



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110279395 A

(43)申请公布日 2019. 09. 27

(21)申请号 201910444248.X

(22)申请日 2019.05.27

(71)申请人 北京爱可达科技有限公司

地址 100089 北京市海淀区长春桥路11号4
号楼1702

(72)发明人 全星龙 朱一原 陈宇 陈宏
朱乐天

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理
有限公司 11205

代理人 马爽 臧建明

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

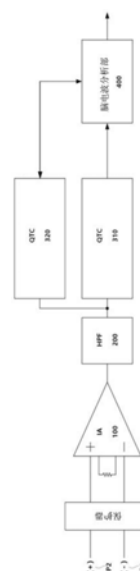
权利要求书1页 说明书7页 附图10页

(54)发明名称

具备反馈算法的脑电波测定装置

(57)摘要

本发明的脑电波测定装置,包括:测量放大器(instrument amplifier),其放大输出脑电波信号;高通滤波器,其通过测量放大器的输出中的高频;固定带宽电荷-时间变换器,其接收高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;可变带宽电荷-时间变换器,其接收高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;以及脑电波分析部,其接收固定带宽电荷-时间变换器和可变带宽电荷-时间变换器输出的数字信号并计算放松指标,并控制可变带宽电荷-时间变换器的截止频率。本发明提供能够利用全新放松指标更加明确地确认冥想状态与非冥想状态。



1. 一种脑电波测定装置,其特征在于,包括:
测量放大器(instrument amplifier),其放大输出脑电波信号;
高通滤波器,其通过所述测量放大器的输出中的高频;
固定带宽电荷-时间变换器,其接收所述高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;
可变带宽电荷-时间变换器,其接收所述高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;以及
脑电波分析部,其接收所述固定带宽电荷-时间变换器和所述可变带宽电荷-时间变换器输出的数字信号并计算放松指标,并控制所述可变带宽电荷-时间变换器的截止频率。
2. 根据权利要求1所述的脑电波测定装置,其特征在于,所述固定带宽电荷-时间变换器包括:
第一跨导放大器(transconductance amplifier),其输出相当于所述高通滤波器的输出电压与参考电压之差的电流;
电容器,其形成相当于所述第一跨导放大器的输出电流的第一电压;
比较器,其比较所述第一电压与比较器临界电压;以及
计数器,其向一输入提供时钟信号,向另一输入提供所述比较器的输出,计数相当于所述比较器的输出脉冲宽度的时钟信号的个数并输出。
3. 根据权利要求1所述的脑电波测定装置,其特征在于,所述可变带宽电荷-时间变换器包括:
第二跨导放大器,其输出相当于所述高通滤波器的输出电压与参考电压之差的电流;
电容器组,其形成相当于所述第二跨导放大器的输出电流的第二电压;
比较器,其比较所述第二电压与比较器临界电压;以及
计数器,其向一输入提供时钟信号,向另一输入提供所述比较器的输出,计数相当于所述比较器的输出脉冲宽度的时钟信号的个数并输出。
4. 根据权利要求2或3所述的脑电波测定装置,其特征在于:
所述比较器的临界电压为周期信号,在一个周期内包括上升及下降区间。
5. 根据权利要求3所述的脑电波测定装置,其特征在于:
所述脑电波分析部通过控制所述第二跨导放大器的跨导特性及所述电容器组的电容中的至少一个控制所述可变带宽电荷-时间变换器的带宽。
6. 根据权利要求3所述的脑电波测定装置,其特征在于:
所述电容器组包括多个电容器,
所述可变带宽电荷-时间变换器还包括放电充电于包含在电容器组的多个电容器的电荷的放电开关。

具备反馈算法的脑电波测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脑电波测定装置。

背景技术

[0002] 脑电波是神经系统中脑神经之间传递信号时生成的电流,根据身心状态而不同,是测定脑活动状态的最重要的指标。脑电波是通过在头皮上附着多个电极记录伴随脑神经细胞的活性而引发的细胞外电流的总和,又称之为脑电图 (EEG:Electroencephalogram)。

[0003] 关于影响人类思考和行为的认知与记忆的执行,根据实施的事情激活的区域也不相同,并且可能根据年龄、个人的能力以及脑部疾患的有无等,其模式也会变化。

[0004] 可人类的脑电波可以如下表1区分。可以利用测定的脑电波获取多种指标,并通过计算由其中的Alpha/H-Beta定义的RAHB(ratio of alpha to high beta power)判别稳定、压力与否。

[0005] 【表1】

[0006]

无意识 级别	δ 波 (0.5~4Hz)	<ul style="list-style-type: none"> - 在沉睡中或昏迷状态时出现 - 新生儿、幼儿的脑波中明显地出现 δ 波
内在意 识级别	Θ 波 (4~7Hz)	<ul style="list-style-type: none"> - 4~7Hz - 情绪稳定或睡眠时出现 - 创意性的状态、超学习能力状态、紧张缓解
		<ul style="list-style-type: none"> - 6~7Hz的 Θ 波 (称之为Fm Θ 波) 在解除不安感、提高注意、集中力时出现
	α 波 (8~13Hz)	<ul style="list-style-type: none"> - 慢-α 波 - 出现于紧张缓解等心态平稳的状态,是精神稳定及冥想状态时出现的脑波
		<ul style="list-style-type: none"> - 中-α 波 (10~12Hz) - 在身体、精神缓解状态出现的脑波 - 直觉力、记忆力、集中力等最佳时出现的脑波
		<ul style="list-style-type: none"> - 快-α 波 (12~13Hz) - 是注意集中以及稍微紧张状态下出现的脑波
有意识 级别	β 波 (14~34Hz)	<ul style="list-style-type: none"> - SMR波 (12~15Hz): 感觉运动节律 - 一般在白天时间 80%以上使用SMR波,反之会丧失睡眠的周期节律或打破身体均衡
		<ul style="list-style-type: none"> - 醒来时、说话时、进行所有有意识的活动时出现 - 与视觉、听觉、触觉、味觉、嗅觉有较深的关联 - 是在稍微紧张状态处理事情时出现的脑波
	γ 波 (35~50Hz)	<ul style="list-style-type: none"> - 在进行体育竞赛或解难的数学题等时出现 - 是在不安、兴奋、压力状态下出现的脑波

发明内容

[0007] 技术问题

[0008] 人在紧张或兴奋状态或者受压力状态下产生强的H-Beta波,而在精神及肉体的紧张缓解、解除压力时产生强的Alpha波。根据这两种特性,将对于H-Beta波的Alpha波的比率即RAHB用作表示放松 (Meditation, Relaxation) 的指标。RAHB指标通常在情绪不安时激活的H-Beta波越少且脑在休息时或放松时激活的Alpha波越多时呈现更高的数值。

[0009] 但是,现有的RAHB指标具有很难区分冥想状态及非冥想状态的缺点。

[0010] 本发明的目的是用于解决上述现有技术的缺点。即,本发明所要解决的主要技术问题之一为提供利用能够更加明确地表示冥想状态及非冥想状态的区别的放松指标,能够更加明确地确认使用者的状态的脑电波测定装置。

[0011] 技术方案

[0012] 本发明的脑电波测定装置,包括:测量放大器(instrument amplifier),其放大输出脑电波信号;高通滤波器,其通过所述测量放大器的输出中的高频;固定带宽电荷-时间变换器,其接收所述高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;可变带宽电荷-时间变换器,其接收所述高通滤波器的输出,通过低频后并以数字信号输出;以及脑电波分析部,其接收所述固定带宽电荷-时间变换器和所述可变带宽电荷-时间变换器输出的数字信号并计算放松指标,并控制所述可变带宽电荷-时间变换器的截止频率。

[0013] 根据本发明的一个实施方式,所述脑电波分析部通过计算数学式 $\frac{a \times A - b \times H - \text{beta}}{ATP}$ 获取所述放松指标。其中,a、b:权重值,A:α (Alpha) 波,H-beta:高β (high Beta) 波,ATP (absolute total power):绝对总功率。

[0014] 根据本发明的一个实施方式,所述固定带宽电荷-时间变换器包括:第一跨导放大器(transconductance amplifier),其输出相当于所述高通滤波器的输出电压与参考电压之差的电流;电容器,其形成相当于所述第一跨导放大器的输出电流的第一电压;比较器,其比较所述第一电压与比较器临界电压;以及计数器,其向一输入提供时钟信号,向另一输入提供所述比较器的输出,计数相当于所述比较器的输出脉冲宽度的时钟信号的个数并输出。

[0015] 根据本发明的一个实施方式,所述可变带宽电荷-时间变换器包括:第二跨导放大器,其输出相当于所述高通滤波器的输出电压与参考电压之差的电流;电容器组,其形成相当于所述第二跨导放大器的输出电流的第二电压;比较器,其比较所述第二电压与比较器临界电压;以及计数器,其向一输入提供时钟信号,向另一输入提供所述比较器的输出,计数相当于所述比较器的输出脉冲宽度的时钟信号的个数并输出。

[0016] 根据本发明的一个实施方式,比较器的临界电压为周期信号,在一个周期内包括上升及下降区间。

[0017] 根据本发明的一个实施方式,脑电波分析部通过控制第二跨导放大器的跨导特性及电容器组的电容中的至少一个控制可变带宽电荷-时间变换器的带宽。

[0018] 根据本发明的一个实施方式,电容器组包括多个电容器,可变带宽电荷-时间变换器还包括放电充电于包含在电容器组的多个电容器的电荷的放电开关。

[0019] 根据本发明的一个实施方式,所述脑电波分析部通过记载数学式 $\frac{SMR + M - \text{beta}}{\text{Theta}}$, 还获取集中力指标。其中,SMR:12-15Hz的SMRβ (Beta) 波,M-beta:15-

20Hz的Mβ (Beta) 波,Theta:4-7Hz的Θ 波。

[0020] 根据本发明的任一实施方式,所述a、b加权值根据使用者的级别不同地设置。

[0021] 技术效果

[0022] 根据本发明,提供能够利用全新放松指标更加明确地确认冥想状态与非冥想状态的优点。

附图说明

- [0023] 图1为本发明的脑电波测定装置的框图；
- [0024] 图2为例示根据国际10-20系统配置的电极P1、P2的示意图；
- [0025] 图3为测量放大器100的简要电路图；
- [0026] 图4为显示固定带宽电荷-时间变换器的概要的示意图；
- [0027] 图5 (A) 为现有技术中的电荷-时间变换器的时序图，图5 (B) 为本发明的电荷-时间变换器的简要时序图；
- [0028] 图6为显示可变带宽电荷-时间变换器的概要的示意图；
- [0029] 图7为显示电容器组 C_{bank} 的概要的例示图；
- [0030] 图8 (A)、图8 (B) 及图8 (C) 分别显示从初级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标的示意图；
- [0031] 图9 (A)、图9 (B) 及图9 (C) 分别显示从中级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标的示意图；
- [0032] 图10 (A)、图10 (B) 及图10 (C) 分别显示从高级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标的示意图。
- [0033] 附图标记说明
- | | |
|-------------------------|------------------|
| [0034] 100:测量放大器 | 200:高通滤波器 |
| [0035] 310:固定带宽电荷-时间变换器 | 312:第一跨导放大器 |
| [0036] 314:临界电压生成器 | 316:比较器 |
| [0037] 318:计数器 | 320:可变带宽电荷-时间变换器 |
| [0038] 322:第二跨导放大器 | 324:临界电压生成器 |
| [0039] 326:比较器 | 400:脑电波分析部 |
| [0040] C_{bank} :电容器组 | |

具体实施方式

- [0041] 以下参见附图详细说明本发明的脑电波测定装置。
- [0042] 图1为本发明的脑电波测定装置的框图。参见图1，本发明的脑电波测定装置包括放大输出脑电波的测量放大器(instrumentation amplifier) 100、通过测量放大器的输出中高频的高通滤波器200、接收高通滤波器200的输出后通过低频并以数字信号输出的固定带宽电荷-时间变换器310、接收高通滤波器200的输出后通过低频并以数字信号输出的可变带宽电荷-时间变换器320以及接收数字信号后计算放松指标并控制可变带宽电荷-时间变换器的阻断频率的脑电波分析部400。
- [0043] 通常从头皮测定脑电波信号，如图2所例示，从根据国际10-20系统配置的电极P1、P2检测。“10”和“20”是表示相邻的电极之间的实际距离为头盖骨的前-后或左-右总距离的10%或20%。作为一例，从鼻根点(nasion)到枕骨隆突(inion)横穿头部进行测定。
- [0044] 在头皮上测定的脑电波具有约1-60Hz的频率和5-300 μ V的电压。作为一例，一般的Alpha波和Beta波的电压分别大约为50 μ V及20 μ V。用电极P1、P2测定的脑电波信号提供给测量放大器(instrumentation amplifier) 100。
- [0045] 通常，脑电波测定系统将人体信号放大1,000倍以上后使用，就利用信号的频率成

分的特性上,在所需的频带(Band)内具有预定的放大度才能进行正确的脑电波测定及分析。

[0046] 现有的脑电波测定系统包括比较器、高通滤波器、低通滤波器及模-数转换器(ADC),并利用通过模-数转换器的EEG信号分析脑电波。

[0047] 但是现有的脑电波测定系统是低通滤波器(Low Pass Filter;LPF)的截止频率(Cutoff Frequency)取决于外部电阻、电容的结构,具有需要通过脑电波分析的详细的监控的情况下不能控制截止频率(Cutoff Frequency Control)的缺点。

[0048] 因此,本发明在现有的脑电波测定系统中删除低通滤波器,并且如图1所示,在高通滤波器200并列连接固定带宽电荷-时间变换器310及可变带宽电荷-时间变换器320,并将所述固定带宽电荷-时间变换器310及可变带宽电荷-时间变换器320连接于脑电波分析部400。

[0049] 其结果,采用上述结构的情况下,从固定带宽电荷-时间变换器310输出的脑电波信号输入于脑电波分析部400用于脑电波分析,根据脑电波分析结果由脑电波分析部400执行通过可变带宽电荷-时间变换器320的截止频率控制(Cutoff Frequency Control),使得能够详细地监控根据脑电波状态所需的特定频段(Band)内的信号。

[0050] 如上,本发明监控从固定带宽电荷-时间变换器310输入的整个频段的脑电波,同时使其能够监控其中想要更加详细地监控的特定频段,从而具有能够更加明确地分析及提取放松指数、冥想度及集中度的优点。

[0051] 图3是测量放大器100的简要电路图。参见图3,测量放大器100从通过电极P1、P2检测并输出的脑电波信号中去除噪音成分并放大输出脑电波信号。

[0052] 由电极P1、P2提供的脑电波信号中重叠存在作为差模(differential mode)的脑电波信号以及作为共模(common mode)的噪音成分。由于测量放大器100具有高的共模抑制比(CMRR,common mode rejection ratio),因此能够去除作为共模成分的噪音。并且,由于具有高的阻抗,因此能够降低电极之间的阻抗不匹配(impedance mismatch)引发的检测信号不均匀造成的误差。

[0053] 根据未示出的实施例,测量放大器100还包括负反馈路径(negative feedback path),负反馈路径中可配置低通滤波器(LPF,Low pass filter)。其结果,测量放大器100整体上可具有高通特性,能够去除因身体部位与电极接触面的电阻引发的直流偏移(DC offset)电压。

[0054] 再次参见图1,高通滤波器200是排除截止频率(cut-off frequency)以下的频率成分的构成,用于通过测量放大器输出的信号中截止频率以上频段的生体信号。

[0055] 作为一例,高通滤波器200可用一次或二次以上的高次RC滤波器实现,与有源滤波器(active filter)及无源滤波器(passive filter)等类型无关。并且,可以用贝塞尔滤波器(Bessel Filter)、巴特沃斯滤波器(Butterworth Filter)或切比雪夫滤波器(Chebyshev Filter)等多种滤波器实现。

[0056] 图4是显示固定带宽电荷-时间变换器310的概要的示意图。参见图4,固定带宽电荷-时间变换器310包括接收通过高通滤波器200的脑电波信号 V_{IN} 和参考电压 V_{RLD} 并输出相当于其差异电流 I_{OTA} 的第一跨导放大器(trans-conductance amplifier)312、形成相当于第一跨导放大器的输出电流的第一电压的电容器C、比较第一电压与参考电压的比较器

316、向一个输入提供时钟信号CLK,向另一输入提供比较器的输出以计数并输出相当于比较器的输出脉冲宽度的时钟信号的个数的计数器318。

[0057] 第一跨导放大器312接收经过高通滤波器200的脑电波信号 V_{IN} 和参考电压 V_{RLD} ,输出相当于其差异的电流 I_{OTA} 。跨导放大器的输出电流 I_{OTA} 可以表示为如下数学式1。

[0058] 【数学式1】

[0059] $I_{OTA} = gm(V_{IN} - V_{RLD})$

[0060] gm :放大器的跨导特性。

[0061] 跨导特性 gm 是放大器的特性值,可具有固定值,可根据从外部提供的信号被控制。

[0062] 跨导放大器312输出的电流 I_{OTA} 供给电容器C,电容器C积累电流 I_{OTA} 并在相应的跨导放大器312的输出节点形成用以下数学式2所表示的电压 V_{OTA_OUT} 。

[0063] 【数学式2】

$$V_{OTA_OUT} = \frac{1}{C} \int_0^t I_{OTA} dt$$

[0064]

$$= \frac{gm(V_{IN} - V_{RKD})}{C} t$$

[0065] 比较器316比较向一个输入提供的形成于跨导放大器312的输出节点的电压 V_{OTA_OUT} 与向另一输入提供的临界电压生成器314输出的比较器临界电压 V_{REFT} ,输出相当于其大小的脉冲。在图4例示的实施例中,形成于跨导放大器312的输出节点的电压 V_{OTA_OUT} 大于比较器临界电压 V_{REFT} 的情况下输出逻辑高状态,形成于跨导放大器312的输出节点的电压 V_{OTA_OUT} 小于比较器临界电压 V_{REFT} 的情况下输出逻辑低状态。

[0066] 通过向放电开关周期性地提供复位信号RST以放电充电于电容器C的电荷。因此,周期性地复位形成于跨导放大器312的输出节点的电压。

[0067] 因此,周期性地复位比较器316,并且形成于跨导放大器312的输出节点的电压 V_{OTA_OUT} 输出具有根据比较器临界电压 V_{REFT} 之间的大小的占空比(duty ratio)的脉冲OUT。

[0068] 图5(A)是现有技术的电荷-时间变换器的时序图,图5(B)是本发明的电荷-时间变换器310的简要时序图。

[0069] 参见图4及图5(A),现有技术的电荷-时间变换器310的比较器临界电压 V_{RLD} 的电平不变。因此,生体信号传递至跨导放大器使得在跨导放大器的输出节点形成电压,但是可能存在其大小未达到比较电压的情况。这种情况下,虽然如图5(A)中用波线所示的部分发生了脑电波信号,但在脑电波信号测定系统中测定为未发生脑电波信号。

[0070] 参见用图5(B)例示的本实施例的时序图和图4,本实施例的临界电压生成器314形成并输出一个周期期间包括上升区间和下降区间的比较器临界电压 V_{REFT} 。因此,能够测定关于现有技术的电荷-时间变换器测定为未发生脑电波信号的部分,以此能够确认脉冲信号OUT的形成。

[0071] 计数器318向一个输入提供时钟信号向另一输入提供比较器316输出的脉冲信号OUT。作为一个实施例,计数器318计数(count)脉冲信号OUT的逻辑高状态期间包含于时钟信号CLK的脉冲的个数,输出相应的数字码。提供于计数器318的时钟信号CLK的频率越高能够获取更高分辨率的数字码。

[0072] 图6是示出可变带宽电荷-时间变换器320的概要的示意图。参见图6,可变带宽电荷-时间变换器320包括接收通过高通滤波器200的脑电波信号 V_{IN} 和参考电压 V_{RLD} 以输出相当于其差异的电流 I_{OTA} 第二跨导放大器322、形成相当于第二跨导放大器322的输出电流的第二电压的电容器组 C_{bank} 、比较第二电压与参考电压的比较器326以及向一个输入提供时钟信号CLK并向另一输入提供比较器OUT的输出,计数并输出相当于比较器输出脉冲宽度的时钟信号的个数的计数器328。

[0073] 就说明可变带宽电荷-时间变换器320方面,省略关于与以上说明的固定带宽电荷-时间变换器320相同或类似的要素的说明。第二跨导放大器322的输出电流 I_{OTA} 可供电容器组 C_{bank} 。如图7例示,电容器组 C_{bank} 由多个电容器 $C_1, C_2, C_3, \dots, C_n$ 并列连接而成,并且电容器 $C_1, C_2, C_3, \dots, C_n$ 的一个电极可以连接于各个开关。可通过脑电波分析部400提供的电容器控制信号 C_{cont} 控制开关的接通及断开。

[0074] 脑电波分析部400输出电容器控制信号 C_{cont} ,控制使得电容器组 C_{bank} 具有所期望的等价电容。并且脑电波分析部400可通过向跨导放大器提供跨导控制信号控制跨导特性。

[0075] 脑电波分析部400可通过调整包含于可变带宽电荷-时间变换器320的第二跨导放大器320的跨导特性(gm)值和电容器组 C_{bank} 的等价电容值控制低频截止频率(Low-pass cutoff frequency)。

[0076] 脑电波分析部400接收固定带宽电荷-时间变换器310及可变带宽电荷-时间变换器320提供的数字信号计算放松指标。本实施例的放松指标可以如数学式3计算得到。

[0077] 【数学式3】

$$[0078] \quad \text{放松指标} = \frac{a \times A - b \times H - \text{beta}}{ATP}$$

[0079] a、b:权重值,A:Alpha波,H-beta:高 β (high Beta)波,ATP(absolute total power):绝对的总功率。

[0080] 作为一个实施例,权重值a、b可根据冥想初级者、中级者及高级者而异。

[0081] 作为一个实施例,脑电波分析部400可以接收固定带宽电荷-时间变换器310及可变带宽电荷-时间变换器320的数字信号,计算集中力指标。集中力指标可以如以下数学式4计算得到。

[0082] 【数学式4】

$$[0083] \quad \frac{SMR + M - \text{beta}}{\text{Theta}}$$

[0084] SMR:12-15Hz的SMR Beta波,M-beta:15-20Hz的M Beta波,Theta:4-7Hz的 Θ 波。

[0085] 脑电波分析部400可根据分析脑电波信号取得的放松指标输出电容器控制信号 C_{cont} 调整可变带宽电荷-时间变换器320低频截止频率,使得详细监控根据当前状态所需频段内的信号。

[0086] 实验例

[0087] 向包括初级者、中级者及高级者的实验对象执行了如下测试。测试时间及步骤如下:

[0088] 准备(22~30秒):进行测试程序的步骤;

[0089] 天空图像(20秒):准备下一步骤的步骤;

[0090] 目标图像(1分):集中的步骤;

[0091] 天空图像(20秒):准备下一步骤的步骤;

[0092] 山谷图像(1分):冥想的步骤;

[0093] 天空图像:准备下一步骤的步骤;

[0094] 图8(A)、图8(B)及8(C)是分别示出如上执行测试中从初级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标的示意图,图9(A)、图9(B)及图9(C)是分别示出从中级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标的示意图,图10(A)、图10(B)及图10(C)是分别示出从高级者获取的脑电波、现有的RAHB指标及本发明的放松指标地示意图。各示意图中用粗的四角形显示了冥想状态。

[0095] 参见示出从初级者获取的脑电波地图8(A)和从其获取的现有的RAHB指标,整体上未区分准备步骤和冥想步骤,并且能够确认还发生RAHB指标在冥想步骤比在准备步骤更低的现象。但是,参见示出对初级者适用权重值(a、b)的本发明的放松指标的图8(C),能够确认放松指标在冥想步骤比准备步骤更高。

[0096] 参见示出从中级者获取脑电波的图9(A)及从其获取的现有的RAHB指标,能够确认虽然能够整体上区分准备步骤与冥想步骤,但其并没有大的差异。但是,参见示出对中级者适用权重值(a、b)的本发明的放松指标的图9(C),能够确认放松指标在冥想步骤比准备步骤呈现大的差异。

[0097] 参见示出从高级者获取脑电波的图10(A)及从其获取的现有的RAHB指标,能够确认存在RAHB指标在准备步骤比在冥想步骤更高的情况。但是,参见示出对高级者适用权重值(a、b)的本发明的放松指标的图10(C),能够确认放松指标在冥想步骤比其他任何步骤呈现大的差异。

[0098] 从上述实验结果能够确认,使用本发明的调节可变带宽电荷-时间变换器的带宽后获取的脑电波,以及根据从其获取的初级者、中级者及高级者的水平区别设置权重值的本发明的放松指标的情况下,能够清晰地呈现非冥想状态与冥想状态的区别。

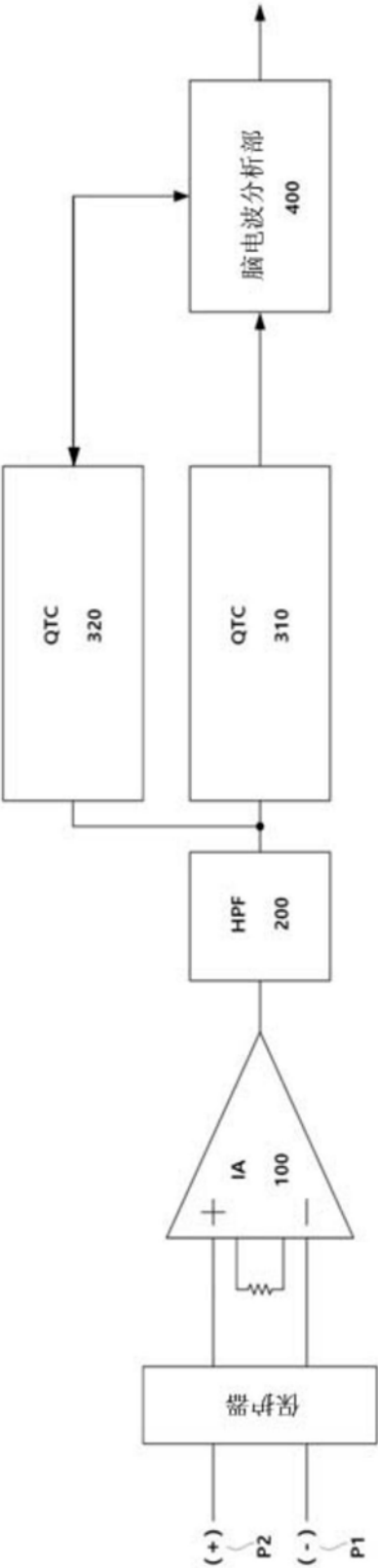


图1

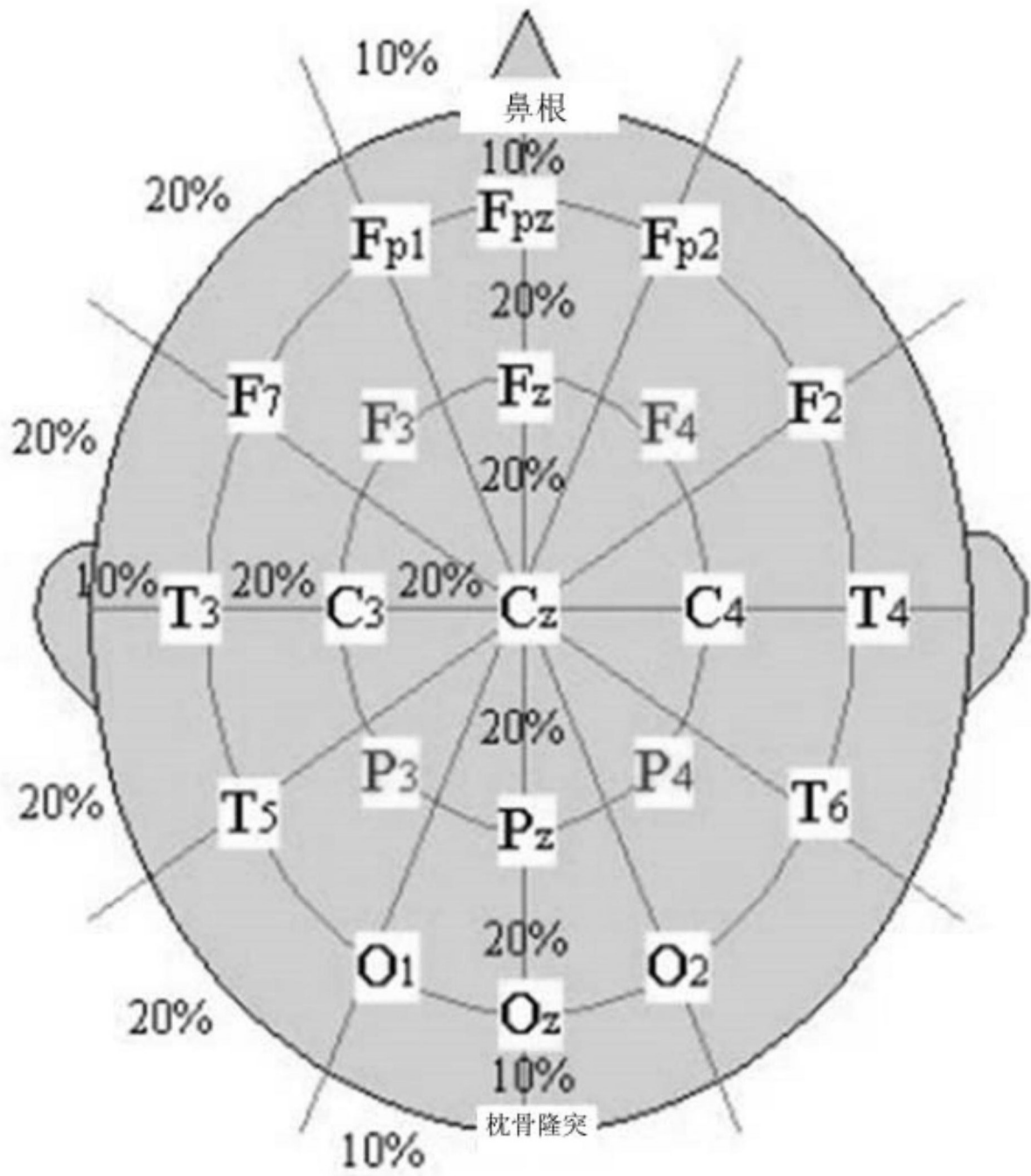


图2

100

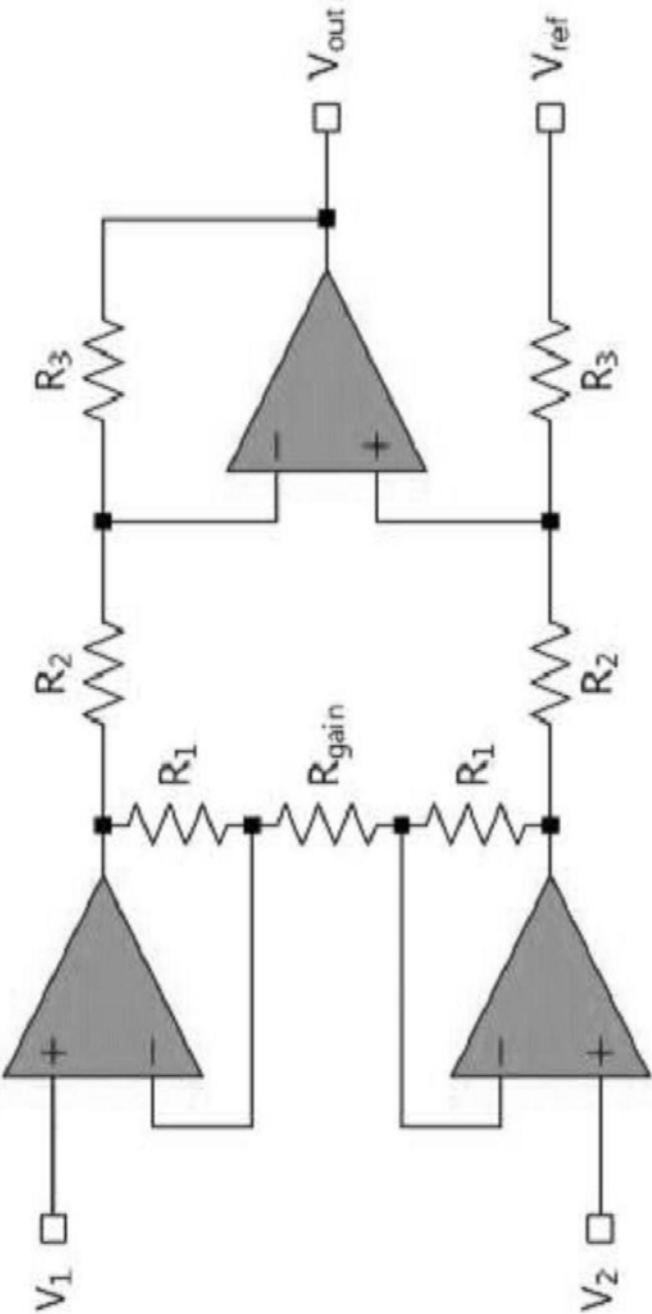


图3

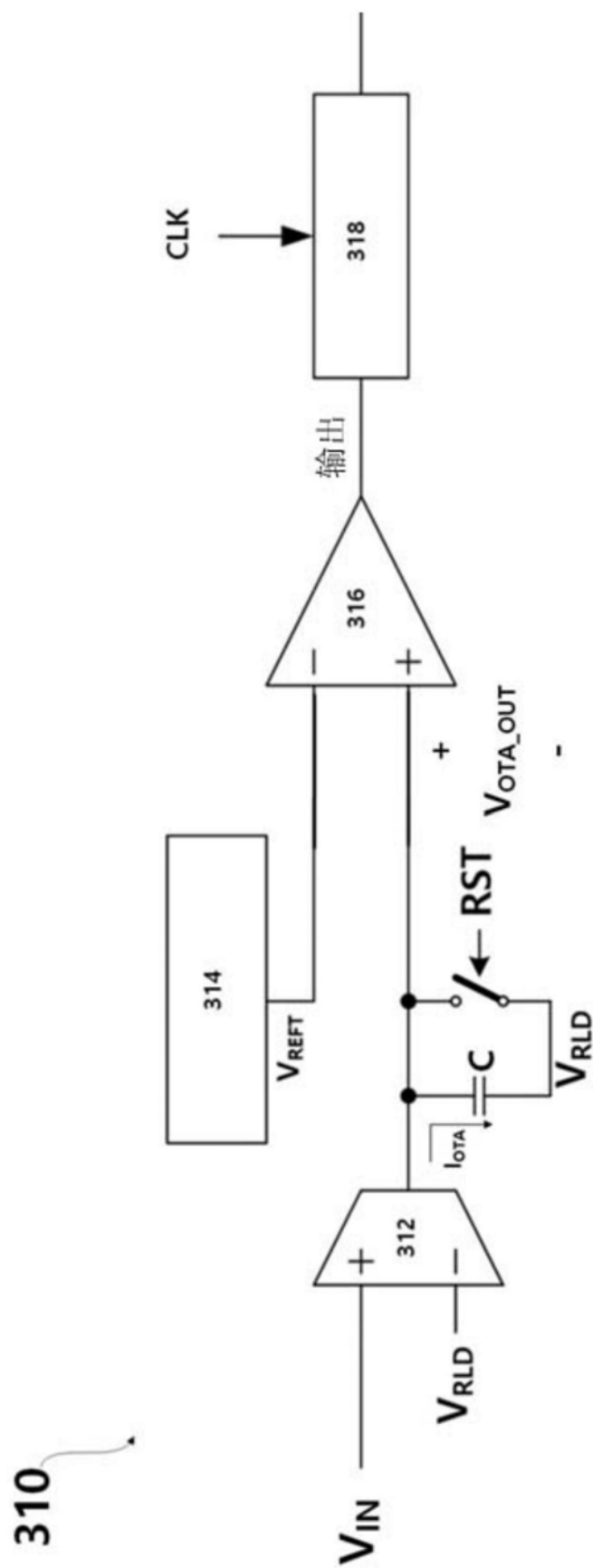


图4

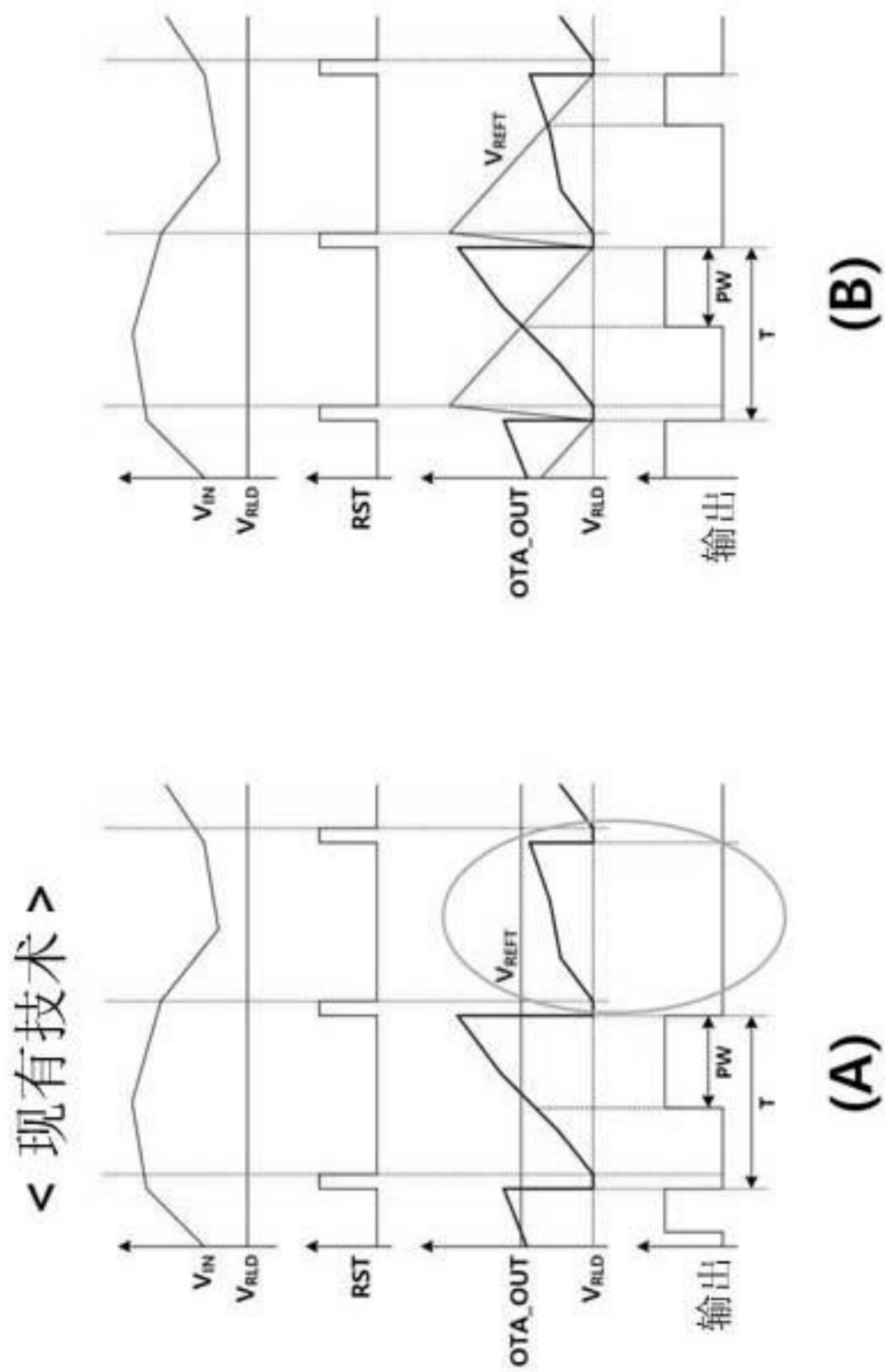


图5

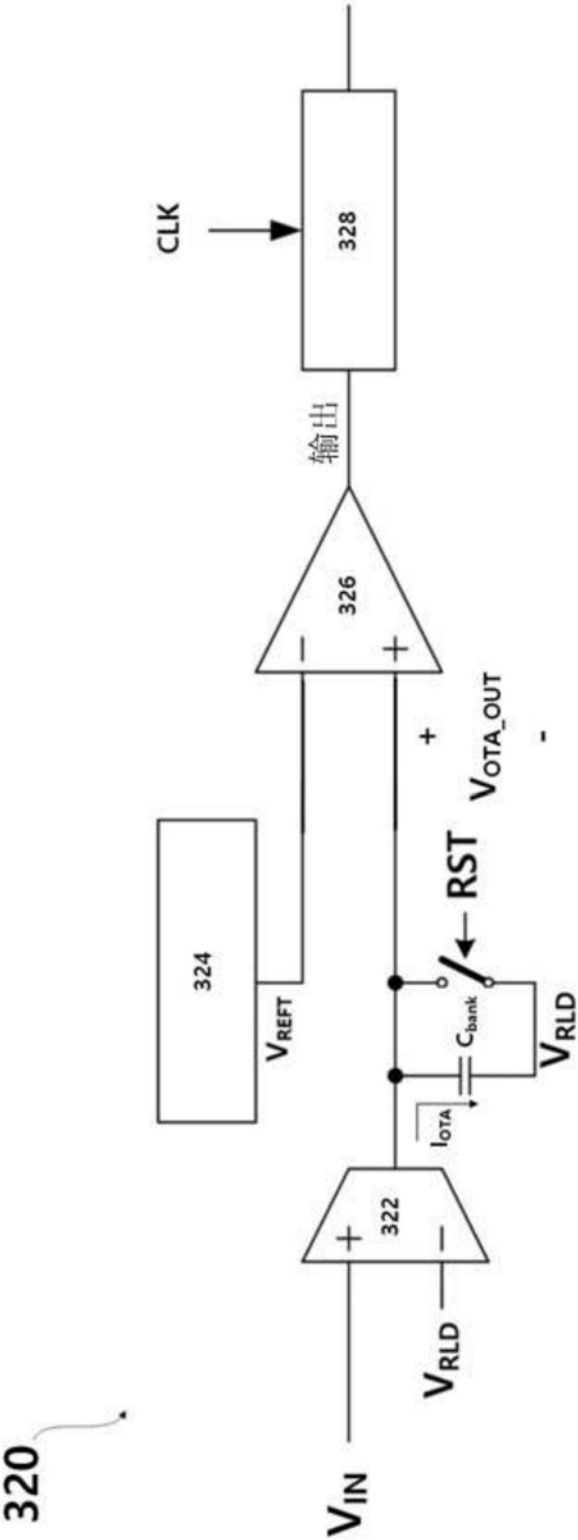


图6

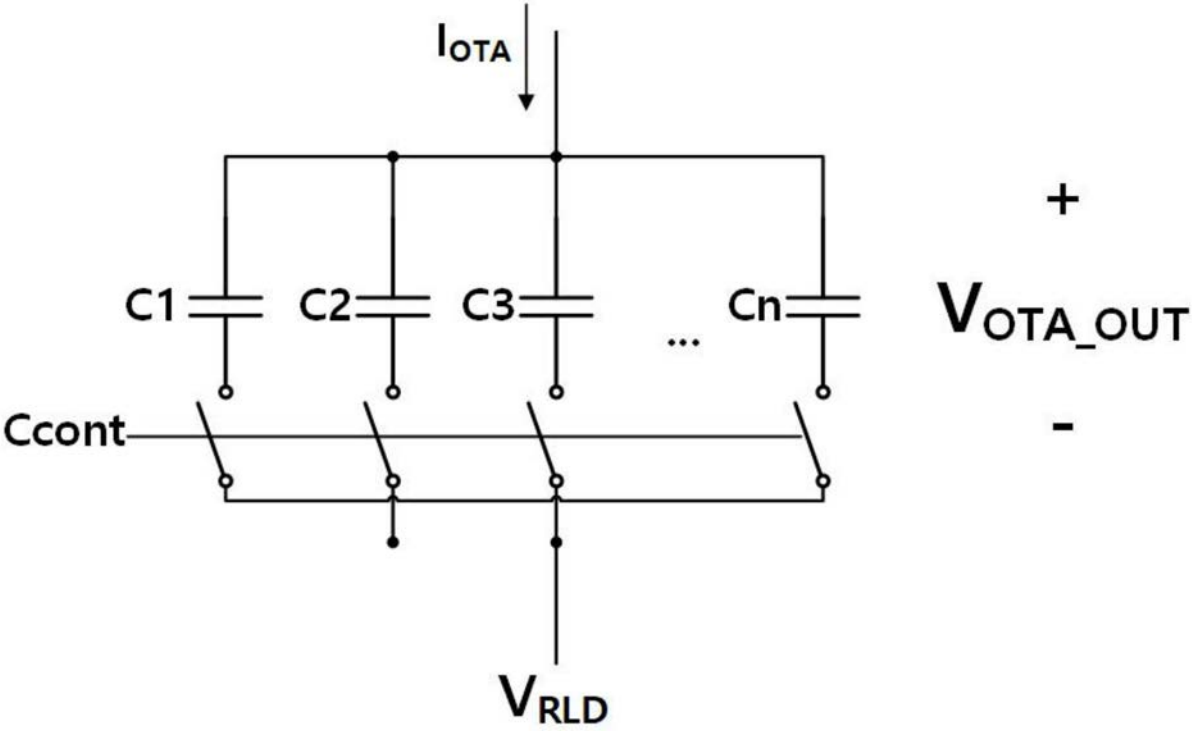


图7

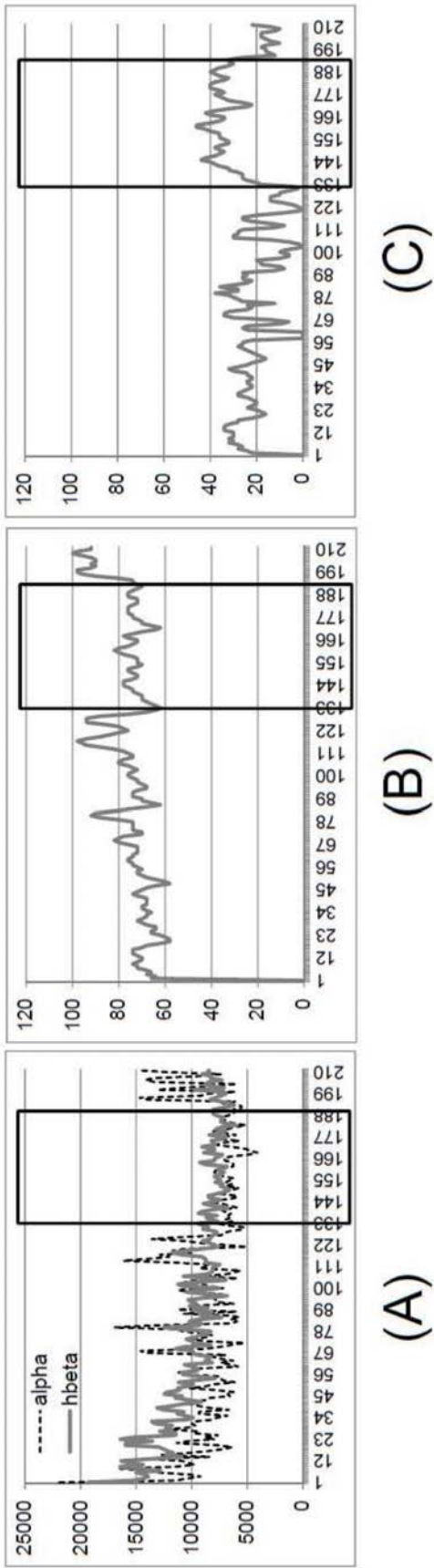


图8

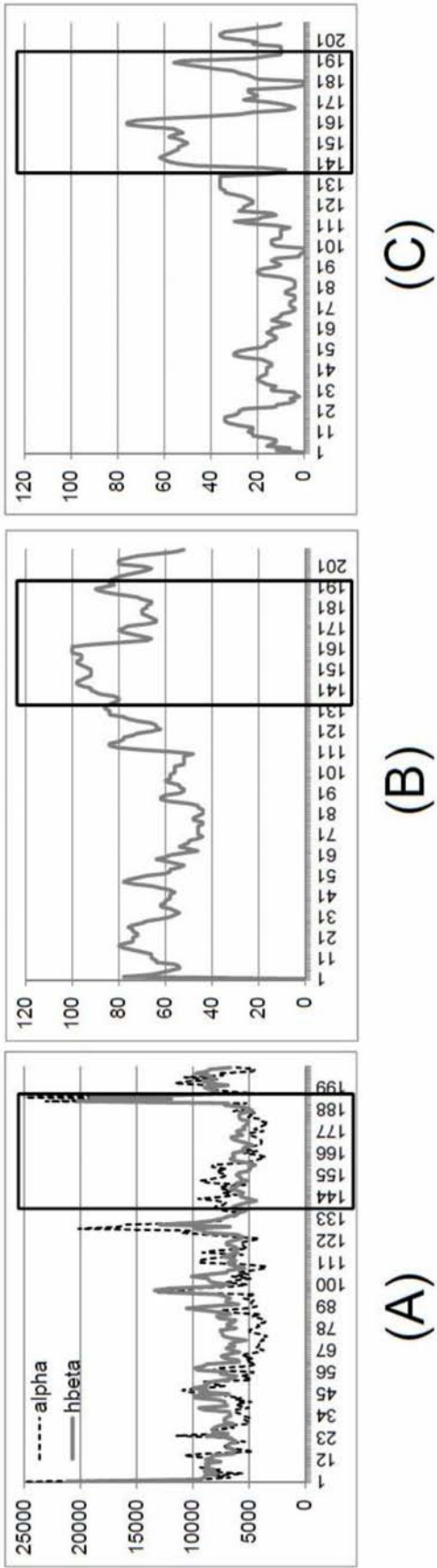


图9

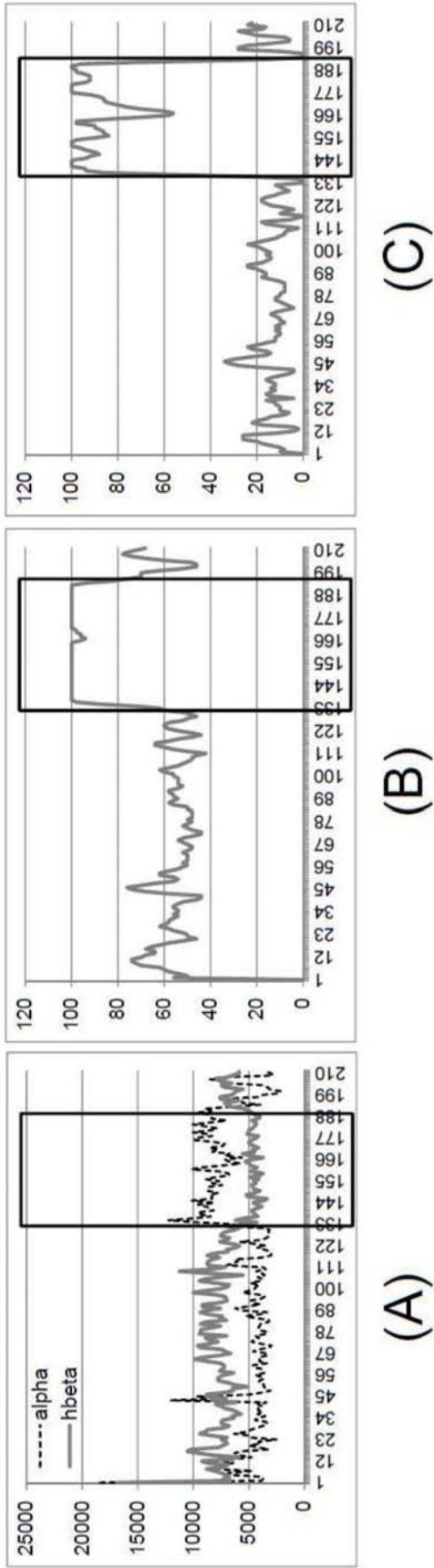


图10

专利名称(译)	具备反馈算法的脑电波测定装置		
公开(公告)号	CN110279395A	公开(公告)日	2019-09-27
申请号	CN201910444248.X	申请日	2019-05-27
[标]发明人	陈宇 陈宏 朱乐天		
发明人	全星龙 朱一原 陈宇 陈宏 朱乐天		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/048 A61B5/7235 A61B5/7282		
代理人(译)	马爽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的脑电波测定装置，包括：测量放大器(instrument amplifier)，其放大输出脑电波信号；高通滤波器，其通过测量放大器的输出中的高频；固定带宽电荷-时间变换器，其接收高通滤波器的输出，通过低频后并以数字信号输出；可变带宽电荷-时间变换器，其接收高通滤波器的输出，通过低频后并以数字信号输出；以及脑电波分析部，其接收固定带宽电荷-时间变换器和可变带宽电荷-时间变换器输出的数字信号并计算放松指标，并控制可变带宽电荷-时间变换器的截止频率。本发明提供能够利用全新放松指标更加明确地确认冥想状态与非冥想状态。

