



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 111818959 A

(43) 申请公布日 2020.10.23

(21) 申请号 201980017584.4

(74) 专利代理机构 上海华诚知识产权代理有限公司 31300

(22) 申请日 2019.02.21

代理人 刘煜

(30) 优先权数据

2018-041845 2018.03.08 JP

(51) Int.Cl.

A61M 21/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0245 (2006.01)

2020.09.07

A61F 7/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61N 5/06 (2006.01)

PCT/JP2019/006634 2019.02.21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/171975 JA 2019.09.12

(71) 申请人 西铁城時計株式会社

地址 日本东京都西东京市田无町六丁目1番12号

(72) 发明人 清水秀树

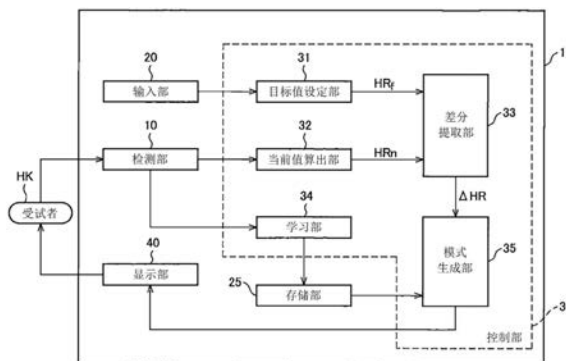
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

心率调整装置

(57) 摘要

本发明提供一种能将受试者的心率调整为基底心率与刚运动后等的活动时心率之间的所期望的值的的心率调整装置。本发明的速率调整装置具有:检测部,其检测受试者的心搏信息;输入部,其得到与受试者的心率相关的目标值的信息的输入;差分提取部,其提取与根据心搏信息算出的受试者的心率相关的当前值与目标值的差分;模式生成部,其以当前值向目标值靠近的方式根据差分来生成刺激模式,所述刺激模式是刺激交感神经的交感神经刺激、刺激副交感神经的副交感神经刺激、以及抑制交感神经或副交感神经的刺激饱和的初始化刺激组合得到的模式;以及输出部,其按照刺激模式向受试者输出交感神经刺激、副交感神经刺激以及初始化刺激。



1. 一种心率调整装置,其特征在于,具有:
检测部,其检测受试者的心搏信息;
输入部,其得到与所述受试者的心率相关的目标值的信息的输入;
差分提取部,其提取与根据所述心搏信息算出的所述受试者的心率相关的当前值与所述目标值的差分;
模式生成部,其以所述当前值向所述目标值靠近的方式根据所述差分来生成刺激模式,所述刺激模式是刺激交感神经的交感神经刺激、刺激副交感神经的副交感神经刺激、以及抑制交感神经或副交感神经的刺激饱和的初始化刺激组合得到的模式;以及
输出部,其按照所述刺激模式向所述受试者输出所述交感神经刺激、所述副交感神经刺激以及所述初始化刺激。
2. 根据权利要求1所述的心率调整装置,其特征在于,
所述模式生成部生成在所述交感神经刺激或所述副交感神经刺激前后输出所述初始化刺激的第1刺激模式作为所述刺激模式。
3. 根据权利要求2所述的心率调整装置,其特征在于,
所述模式生成部进一步生成第2刺激模式或第3刺激模式作为所述刺激模式,
所述第2刺激模式依序输出所述初始化刺激、跨及第1期间的所述交感神经刺激、跨及第2期间的所述副交感神经刺激、以及所述初始化刺激,
所述第3刺激模式依序输出所述初始化刺激、跨及第1期间的所述副交感神经刺激、跨及第2期间的所述交感神经刺激、以及所述初始化刺激,
所述第1期间是对所述受试者的心率不产生影响的程度的短期间,所述第2期间是比所述交感神经刺激或所述副交感神经刺激所引起的所述受试者的心率响应饱和的期间长的期间。
4. 根据权利要求3所述的心率调整装置,其特征在于,
还具有学习部,所述学习部根据预先检测到的所述心搏信息来测量所述交感神经刺激或所述副交感神经刺激所引起的所述受试者的心率响应饱和的期间即饱和时间的长度,
所述模式生成部根据所述饱和时间的长度来改变所述第1刺激模式、第2刺激模式以及第3刺激模式中的与所述交感神经刺激或所述副交感神经刺激相对应的期间的长度。
5. 根据权利要求4所述的心率调整装置,其特征在于,
所述学习部进一步预先测量所述受试者的基底心率、稳定心率、以及刚运动后的心率中的多种心率,
向所述输入部输入与根据所述学习部预先测量出的多种心率确定的所述受试者的心率的变动范围内的心率相对应的值作为所述目标值的信息。
6. 根据权利要求1~5中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
所述输出部为发光部,出射红色光作为所述交感神经刺激,出射蓝色光作为所述副交感神经刺激,出射白色光作为所述初始化刺激。
7. 根据权利要求1~5中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
所述输出部为安装在所述受试者的皮肤上、能在高于体温的第1温度到低于体温的第2温度之间控制温度的热冷单元,变为所述第2温度作为所述交感神经刺激,变为所述第1温度作为所述副交感神经刺激,变为与所述体温相同的温度作为所述初始化刺激。

8. 根据权利要求1~5中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
所述输出部为音响单元,播放拍子比所述受试者的稳定心率快的音乐作为所述交感神经刺激,播放拍子比所述稳定心率慢的音乐作为所述副交感神经刺激,播放拍子与所述稳定心率相同的音乐作为所述初始化刺激。
9. 根据权利要求1~8中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
向所述输入部输入表示所述受试者主观上感受到的时间即感觉时间的流逝速度的目标值的值,
所述差分提取部提取与根据所述心搏信息算出的所述受试者的心率相对应的所述感觉时间的流逝速度的当前值与所述目标值的差分。
10. 根据权利要求1~8中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
向所述输入部输入表示所述受试者的消耗卡路里的目标值的值,
所述差分提取部提取相当于根据所述心搏信息算出的所述受试者的当前心率持续了一定时间时消耗的卡路里的当前值与所述目标值的差分。
11. 根据权利要求1~8中任一项所述的心率调整装置,其特征在于,
所述检测部为戴在所述受试者的手上的加速度传感器,检测与心搏同步的手的周期性脉动作为所述心搏信息,
向所述输入部输入表示所述脉动的间隔的目标值的值,
所述差分提取部提取根据所述心搏信息算出的所述脉动的间隔的当前值与所述目标值的差分。
12. 根据权利要求11所述的心率调整装置,其特征在于,
所述输出部为瞄准器,使瞄准线或所述瞄准线周围的显示颜色变为红色作为所述交感神经刺激、变为蓝色作为所述副交感神经刺激、变为白色作为所述初始化刺激。

心率调整装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心率调整装置。

背景技术

[0002] 已有检测使用者的心搏等而推断当前精神状态、以向目标精神状态靠近的方式将视觉、听觉等的刺激信息反馈给使用者的生物反馈装置和照明装置。例如，专利文献1中记载了一种生物反馈装置，其检测使用者的生物反应，根据该检测结果来判定使用者的精神活动状态，并根据该判定结果而以时间序列方式施加对使用者五感的刺激。专利文献2中记载了一种以如下方式控制照明的方法，即对于人的生物节律中的沉静期设为包含大量低色温光的照明，对于人的生物节律中的活动期设为包含大量高色温光的照明。这些装置和方法对使用者的五感施加刺激，由此刺激交感神经而向心率增加的精神性活动状态靠近，或者刺激副交感神经而向心率降低的精神性安静状态靠近。

[0003] 此外，专利文献3中记载了一种神经刺激系统，其检测自律神经活动而对交感神经和副交感神经施加神经刺激来控制自律神经平衡。专利文献4中记载了一种照明装置，其从运动开始时间点起在热身时间内设为心率不会增大的光色，在热身时间后的主运动时间内设为使心率增大的光色以提高运动效果，在主运动时间后的放松整理时间内再次设为降低心率的光色。专利文献5中记载了一种色温控制照明装置，其交替产生有放松效果的低色温与中色温，并交替产生有清醒效果的高色温与中色温，其产生的时间间隔是比人产生色适应短的时间间隔。

现有技术文献

专利文献

[0004] 专利文献1：日本专利特开2001-252265号公报

专利文献2：日本专利特开2000-294387号公报

专利文献3：日本专利特表2008-539961号公报

专利文献4：日本专利特开2009-283317号公报

专利文献5：日本专利特开平11-135273号公报

发明内容

[0005] 我们知道，人的心率与代谢之间存在相关，若提高心率，则代谢也会上升。例如，若像专利文献1的生物反馈装置那样利用颜色、声音等向交感神经和副交感神经施加刺激，则装置的使用者（受试者）的心率会向目标值变化。然而，若仅仅是施加刺激，则交感神经和副交感神经都会随着时间而适应该刺激，受试者的心率只会有限地变化而饱和，因此，未必能将心率调整为所期望的值。

[0006] 因此，本发明的目的在于提供一种能将受试者的心率调整为基底心率与刚运动后等的活动时心率之间的所期望的值的的心率调整装置。

[0007] 本发明提供一种心率调整装置，其特征在于，具有：检测部，其检测受试者的心搏

信息;输入部,其得到与受试者的心率相关的目标值的信息的输入;差分提取部,其提取根据心搏信息算出的与受试者的心率相关的当前值与目标值的差分;模式生成部,其根据差分来生成刺激模式以使当前值向目标值靠近,所述刺激模式是将刺激交感神经的交感神经刺激、刺激副交感神经的副交感神经刺激、以及抑制交感神经或副交感神经的刺激饱和的初始化刺激组合而得到的模式;以及输出部,其按照刺激模式向受试者输出交感神经刺激、副交感神经刺激以及初始化刺激。

[0008] 优选模式生成部生成在交感神经刺激或副交感神经刺激前后输出初始化刺激的第1刺激模式作为刺激模式。

[0009] 优选模式生成部进一步生成依序输出初始化刺激、跨及第1期间的交感神经刺激、跨及第2期间的副交感神经刺激、以及初始化刺激的第2刺激模式或者依序输出初始化刺激、跨及第1期间的副交感神经刺激、跨及第2期间的交感神经刺激、以及初始化刺激的第3刺激模式作为刺激模式,第1期间是对受试者的心率不产生影响的程度的短期间,第2期间是比交感神经刺激或副交感神经刺激所引起的受试者的心率响应饱和的期间长的期间。

[0010] 优选心率调整装置还具有学习部,所述学习部根据预先检测到的心搏信息来测量交感神经刺激或副交感神经刺激所引起的受试者的心率响应饱和的期间即饱和时间的长度,模式生成部根据饱和时间的长度来改变第1刺激模式、第2刺激模式以及第3刺激模式中的与交感神经刺激或副交感神经刺激相对应的期间的长度。

[0011] 优选学习部进一步预先测量受试者的基底心率、稳定心率、以及刚运动后的心率中的多种心率,向输入部输入与根据学习部预先测量出的多种心率确定的受试者的心率的变动范围内的心率相对应的值作为目标值的信息。

[0012] 优选输出部为发光部,出射红色光作为交感神经刺激,出射蓝色光作为副交感神经刺激,出射白色光作为初始化刺激。

[0013] 优选输出部为安装在受试者的皮肤上、能在高于体温的第1温度到低于体温的第2温度之间控制温度的热冷单元,变为第2温度作为交感神经刺激,变为第1温度作为副交感神经刺激,变为与体温相同的温度作为初始化刺激。

[0014] 优选输出部为音响单元,播放拍子比受试者的稳定心率快的音乐作为交感神经刺激,播放拍子比稳定心率慢的音乐作为副交感神经刺激,播放拍子与稳定心率相同的音乐作为初始化刺激。

[0015] 优选向输入部输入表示受试者主观上感受到的时间即感觉时间的流逝速度的目标值的值,差分提取部提取与根据心搏信息算出的受试者的心率相对应的感觉时间的流逝速度的当前值与目标值的差分。

[0016] 优选向输入部输入表示受试者的消耗卡路里的目标值的值,差分提取部提取与根据心搏信息算出的受试者的当前心率持续了一定时间时消耗的卡路里相当的当前值与目标值的差分。

[0017] 优选检测部为戴在受试者的手上的加速度传感器,检测与心搏同步的手的周期性脉动作为心搏信息,向输入部输入表示脉动的间隔的目标值的值,差分提取部提取根据心搏信息算出的脉动的间隔的当前值与目标值的差分。

[0018] 优选输出部为瞄准器,使瞄准线或瞄准线周围的显示颜色变为红色作为交感神经刺激、变为蓝色作为副交感神经刺激、变为白色作为初始化刺激。

[0019] 根据上述心率调整装置,能将受试者的心率调整为基底心率与刚运动后等的活动时心率之间的所期望的值。

附图说明

[0020] 图1为用于说明调整装置1的使用状态的图。

图2为调整装置1的概略框图。

图3为表示感觉时间与心率的关系的图表。

图4为用于说明外部刺激所引起的心率的时间变化的倾向的图表。

图5的(A)~(F)为用于说明调整装置1所使用的刺激模式的例子的图表。

图6为表示设定心率调整的目标值时的显示画面的例子的图。

图7为表示调整装置1对心率的调整例的图表。

图8为表示调整装置1的动作例的流程图。

图9为用于说明热冷单元50的图。

图10的(A)及(B)为表示另一调整装置2及其检测部10a的图。

图11的(A)~(D)为表示其他检测部10b、10c的图。

图12的(A)及(B)为表示人抬起手臂时手腕附近的加速度变化的例子的图表。

图13为表示调整装置3的概略构成及使用例的图。

图14的(A)~(C)为表示调整装置4的概略构成及使用例的图。

具体实施方式

[0021] 下面,一边参考附图,一边对心率调整装置进行说明。但请理解,本发明并不限定于附图或者以下记载的实施方式。

[0022] 图1为用于说明调整装置1的使用状态的图。图2为调整装置1的概略框图。调整装置1具有检测部10、输入部20、存储部25、控制部30及显示部40。调整装置1为心率调整装置的一例,利用检测部10检测受试者HK的心搏信息,在显示部40上输出(显示)颜色刺激作为用于改变受试者HK的心率的、对交感神经和副交感神经的刺激,以向目标值靠近的方式调整心率。图1中图示了通过内置摄像部(相机)的智能手机或平板电脑终端来实现调整装置1的情况,但调整装置1也可为PC或专用处理装置,也可为固定终端,并不限于移动终端。

[0023] 调整装置1通过心率的调整来尤其调整受试者HK的感觉时间。因此,首先对心率与感觉时间的关系进行说明。人主观上感受到的时间的长度存在个人差异,即便是相同长度的时间,某些人会感到较长,某些人会感到较短。将人主观上感受到的、存在个人差异的时间的长度称为“感觉时间”。

[0024] 图3为表示感觉时间与心率的关系的图表。图3中展示了对受试者在不看钟表的情况下感觉经过了300秒(5分钟)时的实际时间(物理时间)和这时的心率进行测量得到的结果。横轴表示受试者的心率HR(bpm:beats per minute),纵轴表示感觉经过了300秒(5分钟)时的实际时间t(秒)。曲线a~c是分别针对不同受试者得到的结果。

[0025] 符号81的部分相当于接近刚起床后等的基底心率的状态(低代谢时),此时,受试者认知的物理时间变长到约1.5倍(即,觉得时间快)。符号82的部分相当于接近白天坐姿时的心率的状态(平常时),此时,受试者的感觉时间与物理时间大致相等。符号83的部分相当

于刚运动后的心率已上升的状态(高代谢时),此时,受试者认知的物理时间缩短到约0.7倍(即,觉得时间慢)。

[0026] 如此,感觉时间与心率(代谢)之间存在相关。例如,当岁数较高时,心搏会变慢,因此自己的感觉时间变得比物理时间慢,有时会感到物理时间比较快。因此,可以根据心率来推断当前的感觉时间,也可以通过心率的调整来加快或减慢感觉时间。尤其是在老年人的情况下,有时会由于感觉时间的偏差而在其与护理人等之间带来困扰,因此较理想为可以使用移动终端等来简易地改善感觉时间的滞后。然而,若只是笼统地对交感神经和副交感神经施加刺激,则难以将任意心率作为目标值而将心率调整为该值。

[0027] 图4为用于说明外部刺激所引起的心率的时间变化的倾向的图表。横轴表示时间 t (秒),纵轴表示心率HR (bpm)。图示的图表展示了在时刻 $0 \sim t_0$ 的期间 T_0 内向受试者进行白色照明、在时刻 t_0 之后的期间 T_1 内向受试者进行刺激副交感神经的蓝色照明时的心率的时间变化(心率响应)。

[0028] 即便持续施加蓝色照明带来的刺激,副交感神经也会在经过一定时间之后适应刺激,因此心率在从初始值的90bpm下降一定程度后的75bpm左右(HR_n)便饱和而不再降低。心率只要朝下降的方向变化就会获得精神安定感,因此,如果目的是获得精神安定感,则已然足够。然而,例如在希望将心率调整为基底心率的50bpm(HR_f)的情况下,若只是持续施加蓝色刺激,则会留下25bpm左右的差分 ΔHR 而无法达到目标值的50bpm。该倾向在通过红色照明来刺激交感神经时也是一样的,交感神经也会在经过一定时间之后适应刺激,因此心率上升一定程度就会饱和。

[0029] 调整装置1出于调整受试者(使用者)的感觉时间的目的而向受试者施加刺激来调整心率。为此,调整装置1测量受试者的心率,将该测量值(当前值)与目标值进行比较来提取差分,选择用于使心率向目标值靠近的交感神经及副交感神经的刺激模式,向受试者输出遵循所选出的刺激模式的刺激。尤其是为了避免对刺激的适应造成的心率响应的饱和,调整装置1使用独立作用于交感神经和副交感神经来改变心率的刺激与抑制该神经的刺激饱和的初始化刺激的组合作为刺激模式。

[0030] 图5的(A)~图5的(F)为用于说明调整装置1所使用的刺激模式的例子的图表。各图表的横轴表示时间 t (秒),纵轴表示心率HR (bpm)。这些图表展示了向受试者进行红色、蓝色或白色照明时的心率响应。符号R、B、W分别相当于向受试者进行红色、蓝色及白色照明的期间(红色期间、蓝色期间及白色期间)。红色照明相当于刺激交感神经的交感神经刺激(让人活跃的刺激),蓝色照明相当于刺激副交感神经的副交感神经刺激(让人安定的刺激),白色照明相当于抑制刺激饱和而形成接近平常状态的状态的初始化刺激(无刺激)。

[0031] 图5的(A)~图5的(C)的曲线 $a_1 \sim a_3$ 展示了交感刺激系的刺激模式的例子。在图5的(A)的模式A1中,在时刻 $0 \sim t_1$ 之间施加白色的初始化刺激,在时刻 $t_1 \sim t_2$ 之间施加红色的交感神经刺激,在时刻 $t_2 \sim t_3$ 之间施加白色的初始化刺激($0 < t_1 < t_2 < t_3$)。在图5的(B)的模式A2中,在时刻 $0 \sim t_1$ 之间施加白色的初始化刺激,在时刻 $t_1 \sim t_4$ 之间施加红色的交感神经刺激,在时刻 $t_4 \sim t_3$ 之间施加白色的初始化刺激($0 < t_1 < t_4 < t_3$)。在图5的(C)的模式A3中,在时刻 $0 \sim t_1$ 之间施加白色的初始化刺激,在时刻 $t_1 \sim t_5$ 之间施加蓝色的副交感神经刺激,在时刻 $t_5 \sim t_6$ 之间施加红色的交感神经刺激,在时刻 $t_6 \sim t_3$ 之间施加白色的初始化刺激($0 < t_1 < t_5 < t_6 < t_3$)。

[0032] 模式A1、A3中的红色期间的长度为刺激所引起的受试者的心率响应饱和的期间即饱和时间以上,模式A2中的红色期间的长度不到饱和时间。模式A3中的蓝色期间的长度是对心率不产生影响的1~2秒左右的短期间,比模式A2中的红色期间短。通过模式A1~A3,产生向心率增加方向的变化,其变化量按模式A2、A1、A3的顺序增大。

[0033] 图5的(D)~图5的(F)的曲线b1~b3展示了副交感刺激系的刺激模式的例子。在图5的(D)的模式B1中,在时刻0~t1之间施加白色的初始化刺激,在时刻t1~t2之间施加蓝色的副交感神经刺激,在时刻t2~t3之间施加白色的初始化刺激。在图5的(E)的模式B2中,在时刻0~t1之间施加白色的初始化刺激,在时刻t1~t4之间施加蓝色的副交感神经刺激,在时刻t4~t3之间施加白色的初始化刺激。在图5的(F)的模式B3中,在时刻0~t1之间施加白色的初始化刺激,在时刻t1~t5之间施加红色的交感神经刺激,在时刻t5~t6之间施加蓝色的副交感神经刺激,在时刻t6~t3之间施加白色的初始化刺激。

[0034] 模式B1、B3中的蓝色期间的长度为饱和时间以上,模式B2中的蓝色期间的长度不到饱和时间。模式B3中的红色期间的长度是对心率不产生影响的1~2秒左右的短期间,比模式B2中的蓝色期间短。通过模式B1~B3,产生向心率减少方向的变化,其变化量按照模式B2、B1、B3的顺序增大。

[0035] 模式A1、A2、B1、B2为第1刺激模式的一例。在这些刺激模式中,在交感神经刺激(R)或副交感神经刺激(B)前后输出初始化刺激(W)。通过初始化刺激(无刺激),刺激的饱和感觉得以初始化,因此,只要在中间插入初始化刺激,即便反复施加交感神经刺激或副交感神经刺激也不会导致心率响应饱和,从而能持续改变心率。

[0036] 模式A3、B3为第3刺激模式及第2刺激模式的一例。在模式A1和模式A3中,即便红色期间长度相同,也是模式A3中心率的变化量较大。在模式B1和模式B3中,即便蓝色期间长度相同,也是模式B3中心率的变化量较大。其原因在于,若只施加一瞬的与希望改变的方向(正方向)相反的方向的刺激(模式A3中为副交感神经刺激)、之后跨及饱和时间以上地施加正方向的刺激(模式A3中为交感神经刺激),则与没有反方向的刺激的情况相比,人感知到的刺激会更大。其原理与摸过冷的东西之后摸热的东西时觉得更热是一样的。

[0037] 调整装置1生成将模式A1~B3当中所需的模式呈脉冲状依序组合而得到的刺激模式,并按照该刺激模式来输出各刺激。例如,首先使用模式A1、A3、B1、B3中的任一方来使心率的当前值与目标值大致一致,其后,以脉宽调制(PWM)的方式反复输出源于模式A2、B2的刺激,由此,能将心率(感觉时间)高精度地调整为目标值。

[0038] 下面,对图2所示的调整装置1的构成要素进行说明。

[0039] 检测部10是调整装置1上附带的摄像部,例如由CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)型或CCD(Charge Coupled Device)型影像传感器构成。如图1所示,检测部10在不依靠受试者HK的操作的情况下连续自动拍摄多张受试者HK的皮肤的露出部分(例如面部的额头或脸颊等部位)上的测定框Sa的图像Gr。在测定框Sa内的受试者HK的皮肤内部集中有毛细血管,因此,图像Gr中包含与受试者HK的血流同步的亮度变化分量。因而,检测部10通过连续拍摄皮肤的图像Gr来检测受试者HK的心搏信息。尤其是老年人当中也有对测定感到恐惧的人、对测定时的传感器穿戴等测定行为本身感到抗拒的人,因此,通过以非接触方式对受试者检测心搏信息,能够减轻受试者的负担。

[0040] 向输入部20输入与受试者的心率相关的目标值的信息。输入部20在调整装置1中

是与显示部40一体的触控面板,但也可为区别于显示部40的另外的操作按钮等。目标值的信息可为心率本身的价值,也可为例如使感觉时间的流逝减慢到当前的0.7倍(图3中的从低代谢时改变为稳定时的感觉时间)或者加快到1.5倍(图3中的从高代谢时改变为稳定时的感觉时间)等的、表示感觉时间的流逝速度的值。或者,目标值的信息也可为表示使心率或感觉时间与受试者本人或者平均的人的稳定状态相比作百分之多少的变化的值。可以输入至输入部20的目标值是与受试者的心率的变动范围内(基底心率到刚运动后等的活动时心率之间)的心率相当的值。

[0041] 图6为表示设定心率调整的目标值时的显示画面的例子的图。在图示的例子中,在显示部40的画面上侧的显示窗41内显示有受试者的当前心率(80bpm),在其下方显示有调整条42,进而在调整条42下方显示有UP(增加)按钮43及DN(减少)按钮44。例如,可由受试者(使用者)点按UP按钮43或DN按钮44,由此使得调整条42的黑色部分伸缩,从而能在受试者的稳定心率等基准点(± 0) $\pm 20\%$ 等的一定范围内设定心率的目标值。或者,也可将调整条42的基准点(± 0)设为与受试者的年龄相应的稳定心率的标准值,能在以其为中心的一定范围内设定目标值。此外,也可利用调整条42的黑色部分的长度来表示感觉时间的流逝速度,能够同样地设定与感觉时间相关的目标值。

[0042] 存储部25例如为半导体存储器,存储调整装置1的动作所需的信息。

[0043] 控制部30例如为CPU(Central Processing Unit),控制调整装置1的动作。控制部30具有目标值设定部31、当前值算出部32、差分提取部33、学习部34以及模式生成部35作为通过CPU的动作来实现的功能块。

[0044] 目标值设定部31将经由输入部20输入的心率(或感觉时间)的目标值 HR_f 输出至差分提取部33。或者,目标值设定部31也可根据输入的心率的目标值、参考图3所示的感觉时间与心率的关系来确定感觉时间的目标值,并将其输出至差分提取部33。或者,目标值设定部31也可不论有无对输入部20的输入都自动设定心率或感觉时间的目标值。例如,目标值设定部31可将感觉时间的目标值设定为与物理时间相同。此外,心率还会因白天的时段而发生变化,因此,目标值设定部31也能以例如在早晨的时段内提高心率(减慢感觉时间)、在白昼的时段内降低心率(加快感觉时间)的方式根据时段来自动设定目标值。

[0045] 当前值算出部32根据从检测部10获得的心搏信息(表示受试者HK的皮肤颜色的时间序列信号)来算出(测量)受试者的心率。尤其是脉搏(血流变化)最会反映到图像Gr的绿色光的亮度变化分量中,因此,当前值算出部32使用使人的脉搏所具有的0.5~3Hz的频率通过的带通滤波器而根据时间序列信号的绿色光的亮度变化分量来提取脉搏信号。继而,当前值算出部32对得到的脉搏信号的脉搏间隔进行计数,由此算出受试者HK的心率,并将该值作为当前值(实测心率数据) HR_n 输出至差分提取部33。或者,当前值算出部32进一步根据算出的心率的当前值、参考图3所示的感觉时间与心率的关系来推断与该心率相对应的感觉时间,并将该值作为实测心率数据输出至差分提取部33。

[0046] 差分提取部33提取从当前值算出部32获取到的受试者的心率的当前值与从目标值设定部31获取到的心率的目标值的差分 ΔHR ,并将该差分输出至模式生成部35。或者,差分提取部33在从当前值算出部32及目标值设定部31获取感觉时间相关的当前值和目标值的情况下,可针对感觉时间的流逝速度而提取当前值与目标值的差分。

[0047] 在对受试者实际进行心率的调整之前,学习部34与当前值算出部32同样地根据从

检测部10获得的心搏信息来算出受试者的心率,从而学习该受试者对刺激的心率响应。例如,对刺激的心率响应的图表(图5的(A)~图5的(F)的曲线a1~b3)的形状、饱和时间、饱和时心率因人而异,因此,学习部34针对每一受试者求出心率响应的曲线a1~b3、饱和时间、饱和时心率。学习部34将通过学习得到的受试者个人的心率响应的信息与该受试者加以关联而存储至存储部25。

[0048] 在对受试者实际进行心率的调整之前,学习部34进一步算出受试者的基底心率(刚起床后的心率)、稳定心率以及刚运动后等的活动时心率,由此确定可以作为目标值输入的心率的变动范围。即,心率的目标值是学习部34根据预先测量出的多种心率确定的受试者的心率的变动范围内的值。作为要学习的心率,可为上述3种当中的1种或2种,而若是将3种都求出来,则能更准确地掌握受试者的心率的变动幅度。或者,例如在有对稳定心率另行作定期测定的情况下,也可代替学习部34对基底心率、稳定心率及活动时心率的学习,将以该稳定心率为中心的一定范围作为受试者的心率的变动范围。

[0049] 模式生成部35根据差分提取部33提取到的差分而以心率的当前值向目标值靠近的方式生成交感神经刺激、副交感神经刺激以及初始化刺激组合得到的刺激模式,并将该刺激模式输出至显示部40。该刺激模式是根据学习部34预先学习到的心率响应决定的图5的(A)~图5的(F)的模式A1~B3组合得到的。模式A1~B3中的红色期间和蓝色期间的长度根据学习部34学习到的饱和时间的长度、饱和时心率的大小加以调整。模式生成部35根据心率(感觉时间)的差分来决定模式A1~B3的组合以及整个刺激模式的长度,以当前的感觉时间与目标感觉时间一致的方式进行控制。

[0050] 显示部40例如由液晶显示器构成。显示部40为输出部(发光部)的一例,按照模式生成部35生成的刺激模式来出射红色光作为交感神经刺激、出射蓝色光作为副交感神经刺激、出射白色光作为初始化刺激。例如,显示部40通过使显示画面内的背景的颜色变为红色、蓝色或白色而向受试者输出各刺激。

[0051] 或者,也可区别于显示部40而另行使用LED(发光二极管)照明作为输出部。在该情况下,例如可使用峰值波长为630nm附近的红色LED、峰值波长为530nm附近的绿色LED、以及峰值波长为460nm附近的蓝色LED,通过红色LED、蓝色LED以及3种LED的混色来出射红色光、蓝色光及白色光。此外,该情况下的LED照明不限于设置在调整装置1上,例如也可为室内的LED照明装置。

[0052] 图7为表示调整装置1对心率的调整例的图表。横轴表示时间 t (秒),纵轴表示心率HR(bpm)。图7中展示了将心率的目标值设为约50bpm、将时刻0时约为84bpm的心率调整到了约50bpm的例子。在该例中,在时刻0~ t_a 的期间 T_b3 内通过模式B3的副交感刺激使得心率大为减少,在时刻 t_a ~ t_b 的期间 T_b2 内通过模式B2的副交感刺激使得心率进一步小幅减少($0 < t_a < t_b$)。由此,感觉时间的流逝速度在时刻0时相对于物理时间而言为0.7倍左右,而在调整后相对于物理时间而言变为1.5倍左右。如此,通过酌情组合模式A1~B3得到的颜色刺激,能够任意调整感觉时间(心率)。

[0053] 图8为表示调整装置1的动作例的流程图。图示的流程由控制部30内的CPU执行。

[0054] 首先,当前值算出部32根据从检测部10获得的心搏信息来测量受试者的当前心率(S1)。事先向调整装置1输入目标心率而通过目标值设定部31设定有其目标值,差分提取部33算出S1中得到的当前心率与目标值的差分 ΔHR (=当前值-目标值)(S2)。

[0055] 在差分 ΔHR 为正 (S3 中为是) 的情况下, 选择副交感刺激系, 前进至 S4。在差分 ΔHR 大于 20bpm (S4 中为是) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 B3 (S5)。在差分 ΔHR 为 10bpm 以上且 20bpm 以下 (S4 中为否且 S6 中为是) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 B1 (S7)。在差分 ΔHR 不到 10bpm (S6 中为否) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 B2 (S8)。

[0056] 在差分为负 (S3 中为否且 S9 中为是) 的情况下, 选择交感刺激系, 前进至 S10。在差分 ΔHR 的绝对值大于 20bpm (S10 中为是) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 A3 (S11)。在差分 ΔHR 的绝对值为 10bpm 以上且 20bpm 以下 (S10 中为否且 S12 中为是) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 A1 (S13)。在差分 ΔHR 的绝对值不到 10bpm (S12 中为否) 的情况下, 模式生成部 35 选择模式 A2 (S14)。

[0057] 在 S14、S8 中选择模式 A2、B2 的情况下, 模式生成部 35 能以脉宽调制 (PWM) 的方式重复相同模式。在 S5、S7、S8、S11、S13、S14 之后, 模式生成部 35 将选出的刺激模式输出至显示部 40, 显示部 40 按照该刺激模式来产生颜色刺激 (S15)。其后, 处理返回至 S1, 重复以上处理。并且, 当差分 ΔHR 为 0 (S9 中为否) 时, 调整装置 1 结束动作。

[0058] 模式生成部 35 选择模式 A1~B3 时的差分 ΔHR 的阈值不限于上述的 10bpm 和 20bpm, 可以酌情设定。此外, 即便差分 ΔHR 不是准确为 0, 例如在为几 bpm 等可大致视为 0 的值的时候也可结束动作。

[0059] 如上所述, 人的心率与代谢之间存在相关, 因此, 通过使用调整装置 1 来调整心率, 安静时的代谢也会上升。即, 通过提高心率, 可以在不运动的情况下提高代谢而提高消耗卡路里。因此, 调整装置 1 不限于在老年人等的感觉时间的调整当中使用, 在节食、更年期综合症的辅助等场景中也能用于代谢的正常化或提高等目的。因此, 下面对心率与消耗卡路里的关系进行说明。

[0060] 消耗卡路里是根据心率、通过运动强度 (%HRR) 及 METs (METabolic equivalents) 而以如下方式求出。

(1) 运动强度是根据运动时心率 HR_x 、安静时心率 HR_0 以及最大心率 HR_{max} (bpm) 而像下式那样求出 (卡翁南 (Karvonen) 法)。

$$\text{运动强度 (\%HRR)} = ((HR_x - HR_0) / (HR_{max} - HR_0)) \times 100$$

$$HR_{max} = 220 - \text{年龄}$$

(2) METs 为表示运动的强度大小的值, 根据运动强度而像下式那样求出。

$$\text{METs} = ((\%HRR / 10) \times \alpha) - \beta$$

关于系数 α , 在 20~39 岁的情况下为 1.2, 在 40~64 岁的情况下为 1.0, 在 65~79 岁的情况下为 0.8, 在 80 岁以上的情况下为 0.5。关于系数 β , 在男性的情况下为 0, 在女性的情况下为 1。

(3) 消耗卡路里是根据 METs、运动时间 (h) 以及体重 (kg) 而像下式那样求出。

$$\text{消耗卡路里 (kcal)} = 1.05 \times \text{METs} \times \text{运动时间} \times \text{体重}$$

[0061] 例如, 安静时心率 65bpm、年龄 54 岁、体重 62kg 的男性运动 1 小时并维持了运动时心率 80bpm 的情况下的消耗卡路里像下式那样求出。

$$(1) \text{运动强度 (\%HRR)} = ((80 - 65) / ((220 - 54) - 65)) \times 100 = 14.85$$

$$(2) \text{METs} = ((14.85 / 10) \times 1.0) - 0 = 1.485$$

$$(3) \text{消耗卡路里 (kcal)} = 1.05 \times 1.485 \times 1 \times 62 = 96.7$$

例如,市售的1个饭团大致为150kcal左右,因此,只要能维持2小时的80bpm的心率,计算出的消耗卡路里就是1个饭团多一点。

[0062] 根据以上内容,向输入部20输入的值不限于心率或感觉时间的目标值,也可输入通过心率的调整(增加)来实现假性运动状态所带来的运动强度、METs或者消耗卡路里的目标值。在该情况下,当前值算出部32或差分提取部33可根据心率来算出运动强度、METs或者消耗卡路里,差分提取部33可针对运动强度、METs或者消耗卡路里而提取当前值与目标值的差分。该情况下的消耗卡路里相当于根据心搏信息算出的当前心率持续了一定时间时消耗的卡路里。

[0063] 作为交感神经刺激及副交感神经刺激,不限于颜色刺激,也可为热冷刺激或声音刺激。因此,下面对输出热冷刺激和声音刺激的输出部的例子进行说明。

[0064] 图9为用于说明热冷单元50的图。在图示的例子中,热冷单元50安装在颈绳51上,从而贴附到密布有温感细胞的后头部脖颈的皮肤上。热冷单元50内置有珀尔帖元件及加热器,例如可以在高于体温(36°C)的40°C(第1温度)到低于体温的20°C(第2温度)之间控制温度。热冷单元50为输出部的一例,通过改变热冷单元50自身的温度而向受试者的温感细胞施加热冷刺激。

[0065] 在热冷单元50的情况下,例如交感神经刺激为20°C的刺激(冷),副交感神经刺激为40°C的刺激(热),初始化刺激为36°C的刺激(无刺激)。因而,热冷单元50在图5的(A)~图5的(F)所示的模式A1~B3中的红色期间、蓝色期间及白色期间内分别变为20°C、40°C及36°C。通过仅在受试者的皮肤的极为有限的范围内贴上热冷单元50而不是控制室温本身,可以在不会让受试者感到不快的情况下施加热冷刺激。

[0066] 图10的(A)及图10的(B)为表示另一调整装置2及其检测部10a的图。如图10的(A)所示,调整装置2具有小圆盘形的主体2a和从主体侧面呈圆弧状延伸的耳挂部2b。主体2a具有小型扬声器60,耳挂部2b具有检测部10a。调整装置2为心率调整装置的一例,像耳机那样戴在受试者的耳朵上,通过施加声音刺激来调整受试者的心率。除了外观形状、检测部10替换成检测部10a、输入部20替换成未图示的操作按钮等、显示部40替换成扬声器60这些内容以外,调整装置2具有与上述调整装置1同样的构成及功能。

[0067] 检测部10a具有一对传感器片11、12,调整装置2以利用传感器片11、12将受试者的耳垂夹住的方式戴在受试者的耳朵上。检测部10a在传感器片11、12内具有图10的(B)所示的由发光部17、受光部18以及遮光板19构成的光学式脉搏传感器。例如,发光部17为红外线LED,向耳垂91照射红外光。受光部18为光电二极管,接收耳垂91上的反射光,将在耳垂91内的毛细血管92内流动的血流的脉动所引起的反射光量的变化转换为电信号。遮光板19配置在发光部17与受光部18之间而进行遮光,避免来自发光部17的光直接入射至受光部18。检测部10a根据接收到的光的强度的变动来检测被测定者的脉搏。脉搏是与心电波同步地由血流所引起的,因此,通过检测脉搏,能够测量心率。

[0068] 扬声器60为输出部及音响单元的一例,包含未图示的声音合成电路,向受试者施加声音刺激。在调整装置2的情况下,例如交感神经刺激是拍子比受试者的稳定心率快的音乐,副交感神经刺激是拍子比稳定心率慢的音乐,初始化刺激是拍子与稳定心率相同的音乐。因而,扬声器60在图5的(A)~图5的(F)所示的模式A1~B3中的红色期间、蓝色期间及白色期间内分别播放拍子与活动时心率相同的音乐、拍子与基底心率相同的音乐、以及拍子

与稳定心率相同的音乐。

[0069] 调整装置1的检测部也可为图10的(B)所示那样的光学式脉搏传感器,反过来,调整装置2的检测部10也可通过图像摄影来检测心搏信息。或者,调整装置1、2的检测部例如也可为能够实现非接触下的心搏检测的微波多普勒方式的检测部或者平时穿戴的电极方式的检测部。此外,检测部也可为区别于调整装置的独立个体。例如,在检测部为光学式脉搏传感器的情况下,也可为检测手腕或指尖的脉搏的鼠标型或腕表型检测部,在通过图像摄影来检测心搏信息的方式的情况下,也可为数字相机。例如,若将检测部设为鼠标型脉搏传感器、将调整装置设为PC,则可以向正在使用PC的受试者施加颜色刺激(改变显示画面的背景的颜色)、热冷刺激或声音刺激来调整心率。

[0070] 图11的(A)~图11的(D)为表示其他检测部10b、10c的图。图11的(A)~图11的(C)所示的检测部10b具有用于检测心电波的1组电极14L、14R。如图11的(A)及图11的(B)所示,电极14L、14R设置在检测部10b的主体壳的左侧侧面和右侧侧面。如图11的(C)所示,受试者以两手抓住检测部10b的主体壳,在左手70L和右手70R分别接触到电极14L、14R的期间内,检测部10b连续检测受试者的心电波。如此,检测心搏信息的检测部不限于通过图像摄影来检测脉搏的检测部,也可为具有电极的传感器。进而,在检测部10b等电极型传感器中,例如也可在电极的上表面设置束带,以便受试者容易长时间进行抓握。

[0071] 图11的(D)所示的检测部10c为腕表型脉搏传感器。检测部10c在钟表的背面具有脉搏传感器14,通过将钟表的表带16戴在手70上来检测脉搏,并将测定值显示在钟表的时刻显示部15上。若像检测部10c那样为腕表型形态,则受试者可以将传感器戴在上来检测心搏信息而不会感到不协调。

[0072] 当在抬起手臂的状态下静止时,会产生与心搏同步的微小体动(脉动)。关于微小体动的间隔,当心率为60bpm时为1秒左右,当心率加快时变为几百毫秒。例如精密焊接、镊子作业、射击、射箭等要求毫单位的精密动作,而这种细致动作会以几百毫秒左右的时间来进行,因此,若心率高于60bpm,则容易因微小体动而导致手臂晃动、在动作中产生误差。

[0073] 图12的(A)及图12的(B)为表示人抬起手臂时手腕附近的加速度变化的例子的图表。这些图表中展示了受试者在手腕上穿戴加速度传感器并保持抬起手臂的状态时的加速度传感器的输出信号的时间变化。横轴t为时间(秒),纵轴A为加速度传感器的输出(mV),曲线z相当于铅垂方向(z方向)的分量,曲线x、y相当于在水平面内相互正交的2个方向(x、y方向)的分量。图12的(A)及图12的(B)分别是受试者的心率为150bpm及53bpm时的测定结果。

[0074] 图表中的箭头所示的振幅的变动与微小体动相对应,根据这些结果得知,可以利用加速度传感器来检测微小体动。振幅的变动中,z方向的变动比x、y方向的变动大,因此得知,当保持抬起手臂的状态时,微小体动主要是在铅垂方向上产生。相较于图12的(A)而言,图12的(B)中箭头彼此的间隔较宽,微小体动的间隔在心率为150bpm的图12的(A)中为几百毫秒左右,而在心率为53bpm的图12的(B)中为1秒左右。因而得知,心率越低,微小体动的间隔越是变宽。

[0075] 为了提高使用手的精密动作的精度,须通过降低心率来加宽微小体动的间隔而在不发生微小体动的期间内进行动作。例如射击选手会在高原进行训练或者服用药物来降低心率以抑制微小体动,但对于进行精密作业的人而言,较理想为可以通过更简易的手段来

减少心搏所引起的微小体动。因此,下面对将上述心率调整装置应用于减少精密作业时的

心搏所引起的微小体动的用途的例子进行说明。

[0076] 图13为表示调整装置3的概略构成及使用例的图。调整装置3由检测部110、发光部120以及控制终端130构成。调整装置3为心率调整装置的一例,例如检测使用烙铁101或镊子102的作业人员(受试者)的手的脉动,向作业人员输出颜色刺激而将心率调整为(降低至)目标值,由此减少作业人员的微小体动。

[0077] 检测部110例如为腕带型加速度传感器,戴在拿着烙铁101或镊子102的作业人员的手70(手腕)上。检测部110检测与心搏同步的手70的周期性脉动作为心搏信息,并将该检测信号输出至控制终端130。如此,检测部检测的心搏信息不限于心率或脉搏(心电波或脉搏)本身,也可为受试者的微小体动。此外,检测部的穿戴部位不限于手腕,也可为手背、手指或手臂等。

[0078] 发光部120是可以发出红色、蓝色及白色光的LED等照明装置,在图示的例子中是作业人员出于作业目的所使用的桌上的台灯。发光部120为输出部的一例,按照控制终端130生成的刺激模式来出射红色光作为交感神经刺激、出射蓝色光作为副交感神经刺激、出射白色光作为初始化刺激。发光部120可为调整装置3专用的发光部,也可将原本就在室内的台灯或天花板等上面设置的电灯等兼用作发光部120。或者,对作业人员的刺激不限于发光部120产生的颜色刺激,也可为图9的热冷单元50产生的热冷刺激、图10的(A)的扬声器60产生的声音刺激。

[0079] 控制终端130具有与图2所示的调整装置1的控制部30相同的功能块,以无线或有线方式与检测部110及发光部120通信来控制调整装置3的动作。控制终端130例如可为作业人员带在身上的移动终端,也可为设置在作业空间内的固定终端。控制终端130也可不同于图示的例子而与检测部110或发光部120成为一体。

[0080] 控制终端130还兼作调整装置3的输入部,具有供作业人员输入与心率相关的目标值的信息用的操作按钮等。在调整装置3中,例如由作业人员(受试者)将微小体动(脉动)的间隔的目标值输入至控制终端130。或者,也可不论有无对输入部的输入,该目标值都预先设定成与作业人员的基底心率相对应的长度的值。此外,也可设为能够替代目标值而将作业人员的年龄等输入至控制终端130,控制终端130将目标值设定为与输入的年龄相应的心率所对应的长度的值。调整装置3中的目标值优选为60bpm左右,以使得微小体动的间隔变为1秒以上。

[0081] 调整装置3的目标值设定部31将脉动的间隔的目标值输出至差分提取部33。当前值算出部32获取检测部110的检测信号,检测z方向的检测波形中的峰值点(图12的(A)及图12的(B)中的箭头所指的点),并测量这些峰值点彼此的间隔。当前值算出部32以如此方式多次测量脉动的间隔,将得到的值的平均值作为脉动的间隔的当前值输出至差分提取部33。差分提取部33针对脉动的间隔而提取从当前值算出部32获取到的当前值与从目标值设定部31获取到的目标值的差分,并将该差分输出至模式生成部35。模式生成部35根据差分提取部33提取到的差分而以脉动的间隔的当前值向目标值靠近的方式生成交感神经刺激、副交感神经刺激以及初始化刺激组合得到的刺激模式,并将该刺激模式输出至发光部120。

[0082] 除了图8的流程中的S1替换为“测量当前的手腕的脉动的间隔”以外,调整装置3的动作流程与调整装置1的动作流程相同。人在细致动作上需要的时间通常为几百毫秒级,因

此,只要通过调整装置3来抑制心率而使微小体动的间隔变为1秒(60bpm)左右或以上,作业人员就能在这期间内进行所需动作而不会受到微小体动的影响。

[0083] 图14的(A)~图14的(C)为表示调整装置4的概略构成及使用例的图。调整装置4由检测部110、控制终端130以及瞄准器140构成。调整装置4为心率调整装置的一例,例如检测射击(图14的(A))或射箭(图14的(B))的射手105(受试者)的手的脉动,向射手105输出颜色刺激而将心率调整为(降低至)目标值,由此减少射手105的微小体动。

[0084] 检测部110是与调整装置3的检测部同样的加速度传感器,戴在射手105的手(手腕等)上,检测手的周期性脉动并将该检测信号输出至控制终端130。

[0085] 瞄准器140是供射手105瞄准用的装置,安装在射手105所使用的枪103或弓104上。关于瞄准器140,例如只要内置红色、蓝色及绿色的LED等而能够显示红色、蓝色及白色3种颜色,则可为任意瞄准器。图14的(C)展示瞄准器140上显示的瞄准线141(十字线及圆形线)以红色加以显示作为交感神经刺激、以蓝色加以显示作为副交感神经刺激、以白色加以显示作为初始化刺激。或者,瞄准器140也可使瞄准线141周围(例如被十字线和圆形线围住的区域或者圆形线外周侧的区域)的显示颜色变为红色、蓝色及白色。

[0086] 控制终端130例如与调整装置3的控制终端一样是由射手105带在身上的移动终端,但也可不同于图示的例子而内置于瞄准器140等当中。控制终端130的功能与调整装置3的控制终端相同。在射击或射箭中,射手必定会观察瞄准器,因此,对射手(受试者)的刺激比较适合的是经由瞄准器的颜色刺激,但调整装置4中也可使用上述的热冷刺激或声音刺激而限于颜色刺激。只要通过调整装置4来抑制心率而使微小体动的间隔变为1秒(60bpm)左右或以上,射手就能在不受微小体动的影响的情况下进行射击,因此能提高瞄准的精度。

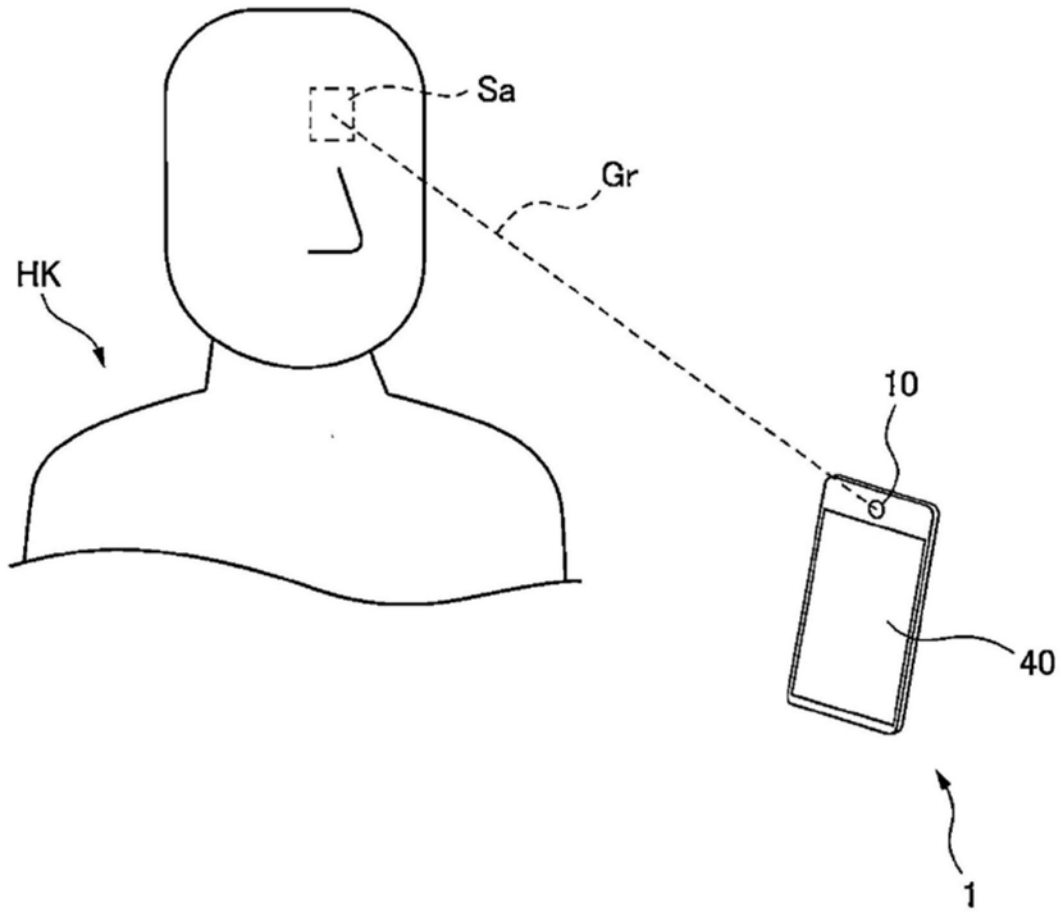


图1

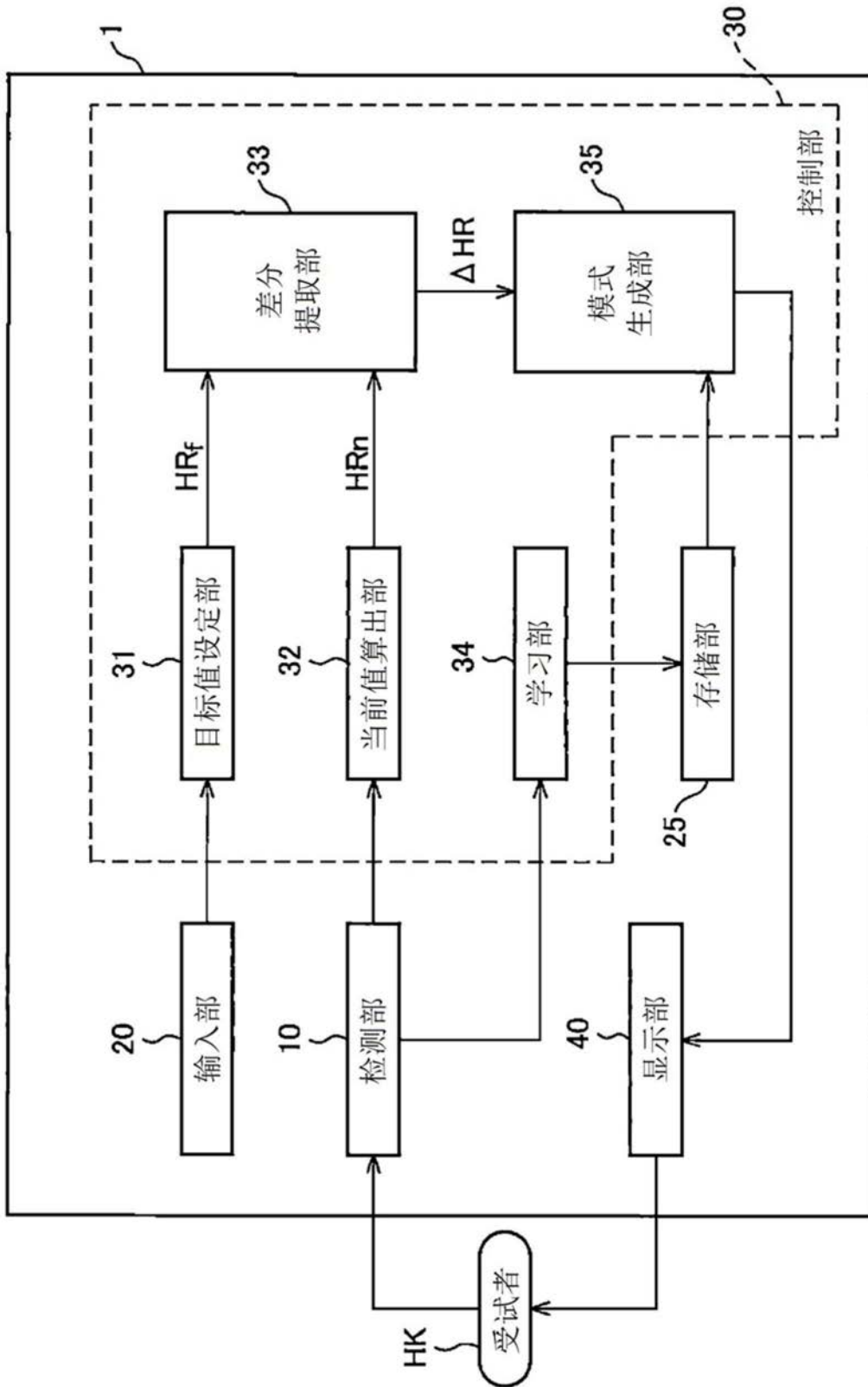


图2

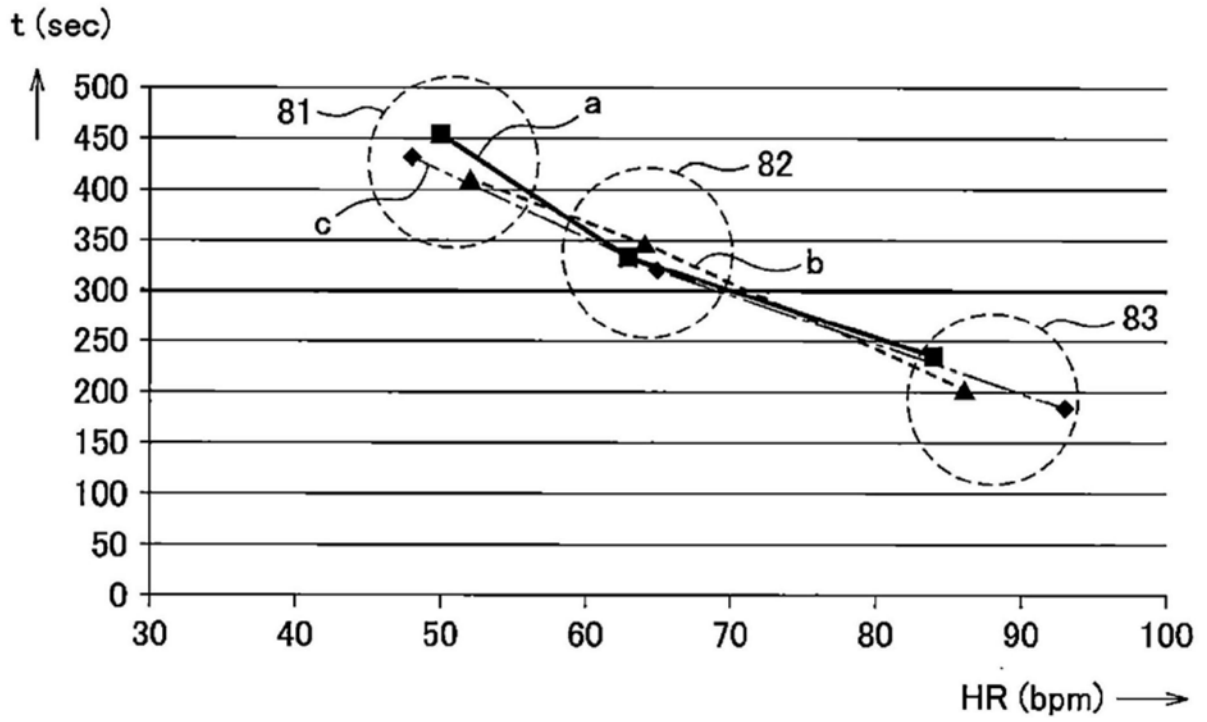


图3

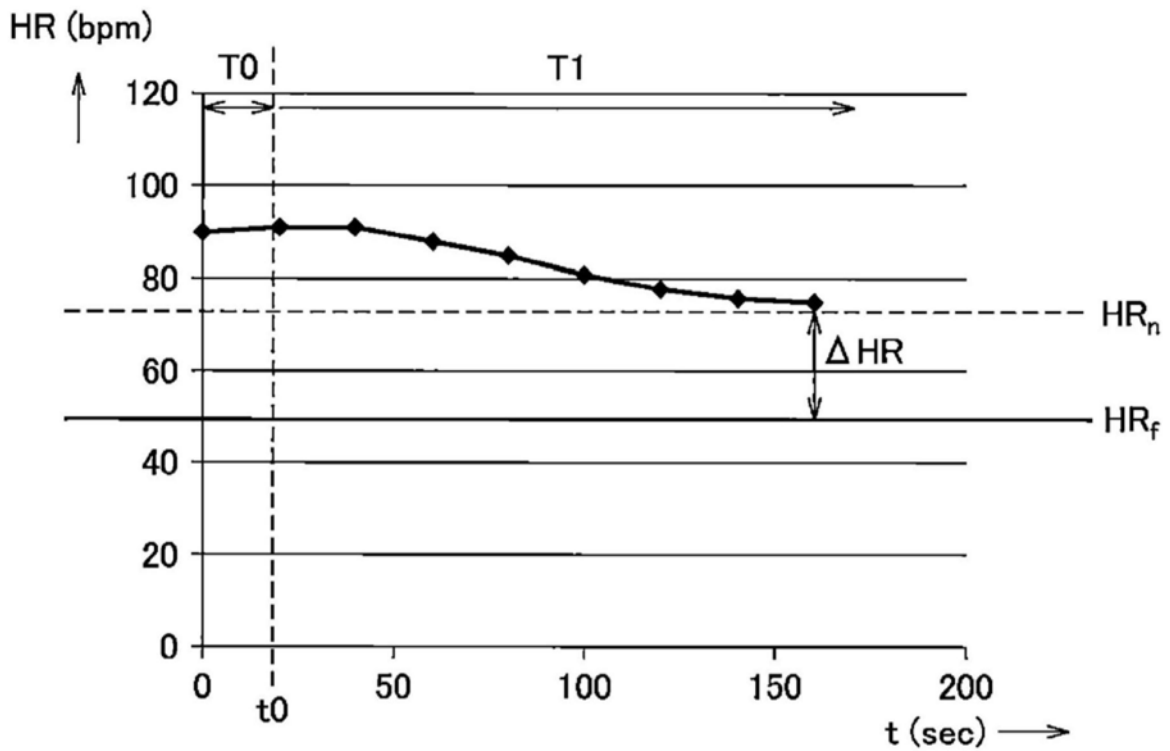


图4

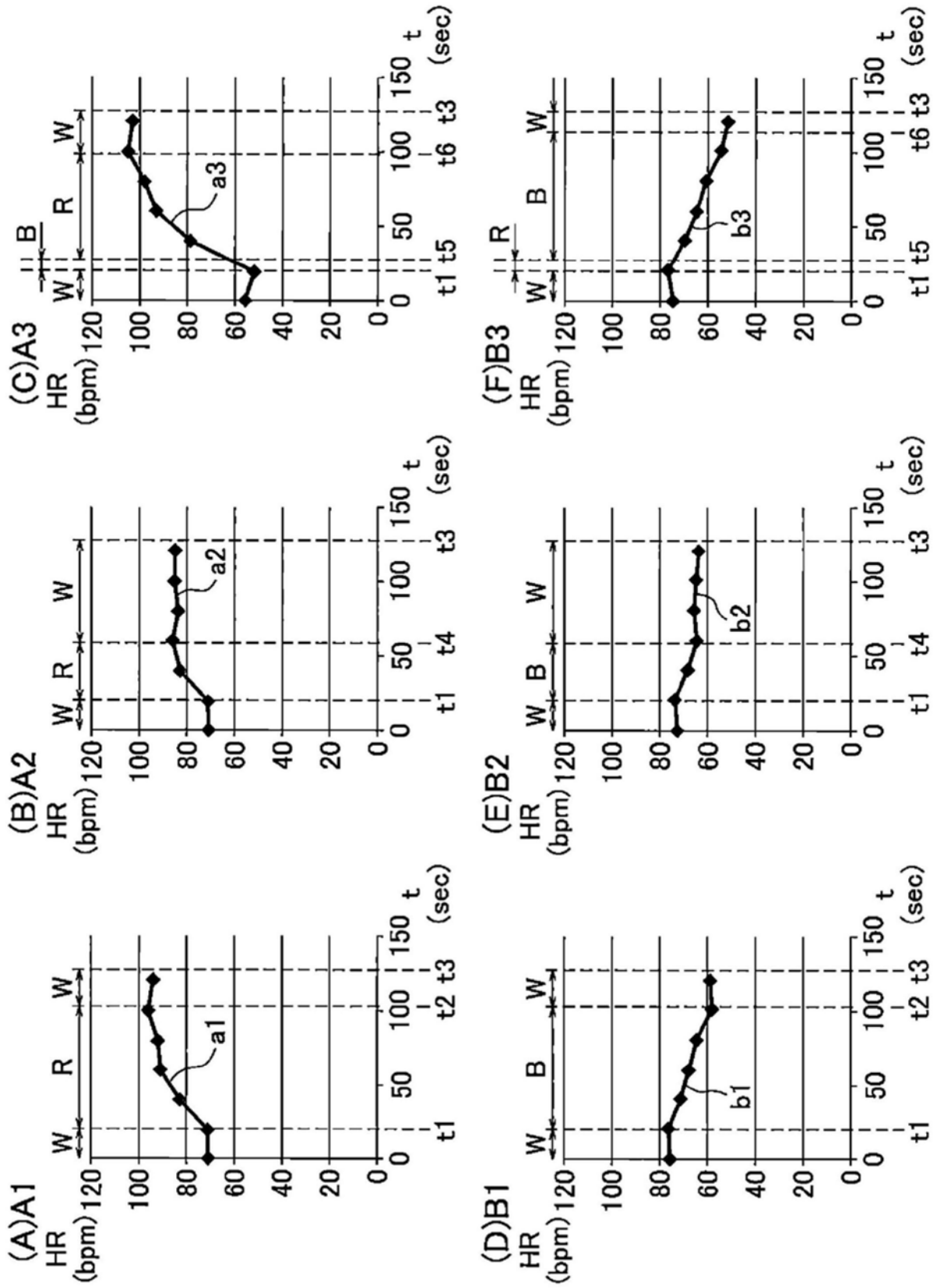


图5

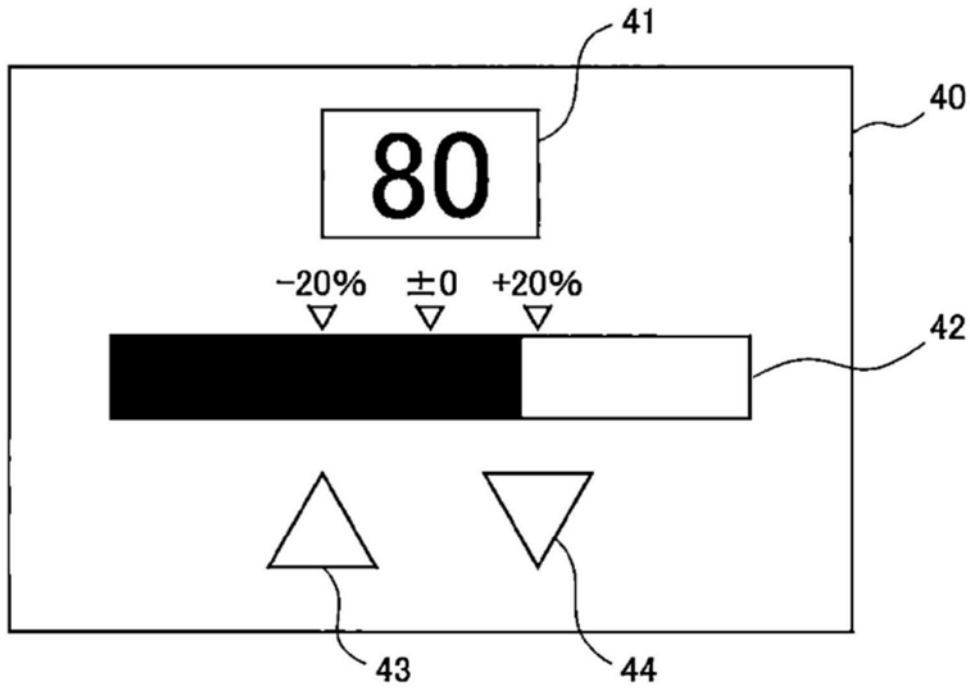


图6

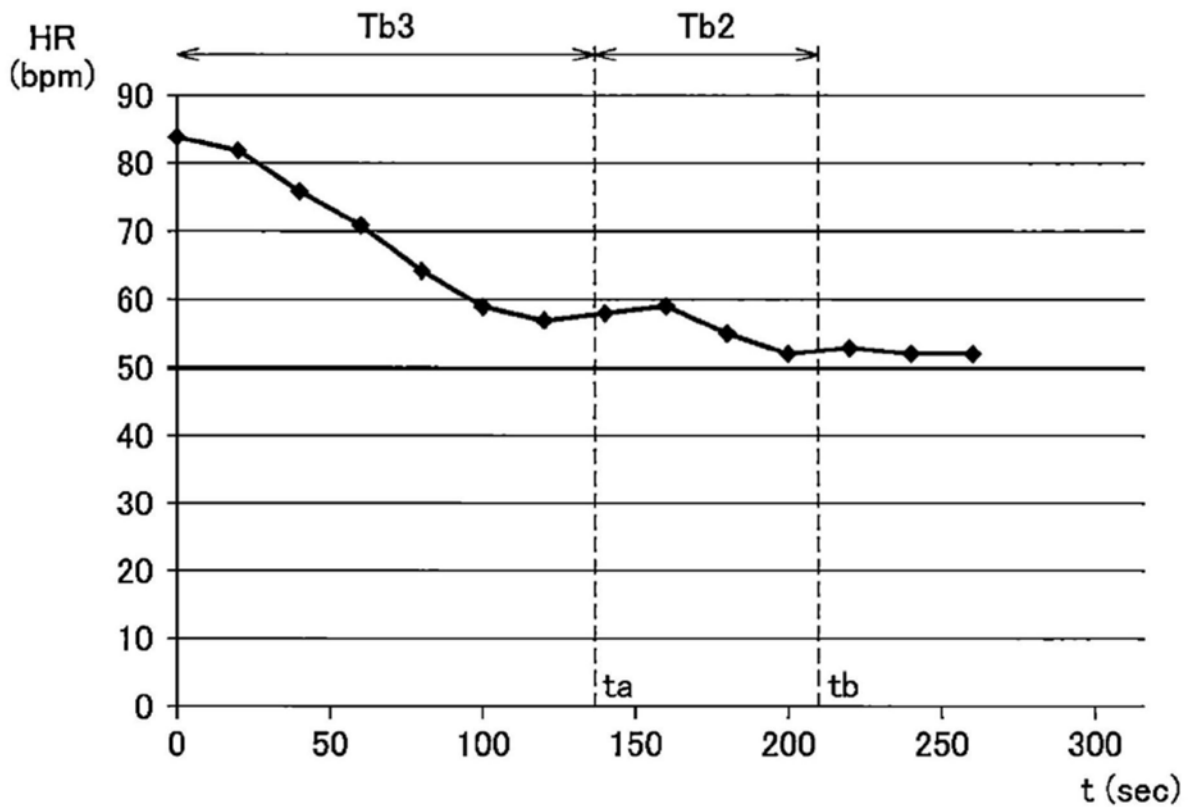


图7

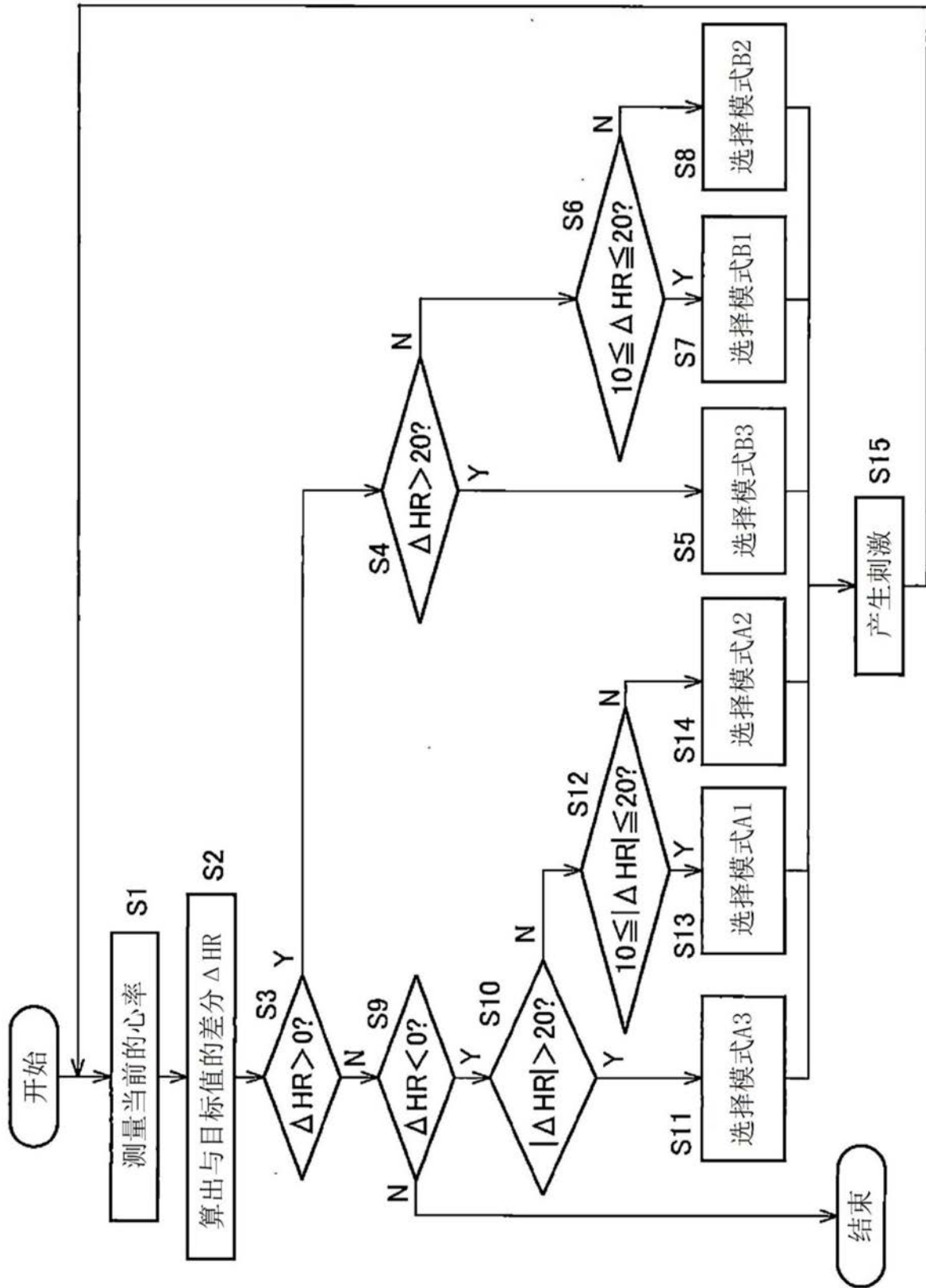


图8

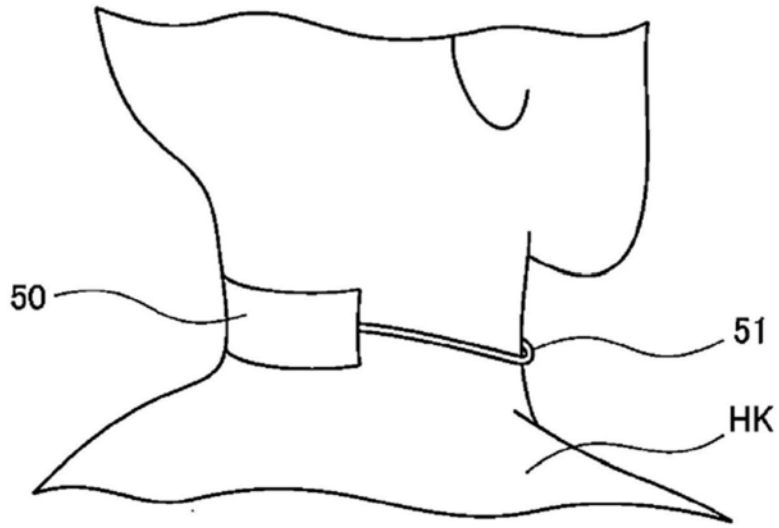


图9

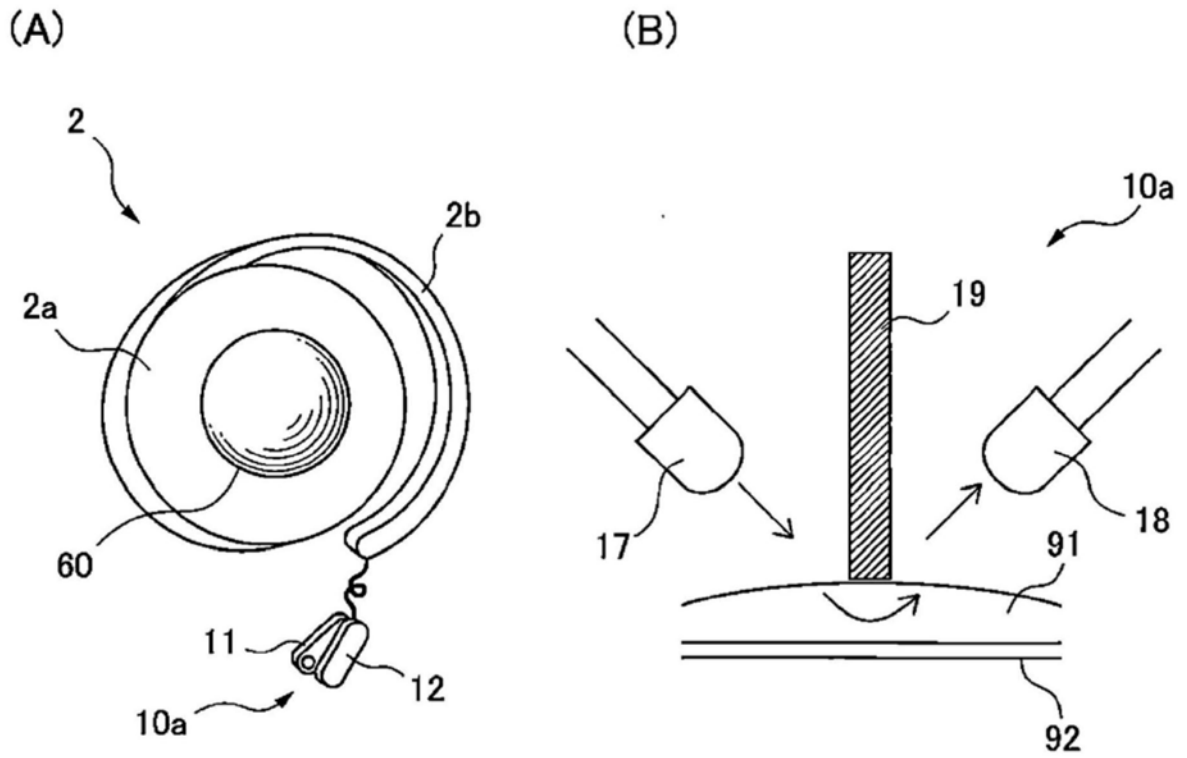


图10

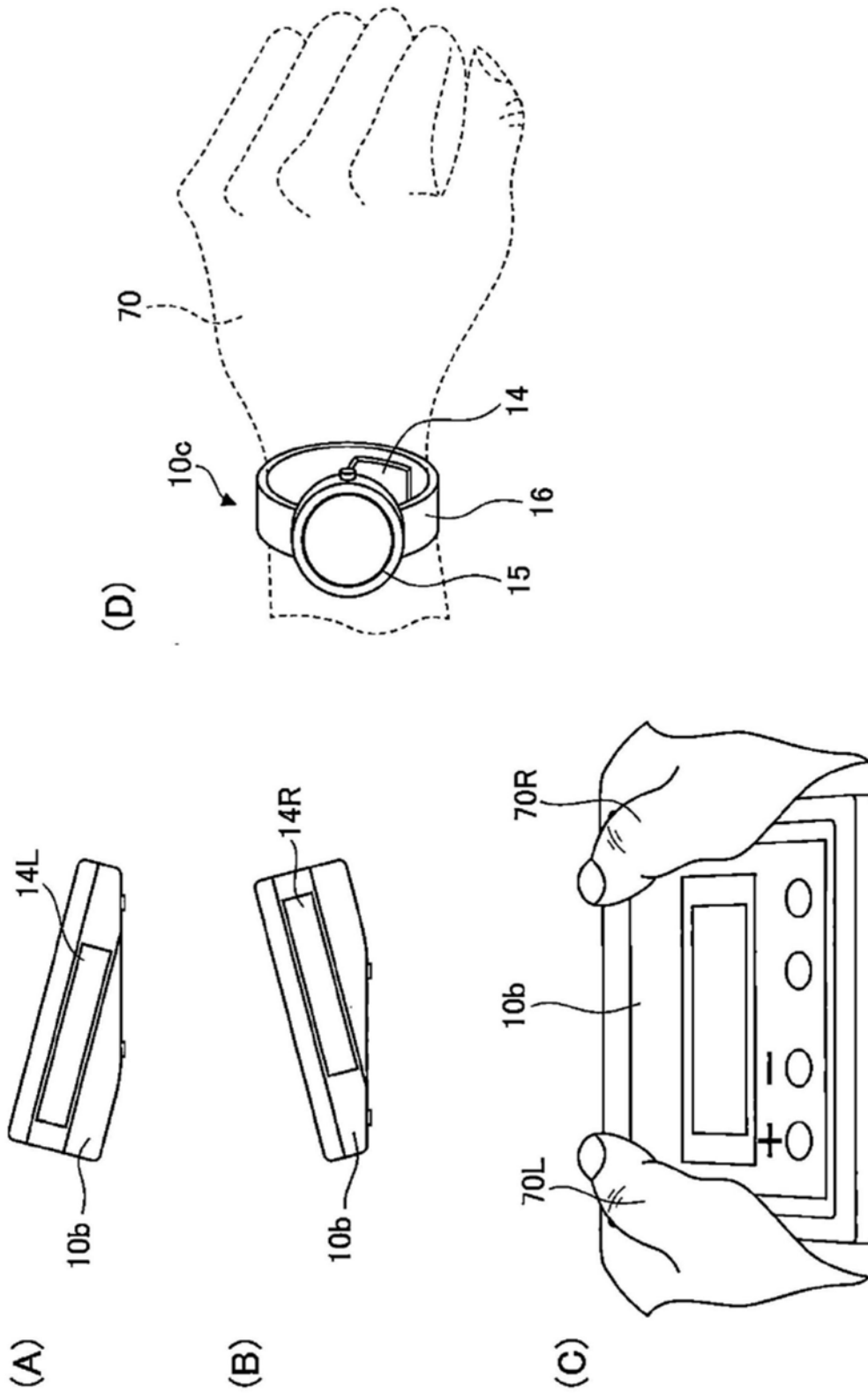


图11

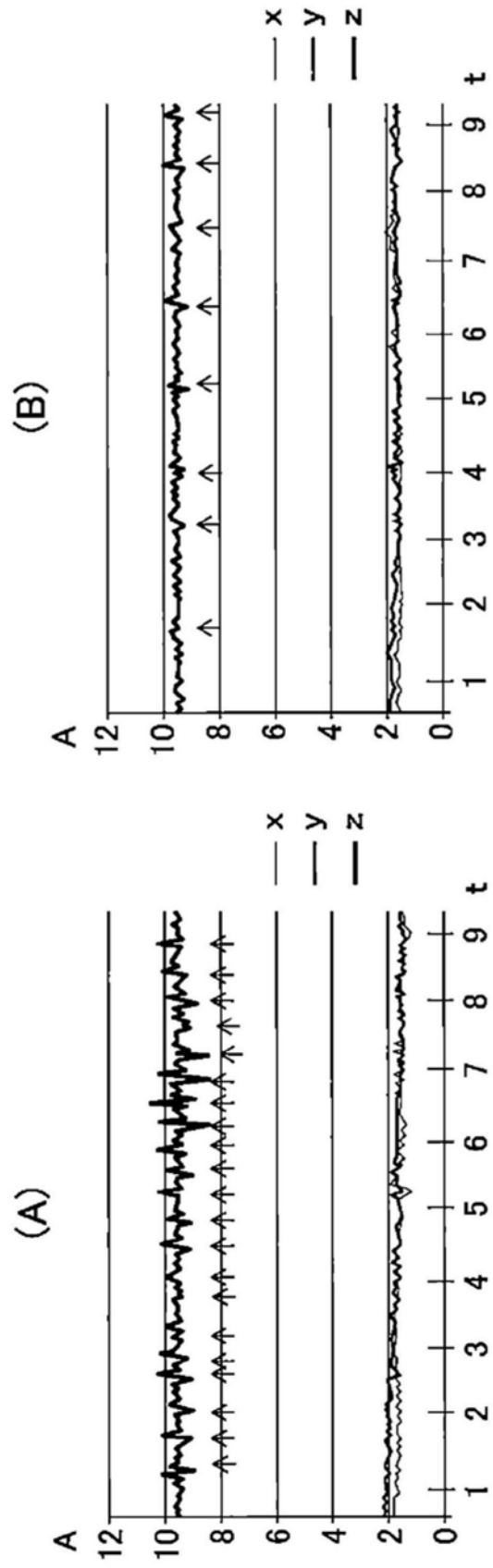


图12

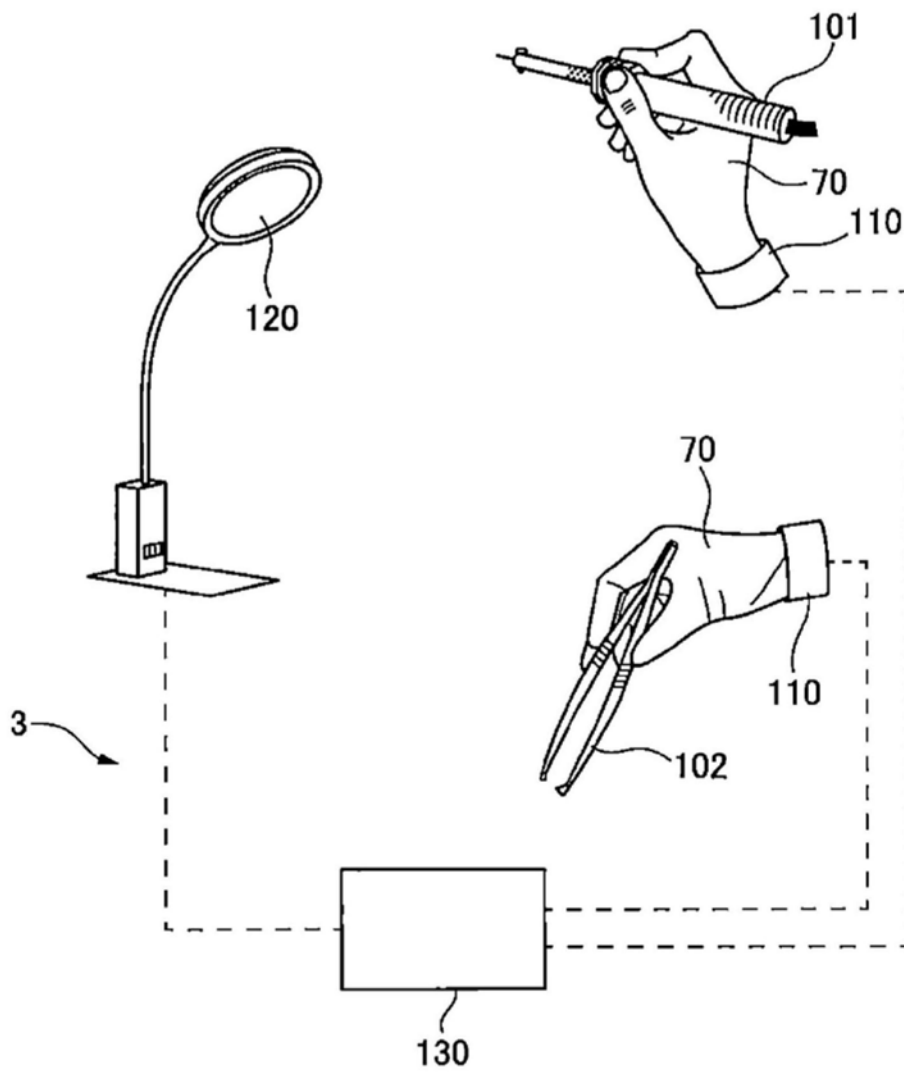


图13

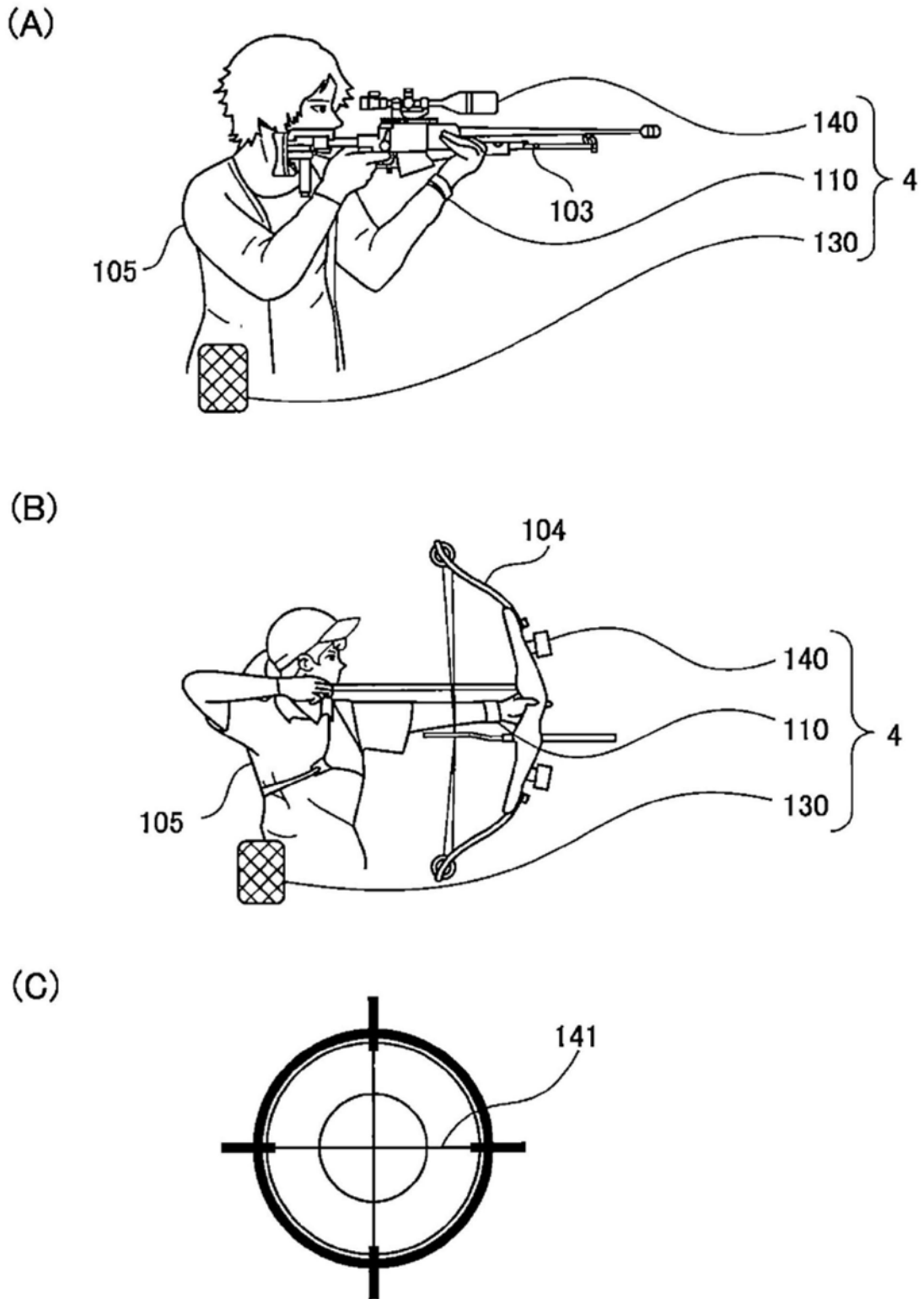


图14