0022] 在本发明第十方案的脑电波解析装置中，所述运算部在所述第一运算与第二运算之间进行切换，其中，所述第二运算同时使用所述第一时序和所述第二时序来求出所述固有频率。

[0023] 本发明第十一方案中的脑电波解析装置进一步包括提示部，其用于向所述被解析者发出提示信息，以提示所述被解析者需要保持静息状态。

[0024] 本发明第十二方案中的脑电波解析装置进一步包括辅助控制部，其基于所述运算部求得的所述固有频率，控制运动辅助装置，从而对所述被解析者的运动进行辅助。

[0025] 在本发明第十三方案的脑电波解析程序中，使一个或多个计算机执行获取步骤与

运算步骤,前者用于获取被解析者的脑电波信号的时序,后者基于所述被解析者静息时获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与所述被测者的运动意图或大脑状态相关的固有频率。

[0026] 本发明第十四方案中的运动辅助系统包括以下装置:上述第十二方案中的脑电波解析装置;脑电波仪,用于测量被解析者的脑电波并将得到的脑电波信号发送给所述脑电波解析装置;运动辅助装置,其受所述脑电波解析装置的控制进行相关操作,从而辅助所述被解析者进行运动。

[0027] 本发明第十五方案中的运动辅助方法使用一种系统,所述系统具有以下装置:脑电波仪,用于测量被解析者的脑电波并输出脑电波信号;脑电波解析装置,用于解析从所述脑电波仪发送来的所述脑电波信号;运动辅助装置,其受所述脑电波解析装置的控制进行相关操作,从而辅助所述被解析者进行运动。其中,所述方法包括以下步骤:获取步骤,其中,所述脑电波解析装置使用所述脑电波仪测量所述被解析者静息时的脑电波,获取所述脑电波信号的时序;运算步骤,其中,所述脑电波解析装置根据获取的所述脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与所述被解析者的运动意图或大脑状态相关的固有频率;校准步骤,其中,将求得的所述固有频率设置为所述运动辅助装置的校准参数,并进行校准;辅助步骤,其中,控制已校准的所述运动辅助装置进行操作,从而辅助所述被解析者进行运动。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明,在对被解析者的脑电波信号进行解析并识别与运动意图相关的固有频率时,可以大幅度缩短识别所需的时间。

附图说明

[0030] 图1是集成了本发明一实施方式中的脑电波解析装置的BMI系统的整体结构图。

[0031] 图2是图1所示处理器和存储器的功能模块图。

[0032] 图3是使用图1所示BMI系统的运动辅助方法的流程图。

[0033] 图4是图1所示脑电波解析装置的解析操作的流程图。

[0034] 图5是静息状态下的脑电波信号的随时间变化图。

[0035] 图6是IAF样本值的计算方法的示意图。

[0036] 图7是采用序贯贝叶斯法得到的IAF估算值的收敛性示意图。

[0037] 图8是收敛时的中止处理产生的时间缩短效果的示意图。

[0038] 图9是IAF与ISF的相关性的示意图。

[0039] 图10是IAF与ISF之间的偏差的概率密度分布图。

[0040] 图11是该实施方式中的脑电波解析方法的效果示意图。

[0041] 图12是用于测量被解析者固有频率的现有方法的示意图。

具体实施方式

[0042] 下面将参考附图描述本发明的实施方式。为了便于理解,每幅图中相同的构成要素和步骤将尽可能使用相同的符号,并省略重复的说明。

[0043] [BMI系统10的结构]

[0044] <整体结构>

[0045] 图1是集成了本发明一实施方式中的脑电波解析装置16的脑机接口系统(以下简称“BMI系统10”)的整体结构图。BMI系统10能够对被解析者12所发出的脑电波进行解析,并根据解析结果来辅助被解析者12进行运动。具体来说,BMI系统10包括脑电波仪14、脑电波解析装置16以及运动辅助装置18。

[0046] 例如,脑电波仪14可以是一个头戴式装置,其能够测量被解析者12的头部12h所发出的脑电波。脑电波仪14通过图中未标示出的电极检测电信号,并将其输出给脑电波解析装置16。

[0047] 脑电波解析装置16是一种计算机,其可以基于脑电波仪14测量的脑电波信号来分析被解析者12的运动意图、疲劳、认知等大脑状态。具体来说,该脑电波解析装置16包括操作部22、提示部23、传感器控制器24、处理器26、存储器28。

[0048] 操作部22使得用户(包括被解析者12和医疗工作者)能够执行各种操作。操作部22可以是包括操作按钮、麦克风等的输入设备,也可以是包括显示面板、扬声器等的输出设备。

[0049] 提示部23是一种输出设备,其根据处理器26的指令,向被解析者12发出提示信息(以下简称“请求信息”),以提示被解析者需要保持静息状态。例如,提示部23由显示面板、灯、扬声器等部件组成。请求信息的提示方式包括以下几种:文字引导或语音引导、点亮灯光、输出各种声音等。此外,请求信息的提示不仅限于由脑电波解析装置16的提示部23进行,也可以由除被解析者12之外的其他人(例如脑电波解析装置16的操作员)做出提示。

[0050] 传感器控制器24是用于对脑电波仪14进行各种控制的控制电路。例如,传感器控制器24能够执行包括传感器同步处理在内的采样处理、低通滤波处理、A/D转换处理等各种信号处理。因此,传感器控制器24能够在一定的采样间隔内获取表示被解析者12脑电波的电信号(即脑电波信号),并将该脑电波信号发送给处理器26。具体的采样间隔可以是几十毫秒到几百毫秒之间的某个值。

[0051] 处理器26用于从整体上控制脑电波解析装置16的各个组成部分。处理器26可以是包含CPU(Central Processing Unit)或MPU(Micro-Processing Unit)的通用处理器,也可以是包含FPGA(Field Programmable Gate Array)或GPU(Graphics Processing Unit)的专用处理器。

[0052] 存储器28是包含ROM(Read Only Memory)或RAM(Random access memory)的非易失性存储介质,用于存储处理器26控制各个组成部分所需的程序和数据。

[0053] 运动辅助装置18是用于辅助或帮助被解析者12进行目标部位(在本图示例中为手臂12a)运动的装置。除了手臂12a,目标部位还可以是手、脚、手指、膝盖、肘部等,以及可以进行伸展/弯曲运动的各个身体部位。运动辅助装置18可以通过驱动致动器辅助被解析者12进行身体部位的伸展/弯曲运动的“穿戴型机器人”,也可以是通过视觉或触觉给予错觉刺激,从而辅助患者进行身体部位的伸展/弯曲运动的“错觉诱导装置”。

[0054] <功能模块>

[0055] 图2是图1所示处理器26和存储器28的功能模块图。该处理器26通过从存储器28读取并执行脑电波解析程序,作为信号获取部40(相当于“获取部”)、频率识别部42以及辅助控制部44来工作。

[0056] 信号获取部40通过传感器控制器24(图1)获取被解析者12的脑电波信号的时序。

通过此方式,单位时间内的脑电波信号会被逐一获取。单位时间的长度可以与采样间隔相等,也可以是采样间隔的整数倍。脑电波信号的时序包括在被解析者12静息时测得的时序(以下简称“第一时序”)和在被解析者12进行运动想象时测得的时序(以下简称“第二时序”)。

[0057] 频率识别部42对信号获取部40获取的脑电波信号进行解析,从而识别与被解析者12的运动意图相关的固有频率。固有频率可以是个人ERD频率(Event-related desynchronization Frequency)或个人SMR-ERD频率(即ISF)等。

[0058] 其中,“SMR-ERD频率”指的是从运动皮层附近测量到的头皮脑电波中的8~13Hz阿尔法频带内,运动相关反应的事件相关去同步化(ERD)较显著的频率。SMR-ERD频率在个人之间存在高低差异,并且在8~13Hz范围内有所波动。因此,为了明确表明其为个人特有的频率,通常称之为个人SMR-ERD频率(即ISF)。

[0059] 该频率识别部42具体包括预处理部50、计算部52、估算部54、判定部56以及运算部58。

[0060] 预处理部50对信号获取部40获取的脑电波信号的时序进行预处理,该预处理是计算个人阿尔法频率(Individual Alpha Frequency,以下简称“IAF”)所必需的步骤。该预处理包括:[1]包含移动平均的“滤波处理”;[2]包含FFT(Fast Fourier Transform)的“频率转换处理”;[3]从频率特性(或功率谱)中去除1/f噪声的“趋势去除处理”等。

[0061] 其中,“阿尔法频率”指的是反映脑神经细胞集体活动的头皮脑电波中,8~13Hz阿尔法频带内的信号强度峰值所对应的频率。阿尔法频率在个人之间存在高低差异,并且在8~13Hz范围内有所波动。因此,为了明确表明其为个人特有的频率,通常称之为个人阿尔法频率(即IAF)。

[0062] 计算部52根据预处理部50得到的脑电波信号的频率特性,计算被解析者12的IAF,从而求出每个时序的样本值(以下简称“IAF样本值”)。具体来说,计算部52对频率特性中某一特定频带(此处为阿尔法频带)内的最大峰值进行检测,并将该最大峰值对应的频率作为IAF样本值进行计算。此外,除了阿尔法频带(8~13Hz)以外,也可以选择德尔塔频带(1~3Hz)、西塔频带(3~7Hz)、贝塔频带(14~30Hz)、伽马频带(30Hz以上)中的至少一个作为该特定频带,具体选择哪个可以根据解析对象决定。

[0063] 估算部54使用计算部52计算出的IAF样本值的总体,估算被解析者12的IAF,从而求出每个总体的估算值(以下简称“IAF估算值”)。作为估算方法,可以使用贝叶斯法或序贯贝叶斯法(或卡尔曼滤波)等各种统计方法。例如,估算部54可以基于从脑电波信号测量开始时刻起积累的总体,采用序贯贝叶斯法求出每个单位时间的估算值。

[0064] 判定部56在估算部54每次进行估算时,对IAF估算值是否满足结束条件进行判断,若满足结束条件,则指示估算部54结束估算处理。作为例子,结束条件可以包括以下几种:[条件1] IAF估算值已收敛(例如,变化量不超过某个阈值);[条件2] 估算部54的估算次数超过了某个阈值;[条件3] 从脑电波信号测量开始时刻起已经过一定时间;[条件4] 上述条件1~3的组合等。

[0065] 运算部58在判定部56判定满足结束条件时,根据事先定义的转换规则,将最近获得的IAF估算值转换为与被解析者12的运动意图相关的固有频率(此处为ISF),从而求出每次解析操作的转换值(以下简称“ISF转换值”)。该转换规则可以是适用于被解析者12的通

用规则,也可以是根据被解析者12的具体情况制定的不同规则。此外,当转换规则是以IAF为自变量的函数时,函数形状可以是:[1]恒等函数、线性函数等线性函数;[2]指数大于等于2的多项式函数、指数函数等非线性函数。

[0066] 需要注意的是,运算部58仅使用上述第一时序进行求解ISF的运算处理(以下简称“第一运算”),但与此同时也可以使用第一时序和第二时序两者进行求解ISF的运算处理(以下简称“第二运算”)。在这种情况下,运算部58可以根据需要在第一运算与第二运算之间进行切换。关于这两种运算的切换,例如,可以通过操作部22(图1)的输入操作进行手动切换,也可以根据信号获取部40获取的脑电波信号的解析结果进行自动切换。

[0067] 辅助控制部44根据运算部58得到的ISF转换值,对运动辅助装置18进行控制(以下简称“辅助控制”)。辅助控制部44包括以下部分:设置部60,用于设置适合被解析者12的ISF设定值;决定部62,用于根据脑电波信号的频率特性和由设置部60设置的ISF设定值来决定运动辅助装置18的控制量。

[0068] 另一方面,存储器28中存储了被解析者信息70、频率信息72和转换信息74,这些信息彼此之间相互对应。

[0069] 被解析者信息70包括与被解析者12相关的各种信息,例如,包括被解析者12的识别信息、个人信息、被解析者12的诊断结果、恢复程度、运动辅助装置18的种类与使用记录等。频率信息72包括与峰值频率或固有频率相关的各种信息,例如,包括IAF样本值、IAF估算值和ISF转换值等。转换信息74包括能够确定转换规则的各种信息,例如,包括函数形状的种类、系数、次数、LUT(查找表)等。

[0070] [BMI系统10的操作]

[0071] 本实施方式中的BMI系统10的具体构建如上所述。接下来,将参考图3、图4的流程图以及图5~图11,详细说明BMI系统10的操作,特别是脑电波解析装置16的运动辅助操作。

[0072] <运动辅助方法的说明>

[0073] 图3是使用图1所示BMI系统10的运动辅助方法的流程图。在步骤SP100中,执行“佩戴”过程,将脑电波仪14佩戴在被解析者12的头部。在步骤SP102中,执行“开始”过程,对被解析者12发出的脑电波进行监控。在步骤SP104中,执行“确认”过程,检查被解析者12是否处于静息状态。如果被解析者12未处于静息状态(步骤SP104:NO),则继续停留在步骤SP104,直到被解析者12处于静息状态。如果被解析者12处于静息状态(步骤SP104:YES),则进入下一步骤,即步骤SP106。

[0074] 在步骤SP106中,执行“校准”过程,对运动辅助装置18进行校准。具体来说,脑电波解析装置16在步骤SP102完成后,对逐一从脑电波仪14发送来的脑电波信号进行解析,以求出被解析者12的固有频率(即ISF),并将该ISF值设置为运动辅助装置18的校准参数。

[0075] 在步骤SP108中,执行“辅助”过程,对被解析者12进行神经康复处理。具体来说,脑电波解析装置16控制步骤SP106中校准后的运动辅助装置18来进行操作。通过操作运动辅助装置18,对被解析者12的运动提供辅助。

[0076] <脑电波解析装置16的解析操作>

[0077] 图4是图1所示脑电波解析装置16的解析操作的流程图。例如,脑电波解析装置16会在对被解析者12的手臂12a进行康复处理之前,执行此流程图以识别被解析者12的固有频率(即ISF)。该流程图不仅在康复处理开始时执行一次,也可以根据需要在过程中执行一

次或多次。此外,该操作可以通过脑电波解析程序的解析直接进行确认,也可以将模拟输入到脑电波仪14中的理想信号波形和脑电波解析装置16的输出结果进行对照,从而间接进行确认。

[0078] 在图4的步骤SP10中,信号获取部40通过脑电波仪14和传感器控制器24获取单位时间内的脑电波信号的时序。

[0079] 图5是静息状态下的脑电波信号的随时间变化图。图中横轴表示时间(单位:s),纵轴表示脑电位(单位:mV)。从该图中可以看出,脑电波信号围绕基准值上下细微波动,呈现出复杂的波形。

[0080] 在图4的步骤SP12中,频率识别部42(具体为预处理部50)对步骤SP10中获取的脑电波信号的时序进行预处理。通过此步骤,可以获得脑电波信号的频率特性。

[0081] 在步骤SP14中,频率识别部42(具体为计算部52)根据步骤SP12的预处理中得到的频率特性来计算IAF样本值。

[0082] 图6是IAF样本值的计算方法的示意图。图中横轴表示频率(单位:Hz),纵轴表示信号强度(单位:无量纲)。从该图中可以看出,该频率特性在11[Hz]附近有最大峰值。也就是说,IAF样本值的计算结果为11[Hz]。

[0083] 在图4的步骤SP16中,处理器26对IAF的估算时机(以下简称“估算时机”)是否到来进行检测。如果估算时机尚未到来(步骤SP16:NO),处理器26将返回步骤SP10,并依次重复执行步骤SP10~SP16,直到该估算时机到来。如果估算时机已到来(步骤SP16:YES),处理器26将进入下一步骤,即步骤SP18。

[0084] 在步骤SP18中,频率识别部42(具体为估算部54)通过对步骤SP14中逐一计算所积累的总体应用序贯贝叶斯法来估算IAF。例如,根据贝叶斯法,计算后验概率 $p(\text{IAF} = A | \text{Data})$ 时,使用先验概率 $p(\text{IAF} = A)$ 按照以下公式(1)进行计算。需要注意的是,在序贯贝叶斯法中,计算当前的后验概率时,需要将上一次的后验概率视为当前的先验概率。

[0085] 【公式1】

$$[0086] \quad p(\text{IAF} = A | \text{Data}) = \frac{p(\text{Data} | \text{IAF} = A)p(\text{IAF} = A)}{p(\text{Data})} \dots(1)$$

[0087] 在步骤SP20中,频率识别部42(具体为判定部56)对步骤SP18中得到的IAF估算值是否满足结束条件进行判断。如果未满足结束条件(步骤SP20:NO),则处理器26返回步骤SP10,并依次重复执行步骤SP10~SP20,直到满足该结束条件。

[0088] 图7是采用序贯贝叶斯法得到的IAF估算值的收敛性示意图。图中横轴表示时间(单位:s),纵轴表示估算误差(单位:Hz)。其中,“时间”是从使用序贯贝叶斯法开始估算的时间点($t=0$)算起经过的时间。而“估算误差”是IAF的估算值与实际值之间的差值(即偏差)。

[0089] 图中实线表示180名健康成人的数据的平均值。此外,下方的虚线是“平均值 -2σ ”(σ:标准差)的边界线,上方的虚线是“平均值 $+2\sigma$ ”的边界线。从该图中可以看出,虽然开始时估算误差较大,但随着时间的推移,估算误差会指数级减小,最终收敛至零或接近零的值。

[0090] 例如,假设IAF估算值的变化遵循高斯分布,那么通过将估算时间设置为26s,可以将健康成人中95.7%(即 4σ 的范围)的人的估算误差控制在1Hz以内。与图12所示的现有的

测量方法(数分钟乃至十几分钟)相比,所需时间大幅度缩短。

[0091] 图8是收敛时的中止处理产生的时间缩短效果的示意图。直方图的横轴表示将个人的估算误差(参考图6)控制在1Hz以内所需的估算时间,即收敛时间(单位:s)。根据该直方图,收敛时间在4s以内时频数最高,随着收敛时间的增加,频数逐渐降低。

[0092] 从该图中可以看出,收敛时间的中位数相当于“11s”,收敛时间的 2σ 边界线相当于“30s”。也就是说,将健康成人中95.7%的人的估算误差控制在1Hz以内的情况下,可以在收敛时实施中止处理(遵循上述[条件1]),从而进一步将估算时间缩短大约 $2/3$ ($30s-11s=19s$)。

[0093] 另一方面,回到图4中的步骤SP20,若满足了结束条件(步骤SP22:NO),处理器26将进入下一步骤,即步骤SP22。

[0094] 在图4的步骤SP22中,频率识别部42(具体为运算部58)按照由转换信息74指定的转换规则,将步骤SP18中最近获得的IAF估算值转换为ISF。具体来说,根据以下公式(2)将其转换为ISF。其中, $g(\cdot)$ 是一个任意函数。

[0095] 【公式2】

[0096] $ISF = g(IAF) \cdots (2)$

[0097] 图9是IAF与ISF的相关性的示意图。该图基于187名健康成人的IAF和ISF数据对的计数结果,通过网格中的颜色深浅来表示,颜色越浅(接近白色)说明计数数值越大。从该图中可以看出,ISF与IAF之间存在一定的正相关性($r=0.62$)。

[0098] 图10是IAF与ISF之间的偏差的概率密度分布图。其中,“偏差”的定义为 $\Delta = IAF - ISF$ (单位:Hz)。从该图中可以看出,该分布在偏差 $\Delta = 0Hz$ 处具有最大的概率。

[0099] 也就是说,可以参考图9和图10所示的相关性,按照以下公式(3)计算得出ISF。在这种情况下,公式(2)变为 $g(x) = x$,表示所谓的恒等转换成立。

[0100] 【公式3】

[0101] $ISF = IAF \cdots (3)$

[0102] 在图4的步骤SP22中,辅助控制部44(具体为设置部60)对步骤SP20中得到的ISF转换值进行设置。通过此步骤,辅助控制部44能够对运动辅助装置18进行控制,以适应被解析者12的需求。

[0103] <上述方法的效果>

[0104] 图11是该实施方式中的脑电波解析方法的效果示意图。图中横轴表示从脑电波测量开始时刻算起经过的时间(单位:s)。上方的柱状图显示了“对比例”(参考图12)中ISF识别时间的具体情况。下方的柱状图显示了“实施例”(参考图3和图4)中ISF识别时间的具体情况。

[0105] 在“现有实例”中,如果达到静息状态的时间为 T_1 ,维持运动想象状态的时间为 T_2 ,测量的实施次数为20次,则固有频率的测量时间为 $20T_c$ (其中, $T_c = T_1 + T_2$)。特别是,对于有瘫痪部位的被解析者12,移动该部位所需的时间较长,例如,测量时间可能长达 $200s \sim 1000s$ 。随着测量时间的延长,被解析者12的精神方面与身体方面的负担也会加重。

[0106] 另一方面,在“实施例”中,被解析者12达到静息状态并开始ISF的估算,假设直到该估算结束为止的这一系列过程所需的时间为 T_3 ,如图7和图8所示, T_3 约为30s。也就是说,无需获取被解析者12有运动意图时的脑电波信号,或者被解析者12不需要进行瘫痪部位的

运动,也能在短时间内识别ISF。这显著减轻了被解析者12的精神方面与身体方面的负担。

[0107] [实施方式的概要]

[0108] 如上所述,本实施方式中的运动辅助系统(此处为BMI系统10)包括以下装置:脑电波解析装置16;脑电波仪14,用于测量被解析者12的脑电波并将得到的脑电波信号发送给脑电波解析装置16;运动辅助装置18,其受脑电波解析装置16的控制进行相关操作,从而辅助被解析者12进行运动。

[0109] 该脑电波解析装置16包括以下部分:获取部(此处为信号获取部40),用于获取被解析者12的脑电波信号的时序;运算部58,用于基于获取的脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与被解析者12的运动意图或大脑状态相关的固有频率。

[0110] 此外,按照本实施方式中的脑电波解析方法和脑电波解析程序,由一个或多个计算机(或处理器26)执行获取步骤(SP10)与运算步骤(SP22),前者用于获取被解析者12的脑电波信号的时序,后者基于被解析者12静息时获取的脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与被解析者12的运动意图相关的固有频率。

[0111] 此外,按照本实施方式中的运动辅助方法和运动辅助程序,一个或多个计算机(或处理器26)除了执行上述获取步骤(SP10)与运算步骤(SP22)之外,还会执行以下步骤:校准步骤(SP24),其中,将求得的固有频率设置为运动辅助装置18的校准参数;辅助步骤(SP108),其中,控制已校准的运动辅助装置18进行操作,从而辅助被解析者12进行运动。

[0112] 如上所述,通过基于被解析者12静息时获取的脑电波信号的时序的相关频率特性,求出与被解析者12的运动意图或大脑状态相关的固有频率,从而能够在被解析者12保持静息状态的情况下,即不要求其进行额外运动的情况下,使用获取的脑电波信号来识别固有频率。以便在对被解析者12的脑电波信号进行解析并识别与运动意图或大脑状态相关的固有频率时,可以大幅度缩短识别所需的时间。

[0113] 此外,脑电波解析装置16进一步包括以下部分:计算部52,用于计算频率特性中的峰值频率的样本值;估算部54,用于基于计算出的样本值的总体,求出峰值频率的估算值。其中,运算部58可以根据事先定义的转换规则,将估算部54得到的估算值转换为固有频率。

[0114] 也就是说,脑电波解析装置16通过估算部54求出峰值频率的估算值,并通过运算部58将估算值转换为固有频率,从而能够在不获取被解析者12有运动意图时的脑电波信号的情况下,或者不需要被解析者12进行瘫痪部位的运动的情况下,求出固有频率。这显著减轻了被解析者12的精神方面与身体方面的负担。

[0115] 此外,从脑电波信号测量开始的时刻起,每个单位时间内均通过信号获取部40进行获取并通过计算部52进行计算,从而积累样本值的总体,估算部54可以基于所述样本值的总体,采用序贯贝叶斯法求出每个单位时间的估算值。

[0116] 此外,如果脑电波解析装置16还包括用于在估算部54每次进行估算时判断是否满足结束条件的判定部56,则当判定部56判断满足结束条件时,估算部54可以结束峰值频率的估算。通过在满足结束条件时中止估算处理,可以进一步缩短识别固有频率所需的时间。

[0117] 此外,当峰值频率为阿尔法频带内的阿尔法频率(即IAF),且所述固有频率为个人SMR-ERD频率(即ISF)时,转换规则可以用恒等函数或线性函数的形式表示,其中,所述恒等函数或线性函数以IAF估算值为自变量。使用更简洁的转换规则有利于缩短运算过程所需的时间。

[0118] 此外,可以根据被解析者12的具体情况来定义转换规则。从而可以进行更加符合被解析者12特点转换。

[0119] 此外,当信号获取部40获取被解析者12静息时测得的脑电波信号的第一时序或被解析者12运动想象时测得的脑电波信号的第二时序时,运算部58可以仅使用第一时序进行第一运算,以求出固有频率。另外,运算部58还可以在所述第一运算与第二运算之间进行切换,其中,所述第二运算同时使用第一时序和第二时序来求出固有频率。

[0120] 此外,脑电波解析装置16可以进一步包括提示部,其用于向被解析者12发出提示信息,以提示所述被解析者12需要保持静息状态。此外,脑电波解析装置16还可以进一步包括辅助控制部44,其基于运算部58求得的固有频率,控制运动辅助装置18,从而对被解析者12的运动进行辅助。通过此方式,可以对被解析者12进行解析或辅助其运动。

[0121] [变形例]

[0122] 需要注意的是,本发明不限于上述实施方式,当然,可在不脱离本发明宗旨的范围内自由进行修改和调整。或者,在技术上没有矛盾的范围内,可以任意组合各个构成部分。或者,在技术上没有矛盾的范围内,可以修改流程图中各步骤的执行顺序。

[0123] 在上述实施方式中,举例说明了脑电波解析装置16对脑电波信号进行解析并对运动辅助装置18进行控制的相关情况,但系统结构不限于此。例如,解析单元和控制单元可以分开设置,并通过有线通信或无线通信在两者之间传输所需的数据。在这种情况下,也可以由云端的服务器装置或本地部署的服务器装置执行解析处理。特别是当服务器装置为云端的服务器装置时,该服务器装置可以是一个构建分布式系统的计算机群。

[0124] 附图标记说明

[0125] 10…BMI系统(运动辅助系统)、12…被解析者、14…脑电波仪、16…脑电波解析装置(计算机)、18…运动辅助装置、26…处理器、28…存储器、40…信号获取部(获取部)、42…频率识别部、44…辅助控制部、50…预处理部、52…计算部、54…估算部、56…判定部、58…运算部。

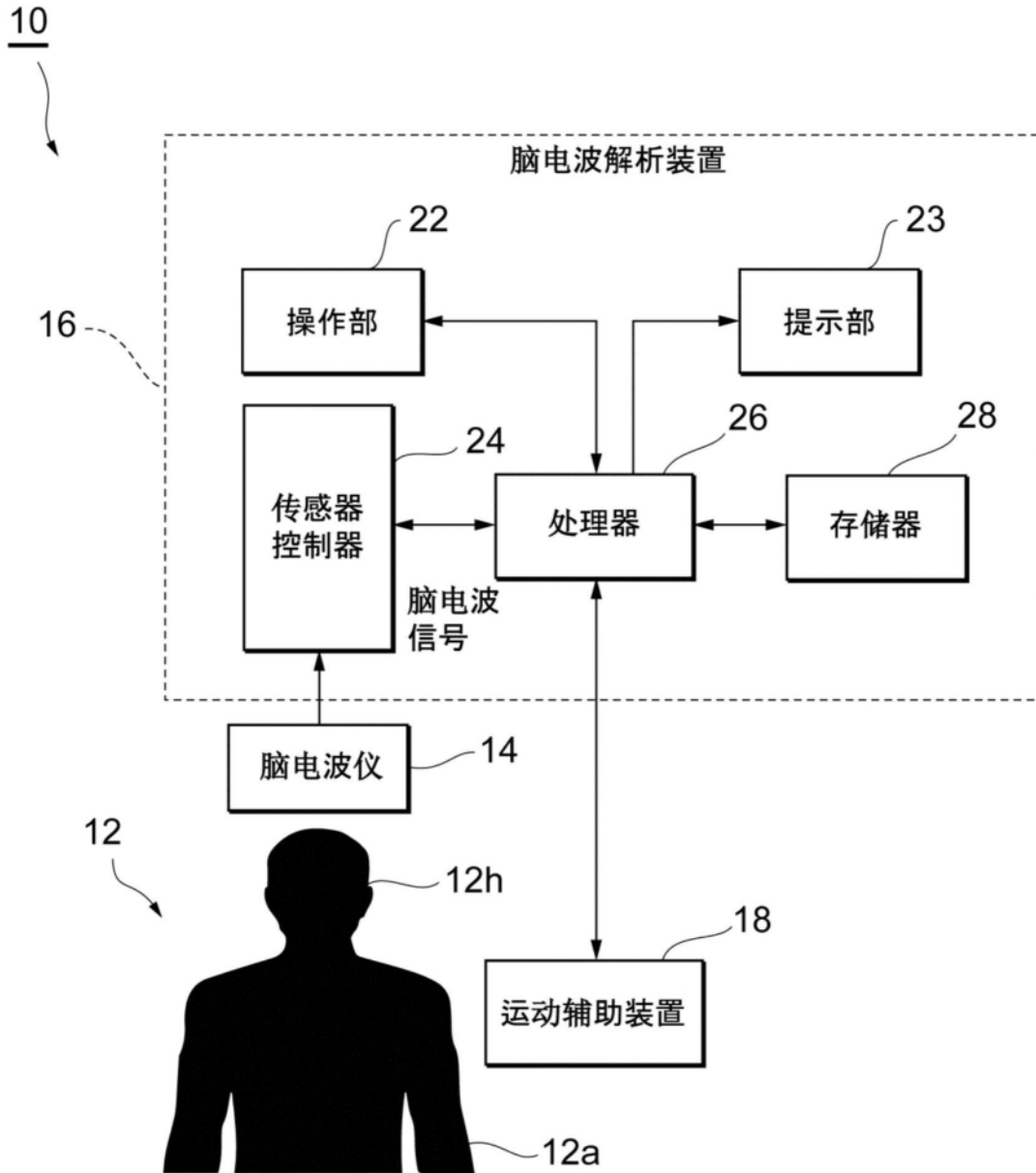


图1

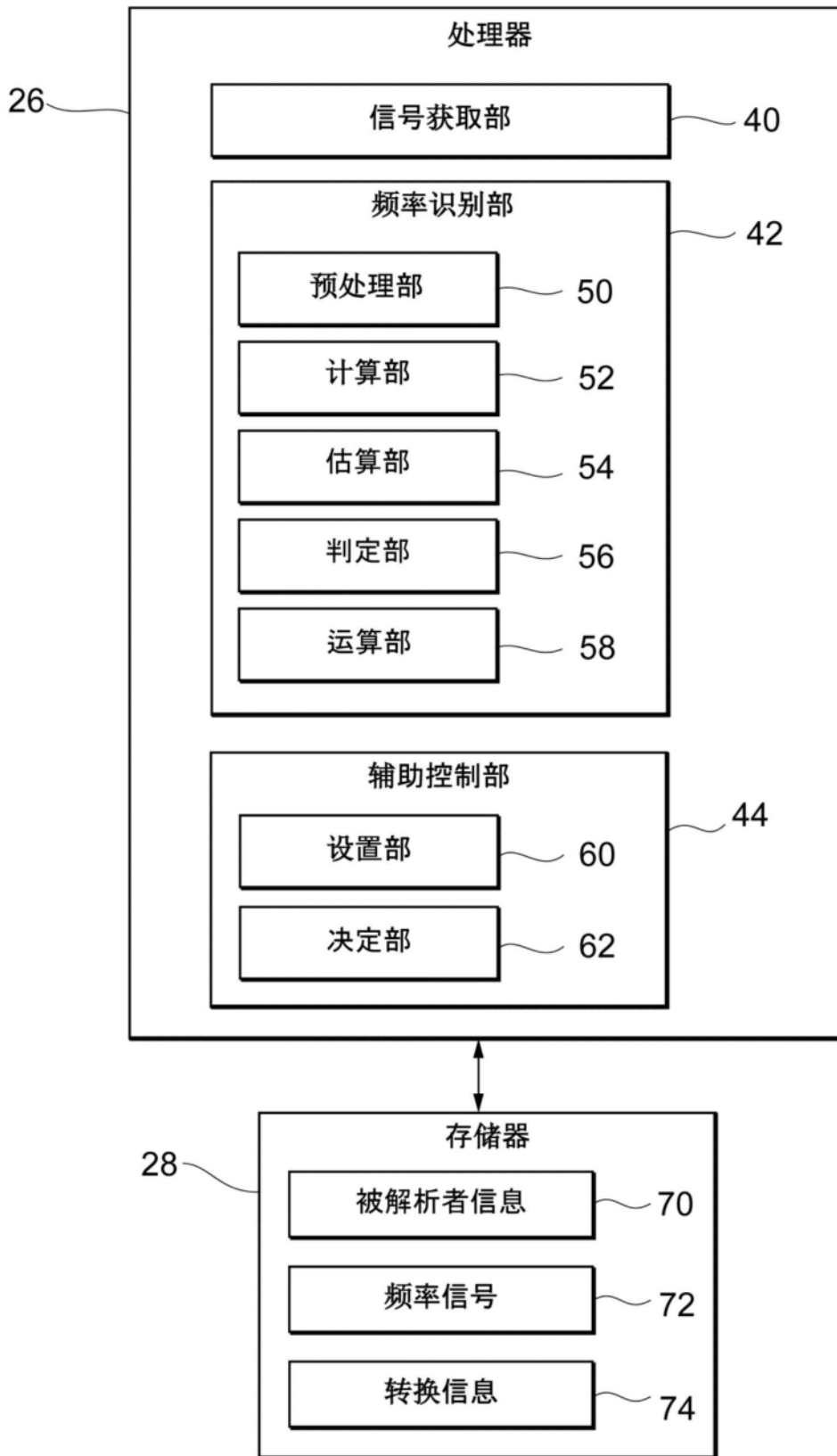


图2

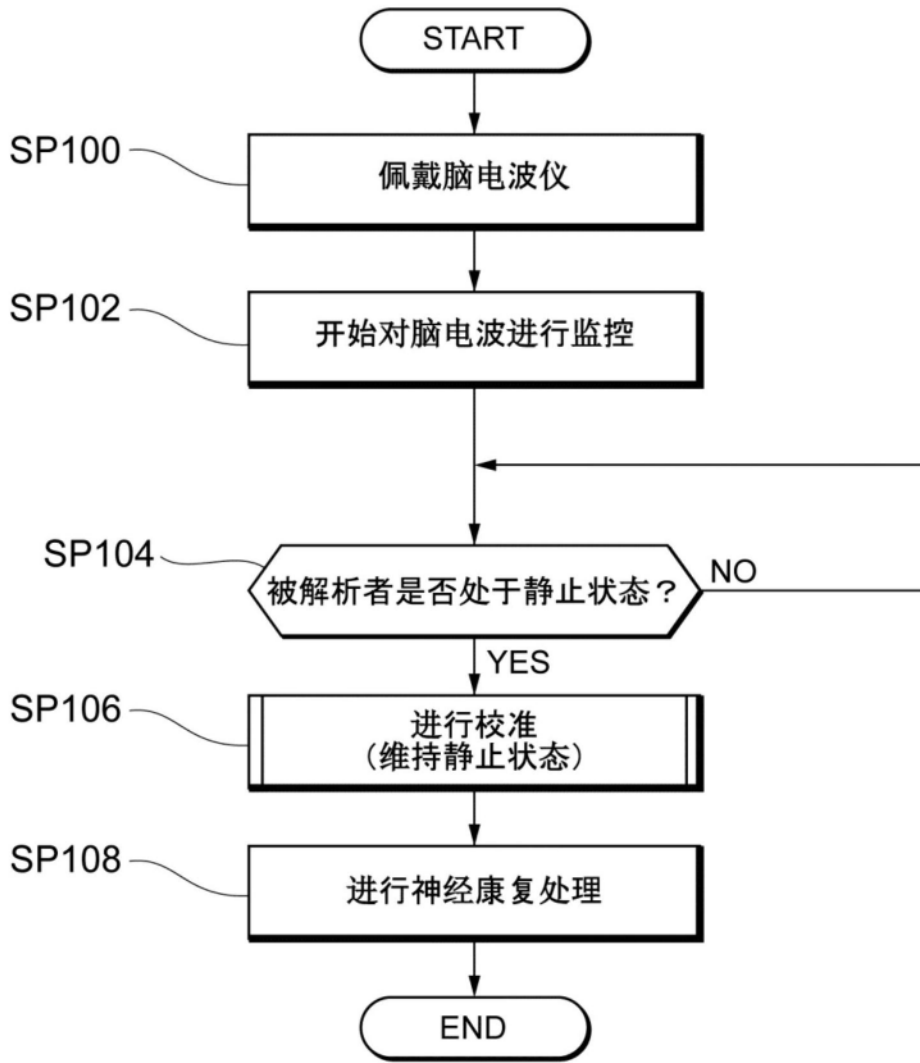


图3

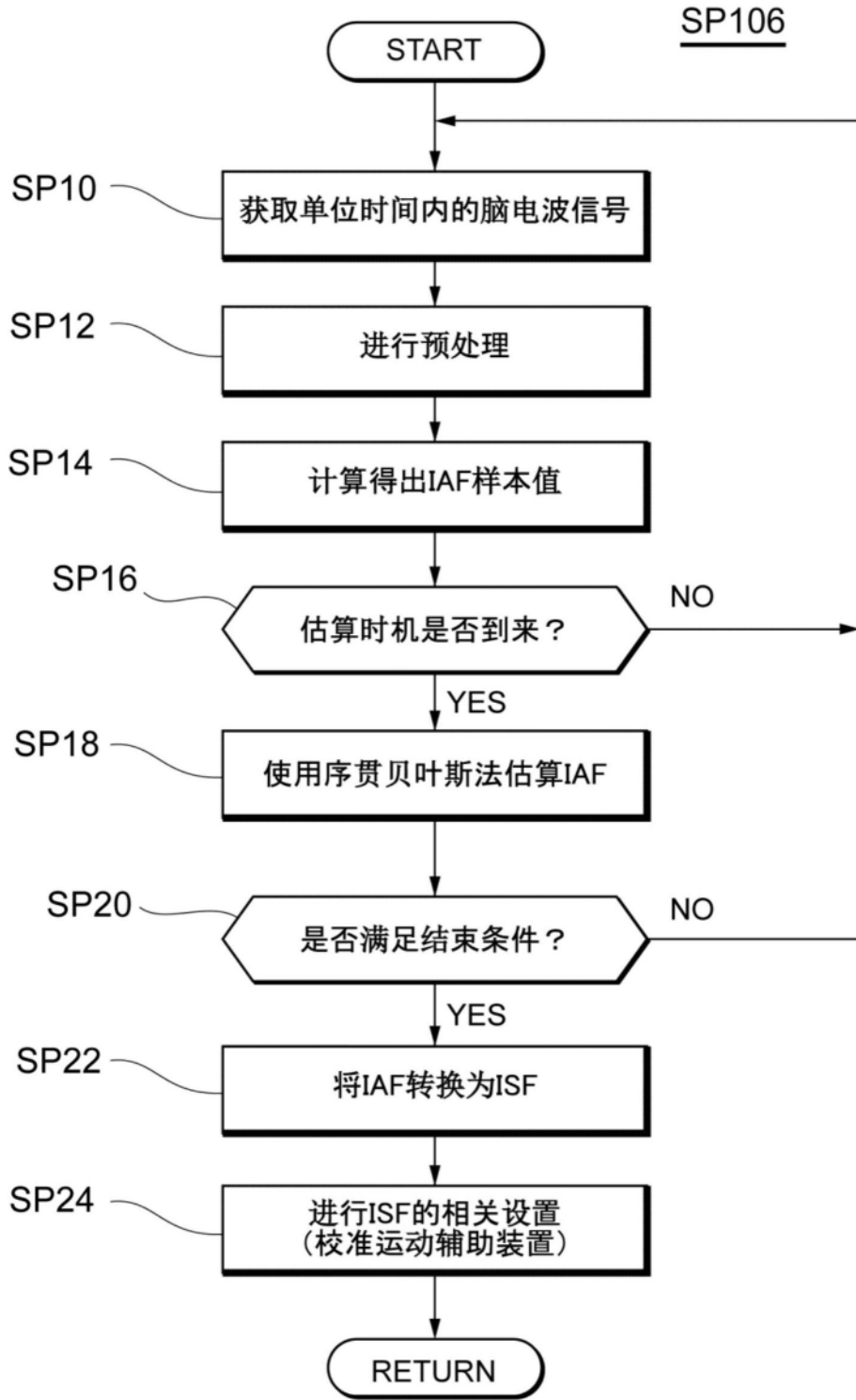


图4

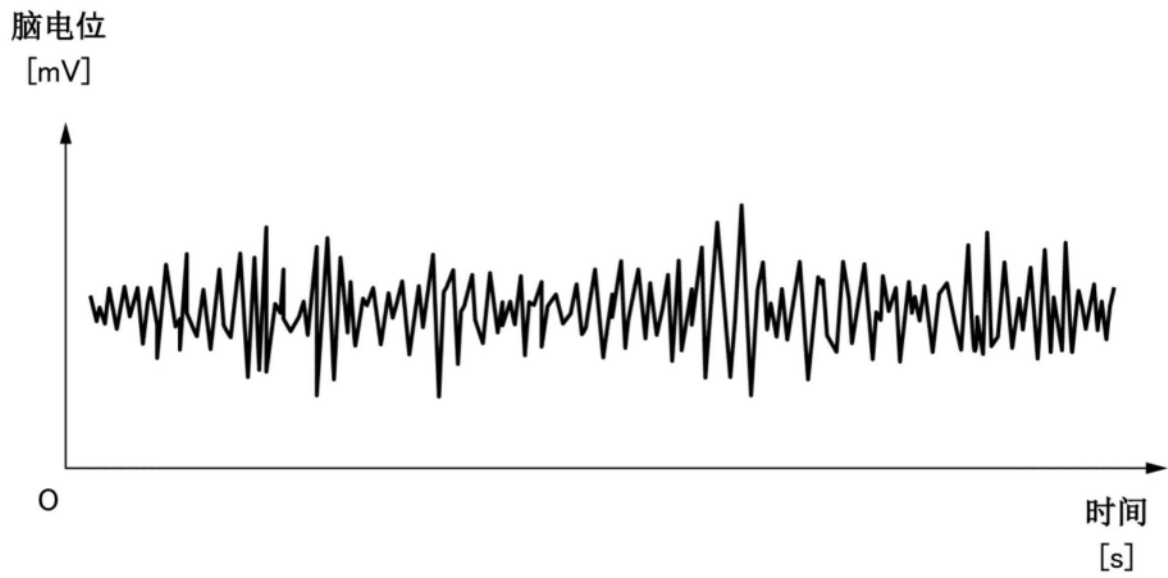


图5

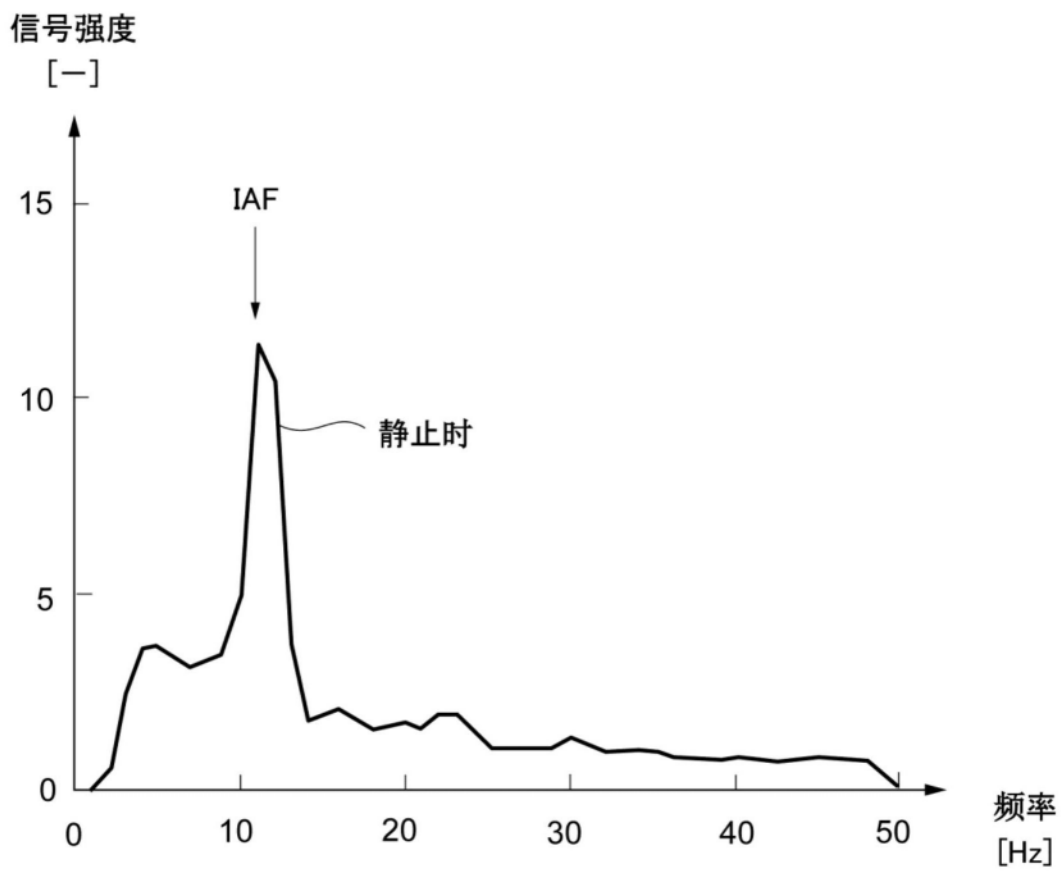


图6

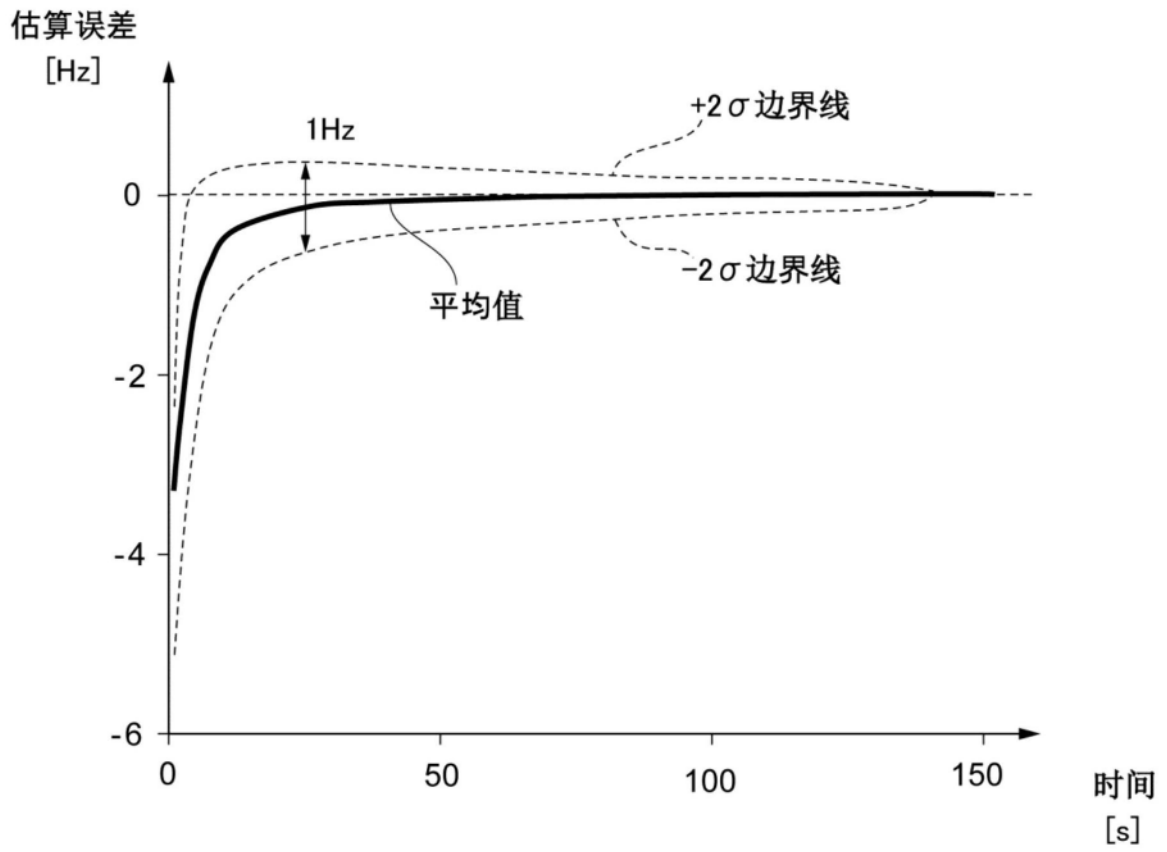


图7

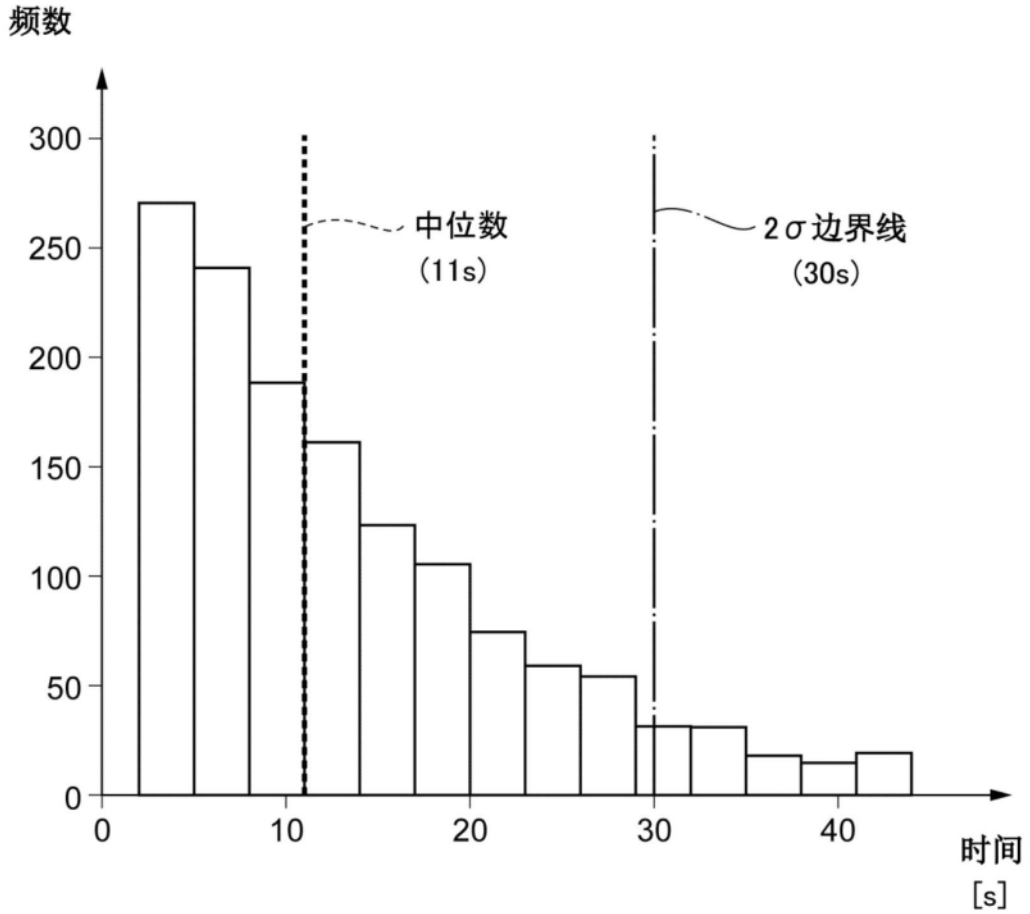


图8

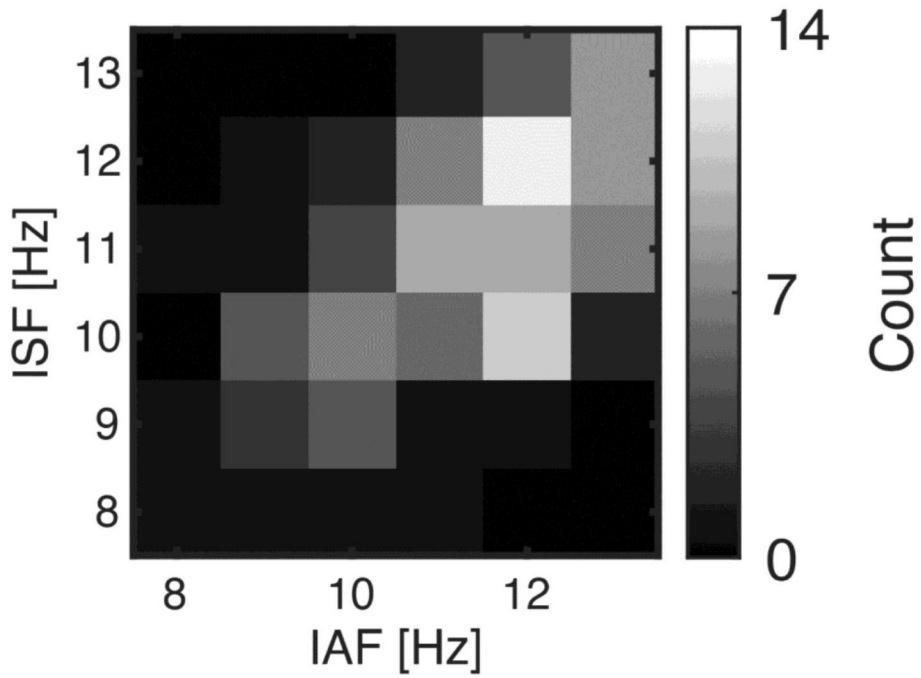


图9

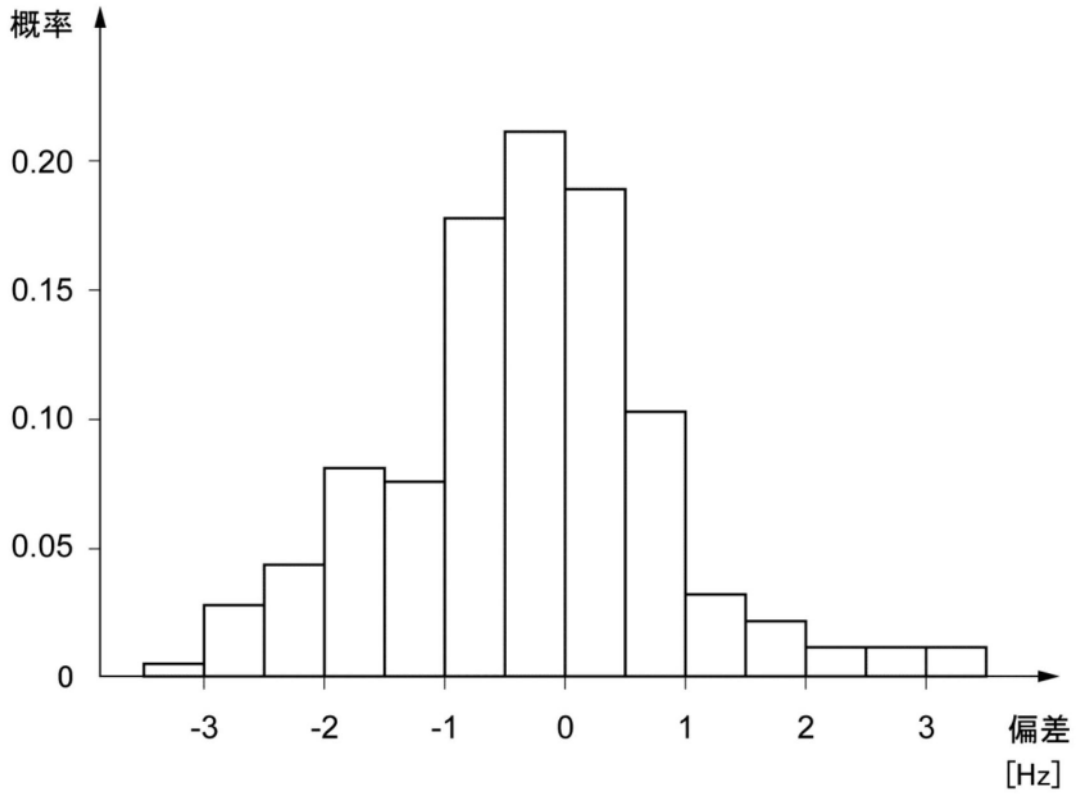


图10

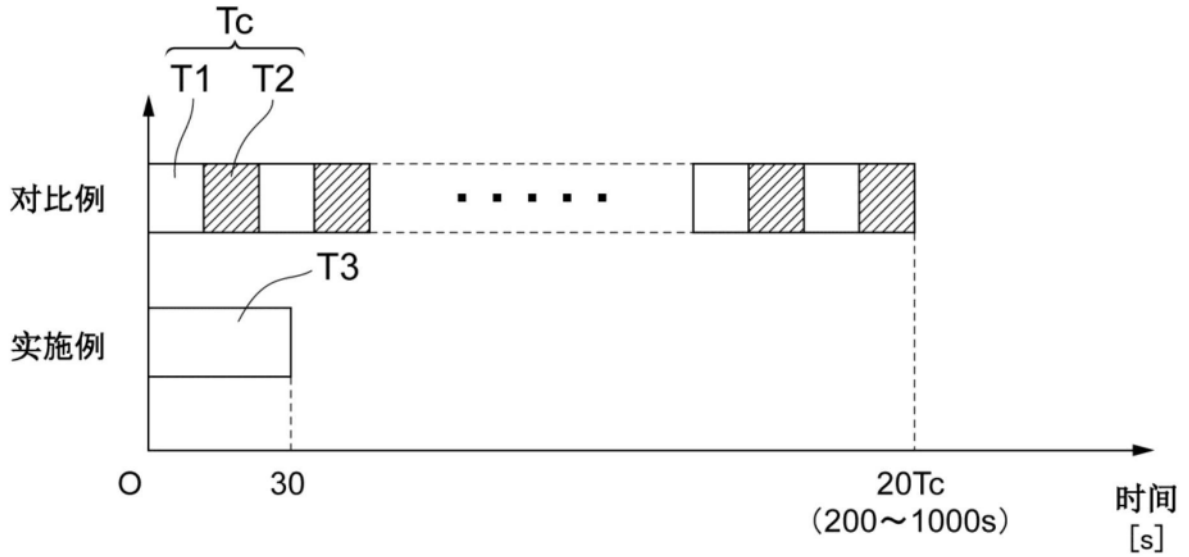


图11

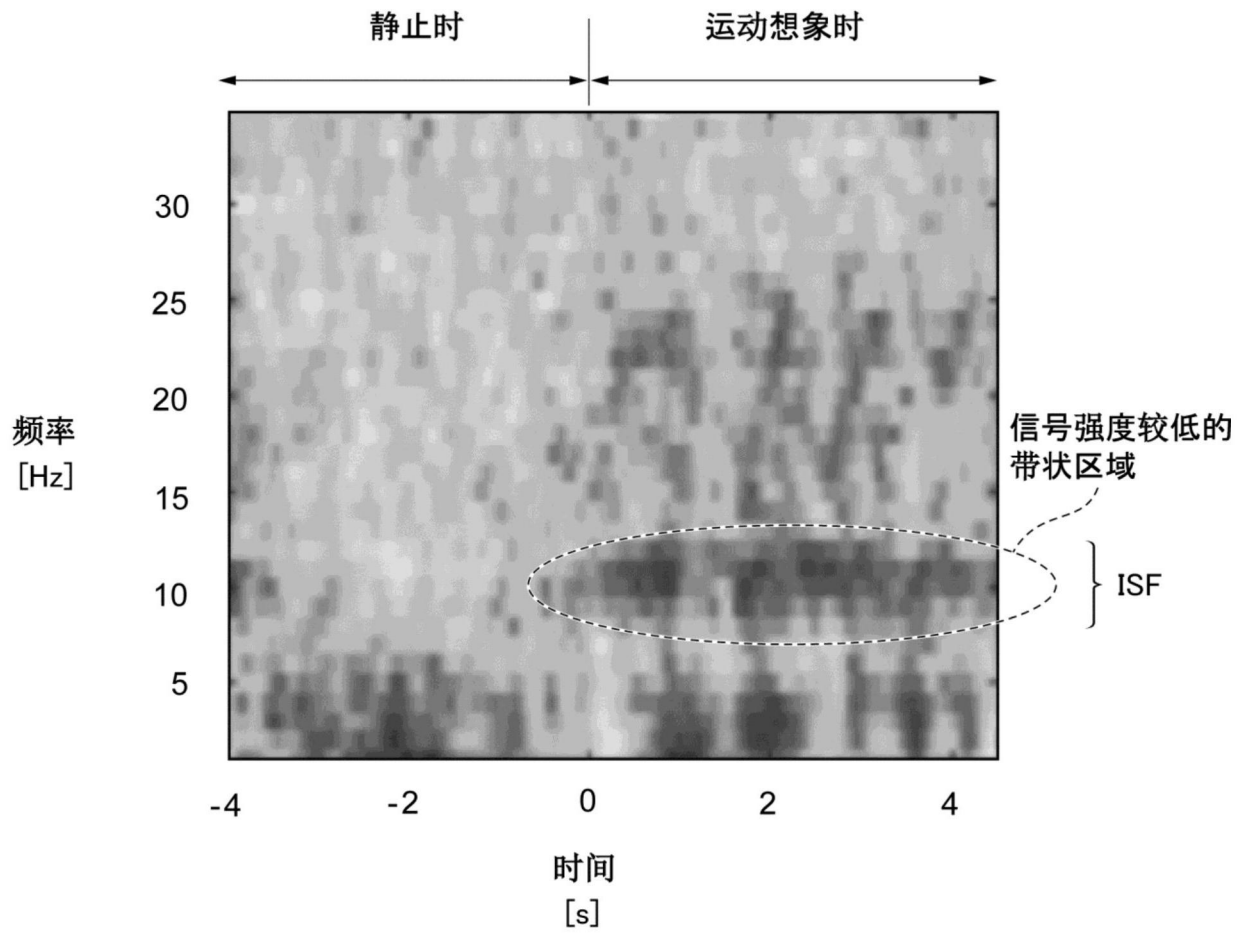


图12