



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104887190 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201510373233. 0

(22) 申请日 2015. 06. 30

(71) 申请人 上海斐讯数据通信技术有限公司
地址 201616 上海市松江区思贤路 3666 号

(72) 发明人 汪正杰

(74) 专利代理机构 上海硕力知识产权代理事务
所 31251

代理人 郭桂峰

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/048(2006. 01)

A61M 21/02(2006. 01)

H04M 1/725(2006. 01)

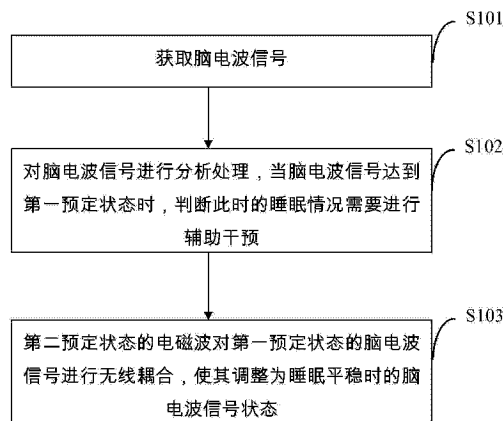
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机

(57) 摘要

本发明提供了一种具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机,其中方法包括:获取脑电波信号;对所述脑电波信号进行分析处理,当脑电波信号达到第一预定状态时,判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预;通过第二预定状态的电磁波对处于所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合,使所述第一预定状态的脑电波信号调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。系统包括脑电波获取模块、处理模块、电磁波耦合模块。通过本发明能够对睡眠进行更佳的辅助治疗,避免声音、光线等负面影响。



1. 一种具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于,包括如下步骤:

获取脑电波信号;

对所述脑电波信号进行分析处理,当脑电波信号达到第一预定状态时,判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预;

通过第二预定状态的电磁波对处于所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合,使所述第一预定状态的脑电波信号调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。

2. 根据权利要求 1 所述的具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于:

所述获取脑电波信号包括采集脑电波信号,并对采集到的脑电波信号进行无线传输或有线传输;

和/或;

所述分析处理包括波形分析和频谱分析。

3. 根据权利要求 1 所述的具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于:

所述第一预定状态为:频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上,且脑电波信号的幅值为 30 μ V 以下;

和/或;

所述第二预定状态为:电磁波的频率为 4-7Hz,幅值为 20-40 μ V;

和/或;

所述第二预定状态的电磁波为预先存储的睡眠平稳时的人体脑电波信号,并将其功率放大后转变为与脑电波信号同波形的时变磁场,后再对所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合。

4. 根据权利要求 1-3 任一项所述的具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于:

在对获取的脑电波信号进行分析处理之前,先进行 A/D 转换,将模拟信号转换为数字信号;

和/或;

在对获取的脑电波信号进行分析处理之前,先对信号进行放大处理。

5. 根据权利要求 1-3 任一项所述的具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于:

在对获取的脑电波信号进行分析处理之前,先进行噪音过滤。

6. 根据权利要求 5 所述的具有辅助睡眠功能的方法,其特征在于:

通过滤波的方式将采集到的脑电波信号进行过滤,只保留频率段在 0-30Hz 的波。

7. 一种具有辅助睡眠功能的系统,其特征在于,应用权利要求 1-6 任一项所述的具有辅助睡眠功能的方法,所述系统包括:

脑电波获取模块,其用于获取脑电波信号;

处理模块,其用于对所述脑电波信号进行分析处理,并判断睡眠情况是否需要辅助干预;当判断睡眠情况需要进行辅助干预时,所述处理模块发出辅助干预命令;

电磁波耦合模块,其用于接收所述处理模块发出的所述辅助干预命令,并发送处于所述第二预定状态的电磁波,以对采集到的脑电波信号进行无线耦合,使其调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。

8. 根据权利要求 7 所述的具有辅助睡眠功能的系统,其特征在于:

所述脑电波获取模块包括用于对脑电波信号进行采集的采集模块;所述脑电波获取模

块进一步包括用于将采集到的脑电波信号传输至所述处理模块的无线传输模块或有线传输模块,所述有线传输模块包括设于所述采集模块上的波导传输接口或同轴接口;

和/或;

所述处理模块包括用于接收脑电波信号的第一接收模块、用于发送所述辅助干预命令的第一发送模块;

和/或;

所述电磁波耦合模块包括用于接收所述辅助干预命令的第二接收模块、用于存储睡眠平稳时人体脑电波信号的存储模块、用于将存储的所述睡眠平稳时人体脑电波信号发出的电磁波发生模块。

9. 根据权利要求 7 或 8 所述的具有辅助睡眠功能的系统,其特征在于,进一步包括:

信号转换模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行 A/D 转换;

和/或;

信号放大模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行信号放大处理;

和/或;

噪音过滤模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行噪音过滤,只保留频率段在 0-30Hz 的波。

10. 一种手机,其特征在于,集成有权利要求 7-9 任一项所述的具有辅助睡眠功能的系统。

具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠辅助技术领域,尤指一种具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机。

背景技术

[0002] 不同的神经活动会产生不同的脑波模式,从而表现为不同的大脑状态。同时,不同的脑波模式会发出不同振幅和频率的脑电波。

[0003] 通常将脑电波划分为四个波段,即 δ (1 — 3Hz)、 θ (4 — 8Hz)、 α (8 — 13Hz)、 β (14 — 30Hz)。其中,(1) δ 波,频率为每秒 1 — 3 次,当人在婴儿期或智力发育不成熟、成年人在极度疲劳和昏睡状态下,可出现这种波段。(2) θ 波,频率为每秒 4 — 8 次,成年人在意愿受到挫折和抑郁时以及精神病患者这种波极为显著。但此波为少年(10 — 17 岁)的脑电图中的主要成分。(3) α 波,频率为每秒 8 — 13 次,平均数为 10 次左右,它是正常人脑电波的基本节律,如果没有外加的刺激,其频率是相当恒定的。人在清醒、安静并闭眼时该节律最为明显,睁开眼睛或接受其它刺激时, α 波即刻消失。(4) 频率为每秒 14 — 30 次,当精神紧张和情绪激动或亢奋时出现此波,当人从睡梦中惊醒时,原来的慢波节律可立即被该节律所替代。

[0004] 通过上述对脑电波的分类和研究,可以研究人的睡眠状态。即将检测到的脑电波信号与上述四种进行对比,可判断人体睡眠是否平稳,如果睡眠时出现精神紧张的情况,则可进行诱导和辅助性治疗。

[0005] 在中国专利申请号为 201010180030.7、名称为《睡眠检测装置及其检测、辅助睡眠的方法》的专利中,通过电极与脑部接触采集脑电波信号,加速度传感器固定于前额采集人体运动的加速度信号,将信号传递到 CPU 处理器,判断人体的睡眠情况。该装置还可以包括:存储器、耳机;其中存储器中存储有音频文件,由 CPU 处理器控制所述音频文件播放到耳机之中。

[0006] 中国专利申请号为 201320021655.8、名称为《监测睡眠脑电波的枕头》的这一专利则具有在人睡眠时对人脑电波进行信息收集和监测的功能,它包括枕头本体、头带、第一电波采集模块和数据传送模块。该枕头在人体睡眠时能对人脑电波进行自动收集和数据传输,在人睡眠发生呼吸停顿等类似的突发情况时还具有自动报警和唤醒功能。

[0007] 但是,上述两篇专利的辅助睡眠手段局限于播放音乐、自动报警等手段。其中,播放音乐可能会让用户从睡眠中苏醒,不利于睡眠。自动报警也只适用于有呼吸停顿的特殊情况,不具有普遍性。另外,现有脑电波传感器在检测时还容易受到外界噪音的影响,这种噪音对获取到准确的脑电波会产生阻碍作用。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种具有辅助睡眠功能的方法、系统,其辅助睡眠的手段更佳。

- [0009] 本发明的另一个目的是提供一种集成有前述系统的手机。
- [0010] 本发明提供的技术方案如下：
- [0011] 一种具有辅助睡眠功能的方法，包括如下步骤：
- [0012] 获取脑电波信号；
- [0013] 对所述脑电波信号进行分析处理，当脑电波信号达到第一预定状态时，判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预；
- [0014] 通过第二预定状态的电磁波对处于所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合，使所述第一预定状态的脑电波信号调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。
- [0015] 较佳地，所述获取脑电波信号包括采集脑电波信号，并对采集到的脑电波信号进行无线传输或有线传输；
- [0016] 较佳地，所述分析处理包括波形分析和频谱分析。
- [0017] 较佳地，所述第一预定状态为：频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上，且脑电波信号的幅值为 30 μ V 以下。
- [0018] 较佳地，所述第二预定状态为：电磁波的频率为 4-7Hz，幅值为 20-40 μ V；
- [0019] 较佳地，所述第二预定状态的电磁波为预先存储的睡眠平稳时的人体脑电波信号，并将其功率放大后转变为与脑电波信号同波形的时变磁场，后再对所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合。
- [0020] 较佳地，在对获取的脑电波信号进行分析处理之前，先进行 A/D 转换，将模拟信号转换为数字信号；
- [0021] 较佳地，在对获取的脑电波信号进行分析处理之前，先对信号进行放大处理。
- [0022] 较佳地，在对获取的脑电波信号进行分析处理之前，先进行噪音过滤。
- [0023] 较佳地，通过滤波的方式将采集到的脑电波信号进行过滤，只保留频率段在 0-30Hz 的波。
- [0024] 本发明还提供了一种具有辅助睡眠功能的系统，其应用前述的具有辅助睡眠功能的方法，所述系统包括：
- [0025] 脑电波获取模块，其用于获取脑电波信号；
- [0026] 处理模块，其用于对所述脑电波信号进行分析处理，并判断睡眠情况是否需要辅助干预；当判断睡眠情况需要进行辅助干预时，所述处理模块发出辅助干预命令；
- [0027] 电磁波耦合模块，其用于接收所述处理模块发出的所述辅助干预命令，并发送处于所述第二预定状态的电磁波，以对采集到的脑电波信号进行无线耦合，使其调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。
- [0028] 较佳地，所述脑电波获取模块包括用于对脑电波信号进行采集的采集模块；所述脑电波获取模块进一步包括用于将采集到的脑电波信号传输至所述处理模块的无线传输模块或有线传输模块，所述有线传输模块包括设于所述采集模块上的波导传输接口或同轴接口；
- [0029] 较佳地，所述处理模块包括用于接收脑电波信号的第一接收模块、用于发送所述辅助干预命令的第一发送模块；
- [0030] 较佳地，所述电磁波耦合模块包括用于接收所述辅助干预命令的第二接收模块、用于存储睡眠平稳时人体脑电波信号的存储模块、用于将存储的所述睡眠平稳时人体脑电

波信号发出的电磁波发生模块。

[0031] 较佳地,所述的具有辅助睡眠功能的系统进一步包括:

[0032] 信号转换模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行 A/D 转换;

[0033] 较佳地,所述的具有辅助睡眠功能的系统进一步包括:

[0034] 信号放大模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行信号放大处理;

[0035] 较佳地,所述的具有辅助睡眠功能的系统进一步包括:

[0036] 噪音过滤模块,其在对脑电波信号进行分析处理之前,先进行噪音过滤,只保留频率段在 0-30Hz 的波。

[0037] 本发明还提出了一种手机,其集成有前述的具有辅助睡眠功能的系统。

[0038] 通过本发明提供的具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机,能够带来以下至少一种有益效果:

[0039] 1、本发明对获取的脑电波信号进行分析处理,当脑电波信号达到第一预定状态(频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上,且脑电波信号的幅值为 $30 \mu\text{V}$ 以下)时,判断人体此时的情绪为焦虑、紧张、恐惧等,即此时的睡眠情况需要进行辅助干预。再通过第二预定状态(电磁波的频率为 4-7Hz,幅值为 $20-40 \mu\text{V}$ 或者是睡眠平稳时的人体脑电波信号)的电磁波对处于第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合,使睡眠状态趋于平稳。相较于现有技术中的播放音乐、催眠等辅助手段,本发明的电磁波无线耦合手段不会从声音或光线等方面对人体睡眠造成负面影响,而是通过人体并无感受的电磁波来对睡眠进行辅助治疗,治疗手段更佳。

[0040] 2、本发明可以采用预先存储的人体睡眠平稳时的脑电波信号对待辅助治疗的脑电波信号进行耦合,预先存储的脑电波信号会诱发和引导待辅助治疗的脑电波信号逐渐向睡眠平稳的脑电波信号状态调整,从而可以使待辅助治疗的脑电波信号的调整目标更为明确,治疗的效果更佳。

[0041] 3、本发明可以通过滤波的方式对采集到的电磁波信号进行过滤,去除掉肌肉、脉搏、电气设备等的环境噪音,只保留频率段在 0-30Hz 的波,使采集到的脑电波信号数据更为有效,分析处理的结果也更为准确。

[0042] 4、本发明可以无限传输采集到的脑电波信号,使信号传输方式更为简单和多样性。

[0043] 5、本发明提供的手机还可以将前述具有辅助睡眠功能的系统集成于其结构内部,便于用户携带和广泛使用。

附图说明

[0044] 下面将以明确易懂的方式,结合附图说明优选实施方式,对一种具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机的上述特性、技术特征、优点及其实现方式予以进一步说明。

[0045] 图 1 是本发明的具有辅助睡眠功能的方法的基本流程图;

[0046] 图 2 是本发明的具有辅助睡眠功能的方法的另一种流程图;

[0047] 图 3 是本发明的具有辅助睡眠功能的方法的另一种流程图;

[0048] 图 4 是本发明的具有辅助睡眠功能的方法的另一种流程图;

- [0049] 图 5 是本发明的具有辅助睡眠功能的系统的一种结构示意图；
- [0050] 图 6 是本发明的具有辅助睡眠功能的系统的另一种结构示意图；
- [0051] 图 7 是本发明的具有辅助睡眠功能的系统的另一种结构示意图；
- [0052] 图 8 是本发明的具有辅助睡眠功能的系统的另一种结构示意图。
- [0053] 附图标号说明：
- [0054] 1- 脑电波获取模块；2- 处理模块；3- 电磁波耦合模块；4- 信号放大模块；5- 信号转换模块；6- 噪音过滤模块；
- [0055] 101- 采集模块；102- 无线传输模块；103- 有线传输模块；
- [0056] 201- 第一接收模块；202- 第一发送模块；
- [0057] 301- 第二接收模块；302- 存储模块；303- 电磁波发生模块。

具体实施方式

[0058] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对照附图说明本发明的具体实施方式。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图，并获得其他的实施方式。

[0059] 为使图面简洁，各图中只示意性地表示出了与本发明相关的部分，它们并不代表其作为产品的实际结构。另外，以使图面简洁便于理解，在有些图中具有相同结构或功能的部件，仅示意性地绘示了其中的一个，或仅标出了其中的一个。在本文中，“一个”不仅表示“仅此一个”，也可以表示“多于一个”的情形。

[0060] 本发明提供了一种具有辅助睡眠功能的方法，参见图 1，该方法的一个实施例包括如下基本流程：

[0061] 步骤 S101：获取脑电波信号；

[0062] 步骤 S102：对脑电波信号进行分析处理，当脑电波信号达到第一预定状态时，判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预；

[0063] 步骤 S103：第二预定状态的电磁波对第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合，使第一预定状态的脑电波信号调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。

[0064] 其中，第一预定状态可选的为：频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上，且脑电波信号的幅值为 30 μ V 以下，此时脑电波主要为 β 波，人体大脑活动比较激烈，情绪比较焦虑或恐惧等。第一预定状态的脑电波除了前述的特征外，在其他实施例中还可以缩小至更易判断的范围。

[0065] 第二预定状态可选的为：电磁波的频率为 4-7Hz，幅值为 20-40 μ V。该状态下的电磁波接近于脑电波 θ 波的频率，大脑活动比较平稳，在该状态电磁波的耦合下，前述的第一预定状态的脑电波会逐渐趋于平稳。第二预定状态的电磁波在其他实施例中还可以是预先存储的睡眠平稳时的人体脑电波信号，并将其功率放大后转变为与脑电波信号同波形的时变磁场，后再对第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合，可以使得第一预定状态的脑电波信号被调整的目的性更明确。

[0066] 无线耦合可以理解为第二预定状态的电磁波对第一预定状态的脑电波信号进行诱发和引导。科学实验证实，当外界对大脑进行刺激时，有可能诱使大脑从一个状态转变到

另一个状态。比如当前大脑的脑电波处于 β 波状态,当持续用 10Hz 的电磁波刺激大脑一段时间,则脑电波就会向我们输入的频率转变,诱导大脑进入放松状态。

[0067] 对脑电波信号进行分析处理可选的包括波形分析和频谱分析。波形分析是对波谱曲线的形态进行分析,提取表征曲线形态的参量,以这些参量的相似性作为波谱相似性的测度。主要方法有:①傅立叶变换方法,将波谱分解为不同谐波的叠加,以各谐波的振幅和相位为参数表征波谱特征;②用切比雪夫多项式对波谱曲线进行拟合,以切比雪夫多项式系数及它们的比值作为描述光谱特征的参量;③小波变换方法,将光谱分解为不同尺度、不同频率成分的子波,以这些子波的特征参数表征波形特征;④计算原始曲线或小波变换后子波曲线的分维数描述波形特征。将实测波谱和参考波谱的这些特征参数作比较,度量它们的相似性,可以将采集的脑电波信号同已有的电磁波(例如睡眠平稳时的脑电波信号)进行对比。频谱分析(也称频率分析),是对动态信号在频率域内进行分析,分析的结果是以频率为坐标的各种物理量的谱线和曲线,可得到各种幅值以频率为变量的频谱函数 $F(\omega)$ 。频谱分析中可求得幅值谱、相位谱、功率谱和各种谱密度等等。

[0068] 在步骤 S102 中,如果脑电波信号并没有达到前述的第一预定状态,则判断睡眠情况并不需要进行辅助干预,则重复步骤 S101,继续对脑电波信号进行监测。

[0069] 从本实施例提出的具体流程可见,本实施例提出的具有辅助睡眠功能的方法能够通过获取到的脑电波信号状态判断人体睡眠是否平稳,是否需要进行辅助干预。当判断需要进行辅助治疗时,通过平稳的第二预定状态的电磁波对第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合,使睡眠状态趋于平稳。相较于现有技术中的播放音乐、催眠等辅助手段,本发明的电磁波无线耦合手段不会对睡眠产生其他噪音或光亮等方面的负面影响,而是通过人体并无感受的电磁波来对睡眠进行辅助治疗,治疗手段更佳。

[0070] 在前述基本流程的基础上,本发明的具有辅助睡眠功能的方法还提出了如下几种实施例:

[0071] 实施例一

[0072] 参照图 2,具有辅助睡眠功能的方法包括:

[0073] 步骤 S201:采集脑电波信号;

[0074] 步骤 S202:对采集到的脑电波信号进行无线传输。

[0075] 步骤 S201 和步骤 S202 是对前述实施例中步骤 S101 的细化,将获取脑电波信号分为采集和无线传输两步。在步骤 S201 中,采集脑电波信号可以通过在脑部直接夹设电极实现,也可以通过在头部戴设有电极的发带、帽子实现。在步骤 S202 中,无线传输方式包括局域网、WIFI、红外、蓝牙等多种,在实际应用中,可根据信号传输的完整度和保真度等因素选择无线传输方式。

[0076] 步骤 S203 ~ S204 描述的内容与步骤 S102 ~ S103 描述的内容相同。

[0077] 实施例二

[0078] 参照图 3,具有辅助睡眠功能的方法包括:

[0079] 步骤 S301:采集脑电波信号;

[0080] 步骤 S302:对采集到的脑电波信号进行有线传输。

[0081] 在步骤 S302 中,可以通过波导传输或同轴电缆传输,需在采集脑电波信号的仪器上设置对应的传输线接口。

[0082] 步骤 S303 ~ S304 描述的内容与步骤 S102 ~ S103 描述的内容相同。

[0083] 实施例三

[0084] 参照图 4, 具有辅助睡眠功能的方法包括:

[0085] 步骤 S401: 采集脑电波信号;

[0086] 步骤 S402: 对采集到的脑电波信号进行无线传输;

[0087] 步骤 S403: 对脑电波信号进行放大处理;

[0088] 由于脑电波信号非常微弱, 一般只有 $50 \mu\text{V}$ 左右, 幅值范围为 $5 \sim 100$, 所以脑电波信号需要放大后才能进行分析处理。脑电波信号的放大增益要比一般的信号高得多, 一般需放大 20000 倍左右。

[0089] 步骤 S404: 对脑电波信号进行 A/D 转换;

[0090] 采集到的脑电波信号一般都为模拟信号, 需要通过 A/D 转换为数字信号再进行放大处理。

[0091] 步骤 S405: 对脑电波信号进行噪音过滤;

[0092] 由于脑电波信号的频率低, 一般在 $0.1\text{Hz} \sim 100\text{Hz}$, 因而需要滤除脑电波信号频率以外的高频干扰。同时, 对于肌肉、脉搏等的噪音, 也需要滤除, 通过滤波器实现, 仅保留频率段在 $0 \sim 30\text{Hz}$ 的波。

[0093] 步骤 S406 ~ S407 描述的内容与步骤 S102 ~ S103 描述的内容相同。

[0094] 说明的是, 步骤 S402 还可以采用有线传输方式, 同时, 步骤 S403、S404、S405 的顺序不限制于此, 还可根据实际情况进行调整。

[0095] 本发明还提供了具有辅助睡眠功能的系统, 在系统的基础实施例中, 参照图 5, 系统包括:

[0096] 脑电波获取模块 1, 其用于获取脑电波信号;

[0097] 处理模块 2, 其用于对所述脑电波信号进行分析处理, 并判断睡眠情况是否需要辅助干预; 当判断睡眠情况需要进行辅助干预时, 所述处理模块发出辅助干预命令;

[0098] 电磁波耦合模块 3, 其用于接收所述处理模块发出的所述辅助干预命令, 并发送处于所述第二预定状态的电磁波, 以对采集到的脑电波信号进行无线耦合, 使其调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。

[0099] 从本实施例提出的各结构可见, 本发明能够通过处理模块 2 判断脑电波获取模块 1 获取到的脑电波信号是不是达到第一预定状态, 进而判断人体睡眠是否平稳, 是否需要辅助干预。当判断需要进行辅助干预时, 通过电磁波耦合模块 3 发出第二预定状态的电磁波, 对第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合, 使睡眠状态趋于平稳。相较于现有技术中的播放音乐、催眠等辅助手段, 本发明的电磁波无线耦合手段不会对睡眠产生其他噪音或光亮等方面的负面影响, 而是通过人体并无感受的电磁波来对睡眠进行辅助治疗, 治疗手段更佳。

[0100] 在前述系统基本实施例的基础上, 本发明还提出了如下几种实施例:

[0101] 实施例一

[0102] 参见图 6, 具有辅助睡眠功能的系统包括脑电波获取模块 1、处理模块 2、电磁波耦合模块 3。其中, 脑电波获取模块 1 包括用于采集脑电波信号的采集模块 101 和用于向处理模块 2 传输脑电波信号的无线传输模块 102, 处理模块 2 包括用于接收无线传输模块 102

发送的脑电波信号的第一接收模块 201 和用于向电磁波耦合模块 3 发送辅助干预命令的第一发送模块 202, 电磁波耦合模块 3 包括用于接收第一发送模块 202 发出的辅助干预命令的第二接收模块 301、用于存储睡眠平稳时人体脑电波信号的存储模块 302 和用于将存储的睡眠平稳时人体脑电波信号发出的电磁波发生模块 303。

[0103] 采集模块 101 可以通过在脑部直接夹设的电极实现, 也可以通过在头部戴设有电极的发带、帽子实现。无线传输模块 102 和第一接收模块 201 之间无线连接。第一发送模块 202 和第二接收模块 301 之间可以为无线连接, 也可以为有线连接, 当为有线连接时, 二者分别设有有线传输的接口, 例如为波导传输接口或同轴接口。电磁波发生模块 303 可以用电磁波发生器实现。

[0104] 在处理模块 2 中, 通过内设应用软件对脑电波信号的第一预定状态进行设定, 同时也可通过内设不同功能的应用软件对脑电波信号进行分析处理及是否需要辅助干预的判断。也可以在其他实施例中, 将分析处理的应用软件集成为分析处理模块, 将判断是否进行辅助干预的应用软件集成为判断模块。

[0105] 在其他实施例中, 也可以不设置存储模块 302, 设定好发出电磁波的频率和幅值后, 直接通过电磁波发生器发出电磁波。

[0106] 系统的实施例一在应用时, 先通过采集模块 101 采集人体睡眠时的脑电波信号, 并将该脑电波信号通过无线传输模块 102 无线传输至第一接收模块 201, 处理模块 2 将第一接收模块 201 接收到的脑电波信号进行分析处理, 当脑电波信号达到第一预定状态 (频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上, 且脑电波信号的幅值为 $30\ \mu\text{V}$ 以下) 时, 判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预, 并通过第一发送模块 202 发出该辅助干预命令。第二接收模块 301 接收辅助干预命令, 后电磁波发生模块 303 将存储模块 302 中存储的睡眠平稳时的脑电波信号持续发出, 对人体睡眠中枢发出的脑电波信号进行无线耦合, 使睡眠中枢活动趋于平稳, 睡眠中枢发出的脑电波信号也趋于平稳, 实现对睡眠的辅助治疗。

[0107] 实施例二

[0108] 与系统的实施例一不同的是, 本实施例将无线传输模块替换为有线传输模块 103, 通过设置波导传输接口或同轴接口实现。

[0109] 实施例三

[0110] 在系统实施例一的基础上, 系统进一步包括:

[0111] 信号放大模块 4, 其在对脑电波信号进行分析处理之前, 先进行信号放大处理;

[0112] 信号转换模块 5, 其在对脑电波信号进行分析处理之前, 先进行 A/D 转换;

[0113] 噪音过滤模块 6, 其在对脑电波信号进行分析处理之前, 先进行噪音过滤, 只保留频率段在 0-30Hz 的波。

[0114] 由于脑电波信号非常微弱, 一般只有 $50\ \mu\text{V}$ 左右, 幅值范围为 $5\sim 100$, 所以脑电波信号需要放大后才能进行分析处理。脑电波信号的放大增益要比一般的信号高得多, 一般需放大 20000 倍左右。此处的信号放大模块通过信号放大器实现, 可以是多级放大。

[0115] 采集到的脑电波信号一般都为模拟信号, 需要通过 A/D 转换为数字信号再进行放大处理。此处的信号转换模块可以通过数模转换器实现。

[0116] 由于脑电波信号的频率低, 一般在 0.1Hz-100Hz, 因而需要滤除脑电波信号频率以

外的高频干扰。同时,对于肌肉、脉搏等的噪音,也需要滤除,通过滤波器实现,仅保留频率段在 0-30Hz 的波。此处的噪音过滤模块可以通过滤波器实现,并根据实际情况选择滤波器的功率。

[0117] 系统的实施例三在应用时,先通过采集模块 101 采集人体睡眠时的脑电波信号,并将该脑电波信号通过无线传输模块 102 无线传输至第一接收模块 201。之后信号放大模块 4 对接收到的脑电波信号进行放大处理,信号转换模块 5 对脑电波信号进行 A/D 转换,噪音过滤模块 6 再过滤掉高频波,仅保留 0 ~ 30Hz 的波。处理模块 2 再将已被放大、转换、过滤后的脑电波信号进行分析处理,当脑电波信号达到第一预定状态(频率为 14-30Hz 的脑电波信号能量占脑电波信号总能量的 80% 以上,且脑电波信号的幅值为 30 μ V 以下)时,判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预,并通过第一发送模块 202 发出该辅助干预命令。第二接收模块 301 接收辅助干预命令,后电磁波发生模块 303 将存储模块 302 中存储的睡眠平稳时的脑电波信号持续发出,对人体睡眠中枢发出的脑电波信号进行无线耦合,使睡眠中枢活动趋于平稳,睡眠中枢发出的脑电波信号也趋于平稳,实现对睡眠的辅助治疗。

[0118] 本发明还提出了一种手机,其集成有前述的具有辅助睡眠功能的系统,具体地,可以将除了脑电波获取模块之外的其他结构全部内置于手机中,便于前述系统的移动式应用。在使用时,可以通过手机显示设定的功能性的状态。

[0119] 本领域普通技术人员可以理解:实现上述方法实施例的全部或部分步骤可以通过程序指令相关的硬件来完成,前述的程序可以存储于一可读取存储介质中,该程序在执行时,执行包括上述方法实施例的步骤;而前述的存储介质包括:ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0120] 应当说明的是,上述实施例均可根据需要自由组合。以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

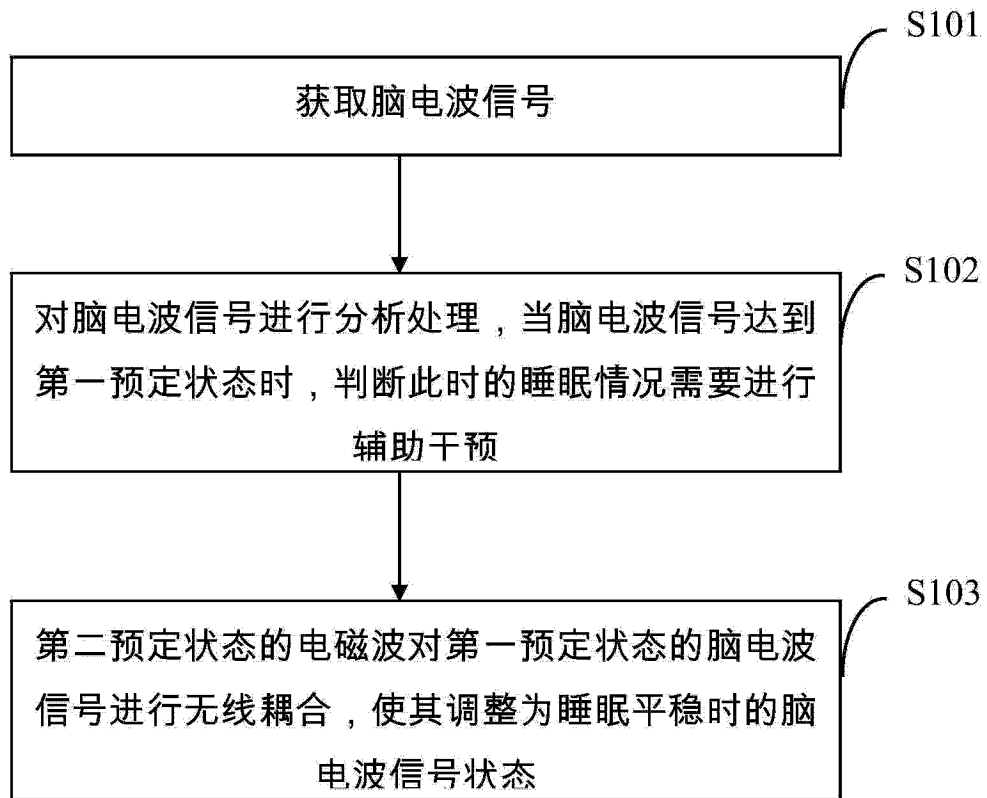


图 1

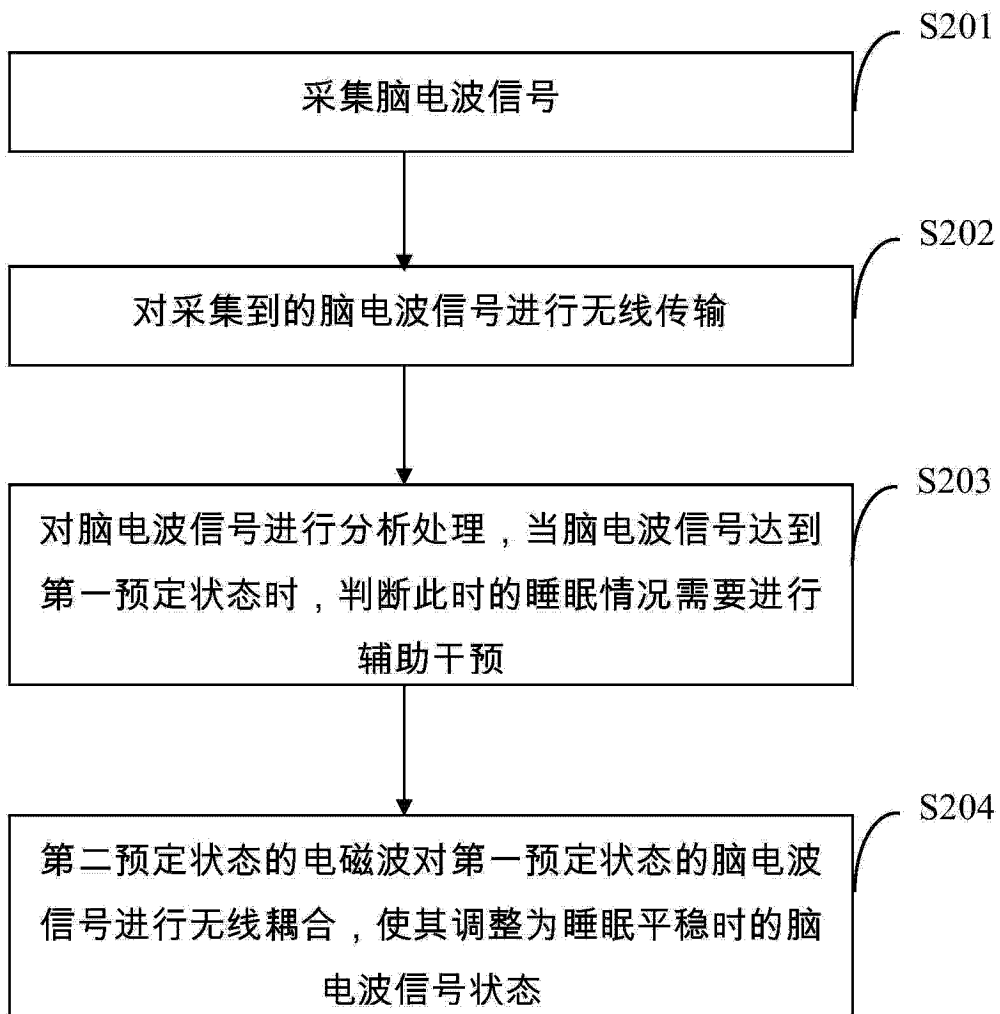


图 2

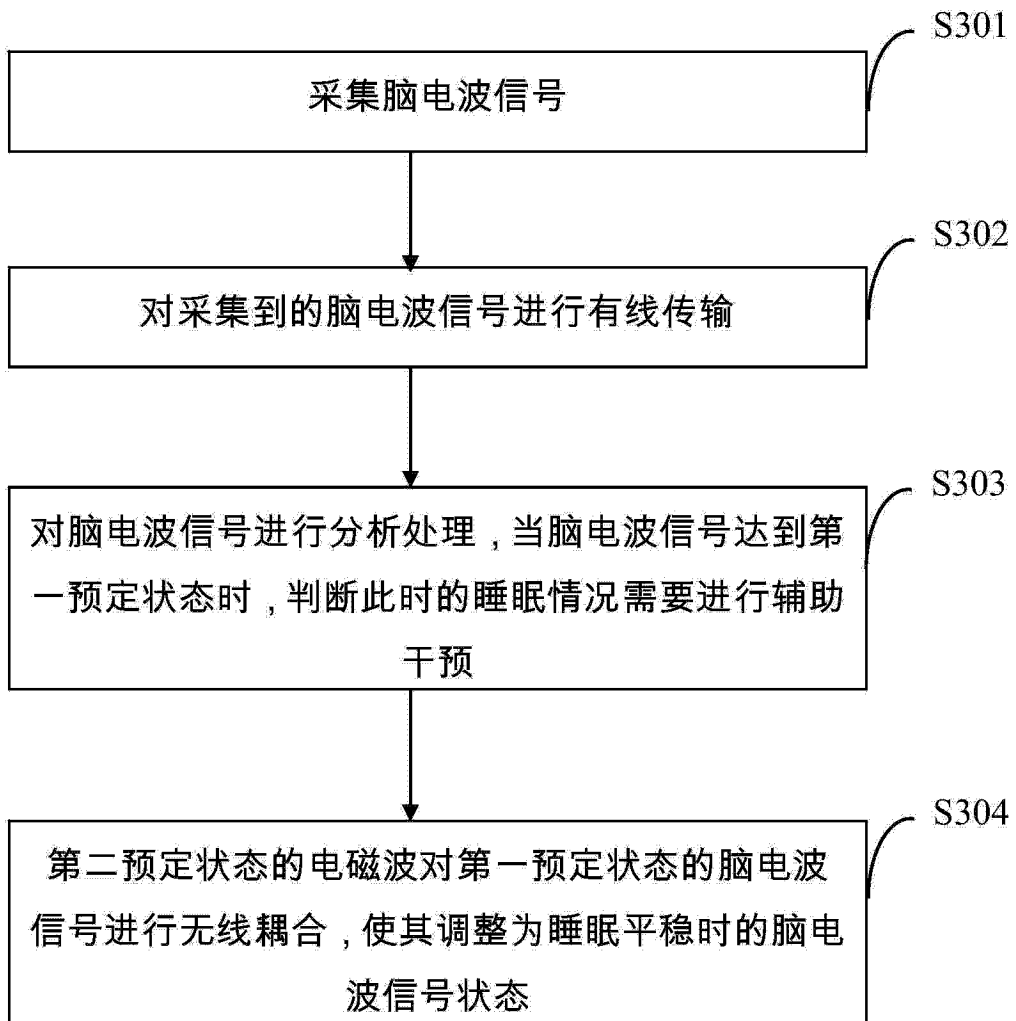


图 3

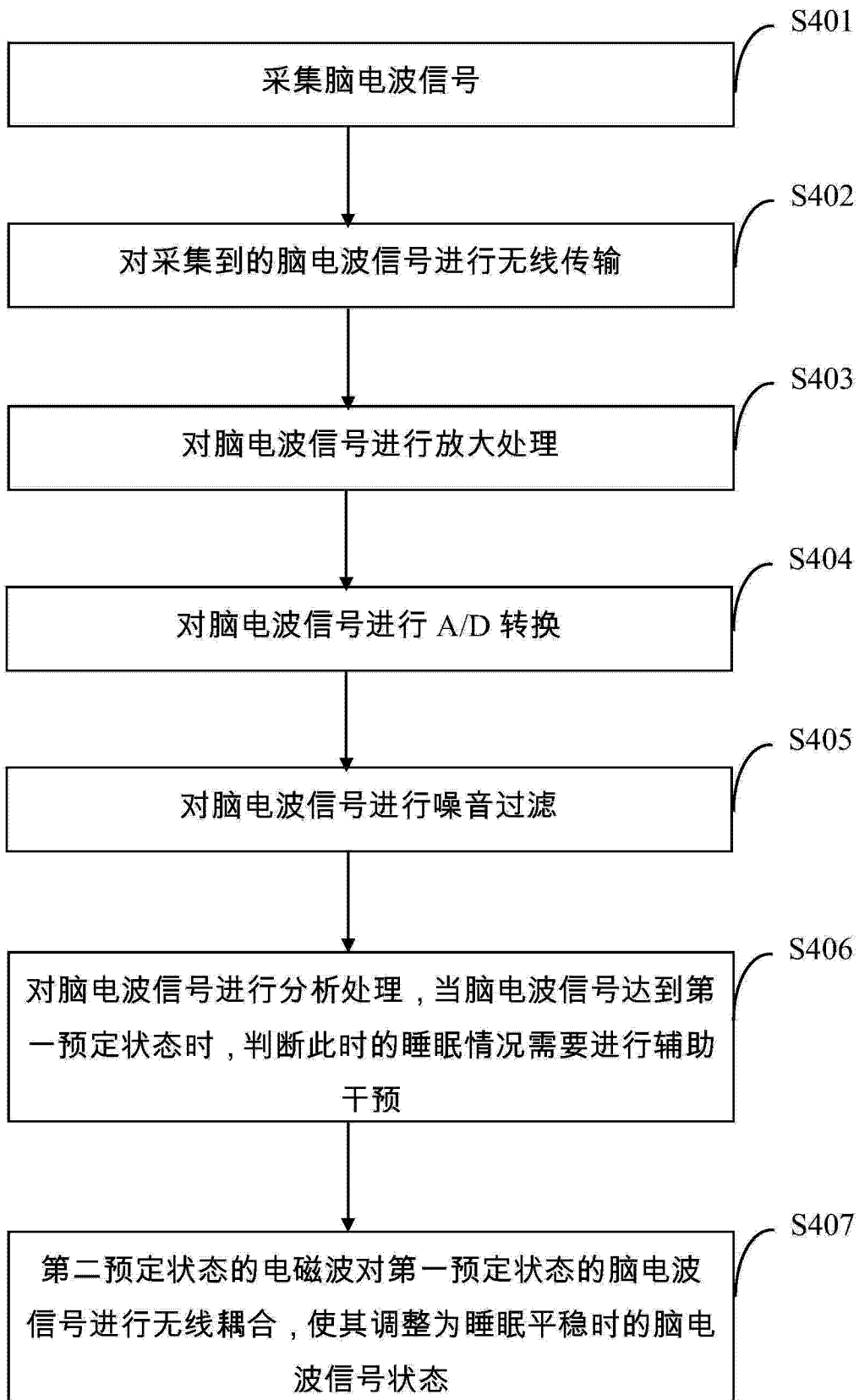


图 4

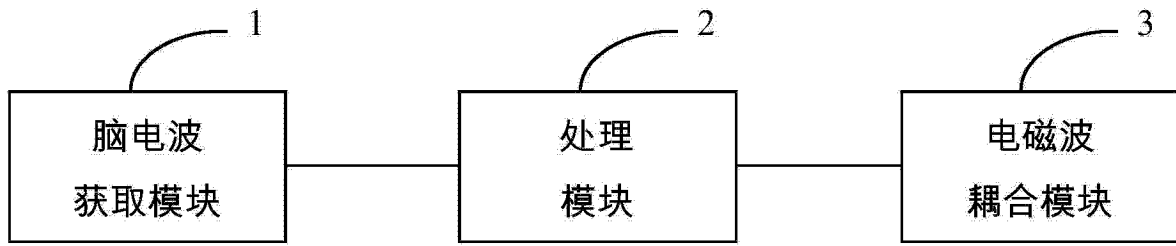


图 5

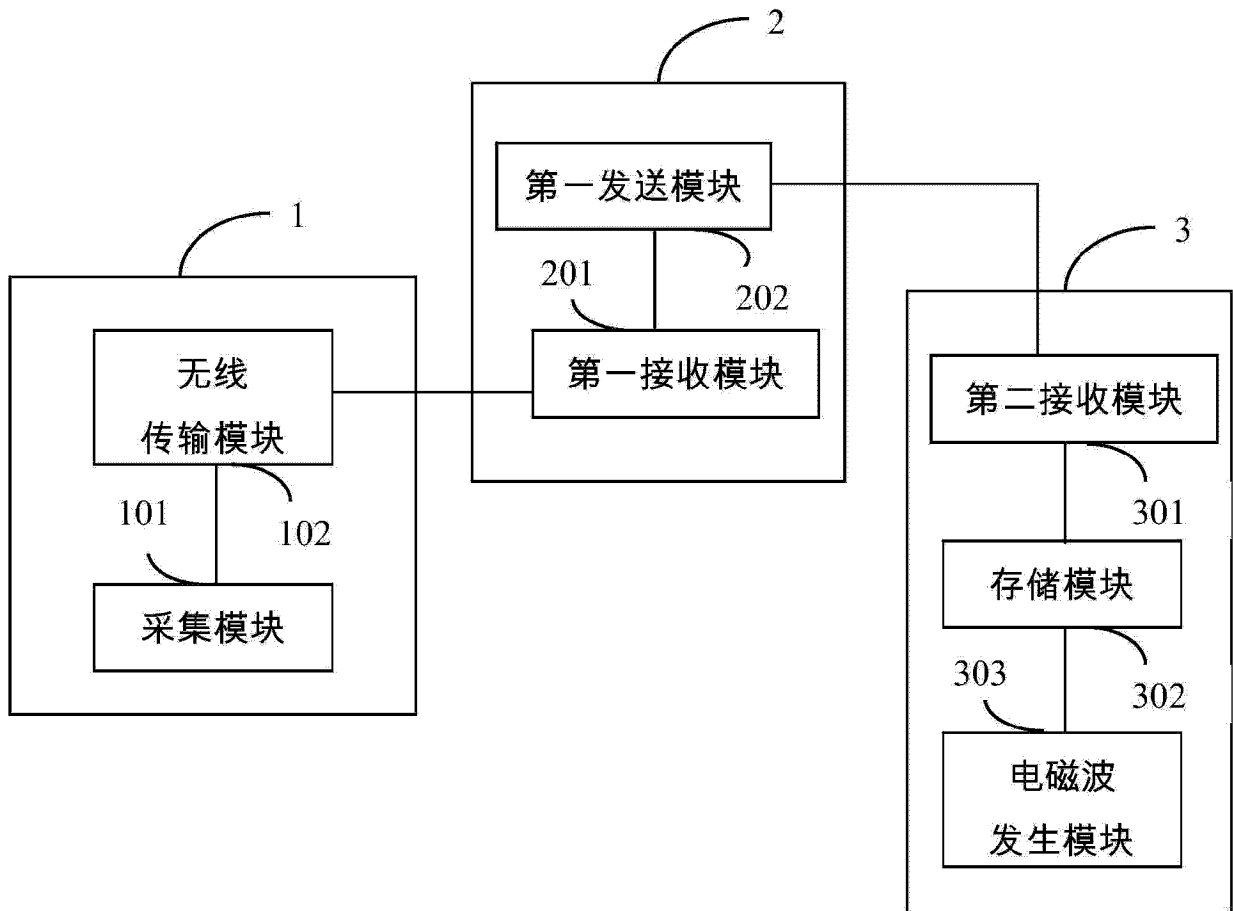


图 6

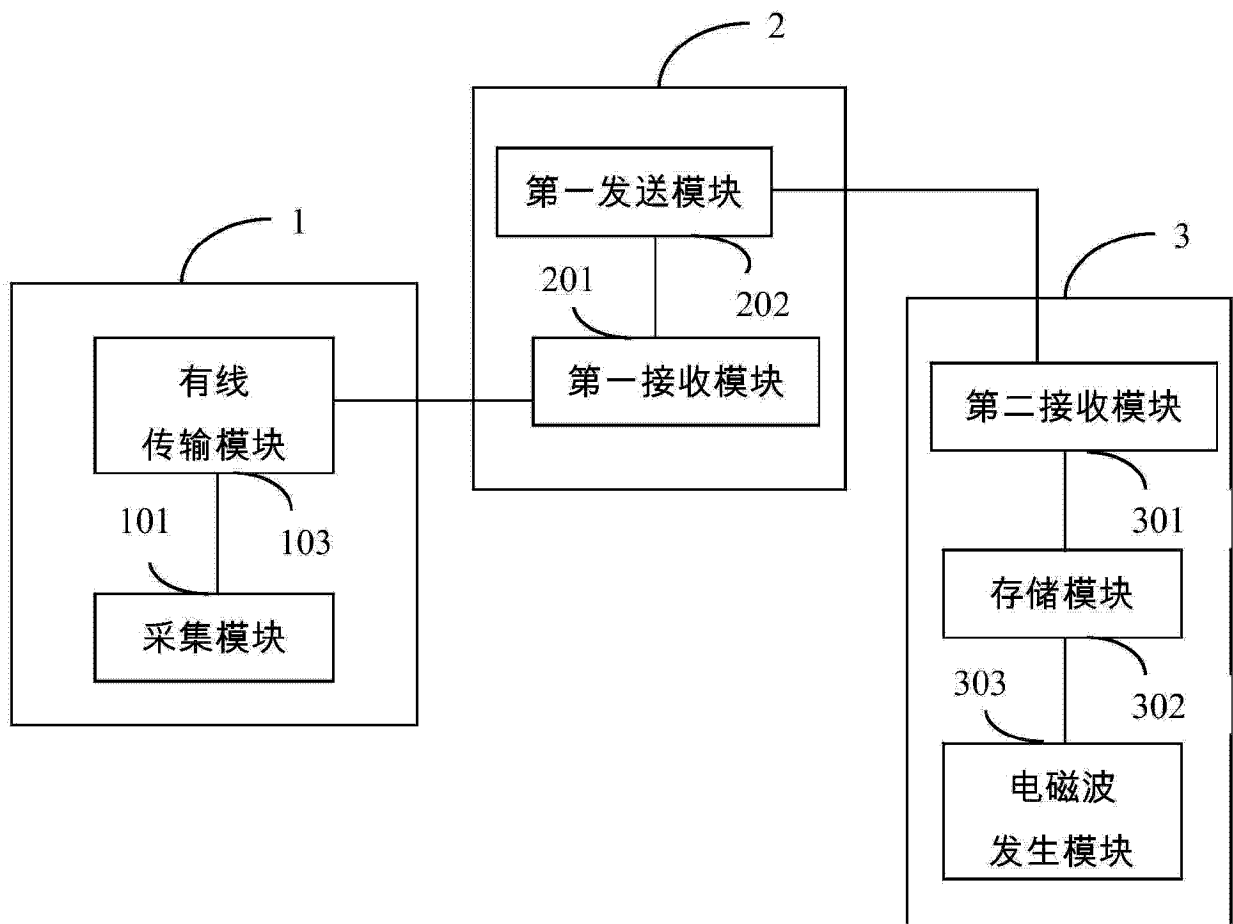


图 7

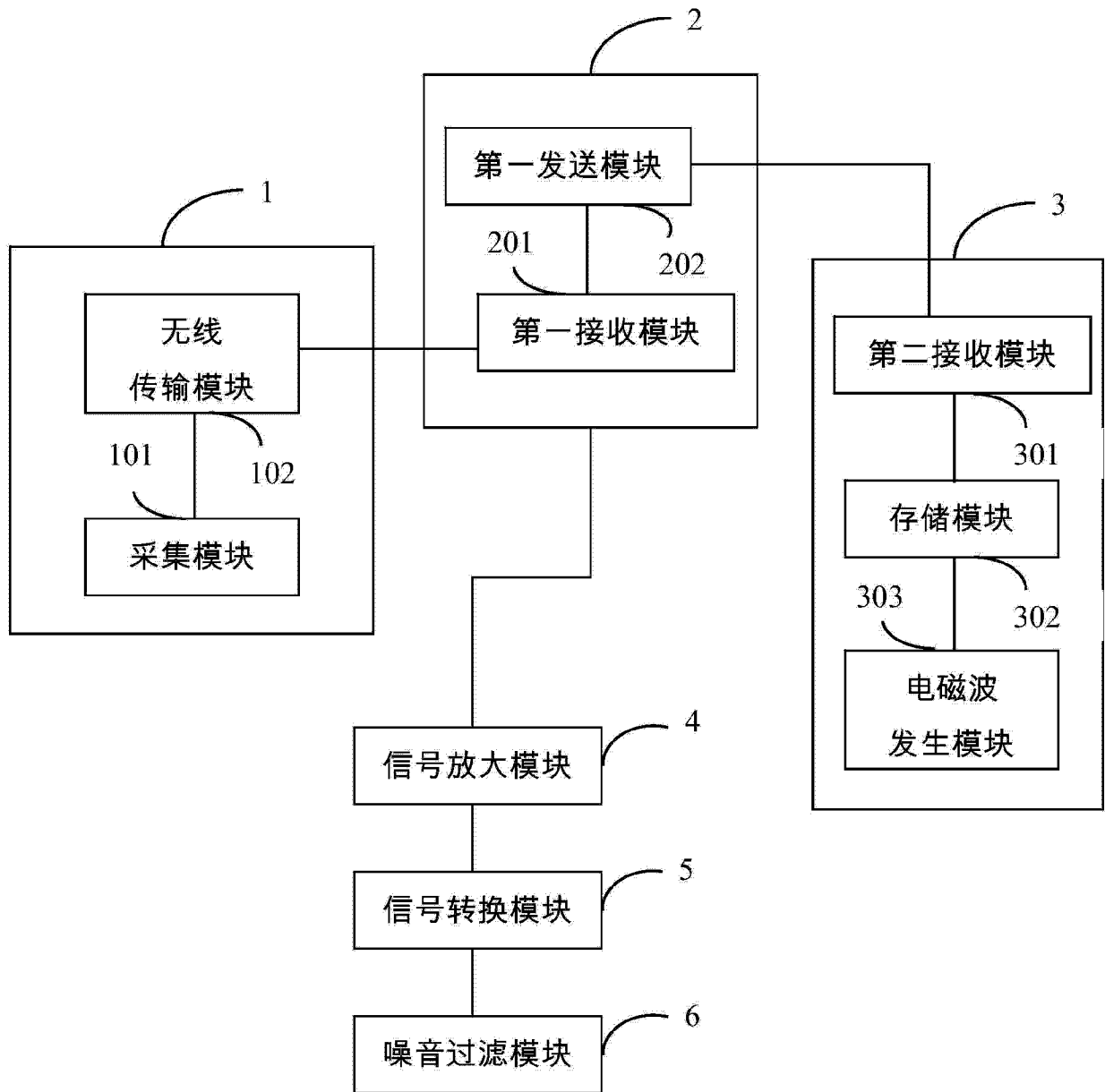


图 8

专利名称(译)	具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机		
公开(公告)号	CN104887190A	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	CN201510373233.0	申请日	2015-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	上海斐讯数据通信技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海斐讯数据通信技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海斐讯数据通信技术有限公司		
[标]发明人	汪正杰		
发明人	汪正杰		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/048 A61M21/02 H04M1/725		
CPC分类号	A61B5/4809 A61B5/04012 A61B5/048 A61B5/6898 A61M21/02 A61M2021/0055 H04M1/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种具有辅助睡眠功能的方法、系统及集成有该系统的手机，其中方法包括：获取脑电波信号；对所述脑电波信号进行分析处理，当脑电波信号达到第一预定状态时，判断此时的睡眠情况需要进行辅助干预；通过第二预定状态的电磁波对处于所述第一预定状态的脑电波信号进行无线耦合，使所述第一预定状态的脑电波信号调整为睡眠平稳时的脑电波信号状态。系统包括脑电波获取模块、处理模块、电磁波耦合模块。通过本发明能够对睡眠进行更佳的辅助治疗，避免声音、光线等负面影响。

