



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112243368 B

(45) 授权公告日 2023.04.04

(21) 申请号 201980035902.X

(22) 申请日 2019.05.31

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112243368 A

(43) 申请公布日 2021.01.19

(30) 优先权数据
2018-104637 2018.05.31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.12.04

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2019/021688 2019.05.31

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/230941 JA 2019.12.05

(73) 专利权人 国立大学法人东海国立大学机构
地址 日本爱知县

(72) 发明人 加藤昌志 大神信孝 曾根三千彦
杉本贤文 加藤正史

(74) 专利代理机构 北京弘权知识产权代理有限公司 11363
专利代理师 郭放 许伟群

(51) Int.Cl.
A61F 11/00 (2022.01)
A61M 21/00 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101801453 A, 2010.08.11
CN 104815391 A, 2015.08.05
WO 2016069143 A1, 2016.05.06

审查员 张丹丹

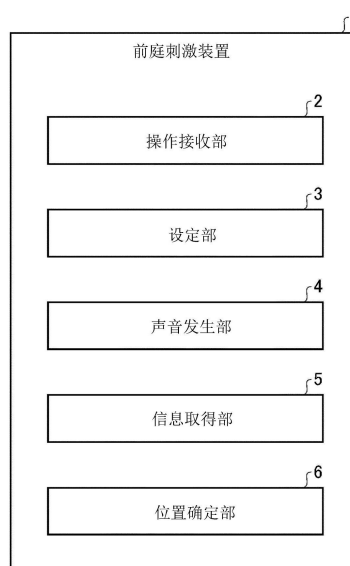
权利要求书2页 说明书12页 附图19页

(54) 发明名称

前庭刺激装置、头晕治疗装置、健康促进装置

(57) 摘要

设定部(3)对声音刺激进行设定。声音发生部(4)产生所设定的声音刺激。设定部(3)对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的的声音刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激。信息取得部(5)取得与目标人的前庭功能相关的信息,设定部(3)根据所取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个。



1. 一种前庭刺激装置,其特征在于,包括:
设定部,其对声音刺激进行设定;以及,
声音发生部,其产生所设定的声音刺激,
所述设定部对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为50至140赫兹之间的值的
声音刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激。

2. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,还包括:
信息取得部,其取得与目标人的前庭功能相关的信息,
所述设定部根据所取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率
中的至少一个。

3. 根据权利要求2所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述信息取得部取得状态信息,所述状态信息表示当前的前庭功能的状态。

4. 根据权利要求2或3所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述信息取得部取得目标人的坐姿维持时间。

5. 根据权利要求2所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述信息取得部取得与目标人的头部的动作相关的信息。

6. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,包括:
接收部,其接收对用于改善运动功能、改善平衡功能或者提高抗衰老效果的声音刺激
进行选择的操作,

若所述接收部接收到所述操作,则所述设定部设定用于改善运动功能、改善平衡功能
或者提高抗衰老效果的声音刺激。

7. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述设定部设定用于防止或者抑制晕动症的声音刺激。

8. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,还包括:
位置确定部,其确定目标人相对于所述声音发生部的位置,
所述设定部根据目标人的位置,来确定从所述声音发生部输出的音量水平。

9. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述设定部将从所述声音发生部输出的音量水平确定为使得目标人所处位置的音量
水平为70至85分贝之间的值。

10. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述设定部对所述声音发生部的输出进行控制,以使对目标人的左右耳石进行刺激的
音量水平大致相等。

11. 根据权利要求1所述的前庭刺激装置,其特征在于,
所述声音发生部具有:第一声音发生部,其朝向目标人的其中一侧的耳产生声音刺激;
以及第二声音发生部,其朝向目标人的另一侧的耳产生声音刺激,
所述设定部单独地对所述第一声音发生部的输出和所述第二声音发生部的输出进行
控制。

12. 一种头晕治疗装置,其包括权利要求1至5中任一项所述的前庭刺激装置。

13. 一种健康促进装置,其包括:
权利要求1至5中任一项所述的前庭刺激装置;以及

用于收容目标人的舱室。

14. 一种计算机可读的存储介质,所述存储介质储存程序,所述程序用于在计算机上实现:

对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为50至140赫兹之间的值的的声音刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激的功能;以及产生所设定的声音刺激的功能。

15. 根据权利要求14所述的存储介质,其特征在于,所述程序用于进一步地在计算机上实现取得与目标人的前庭功能相关的信息的功能,其中,

对声音刺激进行设定的功能包括根据取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个的功能。

16. 根据权利要求15所述的存储介质,其特征在于,取得信息的功能包括取得状态信息的功能,所述状态信息表示当前的前庭功能的状态。

17. 根据权利要求14至16中任一项所述的存储介质,其特征在于,产生声音刺激的功能包括将规定期间中的声音的产生时间限制在规定时间以内的功能。

18. 根据权利要求14所述的存储介质,其特征在于,产生声音刺激的功能包括在播放音乐数据期间,产生所设定的声音刺激的功能。

19. 根据权利要求14所述的存储介质,其特征在于,对声音刺激进行设定的功能包括能够根据多种模式来设定声音刺激的功能。

20. 根据权利要求19所述的存储介质,其特征在于,所述程序用于进一步地在计算机实现对选择多种模式之一的操作进行接收的功能,其中,

对声音刺激进行设定的功能包括根据接收到的模式选择操作来设定声音刺激的功能。

前庭刺激装置、头晕治疗装置、健康促进装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张基于2018年5月31日申请的日本专利申请2018-104637号的优先权,该申请的所有内容以引用的方式并入本申请的说明书中。

技术领域

[0003] 本公开涉及通过声音刺激来改善人的平衡功能、运动功能等的技术和装置。

背景技术

[0004] 已知内耳的主要作用为将振动转换为电信号并传递给神经、脑,包含于内耳的半规管和前庭关系到保持身体平衡的功能(平衡功能)。前庭具有球囊和椭圆囊,所述球囊和所述椭圆囊分别具有覆盖着耳石和耳石膜的毛细胞。耳石随着身体的倾斜而向重力的方向倾斜,人由此感知身体的倾斜。

[0005] 非专利文献1公开了为了评价前庭的毛细胞的功能,将包含荧光探针(FM1-43)的溶液注入小鼠(mouse)的内耳,对产生的荧光信号进行观察的结果。FM1-43若被吸收进细胞内则会产生荧光信号,通过使毛细胞吸收FM1-43,可观察到强烈的荧光。该观察示出,对于内耳毛细胞的机械性的信号传递来说,作为机械刺激敏感性离子通道的TMC(Transmembrane channel-like,跨膜通道样)1基因以及TMC2基因是必不可少的,通过提高机械刺激敏感性离子通道的活性,可以改善平衡功能。

[0006] (现有技术文献)

[0007] (专利文献)

[0008] 非专利文献1:Kawashima Y,Geleoc GS,Kurima K,et al.:Mechanotransduction in mouse inner ear hair cells requires transmembrane channel-like genes.J Clin Invest121:4796-4809,2011.

发明内容

[0009] (发明所要解决的问题)

[0010] 头晕由平衡功能受损所引起。本公开人着眼于声音刺激的生物学效果,进行了如下研究:针对声音刺激与运动功能及平衡功能之间的关系进行各种试验、检查,找出适合于改善运动功能合平衡功能的声音刺激。

[0011] 本发明鉴于这种情况,其中一个目的在于提供一种对适用于改善人的平衡功能的声音刺激进行利用的技术。

[0012] (解决问题所采用的措施)

[0013] 为了解决上述问题,本发明的某一方式的前庭刺激装置包括:设定部,其对声音刺激进行设定;以及声音发生部,其产生所设定的声音刺激。设定部对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的的声音刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激。此外,本公开中的“耳石”用作包括耳石和耳石膜在

内的术语。

[0014] 本发明的另一方式为一种程序,其用于在计算机实现对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的声刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声刺激的功能,以及产生所设定的声刺激的功能。

[0015] 此外,以上构件的任何组合、将本公开的表现方法、装置、系统、存储介质、计算机程序等之间进行转换都作为本公开的方式而有效。

附图说明

[0016] 图1为示出实施例的前庭刺激装置的结构图。

[0017] 图2为示出小鼠的试验结果的图。

[0018] 图3为示出荧光探针吸收试验的结果图。

[0019] 图4为示出荧光探针吸收试验的结果图。

[0020] 图5为示出通过声刺激来直接刺激耳石的图。

[0021] 图6为示出耳石对于声刺激的感知来说必不可少的图。

[0022] 图7为以荧光水平示出以多个频率给予连续音刺激后椭圆囊中的毛细胞的活性的图。

[0023] 图8为示出健康人的VEMP的变化图。

[0024] 图9为示出VEMP检查结果的图。

[0025] 图10为用于说明重心摇摆试验的方法图。

[0026] 图11为示出重心轨迹图。

[0027] 图12为示出轨迹长度Romberg系数的比图。

[0028] 图13为示出外周面积Romberg系数的比图。

[0029] 图14为示出旋转刺激前的重心轨迹和旋转刺激后的重心轨迹图。

[0030] 图15为示出旋转刺激前的重心轨迹和旋转刺激后的重心轨迹图。

[0031] 图16为示出每个频率下改善了平衡功能的受检对象的比例。

[0032] 图17为示出维持坐姿时的重心摇摆波动率的变化图。

[0033] 图18为示出维持坐姿时的重心摇摆波动率的变化图。

[0034] 图19为示出头晕患者的VEMP的变化图。

[0035] 图20为示出设置于前庭刺激装置的画面显示例图。

[0036] 图21为示出实施例的车载前庭刺激装置的结构图。

具体实施方式

[0037] 图1示出实施例的前庭刺激装置1的结构。前庭刺激装置1为以使人的前庭功能活性化的频率和音量的刺激模式来产生声音并输出的声音发生装置。以下,存在将以所设定的频率和音量的刺激模式来产生的声音本身、声音信号称为“声音刺激”的情况。前庭刺激装置1包括:操作接收部2,其接收对声音刺激进行选择的操作;设定部3,其根据选择操作来对声音刺激进行设定;声音发生部4,其产生并输出所设定的声音刺激;信息取得部5,其取得与目标人的前庭功能相关的信息;以及位置确定部6,其确定目标人相对于声音发生部4的位置。实施例的声音发生部4具有时间上连续地将具有特定频率的纯音输出给目标人的

功能,但也可以同时输出其他频率成分。声音发生部4可以具有扬声器的功能,从前庭刺激装置1将声音输出至外部,但也可以从连接至前庭刺激装置1的头戴式耳机(headphone)、入耳式耳机(earphone)输出声音。

[0038] 在图1中,在作为进行各种处理的功能块而记载的各要素中,在硬件上可由电路块、存储器、其他LSI构成,而在软件上可由加载于存储器的程序等来实现。因此,本领域技术人员应当理解,这些功能块可以仅通过硬件、仅通过软件或者通过它们的组合以各种方式来实现,并不限于任何一种。

[0039] 将于下文详细叙述:为了改善目标人的运动功能,改善平衡功能或者提高抗衰老(anti-aging)效果,实施例的前庭刺激装置1输出音量水平设定为70至85分贝(dB)、频率设定为20至140赫兹(Hz)之间的值的的声音刺激。该音量水平是指目标人所处位置的音量水平。声音刺激优选为时间上连续地输出的连续音,至少连续一秒钟以上,更优选为至少连续三十秒钟的连续音。在通过连续音而进行的的声音刺激中,可在目标人的位置连续给予能够显示效果的频率、大小的声音。

[0040] 前庭刺激装置1可以并入头晕治疗装置而设置于医院等医疗设施。该头晕治疗装置将经由耳石(以下,“耳石”包括耳石和耳石膜)而使前庭功能活性化的声音刺激向头晕患者输出,由此来改善头晕症状。此外,由于前庭刺激装置1输出对耳石进行刺激的声音刺激,因此也可以称为耳石刺激装置。医生可以根据患者的症状、与前庭功能相关的信息,在70至85dB的范围内任意设定声音水平、在20至140Hz的范围内任意设定频率。

[0041] 具有70至85dB之间的音量和20至140Hz之间的频率的声音刺激在音量和频率的成分方面都是日常所暴露的声音,又是环境标准值以下的声音,因此安全性高。因此,具备前庭刺激装置1的头晕治疗装置可以在医生的管理下,作为居家疗法(home medical care)来使用。

[0042] 前庭刺激装置1可以作为健康设备而市售,用于提高健康人的运动功能、平衡功能,或者提高抗衰老效果。前庭刺激装置1优选为紧凑地形成以便随身携带,例如,可以设想运动员在比赛前通过头戴式耳机收听从前庭刺激装置1输出的声音刺激等使用场景。近年来,正提倡预防运动障碍综合症(locomotive syndrome),而通过将前庭刺激装置1作为健康设备而流通,能够期待在改善平衡功能的同时预防、改善运动障碍综合症。更进一步地,能够期待预防、改善包括晕车、晕船、晕机在内的晕动症(motion sickness)、因重力变化而导致前庭功能受损的航天运动病(space motion sickness)。此外,也期待用于从宇宙滞留返回后的功能恢复训练中。

[0043] 前庭刺激装置1也可以通过在智能电话、平板电脑等便携式终端装置安装声音发生应用程序来实现。70至85dB的范围、20至140Hz的范围的声音是一般人不易听到的声音,即,也可说是听到也不会造成困扰的声音。因此,便携式终端装置的用户可以在使用音乐播放应用程序听音乐期间,将通过声音发生应用程序而产生的连续音混合于播放的音乐声音中。由于改善平衡功能的连续音的音量低,且频率比音乐声音低,因此用户能够听音乐而意识不到所混合的连续音。如上所述,通过将声音发生应用程序产生的连续音信号混合于播放的音乐音响信号,用户能够在听音乐的同时改善平衡功能。此外,声音发生应用程序也可以并入为音乐播放应用程序的一个功能,此外,并不限于音乐播放应用程序,也可以并入视频应用程序等输出声音的其他种类的应用程序。

[0044] 此外,前庭刺激装置1也可以安装于收容目标人的舱室(chamber)而用作健康促进装置。用户进入舱室期间,前庭刺激装置1通过向舱室内输出改善用户的平衡功能的声音刺激,来改善用户的平衡功能。该健康促进装置可以设置于体育馆等。

[0045] 本公开人查明,音量水平设定为70至85dB之间的值、频率设定为20至140Hz之间的值的连续音作用于目标人的耳石,并通过耳石而使前庭功能活性化。前庭功能的活性化可以改善运动功能、平衡功能,提高抗衰老效果。以下,对本公开人进行的试验和检查进行说明。

[0046] 图2的(a)示出小鼠的转棒试验(Rota-rod test)的结果。转棒试验为将小鼠置于旋转的棒上,逐渐加快棒的转速,测定到小鼠落下为止的时间的试验。若运动功能和平衡功能良好,则到从棒上落下为止的时间长,若运动功能和平衡功能差,则到从棒上落下为止的时间短。

[0047] 在该转棒试验中,线t1示出声音刺激给予前后的到落下为止的时间的测定结果。在该试验中,给予一小时75dB、100Hz的声音刺激。在线t1中,示出给予声音刺激前、刚结束给予时、给予一日后的到落下为止的时间变化。各时机中的点(plot)值为测定的多个小鼠的到落下为止的时间的中央值。

[0048] 为了与线t1进行比较,线t2示出没有给予声音刺激的小鼠的到落下为止的时间的测定结果。在线t2示出的实验中,以与给予声音刺激的小鼠相同的时机(相同的时间间隔),来对没有给予声音刺激的小鼠的到落下为止的时间进行测定。各时机中的点(plot)值为测定的多个小鼠的到落下为止的时间的中央值。

[0049] 该转棒试验示出:相比于没有受到声音刺激的小鼠的到落下为止的时间,受到声音刺激的小鼠的到落下为止的时间大幅增长。此外,线t2示出的时间随着转棒试验的进行而增长可以认为是因为小鼠习惯了转棒的运动。比较线t1和线t2可知,通过受到合适的音量和频率的声音刺激,小鼠的运动功能和平衡功能得到改善。

[0050] 图2的(b)示出小鼠的平衡木试验的结果。在图2的(b)示出的平衡木试验中,对小鼠走过平衡木期间脚滑的次数进行测定。若运动功能和平衡功能良好,则脚滑的次数减少,若运动功能和平衡功能差,则脚滑的次数增多。

[0051] 在该平衡木试验中,以调查音量水平与运动功能、平衡功能之间的关系为目的,将小鼠分为三组,分别为没有给予声音刺激的组、给予98dB的声音刺激(100Hz)的组、给予80dB的声音刺激(100Hz)的组,并测定各个组的脚滑次数的平均值。由该实验可知,相比于没有给予声音刺激的组,给予98dB的声音刺激的组的成绩差,另一方面,给予80dB的声音刺激的组的成绩好。这意味着音量水平为80dB时,小鼠的运动功能和平衡功能提高,另一方面,音量水平为98dB时,小鼠的运动功能和平衡功能变差。即,可知98dB的音量水平会诱发小鼠的运动功能和平衡功能的异常。此外,虽然没有在图2示出,但通过在85dB的音量水平下的相同的试验,可知85dB的音量水平不会诱发运动功能和平衡功能的异常。

[0052] 为了评价声音刺激对负责平衡功能的前庭的直接效果与机制,本公开人使用小鼠的内耳前庭的器官培养系统进行了发现于毛细胞的机械刺激敏感性离子通道(TMC1/TMC2)的“荧光探针(FM1-43)”的吸收试验(参照非专利文献1)。在非专利文献1中,公开了若前庭的毛细胞吸收FM1-43,则TMC1/2的离子通道的活性提高,平衡功能、即前庭功能变好。本公开人对小鼠的椭圆囊给予多个模式的声音刺激,通过由荧光探针的吸收而实现的荧光强度

的变化观察了离子通道的活性变化。

[0053] 图3的(a)示出没有声音刺激的状态下的椭圆囊的荧光。图3的(b)示出给予五分钟100Hz、85dB的连续音后椭圆囊中的荧光。图3的(c)示出以没有声音刺激的荧光强度为基准的荧光强度变化的比例。在该吸收试验中,示出在给予连续音刺激后,荧光强度上升了约100%。给予连续音刺激导致荧光强度上升意味着荧光探针的吸收变多,即TMC1/2的离子通道的活性提高。

[0054] 图4的(a)示出没有声音刺激的状态下的椭圆囊的荧光。图4的(b)示出给予五分钟100Hz、85dB的不连续音后椭圆囊中的荧光。此外,不连续音为不是在时间上连续地产生的声音,是指声音的产生在时间上断续的声音。该试验中给予的不连续音是声音输出期间和不输出期间交替重复的声音刺激,将声音输出期间设为10m秒,不输出期间设为600m秒,使得不输出期间比声音输出期间长,所述声音输出期间输出100Hz、85dB的声音,所述不输出期间不输出声音。图4的(c)示出以没有声音刺激的状态下的荧光强度为基准的荧光强度变化的比例。在该吸收试验中,示出在给予不连续音刺激后,荧光强度下降了约70%。给予不连续音刺激导致荧光强度下降意味着TMC1/2的离子通道的活性降低。

[0055] 与图3和图4相关的荧光探针的吸收试验的结果示出了若使用连续音,则前庭功能(平衡功能)活性化,另一方面,若使用不连续音,则前庭功能恶化。

[0056] 本公开人进行了对给予耳石声音刺激时与没有给予耳石声音刺激时的热休克蛋白(Heat Shock Protein)70的表达进行比较的实验。

[0057] 图5的(a)示出没有对耳石给予声音刺激时的荧光状态。在没有声音刺激的状态中,热休克蛋白70没有在耳石表达。

[0058] 图5的(b)示出对耳石给予声音刺激时的荧光状态。给予声音刺激时,热休克蛋白70在耳石表达,绿荧光强烈呈现。由此,确认了声音刺激直接作用于耳石。

[0059] 图5的(c)和(d)为示意性地示出图5的(a)和(b)示出的没有给予声音刺激的状态和给予声音刺激的状态的图。

[0060] 图5的(c)示意性地示出前庭中的耳石和毛细胞的位置关系。耳石在毛细胞的上方形成层,当被施加倾斜方向的动作时,毛细胞检测到耳石的移动并将其传递给前庭神经。由此,人感知身体的倾斜。

[0061] 图5的(d)为示出通过声音刺激来刺激耳石的示意图。

[0062] 本发明人着眼于耳石对于前庭功能的作用,进行了评价存在耳石的状态和不存在耳石的状态下前庭毛细胞是否会因声音刺激而活性化的实验。

[0063] 图6的(a)示出在存在耳石的状态下没有给予声音刺激时椭圆囊中的荧光。由于没有给予声音刺激,因此前庭毛细胞没有活性化。

[0064] 图6的(b)示出在存在耳石的状态下给予声音刺激时椭圆囊中的荧光。在该实验中,与图3的(b)示出的实验相同地,给予五分钟100Hz、85dB的连续音,在连续音刺激的作用下,荧光强度上升了约100%。这意味着TMC1/2的离子通道的活性提高,即前庭功能活性化。

[0065] 图6的(c)示出在除去耳石的状态下没有给予声音刺激时椭圆囊中的荧光。由于没有给予声音刺激,因此前庭毛细胞没有活性化。

[0066] 图6的(d)示出在除去耳石的状态下给予声音刺激时椭圆囊中的荧光。在该实验中,即使给予了五分钟100Hz、85dB的连续音,荧光强度也没有上升。即确认了在除去耳石的

状态中,即使给予声音刺激,也不会使前庭毛细胞活性化。

[0067] 根据图6的(d)示出的实验结果,本公开人查明100Hz、85dB的连续音不直接作用于毛细胞,施加的声音刺激作用于耳石,结果,通过耳石而使前庭毛细胞活性化。

[0068] 图7为以荧光水平示出以多个频率给予85dB的连续音刺激后的椭圆囊中的毛细胞的活性的图。图7的(a)示出各频率下的荧光状态,图7的(b)示出以没有声音刺激的荧光强度为基准的荧光强度变化的比例。通过该吸收试验,在200Hz以上的频率中,没有确认到使前庭功能活性化的效果,在比200Hz小的频率中,确认了通过耳石而使前庭功能活性化的效果。

[0069] 基于从上述利用了小鼠的试验得到的知识,本公开人进行了通过VEMP (vestibular evoked myogenic potential,前庭诱发肌性电位)检查而进行的人的平衡功能的评价和通过重心摇摆试验而进行的人的平衡功能的评价。此外,VEMP是包含耳石功能在内的前庭功能的指标,VEMP的改善(电位增加)是包含耳石功能在内的前庭功能的改善的指标(将积日出夫,Equilibrium Res Vol.69(3)168-175,2010)。已知耳石是老化开关(<http://www9.nhk.or.jp/gatten/articles/20161116/index.html>),因此可以说包含耳石功能在内的前庭功能的改善不仅仅是平衡功能的改善,还表现出抗衰老效果。

[0070] 图8示出健康人的VEMP的变化。图8的左侧示出声音刺激前的检查结果,右侧示出声音刺激后的检查结果。声音刺激为将音量水平设定为85dB、频率设定为100Hz的连续音。VEMP检查中的电位差(L2-L1)的振幅扩大表示包含耳石功能的前庭功能的改善,或者表示平衡功能的改善、抗衰老效果的提高。

[0071] 图9的(a)示出VEMP中的比较用的振幅比。在左侧显示为“前”的振幅比(=100)表示没有给予声音刺激时的电位差(L2-L1)。在右侧显示为“后”的振幅比表示第二次的电位差与第一次的电位差的比。在图9的(a)示出的VEMP检查中,由于第二次没有给予声音刺激,因此测定出与第一次几乎相同的电位差。

[0072] 图9的(b)示出VEMP检查中给予声音刺激时的振幅比。在左侧显示为“前”的振幅比(=100)表示没有给予声音刺激时的电位差(L2-L1)。在右侧显示为“后”的振幅比表示第二次的电位差与第一次的电位差的比。在图9的(b)示出的VEMP检查中,第二次给予五分钟音量水平设定为85dB、频率设定为100Hz的连续音,振幅变得比第一次的测定值大。

[0073] 由图9示出的VEMP检查结果确认了通过给予经由目标人的耳石而使前庭功能活性化的声音刺激,可以改善目标人的平衡功能。

[0074] 图10为用于说明重心摇摆试验的方法的图。重心摇摆试验不仅用于平衡感觉功能的检查,也用于运动功能的检查。图10的(a)示出睁眼时的重心轨迹,图10的(b)示出闭眼时的重心轨迹。重心摇摆试验之一的昂白试验(Romberg试验,闭目直立试验)测定两脚并拢站立时,闭眼60秒的重心轨迹和睁眼60秒的重心轨迹。在昂白试验中,将(闭眼时轨迹长度/睁眼时轨迹长度)表示的轨迹长度的昂白系数,和(闭眼时轨迹区域的面积/睁眼时轨迹区域的面积)表示的外周面积的昂白系数用作评价指标。

[0075] 图11的(a)和图11的(b)示出对健康人给予声音刺激前的睁眼时和闭眼时的重心轨迹。图11的(c)和图11的(d)示出对健康人给予声音刺激后的睁眼时和闭眼时的重心轨迹。声音刺激为将音量水平设定为85dB、频率设定为100Hz的连续音。参照图11的(b)和(d)示出的闭眼时重心轨迹,相比于声音刺激前,声音刺激后测定的重心摇摆小。

[0076] 图12的(a)示出对健康人进行的重心摇摆检查中的比较用的轨迹长度昂白系数的比。在左侧显示为“前”的轨迹长度比(=100)表示没有给予声音刺激时的轨迹长度昂白系数。在右侧显示为“后”的轨迹长度比表示第二次的轨迹长度昂白系数与第一次的轨迹长度昂白系数的比。在图12的(a)示出的昂白试验中,由于第二次没有给予声音刺激,因此计算出与第一次几乎相同的轨迹长度昂白系数。

[0077] 图12的(b)示出对健康人进行的重心摇摆检查中的给予了声音刺激时的轨迹长度昂白系数的比。在左侧显示为“前”的轨迹长度比(=100)表示没有给予声音刺激时的昂白系数。在右侧显示为“后”的轨迹长度比表示第二次的轨迹长度昂白系数与第一次的轨迹长度昂白系数的比。在图12的(b)示出的昂白试验中,第二次给予五分钟音量水平设定为85dB、频率设定为100Hz的连续音,轨迹长度昂白系数比第一次小。根据该结果,确认了通过给予健康人合适模式的声音刺激,可以改善健康人的运动功能、平衡功能。

[0078] 图13的(a)示出对健康人进行的重心摇摆检查中的比较用的外周面积昂白系数的比。在左侧显示为“前”的外周面积比(=100)表示没有给予声音刺激时的外周面积昂白系数。在右侧显示为“后”的外周面积比表示第二次的外周面积昂白系数与第一次的外周面积昂白系数的比。在图13的(a)示出的昂白试验中,由于第二次没有给予声音刺激,因此计算出与第一次几乎相同的外周面积昂白系数。

[0079] 图13的(b)示出对健康人进行的重心摇摆检查中的给予了声音刺激时的外周面积昂白系数的比。在左侧显示为“前”的外周面积比(=100)表示没有给予声音刺激时的外周面积昂白系数。在右侧显示为“后”的外周面积比表示第二次的外周面积昂白系数与第一次的外周面积昂白系数的比。在图13的(b)示出的昂白试验中,第二次给予五分钟音量水平设定为85dB,频率设定为100Hz的连续音,外周面积昂白系数变得比第一次小。根据该结果,确认了通过给予健康人适当模式的声音刺激,可以改善健康人的运动功能、平衡功能。

[0080] 图11~13示出了对闭眼时及睁眼时的重心轨迹进行利用的重心摇摆检查的结果,而在图14~16示出的检查中,确认声音刺激对前庭功能的效果对于晕动症的影响。在该检查中,首先测定目标人的重心轨迹,而后使同一目标人坐在椅子上,测定使椅子在一分钟期间旋转12圈后的目标人的重心轨迹。

[0081] 图14示出旋转刺激前的重心轨迹和旋转刺激后的重心轨迹。在图14示出的检查中不对目标人给予声音刺激。此时,表现为(旋转刺激后的轨迹区域的面积/旋转刺激前的轨迹区域的面积)的重心摇摆波动率为16.0。

[0082] 下面,示出在椅子旋转中对目标人给予声音刺激时的检查结果。

[0083] 图15的(a)示出旋转刺激前的重心轨迹和旋转刺激后的重心轨迹。在图15的(a)示出的检查中,在椅子的旋转中给予目标人一分钟70dB、100Hz的声音刺激。此时的重心摇摆波动率为3.1,与图14示出的没有给予声音刺激时的波动率相比,确认了前庭功能被活性化,平衡功能得到大幅改善。

[0084] 图15的(b)示出旋转刺激前的重心轨迹和旋转刺激后的重心轨迹。在图15的(b)示出的检查中,在椅子的旋转中给予目标人一分钟85dB、100Hz的声音刺激。此时的重心摇摆波动率为1.3,与图14示出的没有给予声音刺激时的波动率相比,确认了前庭功能被活性化,平衡功能得到大幅改善。

[0085] 根据上述检查结果,本公开人以不同的频率对多个受检对象实施使用了椅子的重

心摇摆检查,测定受检对象的平衡功能的改善程度。

[0086] 图16示出每个频率下改善了平衡功能的受检对象的比例。在该检查中,在椅子旋转中给予的声音刺激的音量水平固定在85dB,以20Hz至150Hz之间的多个频率测定改善了平衡功能的受检对象的比例。结果,在20Hz时有67%、在50~120Hz时有100%、在130Hz时有67%、在140Hz时有75%的受检对象确认了平衡功能的改善效果。另一方面,在150Hz时,无法确认平衡功能的改善效果。

[0087] 如上所述,以人为对象进行检查的结果为确认了音量水平为85dB、频率在20Hz至140Hz的范围的声音刺激可以获得通过目标人的耳石而使前庭功能活性化的效果。此外,即使将音量水平设定为70dB的情况下,也确认了与85dB时相同的改善效果。此外,根据图14~16示出的结果,确认了上述范围内的声音刺激也可能会刺激半规管。

[0088] 最近,有报告称长时间维持坐姿导致耳石没有受到刺激会成为老化的风险。实际上,不仅仅是澳大利亚的学校,日本的一部分公司也会通过定期地(例如,每小时)上抬桌子来从坐姿变为站姿,由此来刺激耳石,预防老化。

[0089] 在图17、18示出的检查中,确认维持坐姿时声音刺激对于前庭功能的效果。在该检查中,首先测定目标人的闭眼时和睁眼时的重心摇摆波动率(=闭眼时轨迹区域的面积/睁眼时轨迹区域的面积),而后测定使目标人坐在椅子上一个小时后的闭眼时和睁眼时的重心摇摆波动率。目标人在一个小时内,维持一直为坐姿的静止状态。

[0090] 图17示出维持坐姿时的重心摇摆波动率的变化。在图17示出的检查中,不对维持坐姿的目标人给予声音刺激。维持坐姿前的重心摇摆波动率为1.7,维持了一小时的坐姿后的重心摇摆波动率为3.2。在该检查中,目标人坐在椅子上静止一个小时而没有刺激耳石,结果,确认了平衡功能受损。

[0091] 图18示出维持坐姿时的重心摇摆波动率的变化。在图18示出的检查中,对维持一个小时坐姿的目标人,分三次给予85dB、100Hz的连续音刺激,所述三次分别为从刚开始坐下开始的五分钟期间,从坐下25分钟开始的五分钟期间,从坐下55分钟开始的五分钟期间。如图所示,维持坐姿前的重心摇摆波动率为1.8,维持了一小时的坐姿后的重心摇摆波动率也为1.8。在该检查中,在目标人坐在椅子上的一个小时内,通过分三次进行的五分钟连续音刺激来刺激耳石的结果为确认了平衡功能没有受损。

[0092] 通过上述检查,确认了维持坐姿会使平衡功能恶化,此外,确认了在维持坐姿期间给予连续音刺激会改善平衡功能的恶化。

[0093] 图19的(a)和(b)示出头晕患者的VEMP的变化。其中,图19的(a)示出八十岁年龄段的重症头晕患者的VEMP的变化,图19的(b)示出五十岁年龄段的重症头晕患者的VEMP的变化。图19的(a)和(b)的左侧示出声音刺激前的检查结果,右侧示出声音刺激后的检查结果。声音刺激为将音量水平设定为70dB、频率设定为100Hz的五分钟连续音。VEMP试验中的电位差(L2-L1)的振幅扩大,该振幅扩大表示不论头晕患者的年龄及症状的严重程度如何,头晕患者的前庭功能都有所改善。

[0094] 在图8示出的VEMP检查中,对健康人给予将音量水平设定为85dB、频率设定为100Hz的五分钟连续音刺激,在图19示出的VEMP检查中,对头晕患者给予将音量水平设定为70dB、频率设定为100Hz的五分钟连续音刺激,不论在何种情况下,都得到了改善了平衡功能的结果。以上为客观的评价结果,而实际上,在连续音刺激后,许多头晕患者表示症

状有所减轻。

[0095] 根据上述检查等,本发明人确认了,音量水平为70至85dB之间的值、频率为20至140Hz之间的值的连续音刺激目标人的耳石,并通过耳石而使前庭功能活性化,以此来改善乃至提高平衡功能的有效的声音刺激。

[0096] 回到图1,前庭刺激装置1中的设定部3对音量水平为70至85dB之间的值、频率为20至140Hz之间的值的的声音刺激进行设定,声音发生部4向目标人输出所设定的声音刺激。

[0097] 在输出声音刺激时,信息取得部5取得与目标人的前庭功能相关的信息。与前庭功能相关的信息包括表示当前的目标人的前庭功能的状态的状态信息。该状态信息可以是用于推定当前的前庭功能是良好还是正在恶化的信息。如上所述般,已通过检查确认若目标人长时间维持坐姿会使平衡功能恶化,因此,信息取得部5可以将目标人的坐姿维持时间作为与前庭功能相关的信息来取得。信息取得部5例如可以取得对目标人进行拍摄的摄影机图像,并通过图像分析来取得坐姿持续时间,此外,也可以根据设置于椅子的坐面的荷重传感器的检测值,来取得目标人的坐姿维持时间。例如,将改善案头工作中的目标人的平衡功能作为目的时,可以预先将摄影机设置为朝向桌子,并将来自摄影机的图像提供给信息取得部5。此外,坐姿维持时间也可以通过其他设备来测定,并提供给信息取得部5。

[0098] 设定部3根据信息取得部5取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个。例如,从信息取得部5获得目标人的坐姿维持时间时,设定部3可以在坐姿维持时间在规定时间(例如三十分钟)以内时,不产生声音刺激,在坐姿维持时间超过规定时间时,将音量水平为70~85dB的范围并产生声音刺激。此外,设定部3也可以根据坐姿维持时间,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个。如上所述般,设定部3优选为根据与目标人的前庭功能相关的信息,来设定与目标人的前庭功能的状态相适应的声音刺激。

[0099] 作为另一示例,信息取得部5可以将与目标值的头部的动作有关的信息作为与前庭功能相关的信息来取得。信息取得部5,例如,取得对目标人进行拍摄的摄影机图像,并通过图像分析来取得头部的动作的程度。此外,信息取得部5也可以从其他设备取得该其他设备测定的与头部的动作相关的信息。由于若头部静止则不会刺激耳石,因此容易使平衡功能恶化。因此,信息取得部5可以取得与头部的动作相关的信息,并将其作为与当前的前庭功能相关的信息来提供给设定部3。设定部3可以根据与目标人的头部的动作相关的信息来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个,例如,若头部的动作量相对较多,则在70~85dB的范围内将声音刺激的音量水平设置得较小,若头部的动作量相对较少,则在70~85dB的范围内将声音刺激的音量水平设置得较大。此外,也可以通过动作传感器或者加速度传感器等来取得头部的动作。此外,信息取得部5可以将与目标值的在座位上的重心移动作为与前庭功能相关的信息来取得。

[0100] 此外,信息取得部5可以取得目标人的眼睛的动作,面部的表情的变化等,并将其作为状态信息,所述状态信息表示当前的目标人的前庭功能的状态。此外,信息取得部5可以取得目标人的年龄、性别、BMI等属性信息并提供至设定部3,设定部3将这些属性信息用作对于设定的音量水平和频率的校正系数。

[0101] 位置确定部6确定目标人相对于声音发生部4的位置,设定部3根据目标人的位置,来决定从声音发生部4输出的音量水平。具体地,设定部3将从声音发生部4输出的音量水平

决定为使得目标人所处位置的音量水平为70至85分贝之间的值。位置确定部6,例如,可以通过对目标人进行摄影的摄影机图像来确定目标人的位置。设定部3导出声音发生部4和目标人之间的距离,通过考虑了声音的距离衰减的音量水平来决定从声音发生部4输出的音量水平。例如,将对于目标人的音量水平设定为75dB时,可以将声音发生部4的输出水平确定为在75dB的基础上加上距离衰减量的音量水平。

[0102] 此外,本公开人测定了从右侧、左侧以及后侧对目标给予人声音刺激时的旋转刺激前后的重心摇摆波动率,获得了从后侧给予声音刺激时的重心摇摆波动率最小的结果。根据该结果,本公开人获得了将声音刺激均匀地给予左右耳石对于改善平衡功能最为有效这一见解。利用该见解,设定部3优选为对声音发生部4的输出进行控制,以使对目标人的左右耳石进行刺激的音量水平大致相等。例如,声音发生部4可以具有:第一声音发生部,其朝向目标人的其中一侧的耳产生声音刺激;以及第二声音发生部,其朝向目标人的另一侧的耳产生声音刺激,设定部3可以单独对第一声音发生部的输出和第二声音发生部的输出进行控制,以使刺激目标人的左右耳石的音量水平大致相等。例如,在以改善案头工作中的目标人的平衡功能为目的的情况下,第一声音发生部和第二声音发生部配置为从左右将坐在椅子上的目标人夹在中间的位置,设定部3可以将第一声音发生部的输出水平和第二声音发生部的输出水平设定为使刺激目标人的左右耳石的音量水平大致相等。

[0103] 设定部3对声音刺激进行设定时,操作接收部2可以接收对用于改善运动功能、改善平衡功能或者提高抗衰老效果的声音刺激进行选择的操作。

[0104] 图20示出设置于前庭刺激装置1的画面的显示例。例如,前庭刺激装置1可以是安装了声音发生应用程序的智能电话等便携式终端装置。声音发生应用程序在设定声音刺激时,准备多种模式。在该示例中,以可选择的方式显示面向头晕患者的“头晕改善模式”和面向健康人的“平衡功能提高模式”,但也可以准备其他模式。

[0105] “头晕改善模式”的音量水平优选地设定为比“平衡功能提高模式”的音量水平小。例如,在“头晕改善模式”中,将声音刺激登录为音量水平为70dB、频率为100Hz的五分钟的连续音,在“平衡功能提高模式”中,将声音刺激登录为音量水平为85dB,频率为100Hz的五分钟的连续音。设定部3具有可以根据多种模式来设定声音刺激的功能。

[0106] 具体地,若用户选择多种模式之一,则操作接收部2接收由用户进行的模式选择操作,设定部3根据接收到的模式选择操作来设定声音刺激。由于用户仅操作模式按钮便能够指定声音刺激,而没有必要分别设定音量水平、频率等参数,因此能够提高前庭刺激装置1的易用性。

[0107] 此外,考虑到用户的安全,声音发生部4可以包含将规定期间的声音的产生时间限制在规定时间以内的功能。例如,声音发生部4将用户在二十四小时以内收听声音的时间限制在三十分钟以内。因此前庭刺激装置1也可以具有通过例如生物特征(biometrics)等来确定用户的功能,声音发生部4针对每个用户,对规定期间内的声音发生时间进行计时,禁止产生超过规定时间的声音。

[0108] 此外,在便携式终端装置具有音乐数据的播放功能的情况下,声音发生部4也可以在播放音乐数据期间,产生所设定的声音刺激。由此,用户在收听音乐的同时,获得提高平衡功能的效果。

[0109] 此外,通过将前庭刺激装置1搭载于包括汽车、货车(truck)、船舶、飞机、火箭、宇

宙飞船在内的各种载具,并产生将音量水平设定为70至85分贝之间的值,频率设定为20至140赫兹之间的值的连续音的声音刺激,能够期待改善健康人以及高龄者的平衡功能、借助平衡功能的改善来减轻交通事故、减轻晕动症及航天运动病。更进一步地,通过将前庭刺激装置1设置于住宅、工厂等,能够期待平衡功能的改善、借助平衡功能的改善来减轻跌倒、跌落事故、借助抗衰老效果的提高来创造健康住宅(智能房屋)以及健康职场(智能工厂)。

[0110] 此外,如上所述,信息取得部5取得目标人的坐姿维持时间、与头部的动作有关的信息,设定部3根据取得的信息来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个,由此,根据目标人的状况,适当地抑制平衡功能的恶化。例如,通过将摄影机设置于能够对学校、住所、职场等的目标人维持坐姿的场所进行摄影的位置,并使信息取得部5能够取得表示当前的前庭功能的的状态的状态信息,能够期待借助耳石刺激的抗衰老效果。

[0111] 图21示出实施例的车载用前庭刺激装置1a的结构。为了使图1示出的前庭刺激装置1作为车辆用而发挥作用,车载用前庭刺激装置1a在前庭刺激装置1的结构的基础上追加了噪声消除部7的结构。车载用前庭刺激装置1a搭载于汽车等车辆,具有防止或者抑制乘坐者晕车的功能,但也可以搭载于其他载具,例如船舶、飞机、火箭、宇宙飞船。

[0112] 车载用前庭刺激装置1a中的位置确定部6检测车厢内有无乘坐者。位置确定部6例如可以通过取得对车厢内进行摄影的摄影机的图像,并对摄影图像进行图像分析,来检测有无乘坐者。此外,检测到存在乘坐者时,位置确定部6确定车厢内的乘坐者的位置。

[0113] 在车载用前庭刺激装置1a中,设定部3对声音刺激进行设定,所述声音刺激为音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的连续音,用于防止或者抑制包含晕车在内的晕动症,声音发生部4产生所设定的声音刺激并将其输出至车厢内。此时声音发生部4优选为具有指向性扬声器,朝向由位置确定部6所确定的乘坐者的位置输出声音刺激。通过朝向乘坐者而输出声音刺激,能够有效地防止该乘坐者晕车。

[0114] 操作接收部2接收到来自乘坐者的产生声音刺激的开启操作时,声音发生部4可以产生由设定部3设定的声音刺激。此外,声音发生部4可以根据车辆的行驶状况,具体地,根据车辆的摇晃程度,在处于容易产生晕车的行驶状况时,自动地产生声音刺激。也可以基于车辆的加速度传感器的检测值,由信息取得部5来判断是否处于容易产生晕车的行驶状况。

[0115] 考虑酒后驾车、高龄者的蛇形驾驶可知,平衡功能与驾驶技术直接相关。声音发生部4朝向驾驶员输出声音刺激时,由于提高了驾驶员的平衡功能,因此能够期待驾驶技术的提高。另一方面,朝向同乘者输出时,能够期待减轻晕车。

[0116] 噪声消除部7具有消除车厢内的噪声的作用。噪声消除部7检测在车厢内产生的噪声,生成该噪声的反相位的声音,从而消除噪声。通过消除噪声,能够提高由声音发生部4输出的声音刺激的效果。此外,也可以在车厢内设置防音材料、消音装置来消除噪声。

[0117] 以上,基于实施例对本公开进行了说明。本领域技术人员可以理解的是:该实施例是一个示例,各构件、各处理过程的组合可产生各种各样的变形例,并且这些变形例都属于本发明的范围。

[0118] 本发明的方式的概要如下所述。本公开的一方式的前庭刺激装置包括:设定部,其对声音刺激进行设定;以及声音发生部,其产生所设定的声音刺激。设定部对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的声音刺激进行设定,作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激。

[0119] 前庭刺激装置也可以进一步包括:信息取得部,其取得与目标人的前庭功能相关的信息。设定部也可以根据取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个。信息取得部也可以取得表示当前的目标人的前庭功能的的状态的信息。信息取得部也可以取得目标人的坐姿维持时间,还可以取得与目标人的头部的动作相关的信息。

[0120] 前庭刺激装置还可以包括:接收部,其接收对用于改善运动功能、改善平衡功能或者提高抗衰老效果的声音刺激进行选择的操作。若接收部接收到操作,则设定部也可以设定用于改善运动功能、改善平衡功能或者提高抗衰老效果的声音刺激。设定部还可以设定用于防止或者抑制包含晕车、晕船、晕机在内的晕动症的声音刺激。

[0121] 前庭刺激装置也可以进一步包括:位置确定部,其确定目标人相对于声音发生部的位置。设定部也可以根据目标人的位置,来确定从声音发生部输出的音量水平。设定部也可以将从声音发生部输出的音量水平确定为使得目标人所处位置的音量水平为70至85分贝之间的值。设定部也可以对声音发生部的输出进行控制,以使对目标人的左右耳石进行刺激的音量水平大致相等。声音发生部也可以具有:第一声音发生部,其朝向目标人的其中一侧的耳产生声音刺激;以及第二声音发生部,其朝向目标人的另一侧的耳产生声音刺激。设定部也可以单独对第一声音发生部的输出和第二声音发生部的输出进行控制。

[0122] 本发明的另一方式作为一种程序,其用于在计算机实现对音量水平设定为70至85分贝之间的值、频率设定为20至140赫兹之间的值的声音刺激进行设定,并将所设定的声音刺激作为通过目标人的耳石来使前庭功能活性化的声音刺激的功能,和产生所设定的声音刺激的功能。

[0123] 程序可以进一步地在计算机实现取得与目标人的前庭功能相关的信息的功能。对声音刺激进行设定的功能也可以包括根据取得的与前庭功能相关的信息,来设定声音刺激的音量水平或者频率中的至少一个的功能。取得信息的功能也可以包括取得表示当前的目标人的前庭功能的的状态的信息的功能。

[0124] 声音发生功能可以包括将规定期间中的声音的产生时间限制在规定时间以内的功能。此外,声音发生功能可以包括在播放音乐数据的期间,产生所设定的声音刺激的功能。声音刺激设定功能可以包括可以根据多种模式来设定声音刺激的功能。程序可以进一步地在计算机实现对选择多种模式之一的操作进行接收的功能,声音刺激设定功能可以包括根据接收到的模式选择操作来设定声音刺激的功能。

[0125] (产业上的可利用性)

[0126] 本公开涉及通过声音刺激来改善人的平衡功能、运动功能等的技术。

[0127] (附图标记的说明)

[0128] 1:前庭刺激装置;1a:车载用前庭刺激装置;2:操作接收部;

[0129] 3:设定部;4:声音发生部;5:信息取得部;6:位置确定部;

[0130] 7:噪声消除部。

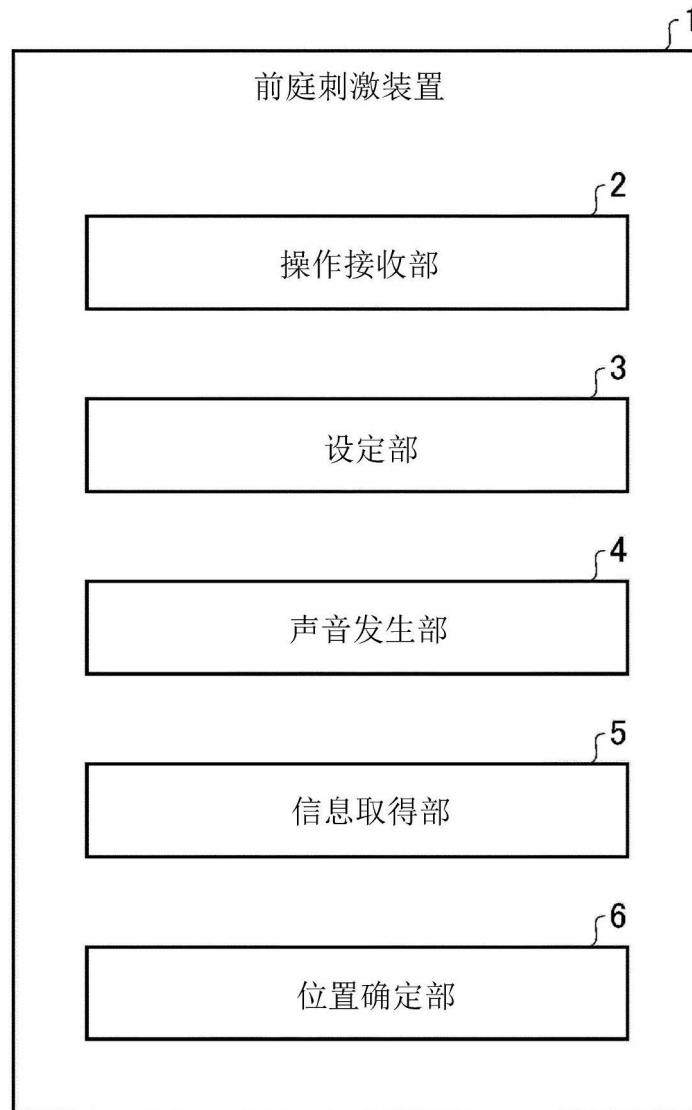


图1

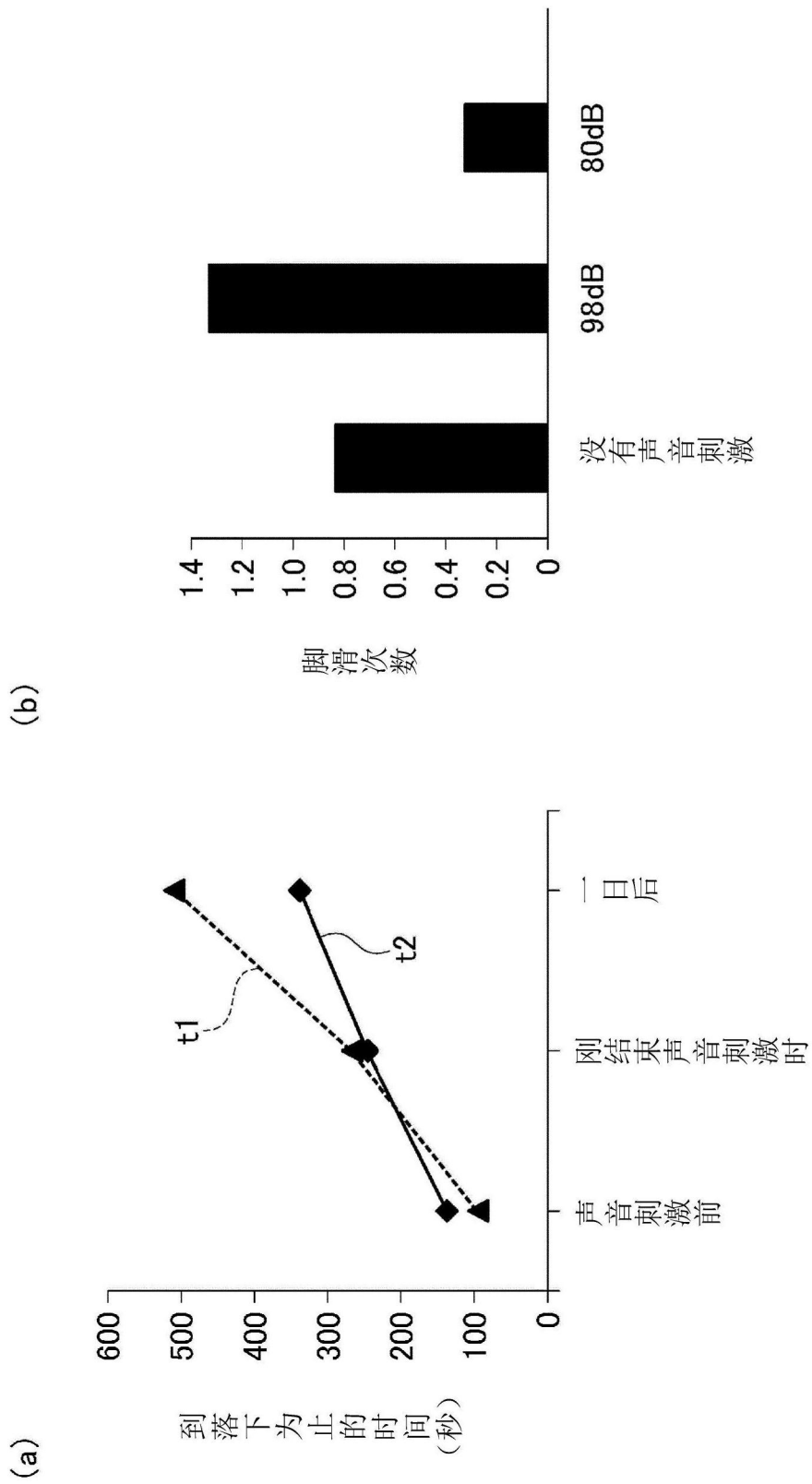


图2

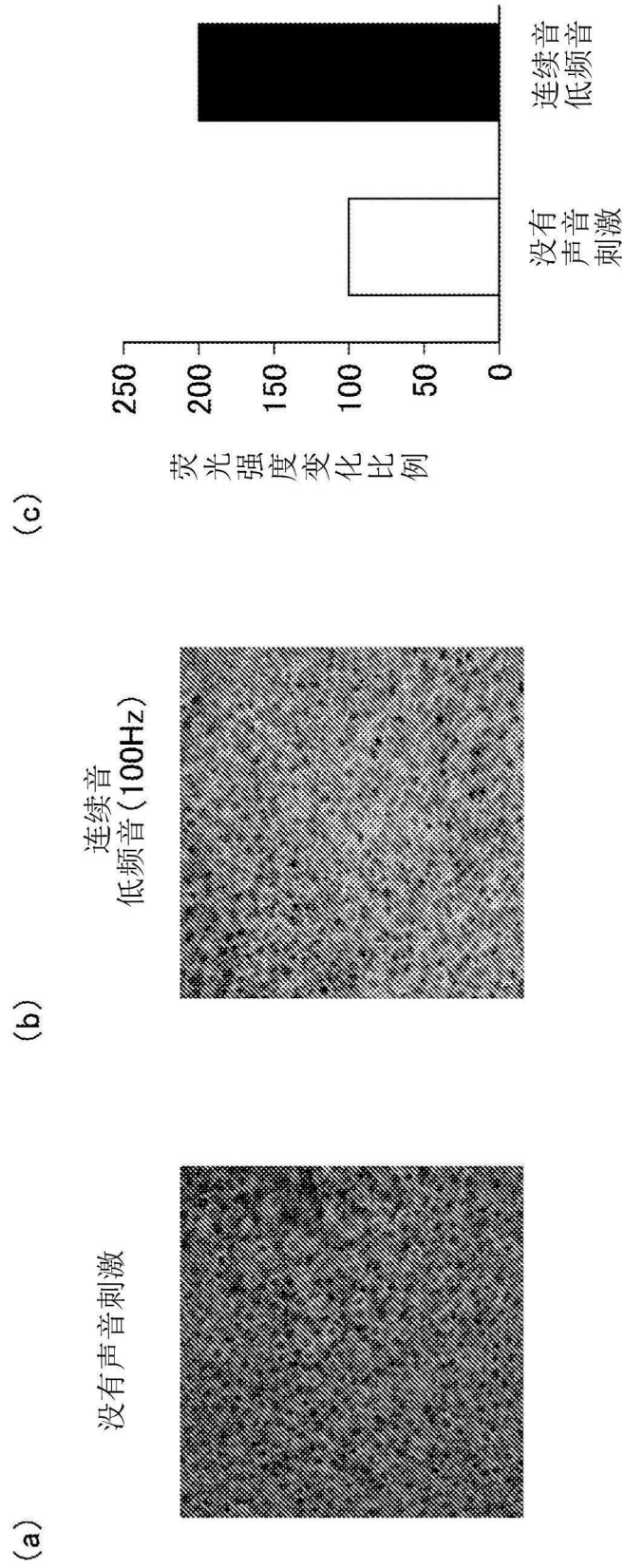


图3

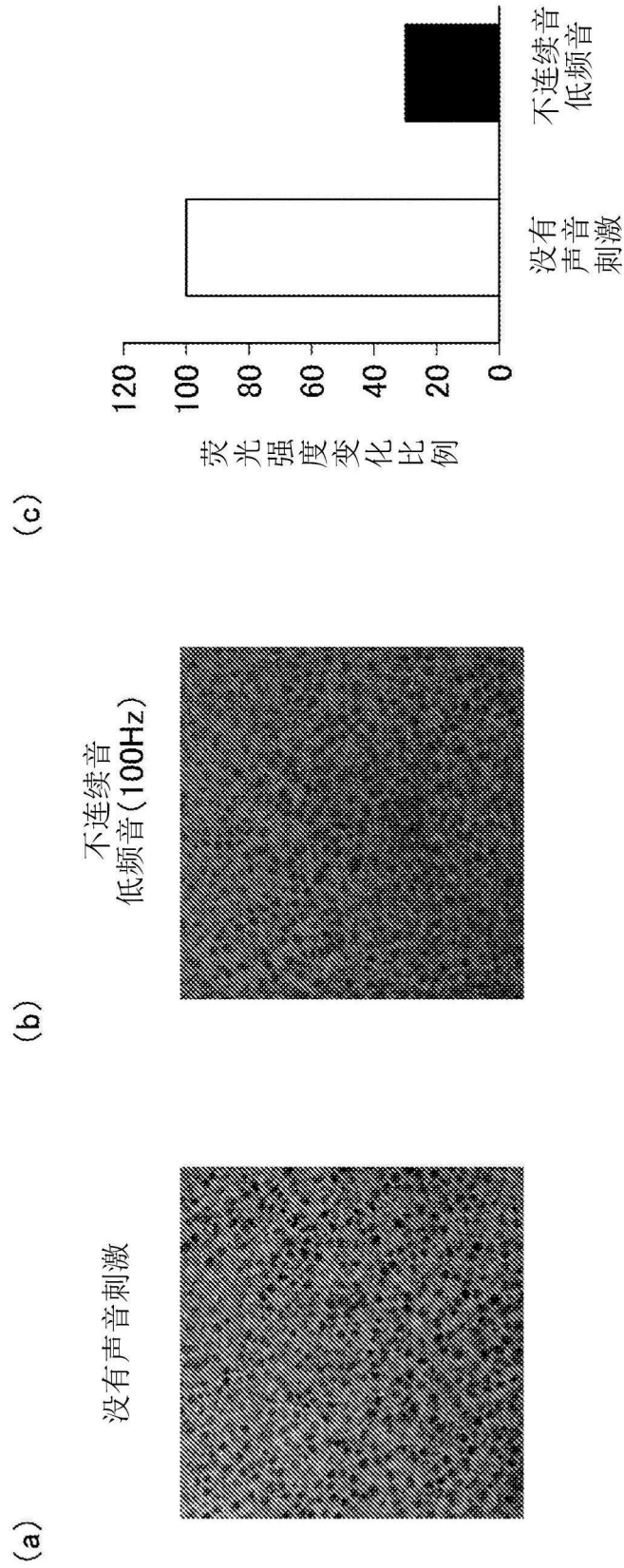


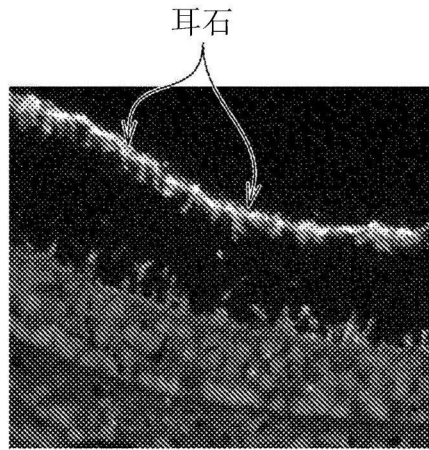
图4

(a)



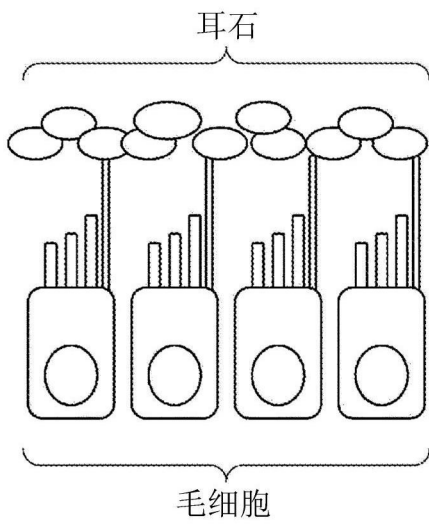
没有声音刺激

(b)



存在声音刺激

(c)



(d)

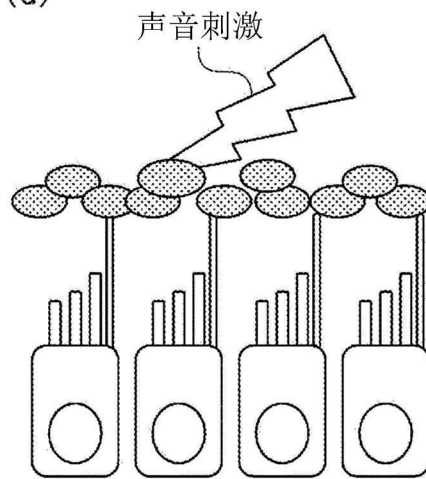


图5

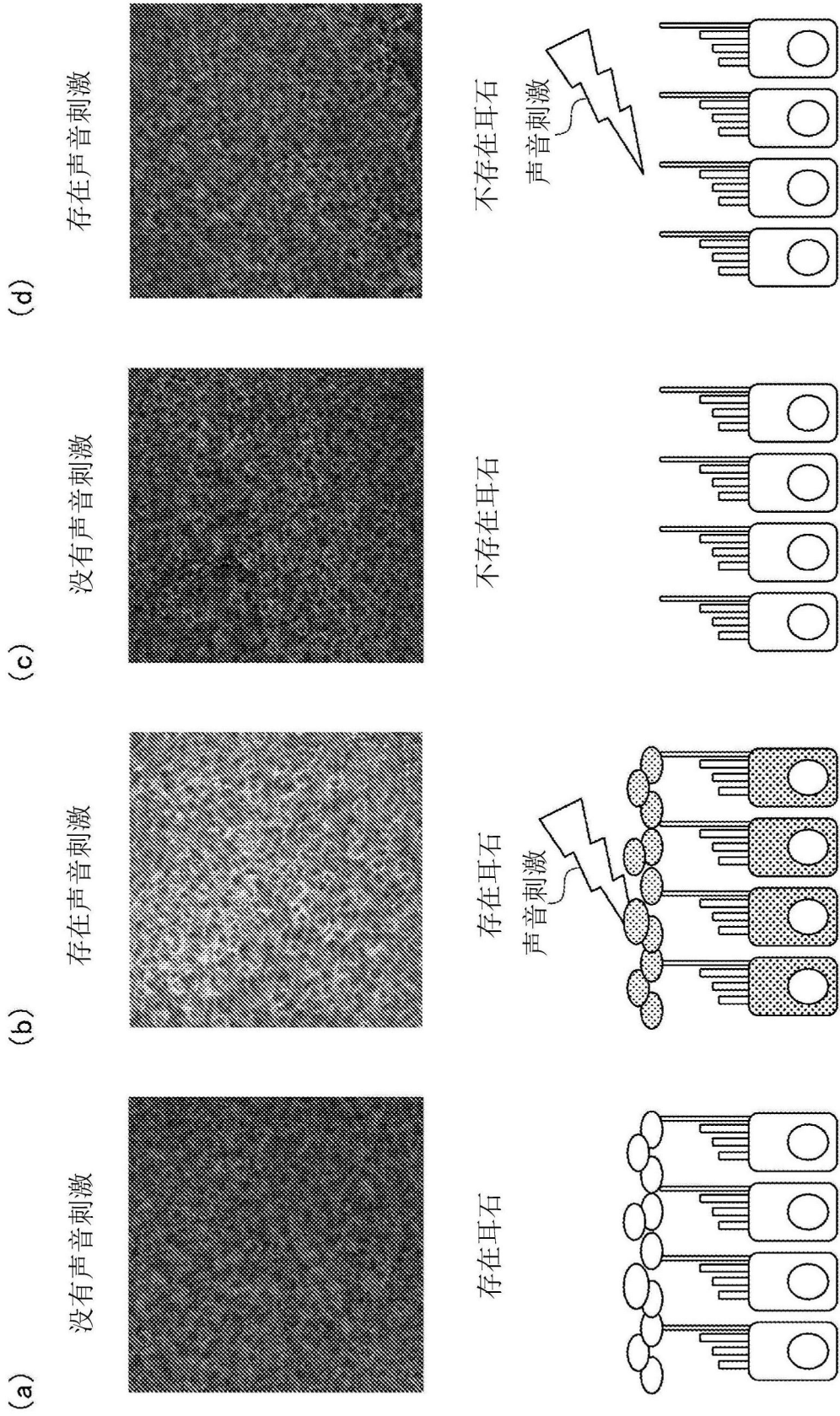


图6

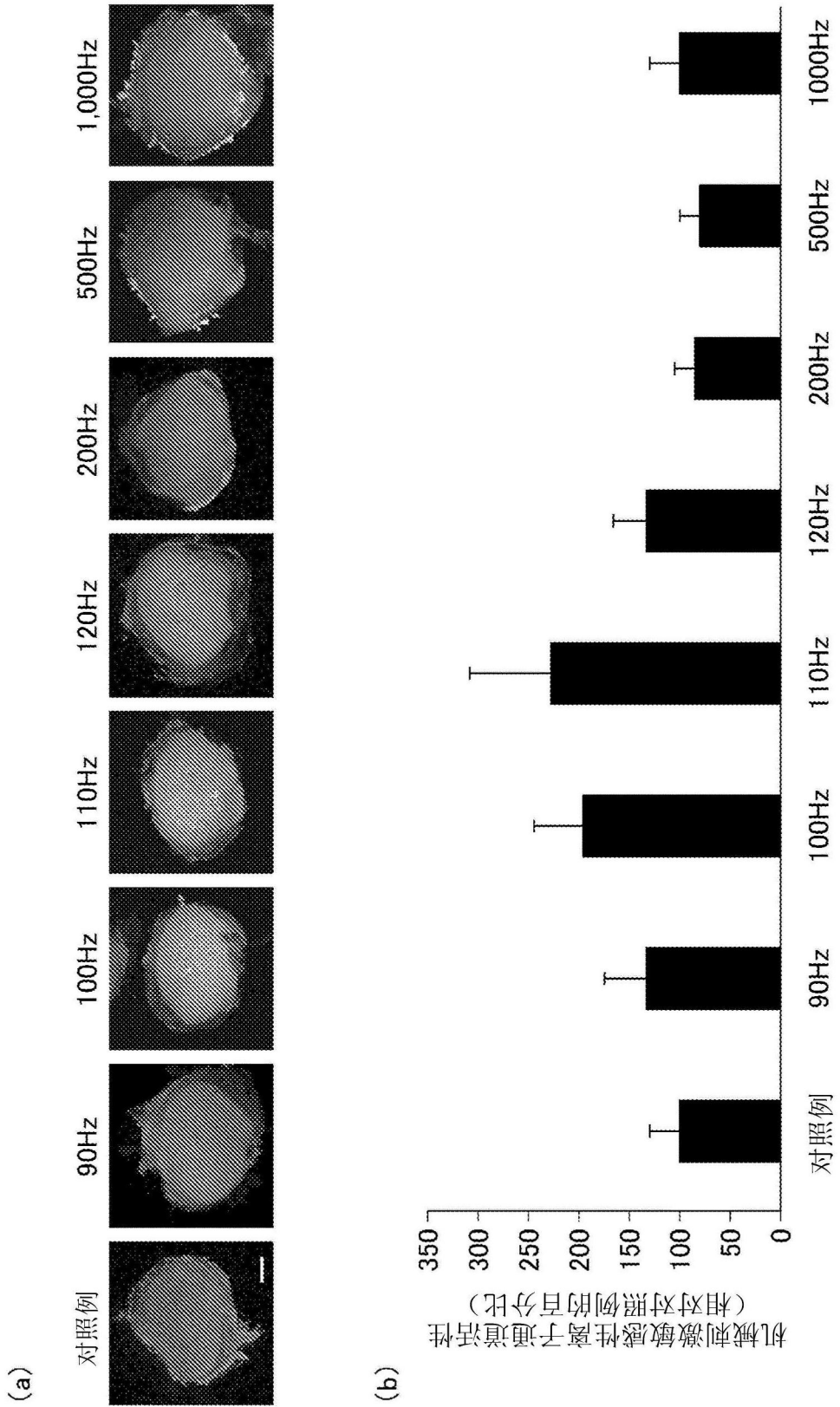


图7

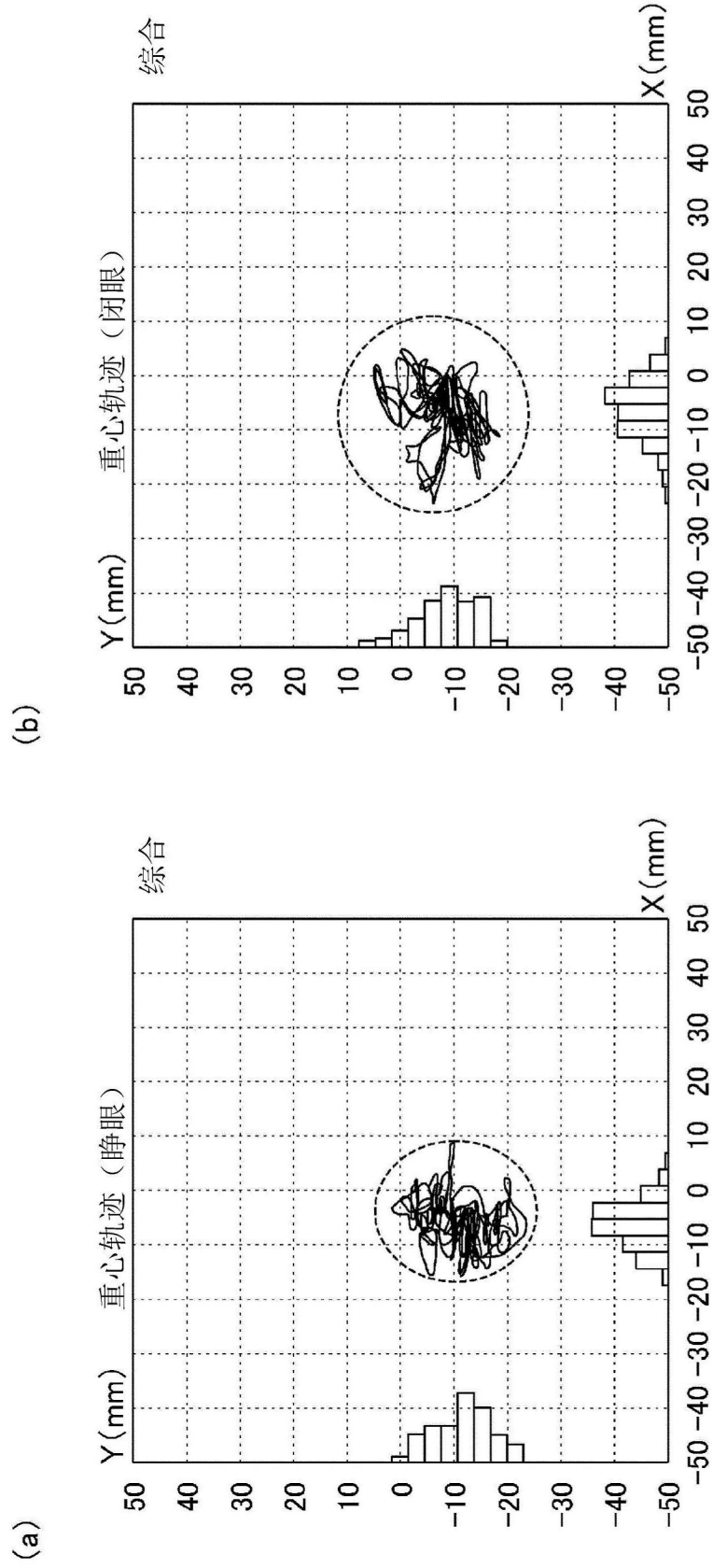


图10

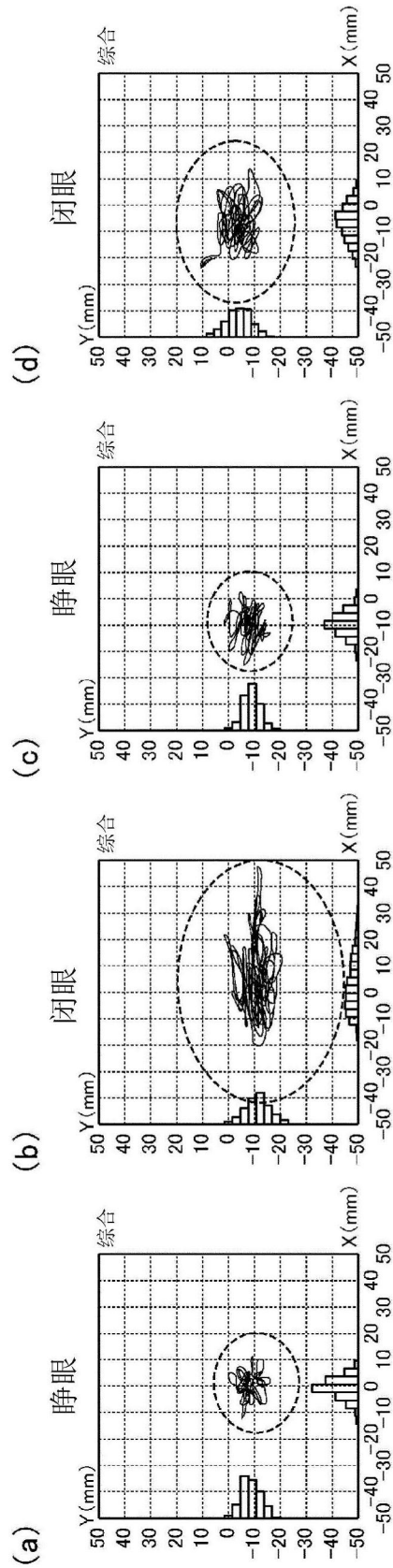


图11

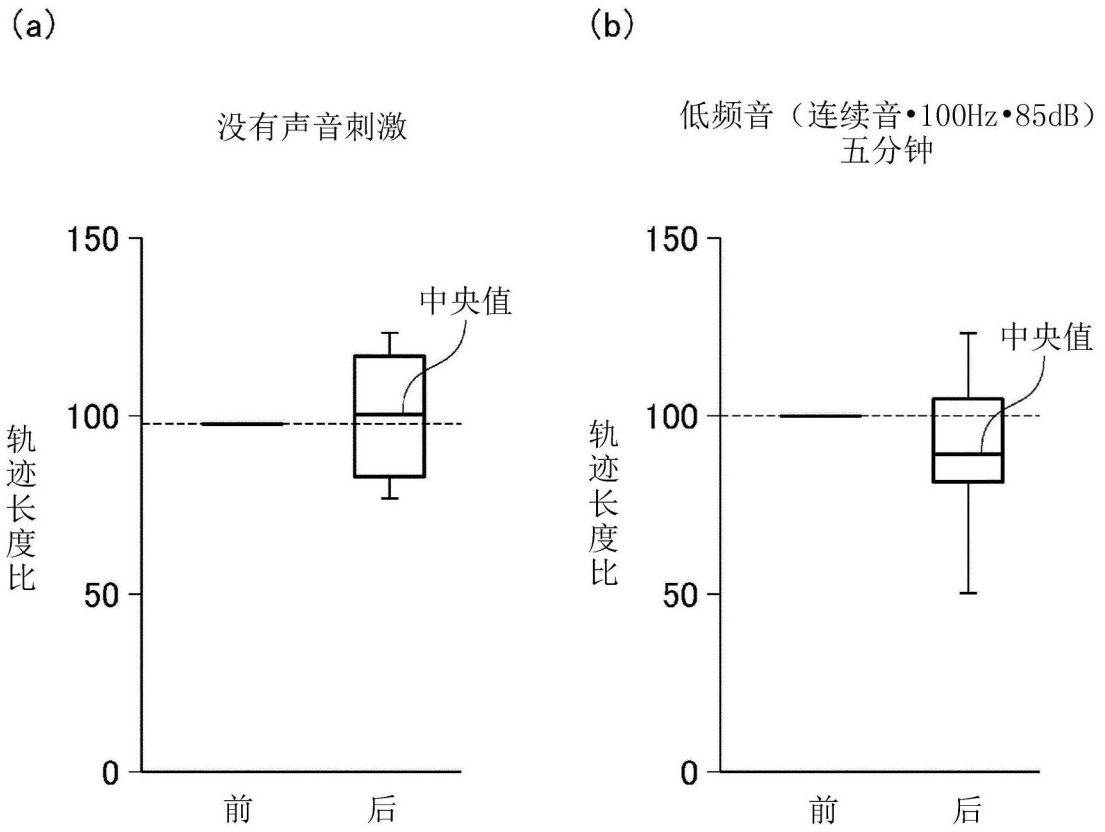


图12

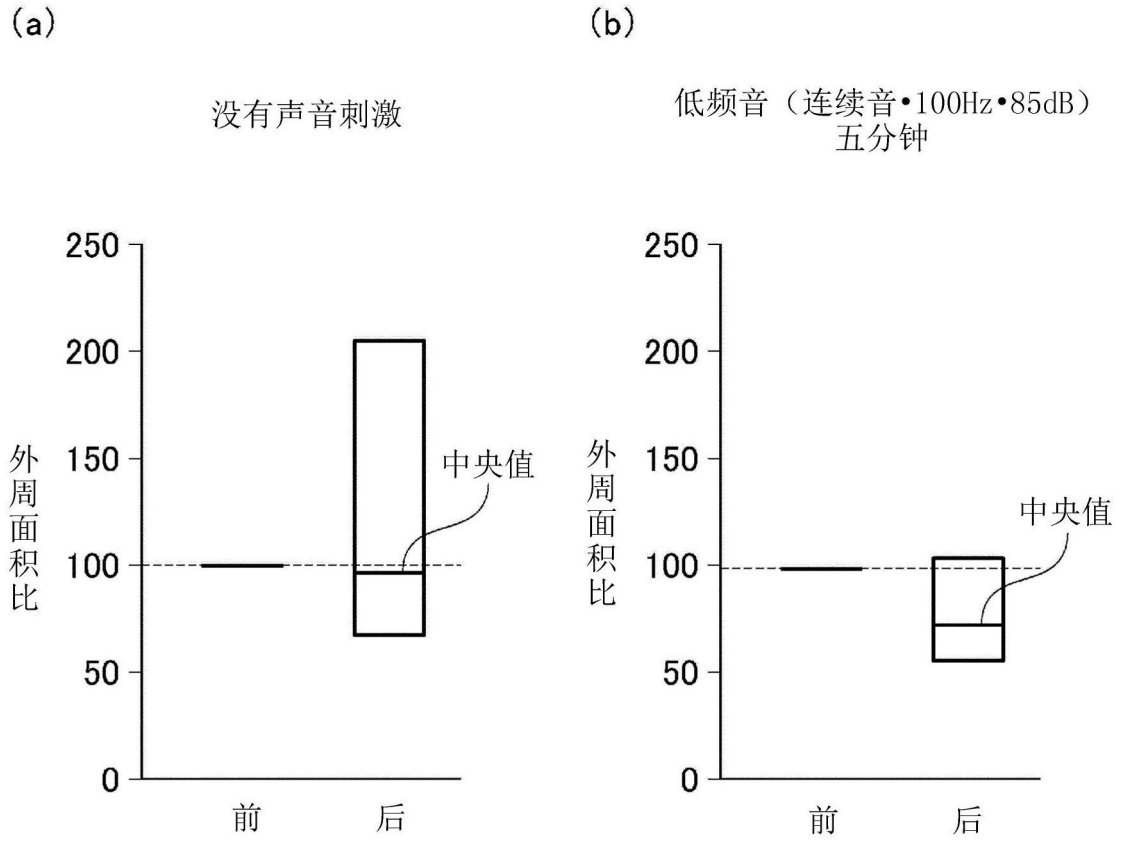


图13

没有声音刺激

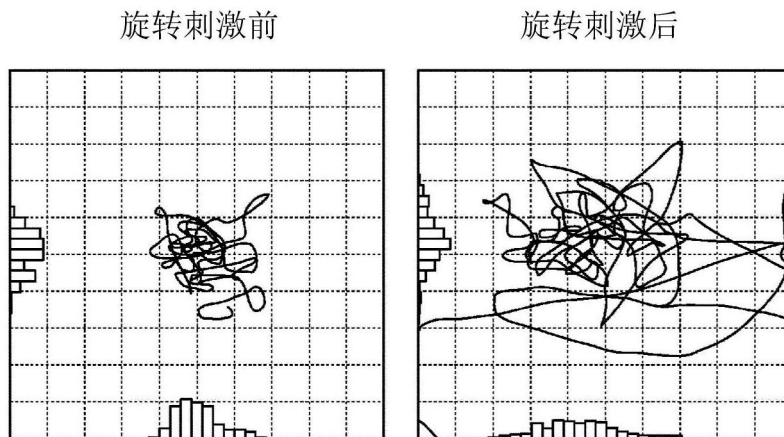


图14

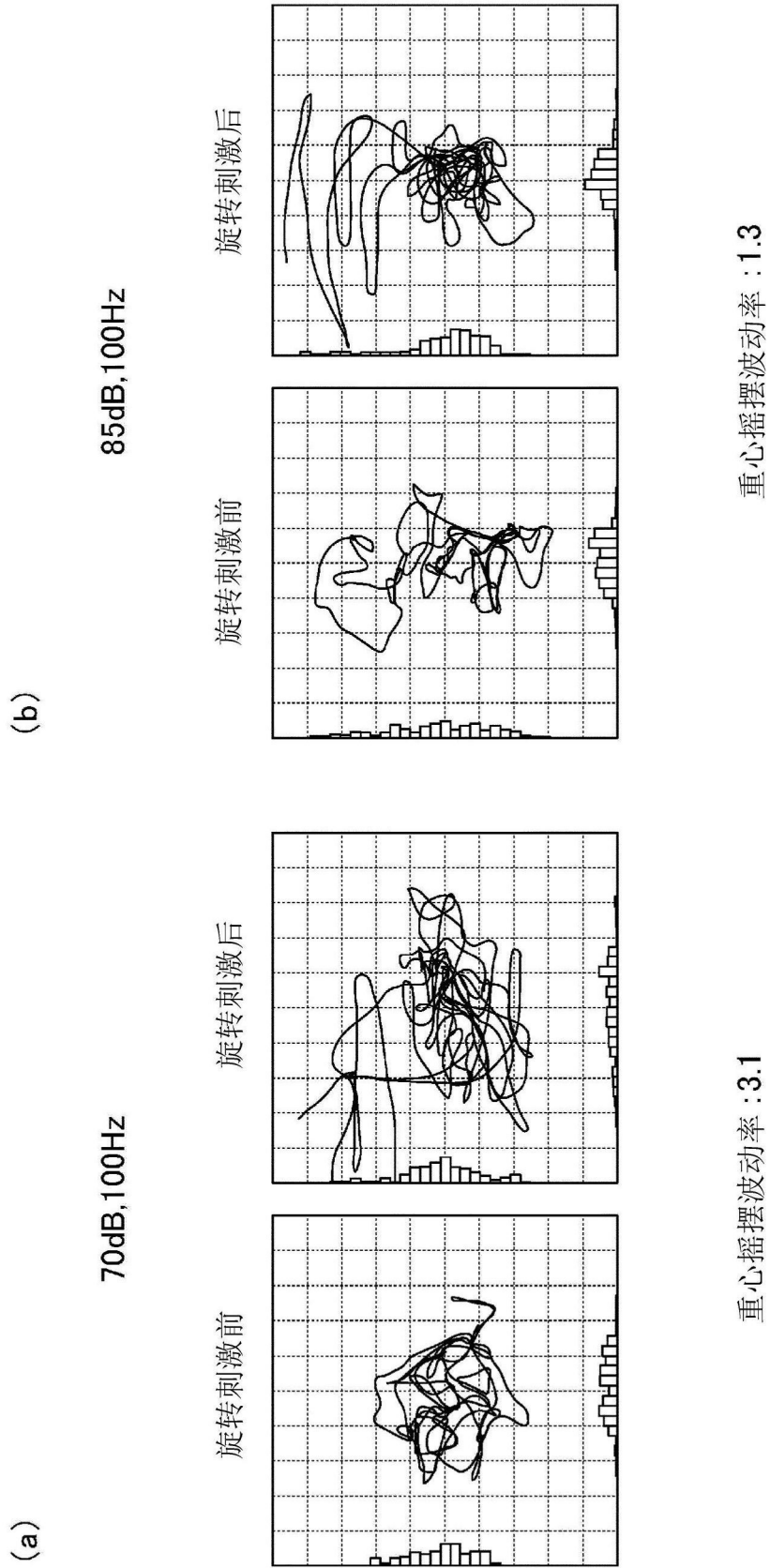
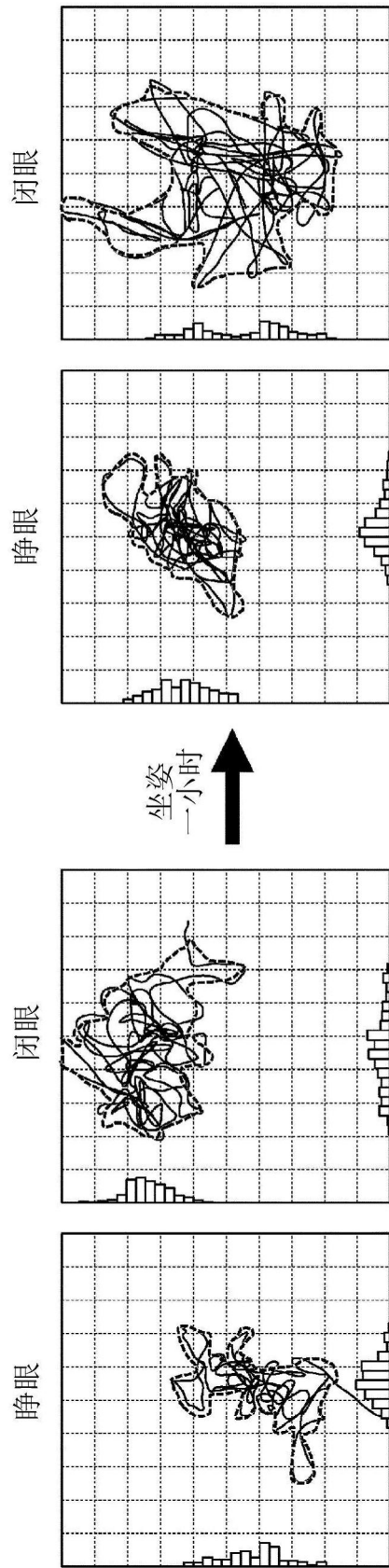


图15

	20Hz	50Hz	70Hz	80Hz	100Hz	110Hz	120Hz	130Hz	140Hz	150Hz
85dB	67%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	67%	75%	0%

图16



重心摇摆波动率: 3.2

重心摇摆波动率: 1.7

图17

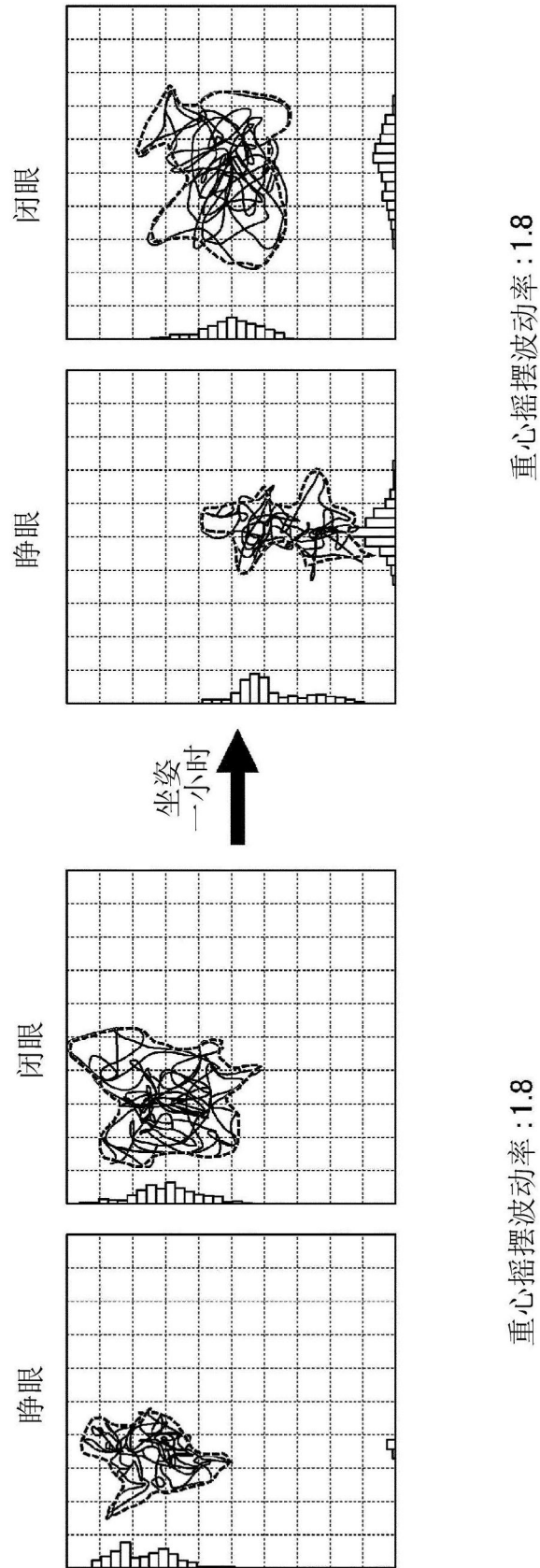


图18

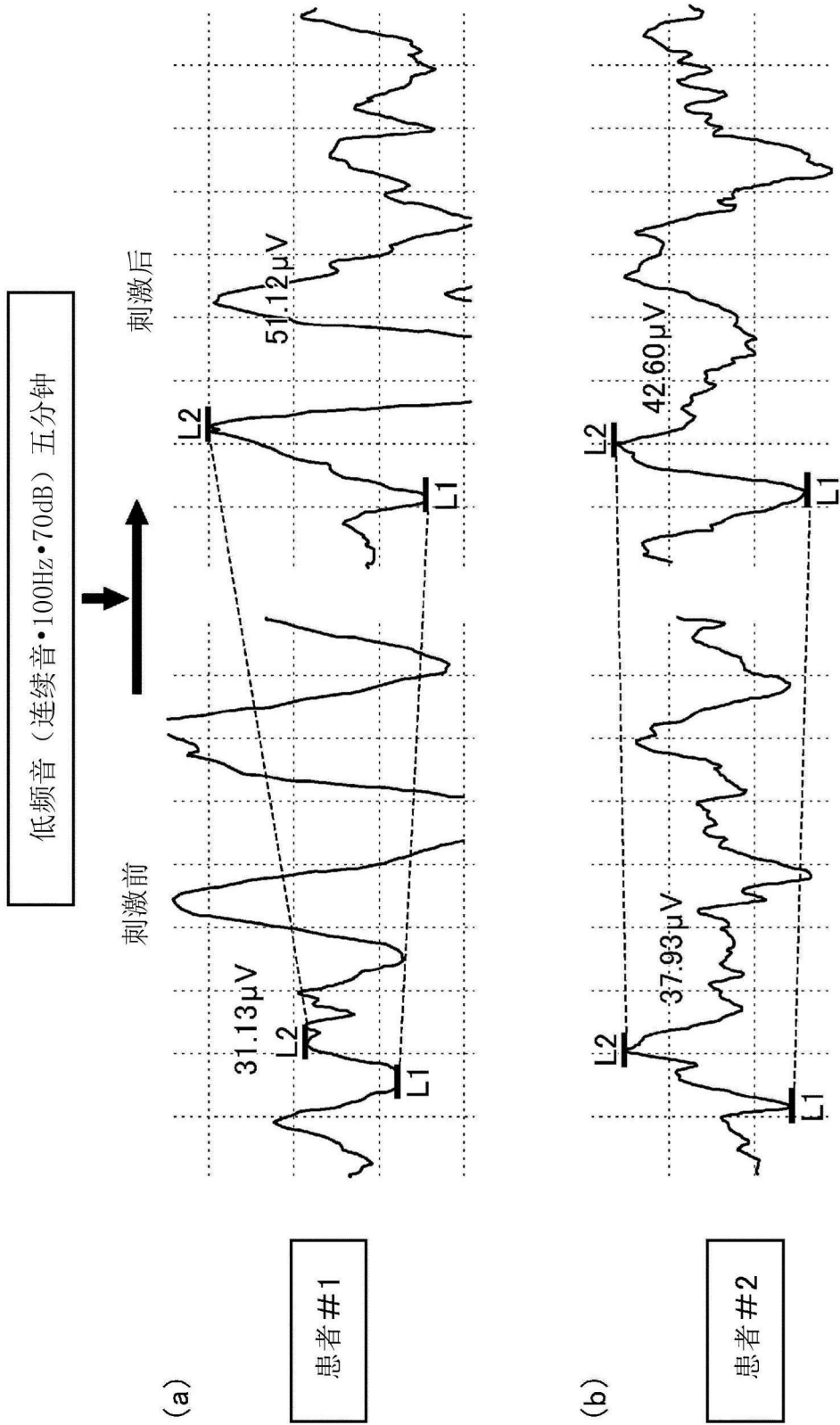
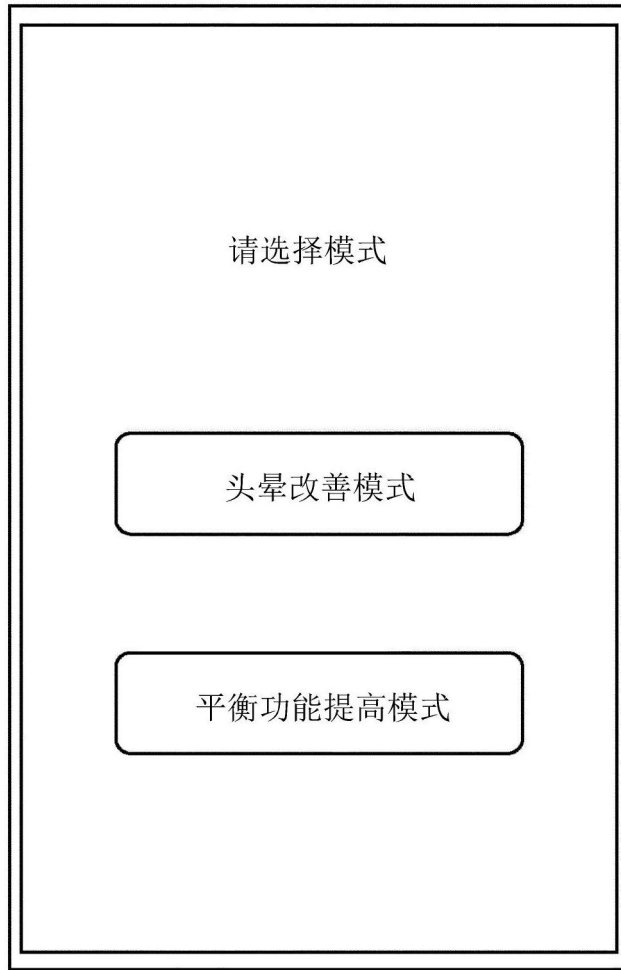


图19



1

图20

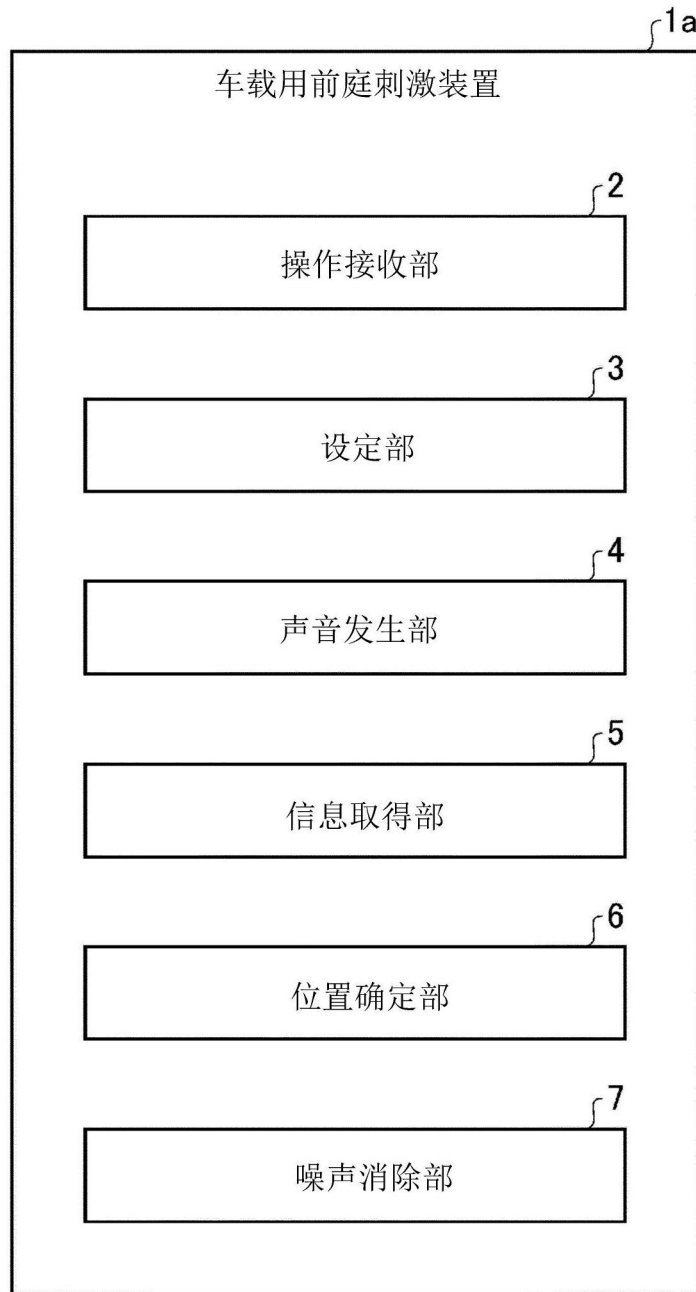


图21