

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G08B 21/00 (2006.01)

A61B 5/0476 (2006.01)



## [12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200520004158.2

[45] 授权公告日 2006 年 4 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 2770008Y

[22] 申请日 2005.3.4

[21] 申请号 200520004158.2

[73] 专利权人 香港理工大学

地址 香港九龙红磡

[72] 设计人 贺菊方 何俊峰 潘国华

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

代理人 王玉双 高龙鑫

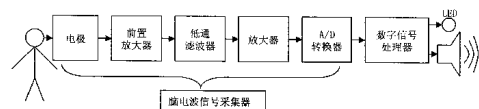
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 2 页

### [54] 实用新型名称

瞌睡检测报警装置

### [57] 摘要

本实用新型提供一种瞌睡检测报警装置，包括：一脑电波数据采集器，其包括一能够与被检测者的头部接触的电极以及一信号处理电路；一报警装置；一数字信号处理器，该处理器分别与该脑电波数据采集器和该报警装置信号连接，并根据由该脑电波数据采集器输入的数据进行 FFT 运算，得到被检测者的脑电波幅值及频谱分布数据，判断该被检测者的脑电波幅值大于等于 2 倍幅值参考值，并且判断该检测者的脑电波频谱分布中，4 - 8Hz 的  $\theta$  波频谱分量占整个频谱总量的 25% 以上，以及 8 - 13Hz 的  $\alpha$  波频谱分量占整个频谱总量的 10% 以上，则该信号处理器即发送信号至该报警装置。使用本发明可更有效、可靠地防止驾驶员开车时打瞌睡，预防交通事故的发生。



1. 一种瞌睡检测报警装置，所述装置包括：一脑电波数据采集器，所述脑电波数据采集器包括一能够与被检测者的头部接触的电极以及一信号  
5 处理电路；以及一报警装置，其特征在于，所述装置还包括：

一数字信号处理器，该处理器分别与所述脑电波数据采集器和所述报警装置信号连接，并根据由所述脑电波数据采集器输入的数据进行 FFT 运算，得到被检测者的脑电波幅值及频谱分布数据，判断所述被检测者的脑电波幅值大于等于 2 倍幅值参考值，并且判断所述检测者的脑电波频谱分布中，  
10 4-8Hz 的  $\theta$  波频谱分量占整个频谱总量的 25%以上，以及 8-13Hz 的  $\alpha$  波频谱分量占整个频谱总量的 10%以上，则所述数字信号处理器即发送信号至所述报警装置。

2. 如权利要求 1 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述信号处理电路具有：

15 一前置放大器，其将由所述电极采集到的电信号输出为放大的电信号；  
一低通滤波器，其将来自所述前置放大器的信号滤波后输出；  
一放大器，其接收来自所述低通滤波器的信号，并输出另一放大的电信号；以及  
一 A/D 转换器，其将由所述放大器输出的电信号转换为数字信号并输入  
20 到所述数字信号处理器。

3. 如权利要求 2 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述 A/D 转换器为 12 位的 A/D 转换器。

4. 如权利要求 1 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述报警装置为声光报警器。

25 5. 如权利要求 1 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述电极为耳机、发带、眼镜或帽子的形式。

6. 如权利要求 1 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述装置还包括一控制所述电极采样的人工定时计时器。

30 7. 如权利要求 1 所述的瞌睡检测报警装置，其特征在于，所述幅值参考值为检测到的所述被检测者在非瞌睡状态下的脑电波幅值。

## 瞌睡检测报警装置

### 5 技术领域

本实用新型涉及一种瞌睡检测报警装置，尤其涉及一种能检测人的瞌睡状态，并可发出声光警示的检测报警装置，其适合防止驾驶员开车时打瞌睡，用以预防交通事故的发生。

### 10 背景技术

近年来，随着我国经济建设的发展和人民生活水平的提高，机动车和驾驶员数量迅猛增长，年平均增长率为 17.3%和 12.4%。2000 年汽车产量达到 200 万辆，2002 年突破 300 万辆，2003 年则达到了 444.37 万辆。同时驾驶员的数量也猛增，2003 年，全国机动车驾驶员共有 102781396 人，其中汽车  
15 驾驶员 54206819 人。与 2002 年相比，机动车驾驶员增加了 11304108 人，其增长率为 12.4%。其中，汽车驾驶员增加了 5494737 人，其增长率为 11.3%。到了 2004 年个人汽车持有量超过了 1200 万辆，驾驶员人数也突破了亿人。

随着经济的发展，道路条件不断改善，交通运输业的流量大幅增长，客运和货运市场成长迅速，驾驶员经常为了赶时间而连续开车，尤其是长途开  
20 车时，驾驶员由于日夜兼程，常因疲劳打瞌睡而发生意外。高速公路的增加，虽然使得路况变好了，但由于环境枯燥，驾驶操作少，导致精神疲乏，也容易引起瞌睡。

实际上，许多车祸的发生都与瞌睡有关。据统计，全球每年约有七十万人命丧轮下，其中三成死于精神不济导致的车祸。有数据表明，打瞌睡使注  
25 意力下降是造成高速公路上汽车发生事故的首要原因，仅因其引起的白日瞌睡导致的车祸一项，每年经济损失就达到 500 余亿美元。

根据国内有关部门日前统计表明，开车打瞌睡占交通事故原因的 25%，占交通事故死亡率的 83%。

而根据美国国家睡眠基金会的统计，美国每年因驾驶员打瞌睡造成的汽  
30 车事故多达 24 万起。调查发现，58%的重型卡车事故与驾驶员疲劳有关。美

国在纽约进行的一次调查表明，24%的驾驶员说他们开车时打过瞌睡。这个问题在倒班人员中表现得更加突出，高达36%。

当然，饮酒会造成不同程度的感觉降低和错乱、控制力的下降，而嗜睡则会造成感觉、控制力的完全丧失。由此看来，在驾驶过程中，嗜睡比饮酒更加危险。

因此，通过科技手段，准确地检测瞌睡并警示监督驾驶员在开车时的精神状态，能有效地减少因此而引起的交通事故，而由此带来及其有益的社会和经济效应。

为了防止驾驶员开车时打瞌睡，目前市场上已出现有多种用于防瞌睡的装置，其通过不同的检测方法向打瞌睡的驾驶员发出警告，例如可以采用对眼睛的活动进行检测、对头部的摆动倾斜情况进行检测、对手握住方向盘的握紧力变化进行检测、对方方向盘的动作时间进行检测、对车速进行检测等方式。

德国宝马公司就研制了一种睡眠报警装置，该报警装置的设计原理是通过一台摄像机，对驾驶员的眼睑活动情况进行检测，并将数据汇总后传递到装置内，以确定驾驶员在驾驶中的清醒程度，继而适时发出光警报信号。还有一种专利号为88219311.2的红外瞌睡报警器，其利用红外线光束射向眼瞳孔，当眼睛睁开时，光束将被部分反射而折回；当人眼闭合时，光束则不能折回。一旦人眼闭合超过某个时限，监视光学信号的微信息处理机则会使报警装置发出报警信号。中国专利号为99108335.0的专利说明书中也公开了一种瞌睡驾驶警告装置的驾驶员眼睛检测方法。但是，由于眼睑活动情况的异常并非都是由于瞌睡而造成的，所以，如果出现由于其他情况而引起的眼睑活动，这种装置也会发出报警信号，这样会造成错误报警的情况。另外，国外曾经有这样的报道：为了搞清巴黎到里昂高速公路上三个事故多发路段的事故原因，法国高速公路管理部门组织了一批驾驶记录良好的青年志愿者，在他们的汽车中安装摄像监测设备，全程记录驾驶员的驾驶操作反应。结果显示，驾驶员长时间在高速公路上行车，会不由自主地打瞌睡，频率约为每40公里一次，而且经常是在毫无意识的情况下睁着眼睛睡，时间为1—4秒钟。这种被称为微睡的情况便是造成高速公路交通事故的主要原因。如此看来，仅仅测量眼睛的变化，难免会有漏判的情况。

中国专利号 98227473.4 以及 92208742.3 分别公开了一种通过对头部的摆动倾斜情况进行检测的防瞌睡装置。这些防瞌睡装置可以配戴在驾驶员耳朵上或眼镜上等，当驾驶员在行车途中产生睡意，头部向前倾斜时，该装置便会发出警报，唤醒驾驶员引起警觉，从而避免交通事故的发生。由于人头部向前倾斜的情况也可能有多种原因，而并非仅由瞌睡造成，并且人在瞌睡时头部也并非一定会向前倾斜，所以，其也会造成错误报警和遗漏报警的情况。

如中国专利号 00248377.7、95245597.8、94212141.4 等文献所公开的内容，其主要构思是通过驾驶员对方向盘的握持力或方向盘的运作情况来判断驾驶员是否处于瞌睡状态。中国专利号 03154614.5 则公开了一种通过检测车速的情况来进行瞌睡判断的装置。但是，这些装置也会存在错误报警和遗漏报警的情况。

所以一直以来，许多设计者都在试图开发一种新型的防瞌睡装置，以提高此类装置的判断能力及准确性。

日本就开发了一种防瞌睡汽车音响装置，其采用方向盘带传感方式，当人因疲劳而产生瞌睡时，心率发生变化。根据这一原理，该装置有一个安装在方向盘上的传感装置，可以测试驾驶员的心跳频率，并通过微电脑分析其心电图。

中国专利号 90215202.5 公开了一种脑电波瞌睡监视器。其通过置于人体头部的探测器获取人体脑电波信号，并送入包括前置放大器、低通滤波器、放大器、基准电压发生器、比较器和延时器进行信号处理，通过将脑电波转换为电压信号，将该高压信号的高电平时间与一设定值进行比较，来判断被检测者是否处于瞌睡状态。虽然对脑电波的检测相比其他方法能减少错误报警和遗漏报警的情况，但是，如何对检测到的脑电波信号进行更科学、更准确的分析仍是从业人员研究的课题。

为了尽可能提高此类装置的稳定性和准确率，本实用新型提出一种利用脑电波进行瞌睡检测报警的方法和装置，其改进了公知技术中信号判断的方法，能够更准确无误地进行检测报警。

## 30 实用新型内容

本实用新型的目的在于提出一种瞌睡检测报警装置，其以利用探测人体脑电波异常的方式，在人将要进入瞌睡状态、或已经进入睡眠状态时，准确无误地发出警示。

因此，本发明提供了一种瞌睡检测报警装置，其包括：一脑电波数据采集器，所述脑电波数据采集器包括一能够与被检测者的头部接触的电极以及一信号处理电路；以及一报警装置，其中，所述装置还包括：一数字信号处理器，该处理器分别与所述脑电波数据采集器和所述报警装置信号连接，并根据由所述脑电波数据采集器输入的数据进行FFT运算，得到被检测者的脑电波幅值及频谱分布数据，判断所述被检测者的脑电波幅值大于等于2倍幅值参考值，并且判断所述检测者的脑电波频谱分布中，4-8Hz的 $\theta$ 波频谱分量占整个频谱总量的25%以上，以及8-13Hz的 $\alpha$ 波频谱分量占整个频谱总量的10%以上，则所述数字信号处理器即发送信号至所述报警装置。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述信号处理电路具有：一前置放大器，其将由所述电极采集到的电信号输出为放大的电信号；一低通滤波器，其将来自所述前置放大器的信号滤波后输出；一放大器，其接收来自低通滤波器的信号，并输出另一放大的电信号；以及一A/D转换器，其将由所述放大器输出的电信号转换为数字信号并输入到所述数字信号处理器。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述A/D转换器为12位的A/D转换器。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述报警装置为声光报警器。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述电极为耳机、发带、眼镜或帽子的形式。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述装置还包括一控制所述电极采样的人工定时计时器。

在上述瞌睡检测报警装置中，所述幅值参考值为检测到的所述被检测者在非瞌睡状态下的脑电波幅值。

由于瞌睡时脑电波的这些变化是一种不可抗的现象，通过对脑电波的数据进行处理分析，来判定是否有瞌睡，是最有效的检测方式。可以说，脑电波检测是迄今为止最为可靠和最根本的检测方法。其最大限度的避免了驾驶员开车时打瞌睡而导致的车祸。本实用新型采用对脑电波不同型式波的频率进行比较判断来确定瞌睡状态的装置，与其他检测瞌睡的方法相比，更具有

客观性及准确性。

## 附图说明

图 1 示出了根据本实用新型的瞌睡检测报警装置的结构示意图；

5 图 2 示出了本实用新型的一具体实施例的局部电路连接关系的示意图。

## 具体实施方式

下面在详细说明本实用新型具体实施例之前，先对脑电波的特性进行说明。

10 脑电波是人的自然生理特征，睡意的产生就体现在脑电波上，它不会因人的改变而使脑电波特征发生变化，因此不会产生睁眼瞌睡、眨眼过慢产生的误报。

脑电波信号通常是通过多导连方式在人的头上获取的，典型的脑电波信号根据频率、幅度的不同分成四类：

- 15
1.  $\beta$  波：频率通常在 13 赫兹以上，幅度在 5-20 $\mu$ V；
  2.  $\alpha$  波：频率为 8-13 赫兹，幅度为 20-200 $\mu$ V；
  3.  $\theta$  波：频率为 4-8 赫兹，幅度为 20-100 $\mu$ V；
  4.  $\delta$  波：频率在 4 赫兹以下，幅度为大于 75 $\mu$ V。

20 由于脑电波属于低频的微弱电信号，加上人体体表电阻很大，特别是当人在非静止状态和运动的环境中，获取脑电波信号就非常困难，所以脑电波信号的获取需要用专门的电极和特别的电路进行处理，以排除各种干扰和影响，这样才能适合整个检测装置的要求。

25 人体的生物电信号都比较小，而脑电波信号尤其小。由于信号极其微弱，人体内外的多种因素将极大的影响这些信号的获取，这些因素主要有列三种：

1. 工频 50Hz：其来自周边环境，以共模形式存在，幅值可达几伏甚至几十伏；
2. 极化电压：其是由于测量电极与生物体之间构成化学半电池而产生的直流电压，这个电压通常因电极与体表的接触和位移而大幅度变化，最大  
30 可达 300mV；

3. 输入阻抗：电极与皮肤接触发生变化，使得电极阻抗的变化会在放大器的输入端产生较大的干扰。

所以，要得到有用而微弱的动态脑电波信号，就必须设法消除比其大得多的各种干扰。

5 动态脑电波虽然不容易获得，但它的用途是其他手段所无法企及的。从脑的机能来看，脑电波是流经脑神经细胞的微弱电流的脉冲集合体。支撑大脑及神经装置机能的是极微弱的电流。人的七情六欲皆会影响脑波，兴奋（ $\beta$ 波： $>13\text{Hz}$ ）、打瞌睡（ $\alpha$ 波： $8-13\text{Hz}$ ）、入睡（ $\theta$ 波： $4-8\text{Hz}$ ）或沉睡（ $\delta$ 波： $<4\text{Hz}$ ），都会显现出不同的脑电波。当人睁开眼睛时，可产生  $\beta$  波；  
10 闭上眼睛和打瞌睡时，就会产生  $\alpha$  波；同样人在入睡时，会产生  $\theta$  波。

具体而言，人要是犯起困来，大脑的清醒度便明显下降。在进入瞌睡状态前，最典型的是大脑会持续产生一段时间的  $\alpha$  波和  $\theta$  波，其他波的比例也呈特定的变化规律。本实用新型的瞌睡检测报警装置就是利用上述原理，一旦检测到脑电波符合这些特征，就会认为被检测的人处于瞌睡状态，并进行  
15 报警。由于这些信号完全是人体“不由自主”自发产生的，所以既无法人为模拟，也无法避免，这就最大限度地避免了一般瞌睡检测装置无法回避的误报与漏报问题，因此，采用本实用新型的装置进行脑电波的检测，可以从根本上提高瞌睡检测的稳定性和准确率，所以最为可靠。

由此，本实用新型的瞌睡检测报警装置主要包括有脑电波数据采集器、  
20 数字信号处理器和报警装置。参考图 1，该脑电波数据采集器为被检测者瞌睡信号的拾取装置，包括有一电极，其与被检测者连接；一前置放大器，其将该电极采集到的电信号进行放大；一低通滤波器，其对经该前置放大器放大的电信号进行滤波；一放大器，其对进行滤波的电信号再次进行放大；以及一 A/D 转换器，其将电信号转换为数字信号，并输入到数字信号处理器中。

25 其中，将电极与皮肤接触，以从脑部采集数据，由于脑电波信号是高内阻的微弱信号，而且受生理机制的影响，噪音背景很复杂，所以测量的难度很大，因此要求脑电波放大器必须具有低噪声、高阻抗、高共模抑制比。因此，在电极之后先连接有一个前置放大器。在人体移动时，电极与皮肤接触会发生变化，使得电极阻抗变化，这样容易在放大器的输入端产生较大的  
30 干扰。由此，在前置放大器之后连接有一个低通滤波器，以过滤掉装置中没



有的高频成分，减少 FFT 运算时高频分量的影响。在低通滤波器后面分别再连接一个放大器和 A/D 转换器，由于脑电波放大器的特殊性，降低噪声的影响要求前置放大器高阻抗、高共模抑制比，使得放大倍数较低，所以要求进一步对信号进行放大，以将信号放大到 A/D 的电压输入范围。A/D 转换器  
5 可以为一个 12 位的 A/D 转换器，将模拟信号转换成数字信号，以便于数字信号处理器进行数据的分析处理。

数字信号处理器的分析处理过程如下：经由电极采集到的脑电波经过放大、滤波、再经过进一步放大及 A/D 转换后，脑电波数据已经被转换为数字信号，把采集到的数据进行 FFT（快速傅立叶变换）运算，然后根据  $\alpha$  波  
10 和  $\theta$  波的频谱分量和幅值情况，判断被检测者是否处于瞌睡状态。

如果通过数字信号处理器的分析处理之后，判断采集到的信号符合瞌睡状态的  $\alpha$  波或  $\theta$  波的频谱分量，则说明被检测者处于瞌睡状态，然后发出信号至一报警装置，进行报警。该报警装置可以采用发出声光报警的报警器，以提醒驾驶员注意。

15 在本实施例中，该瞌睡检测报警装置还设有一个可人工定时的计时器，当设定计时器的时间为 1 秒，则装置就每间隔 1 秒就采集一次被检测者的脑电波，以实时监控被检测者的精神状况，并可根据不同使用者的需求对间隔时间进行调节。

根据上述瞌睡检测报警装置的结构，本实用新型具体是这样实施的：

20 使脑电波数据采集器采集脑电波，其是通过与被检测者的脑部相接触的电极进行采集的，然后经过前置放大、低通滤波、再放大、模数转换，将采集到的脑电波转换为数字信号并输入到一数字信号处理器中。数字信号处理器根据采集到的脑电波进行 FFT 运算，以处理分析数据，即对采集到的脑电波数据分量中存在的处于 8-13Hz 范围内的  $\alpha$  波，或者处于 4-8Hz 范围内的  $\theta$   
25 波的幅值和频率进行分析。首先被检测者刚戴上瞌睡监测的装置时，被认为是并未处于瞌睡状态，此时的被检测者的脑电波信号被存储到数字信号处理器中，该幅度值即为幅值参考基准（幅值参考值），其中  $\theta$  波和  $\alpha$  波在该频谱中的分布情况即为频谱参考值，以后每一定时间间隔就采样一次，这样就会得到一个即时幅值，当即时幅值大于等于幅值参考值的 2 倍时，则判断幅  
30 值超出了限定范围，即判断为满足瞌睡的幅值条件；并且进行频谱分析，若

位于 4-8Hz 的  $\theta$  波频谱分量大于等于整个频谱总量的 25%，8-13Hz 的  $\alpha$  波频谱分量大于等于整个频谱总量的 10%，则判断为满足瞌睡的频谱条件；如果两个条件均符合，则判断被检测者处于瞌睡状态。当判断被检测者处于瞌睡状态后，装置启动警报装置，发出声光警报，以提醒被检测者注意。

5        请参考图 2，图 2 示出了本实用新型的一具体实施例的局部电路连接关系的示意图。在图 2 中，前置放大器、低通滤波器、放大器被整合为信号处理电路 10，信号处理电路 10 的两个输入端  $V_{i1}$  和  $V_{i2}$  分别与两个电极的输出端连接，将来自输入端  $V_{i1}$  和  $V_{i2}$  的脑电波信号通过图中示出的四个放大器放大到 A/D 转换器的电压输入范围，并输出到 A/D 转换器。A/D 转换器的 A/D  
10 转换模块 20 与数字信号处理模块 30 电连接，其中，A/D 转换模块的 DIN 端、SCLK 端、DOUT 端及 CS 端分别与数字信号处理模块 30 的 BDX0 端、BCLKX0 端、BDR0 端及 BFSX0 端电连接。该数字信号处理模块 30 的 XF 端和 BIO 端则分别与声光报警器 40 的相应端电连接。经 A/D 转换后的脑电波在数字信号处理器中进行比较和分析，即判断被检测者的脑电波是否满足  
15 前述的瞌睡的幅值条件和频谱条件，倘若判断被检测者处于瞌睡状态，该数字信号处理器就发送信号至报警装置。

由此可见，本实用新型通过对脑电波进行数字化处理，然后分析经处理的数字信号中是否存在反映瞌睡的脑电波，来判断被检测者是否处于瞌睡状态，以实现准确可靠的判断。

20        该装置中，电极可通过耳机、发带、眼镜或帽子等形式与被检测者的头部接触。并且，本实用新型的装置可以实时进行检测和监控，以便于及时提醒驾驶员。当然，本实用新型的装置也可以采用以一定时间间隔进行监控的方式，比如 1 分钟，以实现定期的检测和监控。

25        本实用新型已参考优选实施例进行了详细描述。很显然，对于本领域的普通技术人员在阅读和理解以上本实用新型的详细描述的基础上，可以进行变形和修改。但所有这些均应包含在本实用新型的保护范围内。

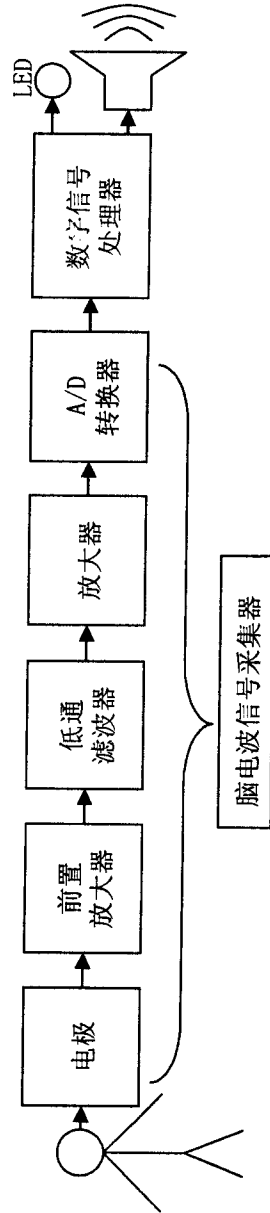


图1

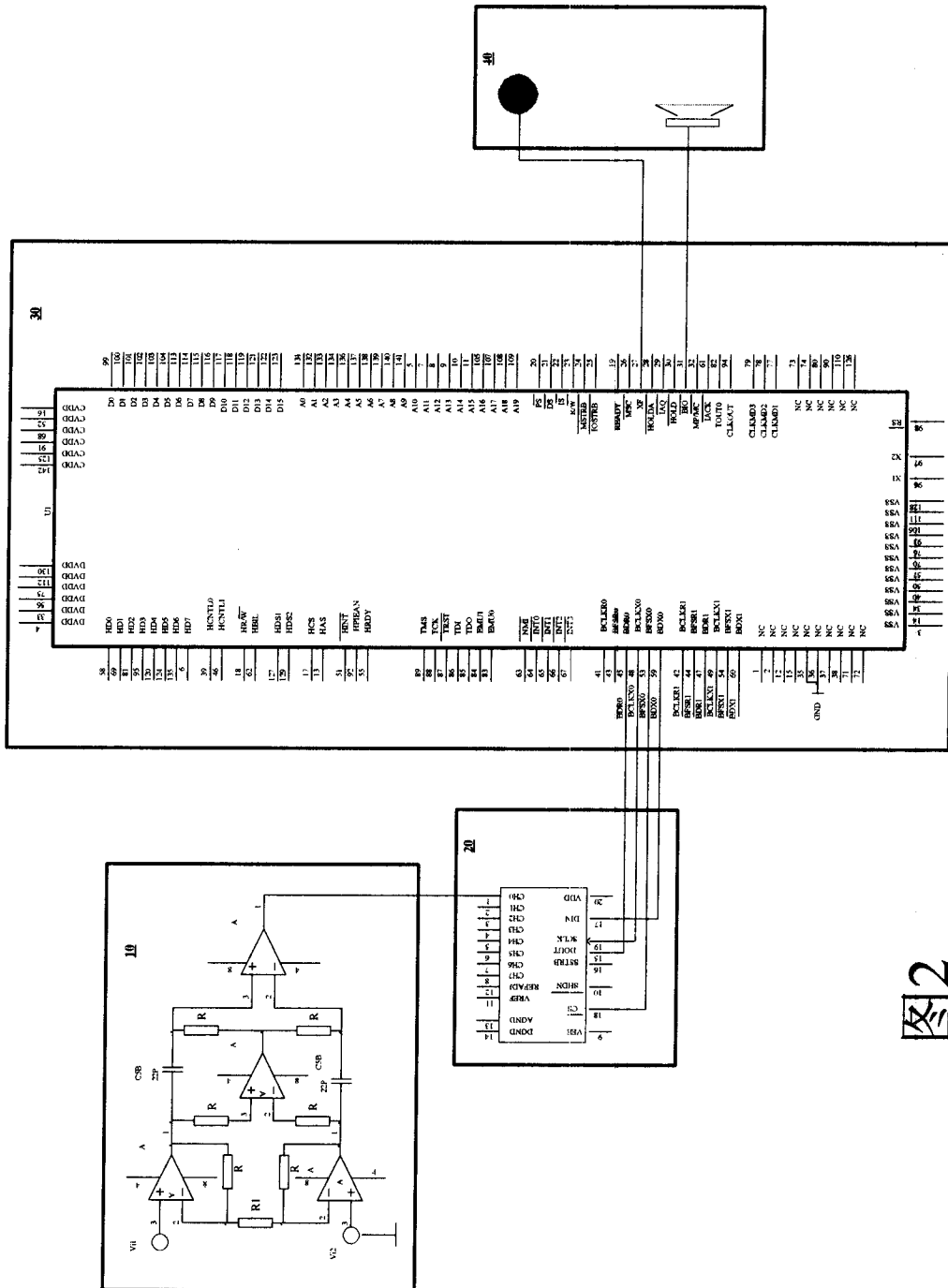


图2