[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61N 1/32 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03814803.X

[45] 授权公告日 2008 年 5 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 100386123C

[22] 申请日 2003.6.20 [21] 申请号 03814803.X

[30] 优先权

[32] 2002.6.24 [33] KR [31] 10-2002-0035305

[32] 2003.6.11 [33] KR [31] 10-2003-0037632

[86] 国际申请 PCT/KR2003/001220 2003.6.20

[87] 国际公布 WO2004/000413 英 2003.12.31

[85] 进入国家阶段日期 2004.12.24

[73] 专利权人 郑钟必

地址 韩国忠清南道

[72] 发明人 郑钟必 姜成民 金艺媛 李钟铉

[56] 参考文献

CN1327856A 2001.12.26

JP2001190637A 2001.7.17

审查员 周述虹

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

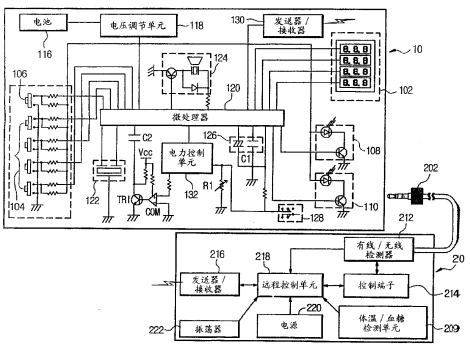
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 16 页

[54] 发明名称

用于诱导阿尔法波的电刺激仪

[57] 摘要

一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其特征在于：将从 1Hz 到 50Hz 的范围，优选地，从 7Hz 到 14Hz 的范围中选择的频率和输出电压施加到患者耳部的外耳，以诱导阿尔法波；并且刺激的周期和强度根据体温和血糖而变化。 通过对耳部直接施加电压可以获得即时反应，并且当刺激连续时该反应可以持续。 此外，其适于治疗由于人体中的应激反应或唤醒反应的共同原因而引起的各种疾病。



1、一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，包括：

电池，用于向所述电刺激仪提供电力；

电压调节单元，用于将从所述电池输出的电压转换为与所述电刺激仪所需的电压对应的恒定电压；

微处理器，其从所述电压调节单元接收电力，用于对所述电刺激仪进行初始化和控制；

振荡器，用于根据所述微处理器的控制来产生预定范围的频率；以及

连接器，用于输出来自所述振荡器的频率和来自所述电压调节单元的电压，所述连接器经连接线连接到接触端子，所述接触端子适于与耳部的迷走神经耳支相接触；

其中，所述连接器输出的频率是从 1 Hz 到 50 Hz 的范围中选择的频率，并且所述连接器输出的电压是从 0 mV 到 100 mV 的范围中选择的电压。

2、根据权利要求 1 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中，所述连接器输出的频率是从 7 Hz 到 14 Hz 的范围中选择的频率。

3、一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，包括：

控制部，其包括：用于支持使用者操作的键输入单元；微处理器，用于根据从所述键输入单元传输的键输入信号来设置频率、电压、周期和工作时间，用于根据所述设置对频率和电压的输出进行控制，用于确定所输出的频率和电压是否施加到了使用者的耳部，用于通过确定插头是否连接到了电刺激单元上而进行有线/无线模式的切换，用于在切换为无线模式时输出发送信号以在预定时间之后无线地发送设定数据，以及用于根据报警信号输出打开/关闭信号，所述打开/关闭信号表示有线/无线模式控制状态；控制侧发送器/接收器，用于根据所述发送信号发送所述设定数据并发送/接收输入/输出数据；振荡器，用于根据频率输出控制以 1 Hz 到 50 Hz 之间的频率进行振荡；以及连接器，其连接到所述插头并

连接到所述微处理器，用于根据输入电流值的变化确定有线/无线状态;

连接线，其将所述连接器与所述插头相连，并将来自所述插头的频率和电压传送到电刺激单元；以及

电刺激单元，其包括：接触端子，其连接到所述连接线，并与耳部的迷走神经耳支相接触；无线/有线检测单元，其介于所述连接线与所述接触端子之间，用于根据其是否连接到所述插头来检测有线/无线模式状态；远程控制单元，用于确定有线/无线模式状态，用于在无线模式的情况下控制所述电刺激单元自身的操作，并用于根据从所述控制侧发送器/接收器发送的所述设定数据来控制频率和电压；发送器/接收器，其与所述控制侧发送器/接收器进行通信，用于将所述输入/输出数据发送到所述远程控制单元；振荡器，用于将频率提供给所述远程控制单元；以及电池，用于向所述远程控制单元提供电力。

4、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述振荡器在 7 Hz 到 14 Hz 之间进行振荡。

5．根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，还包括非接触检测器，用于利用流过所述控制单元的插头的电荷积聚来检测所述电刺激单元是否未与耳部接触，以将结果输出到所述微处理器。

6、根据权利要求 5 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，当根据从所述非接触检测器发送的信号确定了接触状态时，为了防止短路，还包括：

可变电阻（R1），其与所述接触端子形成闭合回路，以用于根据所合成的电阻值进行电压降;

电压比较器（COM），用于将由所合成的电阻值产生的电压与预定基准电压进行比较;

开关（TR1），根据所述电压比较器（COM）的比较结果进行切换;

电容器（C2），通过所述开关（TR1）放电，以将通报是否正常的信号发送到所述微处理器；和

电力控制单元，其将电容器（C2）放电时确定为常态，并中断直流电的供应，并且当电容器（C2）未被放电时，只通过可变电阻（R1）实

现电压降。

7、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述微处理器还包括 A/D 转换器和 D/A 转换器，用于对输入到所述电刺激单元的信号或从所述电刺激单元输出的信号进行转换。

8、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述微处理器还包括定时器，其根据包括周期和工作时间的设定数据进行工作。

9、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中在所述连接线的两端都具有插头，所述插头与所述连接器和电刺激单元分离。

10、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，还包括报警器，其用于在根据对耳部的电压施加的确定结果而输出了报警信号时，输出报警声音。

11、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，还包括显示器，用于根据从所述键输入单元发出的键输入信号来显示设定值，并用于输出或照亮操作状态。

12、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述电刺激单元具有体温检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定体温的信号，并且所述体温检测单元具有一有孔顶面（H），以接收红外线信号。

13、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述电刺激单元具有血糖检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定血糖的信号，并且所述体温检测单元具有一有孔顶面（H），以接收红外线信号。

14、根据权利要求 3 所述的用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其中所述电刺激单元体温/血糖检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定体温和血糖的信号，并且所述体温检测单元具有一有孔顶面（H），以接收红外线信号。

15、根据权利要求 12 到 14 中的任一项所述的用于诱导阿尔法波的

电刺激仪，其中所述红外线处理模块包括滤波部分和红外线检测部分，其中传感区由具有长通滤片的硅窗口封闭，只有从外耳道发出的红外线辐射能够通过该长通滤片，并且传感区的前部由对于所测分析物的辐射线具有特定谱特性的适当红外线带通滤片封闭。

用于诱导阿尔法波的电刺激仪

技术领域

本发明涉及用于诱导阿尔法波的电刺激仪，更具体地，涉及如下一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其对耳部的迷走神经耳支施加电刺激，以在脑电波中诱导阿尔法波，从而对各种病症进行有效的医学治疗。

背景技术

最近，随着FDA（食品和药物管理机构）对于颈部治疗的批准，现在可以使用用于迷走神经的电刺激仪来治疗癫痫症和抑郁症。此外，据报道，电刺激仪对于治疗癫痫病人的肥胖是有效的。根据用于颈部迷走神经的电刺激疗法，该迷走神经用作将下面的器官的唤醒信息传输到大脑的传输通路。由于迷走神经受频率影响，所以发现了诱发脑电波中的同步波和异步波的差异（参见Steven C. Schachter和Clifford B. Saper著的“Vagus Nerve Stimulation”，Epilepsia 39: 682, 1998”）。

与通过使用颈部迷走神经的刺激而进行的治疗相关，据中医中的报道：可以通过对两耳进行针灸来治疗肥胖、疼痛和内脏疾病。由于中医的理论基础是基于使用气和经络的疗法，所以耳针疗法忽略了经由神经进行刺激传导的作用。因此，中医没有提供精确治疗的基本方法。

在中医中为治疗肥胖、疼痛和内脏疾病而进行针灸的区域（经络）对应于负责经由颈部迷走神经传导刺激的区域。同时，据西医中的报道：使用颈部迷走神经治疗癫痫症或抑郁症的电刺激疗法在肥胖治疗方面具有显著效果（参见Asamoto S和Takeshige C著的“Activation of the Satiety Center by Auricular Acupuncture Point Stimulation”，Brain Res Bull 29(2): 157-164，1992年8月）。在日本（1994和2001）已经提出了用于对两耳施加电刺激的电刺激仪，其中，这些刺激仪对中医中的肥胖治疗点区域（经络）进行刺激。但是，没有将这些刺激仪用作阿尔法波发生装置，

阿尔法波发生装置通过抑制人体的应激反应可以获得心理稳定的效果，并可以治疗各种疾病。治疗目的互不相同的原因在于生成阿尔法波的电刺激频率及电刺激强度明显地互不相同。

最近，通过如下方法来进行使用颈部迷走神经的电刺激疗法：去除所需皮肤以暴露颈部迷走神经、在颈部周围缠绕线圈、并向其中植入微芯片。但是，手术成本非常高，并且每隔几年就必须对该区域再次进行手术，以更换电池。此外，由于切口留下了永久疤痕，并且由于手术使患者的心脏处于危险之中。而且，患者由于手术将承受很多的精神压力。

同时，根据对耳部进行针灸的中医，虽然基本上认为肥胖、疼痛和内脏疾病的治疗效果是由于对迷走神经的刺激而产生的治疗效果，但是其特别注重气和经络，因而忽视了经由神经的刺激效果。因此，由于中医不懂得通过迷走神经的电突触而进行的迷走神经的刺激传导会根据频率而诱导出不同的效果，所以不能进行有效的治疗。此外，患者必须每天去医院才可以进行针灸。由于慢性病是因迷走神经的调节的减少或迟钝而产生的，所以当未进行针灸时患者的症状会复发。因此，患者的生活因在一生中对医院的频繁光顾而不胜烦扰（参见 Sun-Hyen Shin 著的“Dynamics of Obesity”，Clinical Obesity 2nd Edition，27，2001）。

最近，已经提出了一些诱导阿尔法波的方法：一种方法是通过以具有恒定周期的光和声对眼部或耳部进行照射而诱导出中枢神经系统的脑电波的同步（例如，Mcsquare™）；另一方法是通过从颅外将磁场辐射到其内部来诱导脑电波的同步（例如，Solomon™）。虽然是在较长的时间中进行诱导刺激，但是只在较短时间后即可获得同步诱导效果。以上方法通过将刺激间接地传输到大脑细胞来间接地（而不是直接地）诱导脑电波。不会立即产生效果；并且当延长刺激时反应不会继续。因此，利用这些方法来治疗一般由人体中的应激或唤醒反应而引起的各种疾病并不恰当。

发明内容

因此，本发明的目的是解决以上问题，并提供一种用于诱导阿尔法

波的电刺激仪，其能够实现以下功能：

1、通过选择双耳的外耳（其中在已知部分与脑电波同步的迷走神经中只有耳支接近皮肤），并有效地进行特定频率和强度的刺激，来诱导阿尔法波，以治疗由于迷走神经的调节的减少或迟钝而引起的各种慢性疾病，从而使疾病的治疗效果最佳；

2、缩小电刺激仪的尺寸，以减少将刺激仪附着到身体上而进行的日常治疗的不便性，由此定期并连续地诱导阿尔法波，从而使治疗效果最佳；

3、可以同时刺激耳甲艇（100%）（迷走神经的主要区域）和耳甲的前面（50%）和后面（50%），并且可以保持治疗效果，而不会在患者的日常生活（如走路或锻炼）中引起不便。为了达到以上效果，提供了一种用于检测刺激垫是否脱离了患者的刺激点的单元，或者设计一单元以便减少脱离或者使其不引人注意；

4、为了减小佩戴敏感性，将低电力消耗的电刺激设备开发为数字模式的电路。通过这种开发，患者可以方便地调整刺激信号的强度和周期；

5、与常规阿尔法波诱导单元不同，根据本发明的刺激仪包括分立设置的发送器和接收器，由此减小了刺激仪的尺寸。可以使该刺激仪持续地附着在身体上以连续地诱导阿尔法波，并且其不容易被他人注意到；并且

6、根据使用时患者的状况（即，要附着的表面的湿度和接触状态），对刺激进行控制，并且还根据所监测的体温和/或血糖来控制刺激。

为了实现这些目标，提供了一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，包括：电池，用于向所述电刺激仪提供电力；电压调节单元，用于将从所述电池输出的电压转换为与所述电刺激仪所需的电压对应的恒定电压；微处理器，其从所述电压调节单元接收电力，用于对所述电刺激仪进行初始化和控制；振荡器，用于根据所述微处理器的控制来产生预定范围的频率；以及连接器，用于输出来自所述振荡器的频率和来自所述电压调节单元的电压，所述连接器经连接线连接到接触端子，所述接触端子适于与耳部的迷走神经耳支相接触；其中，所述连接器输出的频率是从1

Hz 到 50 Hz 的范围中选择的频率，并且所述连接器输出的电压是从 0 mV 到 100 mV 的范围中选择的电压。优选地，连接器输出的频率是从 7 Hz 到 14 Hz 的范围中选择的频率。

根据本发明的另一方面，提供了一种用于诱导阿尔法波的电刺激仪，其包括控制部、连接线以及电刺激单元。该控制部包括：用于支持使用者操作的键输入单元；微处理器，用于根据从键输入单元传送的键输入信号来设置频率、电压、周期和工作时间，用于根据该设置来控制频率和电压的输出，用于确定是否要将所输出的频率和电压施加到使用者的耳部，用于通过确定是否已将一插头连接到电刺激单元上而进行有线/无线模式的切换，并且用于在切换为无线模式时输出一发送信号，以在预定时间之后无线地发送设定数据，以及用于根据报警信号来输出打开/关闭信号，所述打开/关闭信号表示有线/无线模式控制状态；控制侧发送器/接收器，用于根据发送信号发送该设定数据并且发送/接收输入/输出数据；振荡器，用于根据频率输出控制以 1 Hz 到 50 Hz 之间的频率进行振荡；连接器，连接到插头并连接到微处理器，用于根据输入电流值的变化来确定有线/无线状态。所述连接线将连接器与插头相连，并将来自插头的频率和电压传送到电刺激单元。所述电刺激单元包括：接触端子，连接到所述连接线，并与耳部的迷走神经耳支相接触；无线/有线检测单元，介于所述连接线与所述接触端子之间，用于根据是否与插头相连来检测有线/无线模式状态；远程控制单元，用于确定有线/无线模式状态，用于在无线模式的情况下控制电刺激单元自身的工作，并用于根据从控制侧发送器/接收器发送的设定数据控制频率和电压；发送器/接收器，与所述控制侧发送器/接收器进行通信，用于将输入/输出数据发送到远程控制单元；振荡器，用于将频率提供给远程控制单元；和电池，用于向远程控制单元提供电力。

优选地，振荡器在 7 Hz 到 14 Hz 之间进行振荡。电刺激器还包括非接触检测器，用于通过使用流过控制单元的插头的电荷积聚来检测电刺激单元是否与耳部相接触，以将结果输出到微处理器。微处理器还包括 A/D 转换器和 D/A 转换器，用于对输入到电刺激单元的信号或从电刺激

单元输出的信号进行转换。微处理器还包括定时器，其根据包括周期和工作时间的设定数据进行工作。

在连接线的两端具有插头，其中该插头与连接器和电刺激单元相分离。该电刺激仪还包括：报警器，其用于在根据对耳部的电压施加的确定结果输出了报警信号时，输出报警声音。该电刺激仪还包括显示器，用于根据从键输入单元发出的键输入信号来显示设定值，并用于输出或照亮操作状态。

当根据从非接触检测器发出的信号而确定了接触状态时，为了防止短路，电刺激仪还包括：可变电阻 R1，与接触端子一起形成一闭合回路，以用于根据所合成的电阻值执行电压降；电压比较器 COM，用于将由所合成的电阻值产生的电压与预定基准电压进行比较；开关 TR1，根据电压比较器 COM 的比较结果进行切换；电容器 C2，通过开关 TR1 放电，以将通知是否正常的信号发送给微处理器；电力控制单元，其将电容器 C2 放电时确定为常态，并中断直流电的供应，并且当电容器 C2 没有放电时，只通过可变电阻 R1 进行降压。

电刺激单元具有：体温检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定体温的信号，并且该体温检测单元具有一有孔顶面 H，以接收红外线信号。电刺激单元具有血糖检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定血糖的信号，并且该体温检测单元具有一有孔顶面 H，以接收红外线信号。电刺激单元具有体温/血糖检测单元，其形状像具有逐渐弯倾的脊线的漏斗，以便于插入外耳道，从而利用红外线处理模块来检测用于确定体温和血糖的信号，并且该体温检测单元具有一有孔顶面 H，以接收红外线信号。另选地，红外线处理模块包括滤波部分和红外线检测部分，其中传感区由具有长通滤片的硅窗口封闭，只有从外耳道发出的红外线辐射能够通过该长通滤片，并且传感区的前部由对于所测分析物的辐射线具有特定谱特性的适当红外线带通滤片封闭。

附图说明

图 1 是示出了根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪的结构的透视图。

图 2 是表示电刺激头戴式耳机的使用状态图。

图 3 是表示根据本发明一个优选实施例的用于诱导阿尔法波的电刺激仪的控制箱的示意图。

图 4 是表示红外线处理模块结构的透视图。

图 5A 和 5B 是表示红外线处理模块的结构的透视图。

图 6A 到 6C 是表示根据体湿和/或血糖的刺激方法的流程。

图 7A 到 7F 的曲线定量地示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前，阿尔法波、贝塔波、伽马波和西塔波的分布。

图 8A 到 8F 的曲线定量地示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之后，阿尔法波、贝塔波、伽马波和西塔波的分布。

图 9A 和 9B 示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前和之后使头部中的阿尔法波能量增加的状态。

图 10A 和 10B 以及图 11A 和 11B 示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前和之后使前脑中的同步增加的状态。

具体实施方式

现在对附图所示的本发明的优选实施例进行详细说明。

图 1 是示出了根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪的结构的透视图。图 2 是表示电刺激头戴式耳机的使用状态图。参照图 1 和图 2，用于诱导阿尔法波的电刺激仪主要包括控制箱 10 和电刺激头戴式耳机 20。

在控制箱 10 的前面设有显示器 102、设置键 104、电源输入按钮 106、有线/无线模式指示灯 108、和接触状态指示灯 110。显示器 102 显示接触状态、体温和血糖，以及由使用者设置的频率、电压、周期、工作时间等。同时，显示器 102 显示剩余电量和有线/无线模式。设置键包括：模式选择键 SET、上/下控制键 UP 和 DOWN、以及自动模式键 AUTO。在

控制箱 19 的一侧设置有与电刺激头戴式耳机 20 的插头 202 相连的连接端子 112。将电池盒 114 安装在控制箱 10 的后下端，以容纳电池。

在本实施例中将电刺激头戴式耳机 20 设置为头戴式耳机形状。电刺激头戴式耳机 20 包括左右刺激组件 L 和 R，分别具有前刺激部分 204 和后刺激部分 206，以对使用者的耳部有效地施加电刺激。左刺激组件 L 通过联接带 208 连接到右刺激组件 R。将前刺激部分 204 形成为耳状，以选择性地将电刺激施加到任一耳部前侧。将后刺激部分 206 形成为包围耳部后侧的形状，以有效地将电刺激施加到耳部后测。电刺激头戴式耳机 20 是本发明的一个示例，但是也可以将本发明形成为：用于刺激耳甲艇和耳甲的前面的助听器形状、用于刺激耳甲的前面的耳机形状、用于刺激耳甲的后面的眼镜腿刺激仪形状、与普通耳环无异的装饰品形状、位于耳甲前面和后面的刺激仪连接器等，以刺激耳甲的前面（50%）及其后面（50%），以及作为外耳迷走神经的主要区域的耳甲艇（100%）。这些类型的刺激仪可以有效地诱导阿尔法波，以对疾病进行医学治疗，而避免了不方便地携带。

通过前刺激部分 204 和后刺激部分 206 来进行与耳部的紧密接触。前刺激部分 204 具有用于检测体温和血糖的体温/血糖检测部分 209。具体地，体温/血糖检测部分 209 的形状具有逐渐弯倾的脊线（如漏斗），以容易地插入外耳道。体温/血糖检测部分 209 具有一有孔顶面 H，用于接收红外线信号。

考虑到耳部的整体形状（即，耳甲的形状和深度），构成电刺激头戴式耳机 20 的左刺激组件 L 和右刺激组件 R 的前刺激部分 204 和后刺激部分具有多个电棒 210 和 210'。如果需要，可以对电棒 210 和 210'进行调整。各个电棒 210 和 210'的末端为圆的。优选地，考虑到耳甲的深度，各个电棒的长度互不相同。优选地，将前刺激部分 210 的电棒 210 构造为使其长度可调整。优选地，后刺激部分 206 的电棒 210'由半圆形金属件制成。

图 3 是表示根据本发明一个优选实施例的用于诱导阿尔法波的电刺激仪的控制箱的示意图。如图 3 所示，控制箱包括：电池 116，用于向整

个系统提供电力；电压调节单元 118，用于将从电池 116 输出的电压转换为与系统所需的电压对应的恒定电压；微处理器 120，其从电压调节单元 118 接收电力，用于对系统进行初始化和控制。微处理器 120 具有用于处理输入和输出信号的 A/D 转换器（未示出）和 D/A 转换器（未示出）。微处理器 120 与支持使用者按键操作的键输入相连。键输入包括：模式选择键 SET、上/下控制键 UP 和 DOWN、自动模式键 AUTO、和电源输入键 106。微处理器 120 包括：振荡器 122，用于执行使用者所需的频率振荡；报警器 124，用于通报电棒 210 和 210'是否与使用者的耳部相连，通报使用者的排汗状态，或者通知工作时间的终结；非接触检测器 126，与电刺激头戴式耳机 20 相连，用于检测电棒 210 和 210'的接触状态；以及连接器 128，与非接触检测器 126 相连，用于根据微处理器 120 的控制，将对应的频率和电压传输到非接触检测器，并将电棒 210 和 210'的接触状态传输到非接触检测器 126。D/A 转换器（未示出）介于连接器 128 和微处理器 120 之间。具体地，D/A 转换器内置在微处理器 120 中。设置显示器 102 和 LCD 来显示频率、电压、周期、工作时间、接触状态、体温、血糖等。具体地，将频率和电压分别设在 0 Hz 到 100 Hz 之间以及 0 mV 到 100 mV 之间，并且显示一对应值。周期是向耳部施加频率和电压的时间间隔，并且以秒为单位进行显示。工作时间以分为单位进行显示。此外，设置 LED 来可视地通知使用状态。与报警器 124 的功能相配合、通报工作时间的终结、通报电棒 210 和 210'的接触状态的接触状态指示灯 110，以及显示有线/无线模式的有线/无线模式指示灯 108 是作为 LED 提供的。微处理器 120 包括发送器/接收器 130，用于发送使用者的控制输入数据并且接收体温和血糖的数据。发送器/接收器用于对控制盒 10 和电刺激头戴式耳机 20 进行无线控制。

与插头 202（其插入连接器 128 中）连接的用于对耳部施加电刺激的电刺激头戴式耳机 20 包括：有线/无线检测器 212，用于检测使用者是否将插头 202 插入了连接器 128，来以无线模式操作电刺激头戴式耳机；接触端子 214，与有线/无线检测器 212 相连，以与接触到耳部的电棒 210 和 210'相接触。接触端子 214 可以与电棒 210 和 210'相连，或者接触端

子 214 自身可以执行电棒 210 和 210'的功能。此外，在以无线模式进行操作的情况下，电刺激头戴式耳机 20 包括：发送器/接收器 216，用于接收发送到控制箱的微处理器 120 的信号，并且发送所检测到的体温和血糖的数据；远程控制单元 218，用于控制从发送器/接收器 216 发送的数据；电源 220，用于将电力提供给远程控制单元 218 和接触端子 214；振荡器 222，用于以对应频率振荡，以将对应的频率和电压输出到接触端子 214。发送器/接收器 216、振荡器 222 和电源 220 仅在无线模式下进行工作，并且不能在其它情况（如，有线模式）下工作。

非接触检测器 126 检测电棒 210 和 210'的接触状态。在接触状态的情况下，本发明考虑到使用者的排汗状态进行控制，以保护使用者和用于诱导阿尔法波的电刺激仪。

具体地，为了对使用者的处于排汗状态的外耳施加电刺激，必须将电极紧密地附着于外耳区域。根据使用者的皮肤状况，换言之，在皮肤由于排汗或者沐浴之后而变得潮湿的情况下，电极中可能发生短路。由于施加到电极之间的微电压，所以短路会导致流动有短路电流。因此，将电力供应给外耳区域的电力设备可能因为短路电流而被毁坏。此外，没有将要施加到外耳区域的电刺激施加到使用者的外耳区域，从而不能实现想要的治疗。

为了防止以上短路，非接触检测器首先根据电容器 C1 中的电荷量来检测接触状态。如果电极处于接触状态，则在微处理器 120 确定电容器 C1 中没有充入电荷的情况下（生成低信号），启动电力控制 132，以通过外耳区域施加来直流电。此时，考虑到对于身体的不良影响的程度，200 μA 的直流电为适于施加的电流，但是根据电流设计者的意图，电流值可以在不对身体产生有害效果的范围内变化。

由外耳的电极、与外耳相接触的电棒 210 和 210'、以及与这些电棒相连的可变电阻器 R1 形成一闭合回路，并且所供应的电流流过该闭合回路。该闭合回路中发生的电压降的程度与外耳的皮肤电阻和可变电阻 R1 的电阻之和相对应。

根据本发明人的计算结果，外耳区域的电棒 210 和 210'之间的皮肤

电阻为大约 25 到 40 kΩ。例如，如果皮肤电阻为 37 kΩ，则将产生大约 0.54 V 的电压降。在这种情况下，外耳处于能够进行治疗的状态，并且将电压降值施加到电压比较器 COM。如果将高于 0.5 伏的电压施加到电压比较器 COM，则电压比较器生成一高信号。在正常状态下，有高于设定值的电压施加到电压比较器 COM，使得电压比较器的输出变成高状态。响应于电压比较器的高信号，通过相连的晶体管 TR1 对电容器 C2 中的电荷进行放电。

此时，如果电容器 C2 没有充电，则微处理器 120 认为外耳处于正常状态，通过电力控制 132 中断直流的供应（虽然未示出，但是在电力控制 132 中内置有选择性地供应直流电压和电力的开关或开关电路，并且通过微处理器 120 的控制信号对该开关或开关电路进行操作。对于该开关和开关电路的操作在现有技术中是公知的，因此这里省略对其的说明），并通过电极供应正常波形，由此进行治疗。如果使用者较湿并且外耳处于电连接状态，则供应到外耳的电流仅是由可变电阻 R1 产生的电压降。

虽然本发明使用约 3 到 10 kΩ 的可变电阻，但是其可以根据电路设计者和元件特性而变化。此时，供应到电压比较器 COM 的电压低于 0.5 伏，电压比较器 COM 变成低状态。晶体管 TR 未被连接，并且对电容器 C2 进行充电。微处理器 120 认为外耳处于湿状态，并且输出用于打开/关闭接触状态指示灯 110 的控制信号。

虽然本发明说明了识别外耳的皮肤状况的基本操作，但是由于初始化电路的技术在本领域是公知的，所以这里省略其说明。此处提到的测量皮肤电阻的方法在韩国未审实用新型公报 No. 2001-2365 和韩国未审专利公报 No. 2000-74582 中已公开，所以此处省略对其的详细说明。本发明涵盖落在权利要求范围内的设定值的变化和电路设备的替换。

电刺激头戴式耳机 20 具有体温/血糖检测部分 209。该体温/血糖检测部分 209 包括传感器，用于检测从人体自然发出的红外线辐射。具体地，传感器是红外线处理模块，将其插入外耳道时，通过确定从耳膜发出的红外线可以稳定地测量患者的皮肤温度。由于耳膜使用与下丘脑相

同的血管，并且是体温调节的中心，所以其是测量体温的适当位置。耳膜温度计利用使用者的耳部。将该温度计插入外耳道，以使得可以充分地包住检测单元。从耳膜反射的大量辐射将外耳道转换成辐射率为 1 的黑体腔。根据以上说明，传感器准确地照射耳膜及其血管，以确定患者的耳膜所发射的红外线辐射的比值。其适用于普朗克定律，该定律表示辐射强度、频谱分布和黑体温度之间的关系。如果温度升高，则辐射能量增加，并且辐射能量根据波长而变化。辐射量的峰值根据温度上升朝着短波长侧移动。在较宽的波段上发生辐射。从黑体辐射出并由非接触红外温度计测量的总体能量是对于每个波长所辐射的全部能量的总和。这与普朗克定律对于各个波长的积分成正比。在物理学的 Stefan-Bolzmann 定律中对其做了全面说明。

此外，从耳膜发出的红外线辐射的频谱辐射率包括组织（即，分析物（即，葡萄糖））的频谱信息。其可以与分析物（即血糖）的浓度相关联。对人体发射的长波长红外线能量（即，热量）进行监控，并且将其用作红外线能源，以在有关成分的红外吸收波长特性方面对血液中的特定成分进行红外线吸收测量。当在测量与心脏收缩和舒张的心动周期相同步的状态下取得信号比时，可以消除由（不跳动的）静脉或组织所引起的信号分布。使用了用于测量人体的臂或其他有血管的器官的内部温度的温度传感单元，以根据与温度有关的波动来调整成分浓度测量。图 4 中示出了红外线处理模块。

图 4 是表示红外线处理模块结构的透视图。如图 4 所示，红外线处理模块 30 包括滤波部分 31 和红外线检测部分 32。

图 5A 和 5B 是表示红外线处理模块的结构的透视图。参照图 5A 和 5B，由具有长通滤片的硅窗口 41 封闭一传感区 40，只有与身体的内部温度范围中的辐射相对应的红外线辐射能经由该硅窗口通过。辐射热（radiation thermofile）检测器是串联连接的两个不同的金属热电耦的组合。将检测器的有效接点或热接点黑化以有效地吸收辐射，同时将基接点或冷接点保持为红外线辐射检测部分 32 的基部 43 的周围温度。黑化区域对于辐射的吸收导致热接点温度与冷接点温度成正比地增加。该温

度差在检测器中产生了电压。与红外线检测部分 32 的基部 43 相连的冷接点与诸如电热调节器的基本绝对温度传感器耦合。红外线辐射传感区的前部被对于所测分析物的辐射线具有重要谱特性的适当红外线带通滤片 42 所覆盖。与冷接点相连的传感器基部 43 或外壳与身体（诸如外耳道）进行热接触。耳膜发射的红外线辐射照射到热接点上，以增加热接点的温度。具有较高热量的基部 43 以及与身体相接触的冷接点是相对于由于分析物的浓度变化而引起的红外线辐射的光谱发生变化的点的基准点。

作为本发明的另选实施例，检测系统包括由具有长通滤片的硅窗口 46 覆盖的两个传感区 44 和 45，只有与身体的内部温度范围内的辐射对应的红外线辐射能够通过该长通滤片。辐射热检测器是串联相连的两个不同金属热电耦的组合。将检测器的有效接点或热接点黑化以有效地吸收辐射，同时将基接点或冷接点保持为红外线辐射检测部分 32 的基部 43 的周围温度。黑化区域对于辐射的吸收导致热接点温度与冷接点温度成正比地增加。温度差在检测器中产生了电压。将与红外线检测部分 32 的基部 43 相连的冷接点与诸如电热调节器的基本绝对温度传感器热耦合。红外线辐射传感区的前部被对于所测分析物的辐射线具有特定谱特性的适当红外线带通滤片 42 所覆盖。与冷接点相连的传感器基部 43 或外壳与身体（诸如外耳道）进行热接触。耳膜发射的红外线辐射照射到热接点上，以增加热接点的温度。具有较高热量的基部 43 以及与身体热相接触的冷接点是相对于由于分析物的浓度变化而引起的红外线辐射的光谱发生变化的点的基准点。一个传感设备 44 由附加的相关滤片 47 覆盖，而另一传感区 45 由不具有与所测分析物相关的谱波段特性的适当衰减滤片 48 覆盖。例如，将由耳膜改变了波谱的红外线辐射照射到具有附加的相关滤片 47 的一个窗口上，该滤波器 47 阻隔由通过中性密度滤片 48 的待测量的分析物的照射波段发出的辐射，其中该中性密度滤片 48 能够阻隔与所关注范围的所有波长相同的辐射。因此，可以补偿红外线辐射，以使得通过第一传感区的附加相关滤片使其被完全衰减。图 5B 所示的红外线检测部分 32 的两个传感区 44 和 45 互相连接，以使它们的输出被抵

消掉。通过与分析物的浓度成正比的两个辐射通路之间的辐射强度差来测量红外线辐射。如图 4 所示，与基部 49 相连的两组热检测器的冷接点与身体的外耳道热接触。因此，来自红外线检测部分 32 的输出信号较稳定，而与环境温度无关。

现在将对根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪进行说明。

实施例 1

首先，使用者戴上电刺激头戴式耳机 20，并按下电源键 106 以初始化系统。使用者通过使用模式选择键 SET 分别设置频率、电压、周期和工作时间。当选择了有线/无线模式时，微计算机 120 根据插头 202 是否已插入连接器 128 来自动设置有线/无线模式。具体地，如果插头 202 已插入，则切换到有线模式，而当插头 202 没有插入时，切换到无线模式。由微计算机 120 根据非接触检测器 126 所检测到的电压值来进行模式选择。根据使用者的潮湿状态对所施加的电压进行的控制类似于上面的处理，所以省略其详细说明。由于根据使用者的潮湿状态对所施加电压的控制是在插头 202 被插入连接器 128 中的状态下进行的，所以优选地在有线模式下执行该控制。在每一设定周期将使用者设置的频率和电压施加到用户的耳部，并且刺激仪在设定的工作时间中进行工作。如果使用者断开了插头和连接器 128 之间的连接，则微处理器 120 确定与连接器 128（其与微处理器 120 的一个端子相连）断开，以进行从有线模式到无线模式的切换。同时，微处理器 120 将使用者设置的设定值通过发射器/接收器 130 发送到电刺激头戴式耳机 20 的发送器/接收器 216。当插头 202 与连接器 128 断开时，电刺激头戴式耳机的有线/无线检测器 212 检测到插头 202 的断开，并初始化系统。此时，考虑到初始化电刺激头戴式耳机 20 的处理所需的时间，从发送器/接收器 130 发送设定数据。由发送器/接收器 216 接收的数据被远程控制单元 218 读取，并且电源 220 输出对应的电压。振荡器 222 输出对应的频率以将其施加到接触端子 214。换言之，对外耳迷走神经施加电刺激，以诱导 7 Hz 到 14 Hz 的阿尔法波。

实施例 2

在第一实施例中说明了由使用者直接设置的手动模式，而在第二实

施例中将说明由使用者设置的自动模式。

如果使用者选择了自动模式，则刺激仪根据初始设置的频率、电压、周期和工作时间进行工作。如第一实施例一样，微处理器 120 根据插头 202 是否已插入连接器 128 中来自动设置有线/无线模式。优选地，使用已插入插头 202 的有线模式，以提供使用者的潮湿状态。即使不能检查到使用者的潮湿状态，在无线模式下，也可以将体温和血糖数据通过发送器/接收器传输到微处理器 120。在任何情况下，刺激仪根据设为初始值的值来工作，并且体温/血糖检测器按顺序交替地检查体温和血糖。通过插头 202 将体温和血糖输入微处理器 120。微处理器 120 通过使用其固有的程序（可以由制造商来设置）将电刺激转换成最佳施加状态。此时，转换成最佳状态的参数是体温或血糖或者它们的组合，并且在图 6A 到 6C 中适当示出。

图 6A 表示根据体温的刺激方法的流程图，图 6B 表示根据血糖的刺激方法的流程图，图 6C 表示根据体温和血糖的刺激方法的流程图。

如图 6A 所示，作为对从体温/血糖检测器 209 发送的数据进行分析的结果，如果体温‘Temp’低于 36℃ 或高于 37.5℃（步骤 S1），则微处理器 120 停止向使用者施加电压（步骤 S2）。然后，如果再次按下自动模式按钮或者对体温进行预设次数的检查，得到体温低于 36℃ 或高于 37.5℃，则自动关闭电源以关闭系统。如果体温不低于 36℃ 且不高于 37.5℃，则对体温进行细分（步骤 S3 和 S5），以施加对应的电刺激（步骤 S4、S6 和 S7）。以秒为单位连续地或者周期地进行刺激的施加。

如图 6B 所示，作为微处理器 120 对从体温/血糖检测器 209 发送的数据进行分析的结果，如果血糖‘BS’低于 60 mg/de 或高于 140 mg/de（步骤 S10），则中断施加到使用者的电压（步骤 S11）。然后，如果再次按下自动模式按钮或者对体温进行预设次数的检查，得到血糖‘BS’低于 60 mg/de 或高于 140 mg/de，则自动关闭电源以关闭系统。如果血糖‘BS’不低于 60 mg/de 或不高于 140 mg/de，则对血糖进行细分（步骤 S12、S14 和 S16），以施加相应的电刺激（步骤 S13、S15、S17 和 S18）。以秒为单位连续地或者周期地进行刺激的施加。

如图 6C 所示，当对从体温/血糖检测器 209 发送的数据进行分析时，体温/血糖检测器根据微处理器 120 的程序控制交替地检测体温‘Temp’和血糖‘BS’。如图所示，如果血糖低于 60 mg/de 或高于 140 mg/de（步骤 S20），则中断施加给使用者的电压（步骤 S21）。然后，如果血糖不低于 60 mg/de 且不高于 140 mg/de，则对体温进行检测。如果体温低于 36℃或高于 37.5℃（步骤 S22），则微处理器 120 中断施加给使用者的电压（步骤 S21）。然后，如果体温不低于 36℃ 且不高于 37.5℃，则微处理器确定体温和血糖处理正常状态。每次体温检测（步骤 S23 和 S31）和每次血糖检测（步骤 S24、S26、S28、S32、S34、S36、S38、S40 和 S42）时都对施加电压进行控制。据此，将电刺激施加到外耳迷走神经，以诱导 7 Hz 到 14 Hz 的阿尔法波。

图 7A 到 7F 的曲线定量地示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前，阿尔法波、贝塔波、伽马波和西塔波的分布。参照图 7A 到 7F，分别定量地示出了阿尔法（α）波、贝塔（β）波、伽马（γ）波和西塔（θ）波及其分布，这些结果是对头部的 18 个区域（ch1 到 ch18）进行测量的结果。从图中可以理解，在头部每个区域形成了不同的分布。

图 8A 到 8F 的曲线定量地示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之后，阿尔法波、贝塔波、伽马波和西塔波的分布。从图中应当理解，在通过使用电刺激仪而施加了电刺激之后，分别增加了头部的 18 个区域中的阿尔法波的定量分布。

图 9A 和 9B 示出了在使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前和之后使头部中的阿尔法能量增加的状态。从图中应当理解，指定了头部的 18 个区域，并且在施加了刺激之后，阿尔法波增加了。

图 10A 和 10B 以及图 11A 和 11B 示出了使用根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪之前和之后，使前脑中的同步增加的状态。从图中应当理解，在通过使用电刺激来施加刺激之后，与脑部各相应区域相关的脑细胞的同步增加了。

这里的“同步”一词表示同时激活多个神经细胞的情况。例如，眼

睛闭上时的高幅低频波形，当眼睛睁开时变成低幅高频波形，并且当眼睛闭上时，再次变成低频。健康成人处于情绪稳定状态时，当他/她闭上眼睛时，易见低频节律。这在枕骨脑叶中显见，并且频率成分为 7 Hz 到 14 Hz（平均为 10 Hz）。在大部分记录中表现出几乎相同的波（幅值、频率、相位），并且其称为同步化的 EEG。

因此，在施加了刺激之后对于各相应区域的脑细胞同步的增加是表示对于脑部的所有区域的阿尔法波的激活都增加了的衡量。

虽然参照本发明的优选实施例说明和示例了本发明，但是对于本领域的技术人员很显然的是：可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下进行各种修改和变化。因此，本发明旨在涵盖落入所附权利要求及其等同物范围内的本发明的所有修改和变化。

工业适用性

通过以上说明，根据本发明的用于诱导阿尔法波的电刺激仪根据所施加的频率和电压可以治疗以下疾病：高血压、循环系统疾病、糖尿病、肥胖症、高血脂、躁狂和忧郁症、焦虑性失调、记忆力减退（即，痴呆和阿兹海默氏症）、注意力差、神经性脑病、癫痫症、震颤和金属紊乱、慢性关节炎和疼痛、睡眠窒息和呼吸紊乱、源自母方使用毒品的戒毒症状、与药物滥用相关的紊乱、消化系统紊乱、发育紊乱、更年期紊乱、自体免疫紊乱、迷走神经所控器官的恶性肿瘤、以及副交感神经系统的迟钝（即，衰老）引起的紊乱。

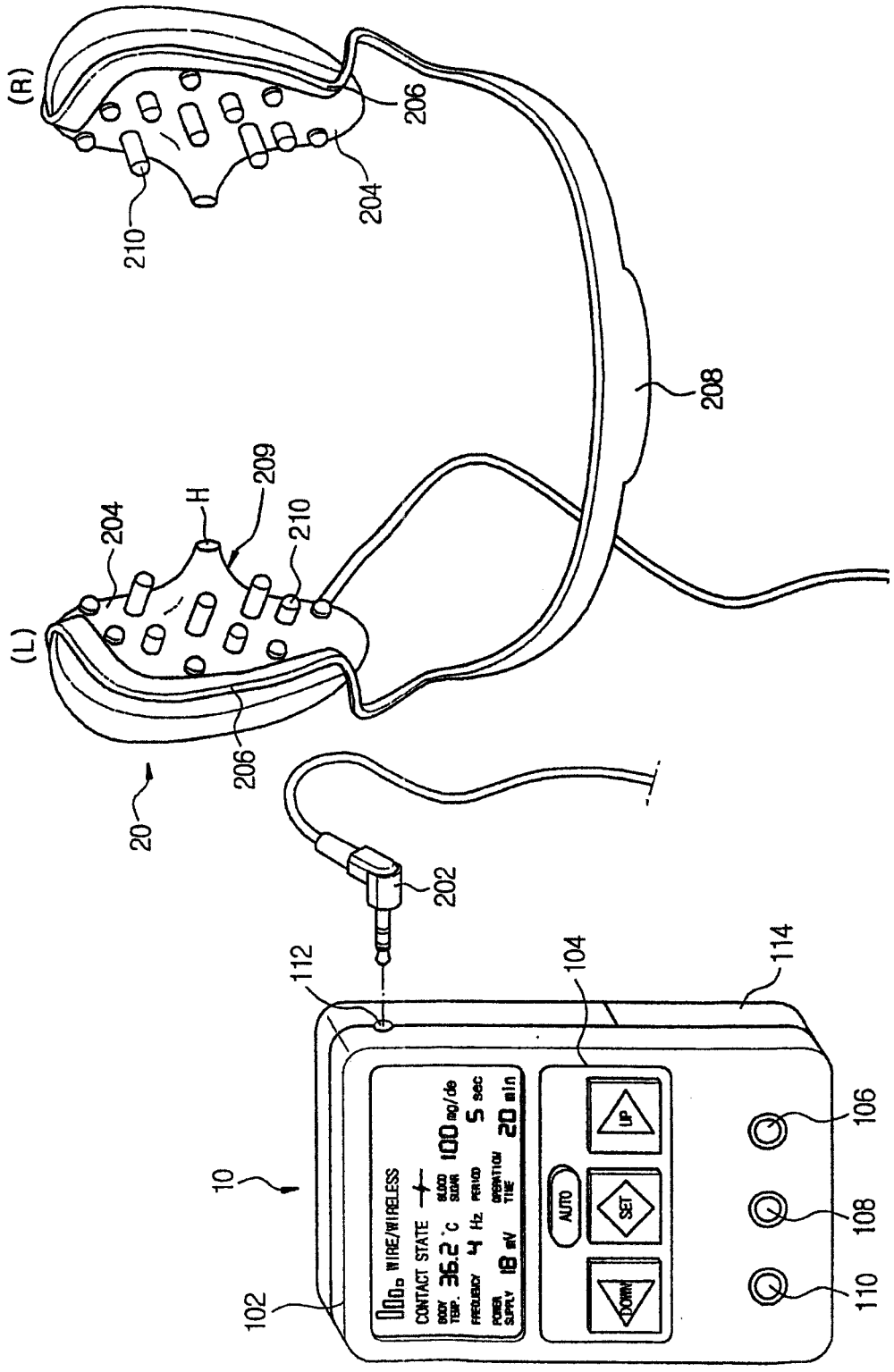

(R)
(L)
H
204
206
208
209
210
20
202
112
104
114
10
102
106
108
110
WIRE/WIRELESS
CONTACT STATE
BODY TEMP.
BLOOD SUGAR
FREQUENCY
PERIOD
POWER SUPPLY
OPERATION TIME
AUTO
SET
UP
DOWN

图 1

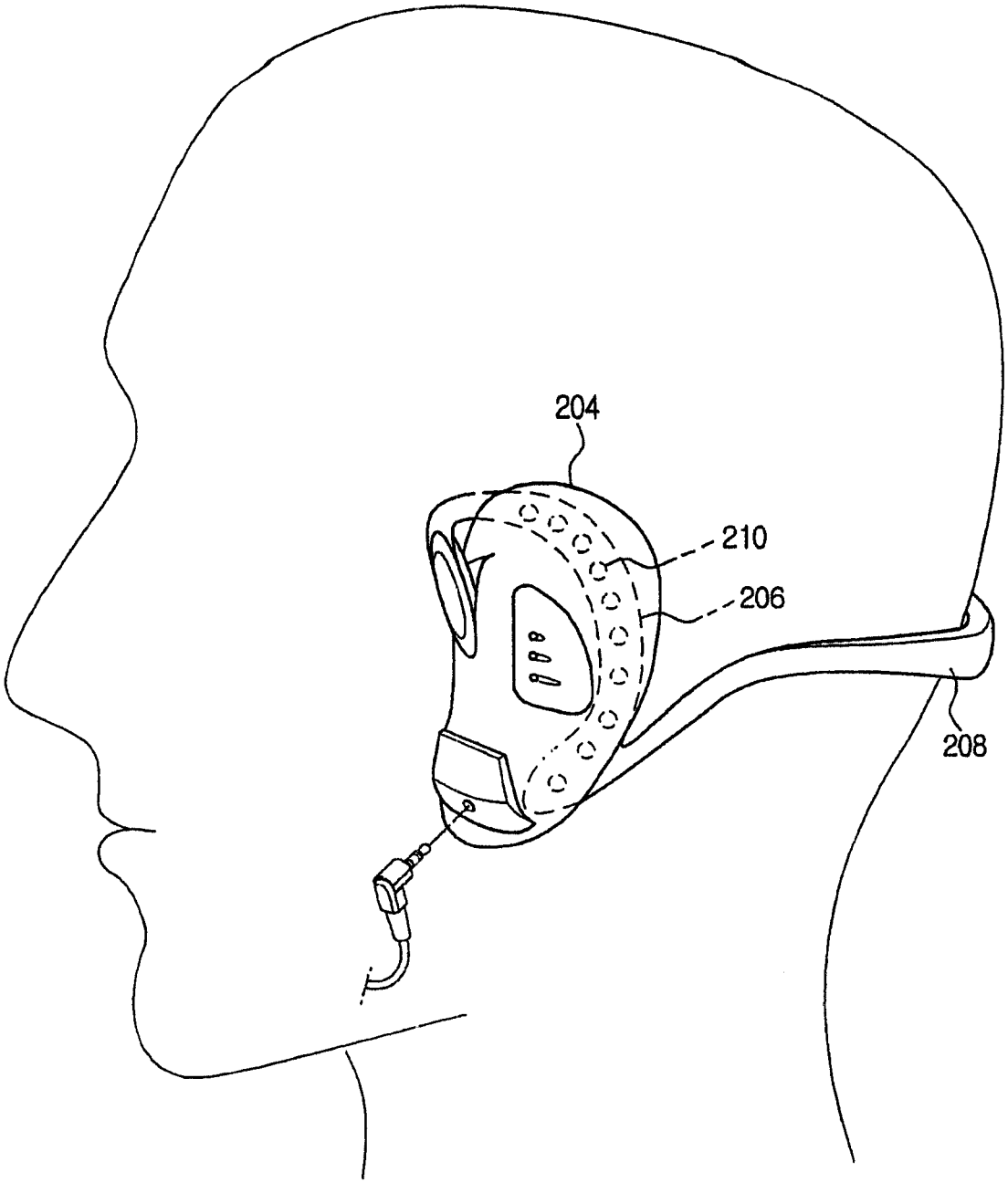


图 2

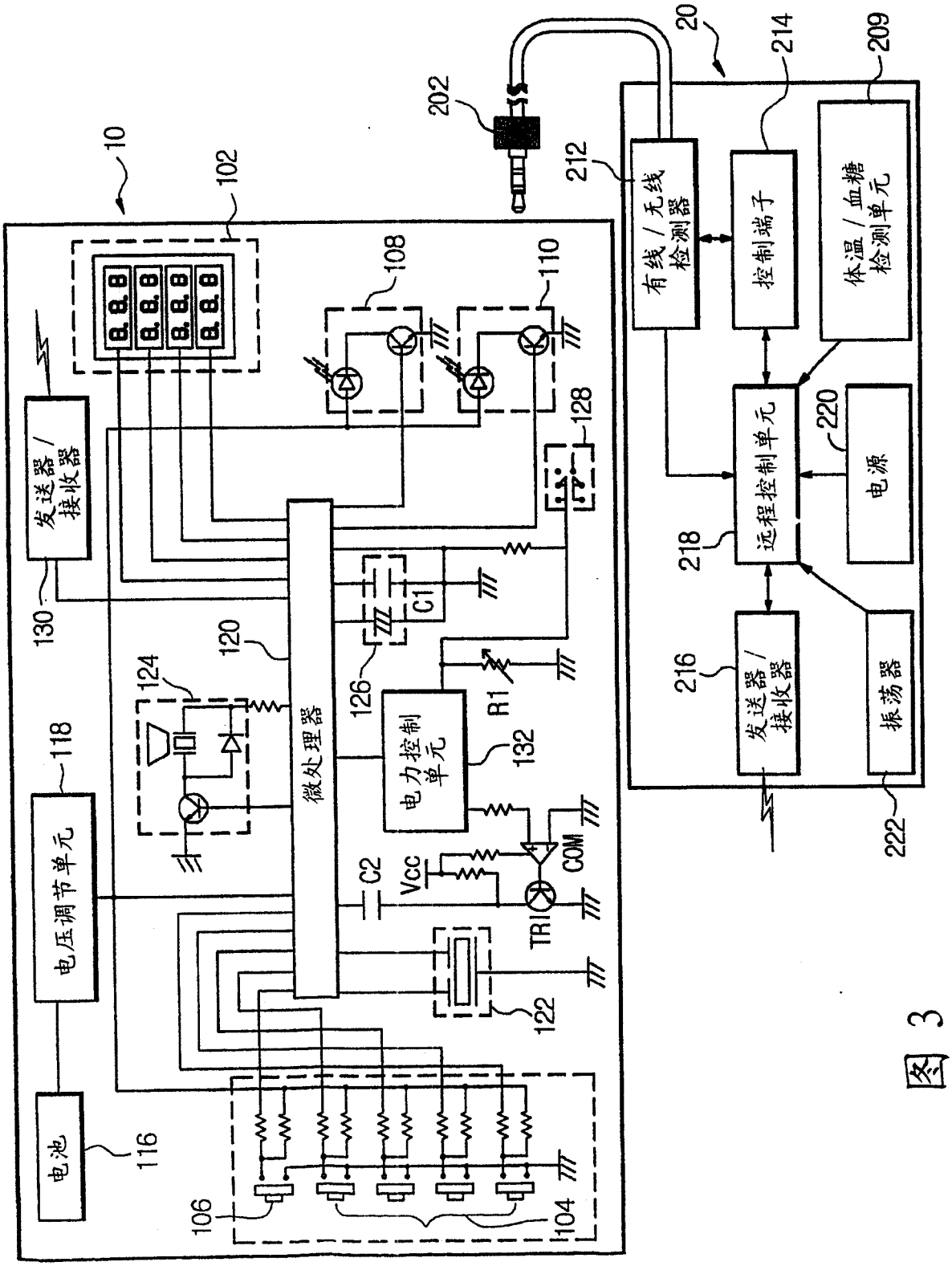

10
102
202
20
214
209
212
有线/无线检测器
控制端子
体温/血糖检测单元
108
110
128
发送器/接收器
130
120
124
126
C1
R1
132
微处理器
电力控制单元
220
电源
218
远程控制单元
216
发送器/接收器
振荡器
222
118
电压调节单元
C2
Vcc
COM
TRI
122
116
电池
106
104

图 3

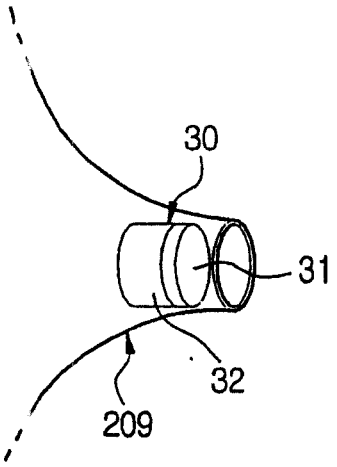


图 4

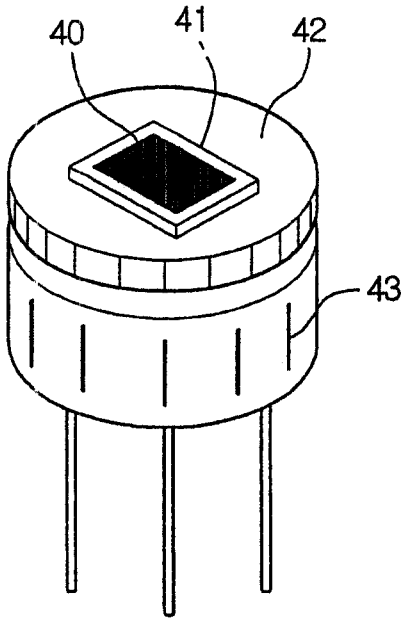


图 5A

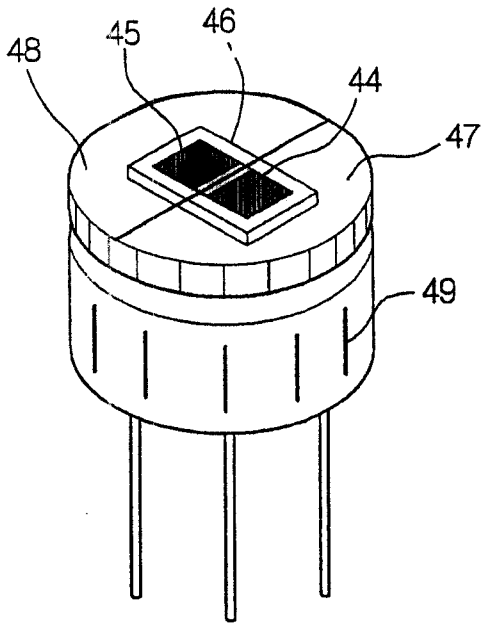

48
45
46
44
47
49

图 5B

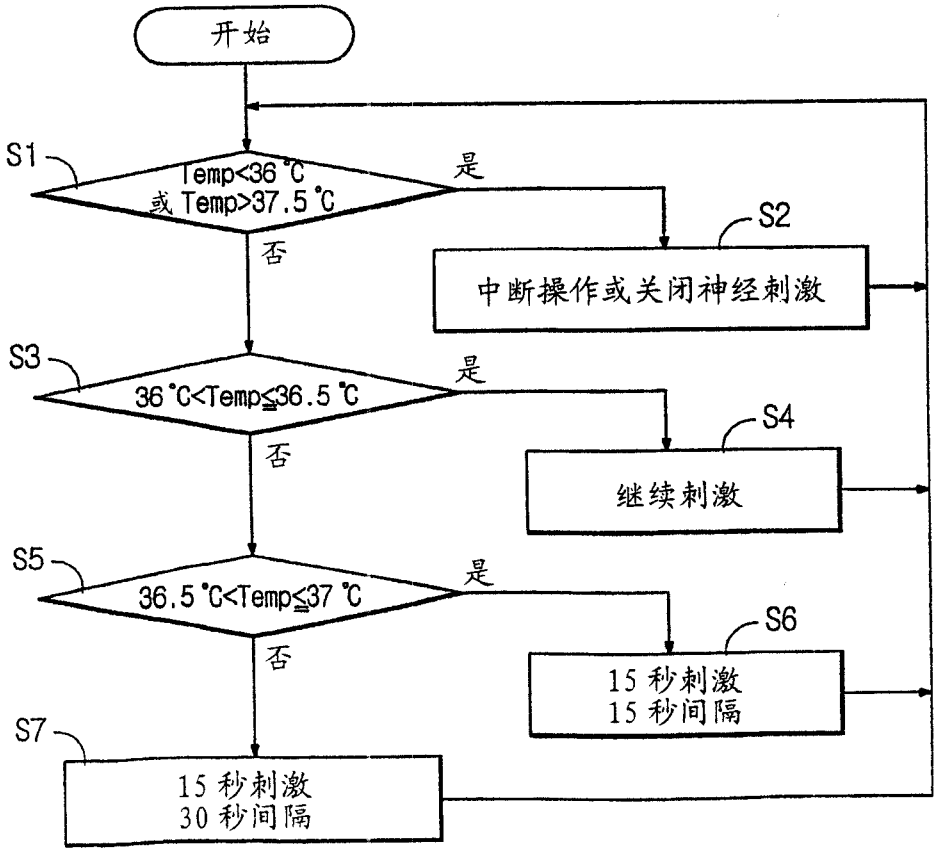

开始
S1
Temp<36 ℃
或 Temp>37.5 ℃
是
否
S2
中断操作或关闭神经刺激
S3
36 ℃<Temp≦36.5 ℃
是
否
S4
继续刺激
S5
36.5 ℃<Temp≦37 ℃
是
否
S6
15 秒刺激
15 秒间隔
S7
15 秒刺激
30 秒间隔

图 6A

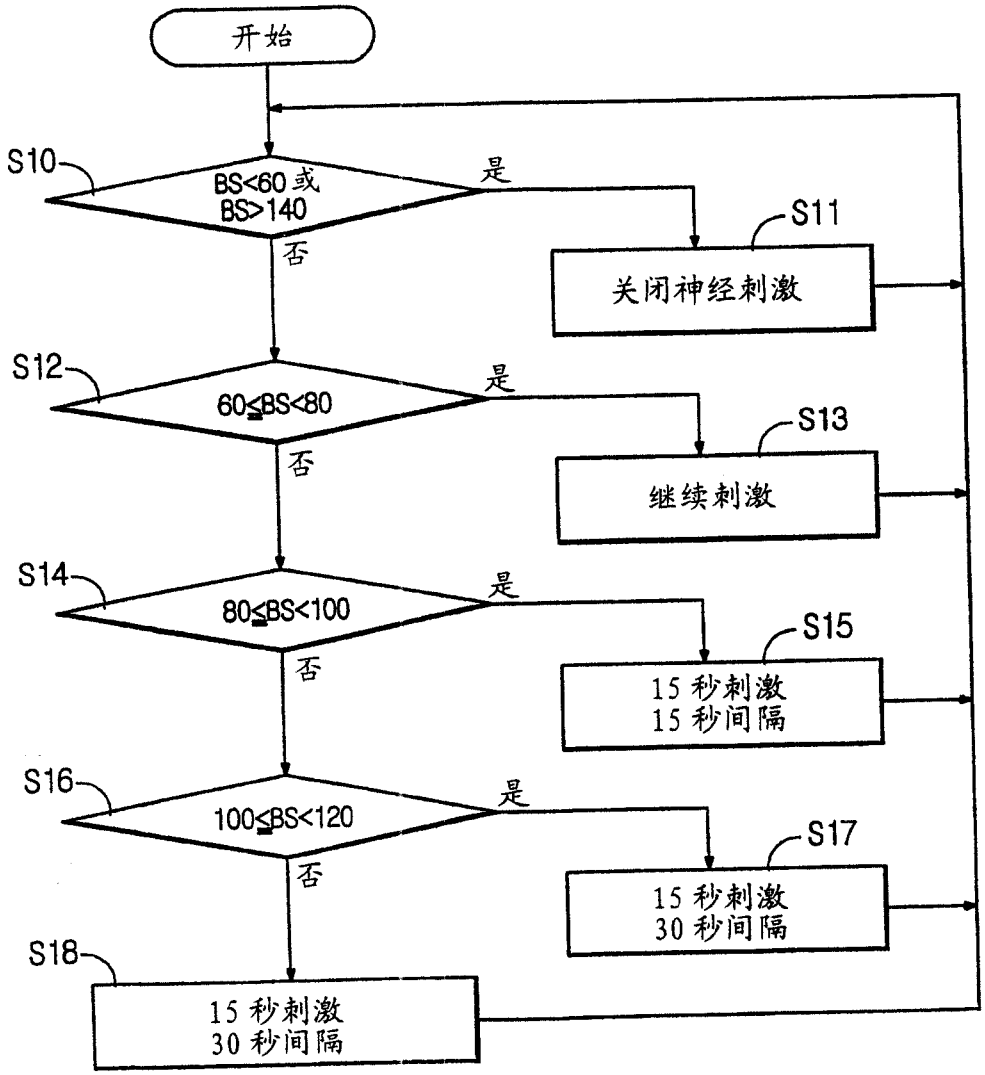

开始
S10
BS<60 或
BS>140
是
否
S11
关闭神经刺激
S12
60≤BS<80
是
否
S13
继续刺激
S14
80≤BS<100
是
否
S15
15 秒刺激
15 秒间隔
S16
100≤BS<120
是
否
S17
15 秒刺激
30 秒间隔
S18
15 秒刺激
30 秒间隔

图 6B

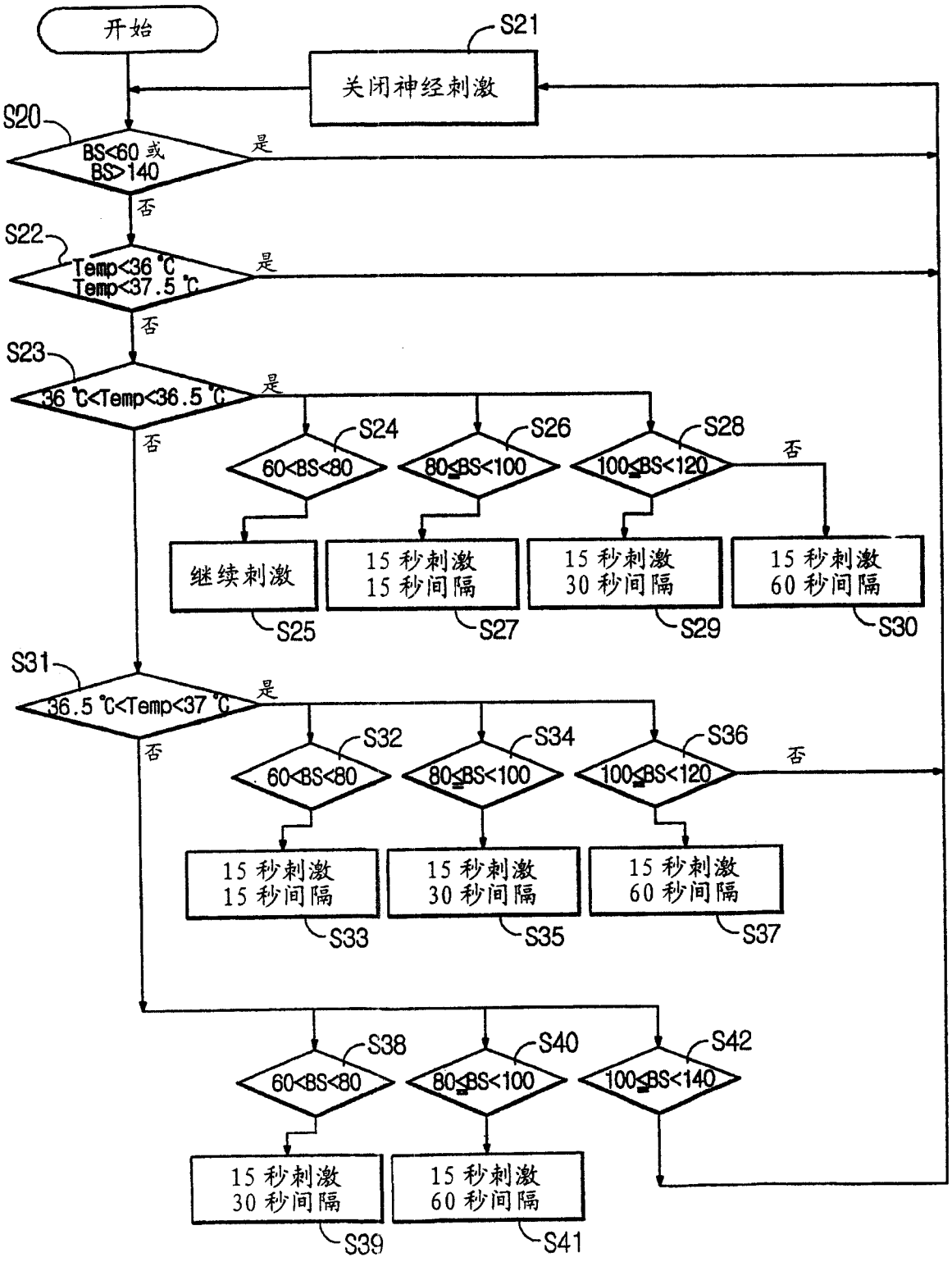

开始
S21
关闭神经刺激
S20
BS<60 或 BS>140
是
否
S22
Temp<36 ℃ Temp<37.5 ℃
是
否
S23
36 ℃<Temp<36.5 ℃
是
否
S24
60<BS<80
S26
80≤BS<100
S28
100≤BS<120
否
继续刺激
S25
15 秒刺激 15 秒间隔
S27
15 秒刺激 30 秒间隔
S29
15 秒刺激 60 秒间隔
S30
S31
36.5 ℃<Temp<37 ℃
是
否
S32
60<BS<80
S34
80≤BS<100
S36
100≤BS<120
否
15 秒刺激 15 秒间隔
S33
15 秒刺激 30 秒间隔
S35
15 秒刺激 60 秒间隔
S37
S38
60<BS<80
S40
80≤BS<100
S42
100≤BS<140
15 秒刺激 30 秒间隔
S39
15 秒刺激 60 秒间隔
S41

图 6C

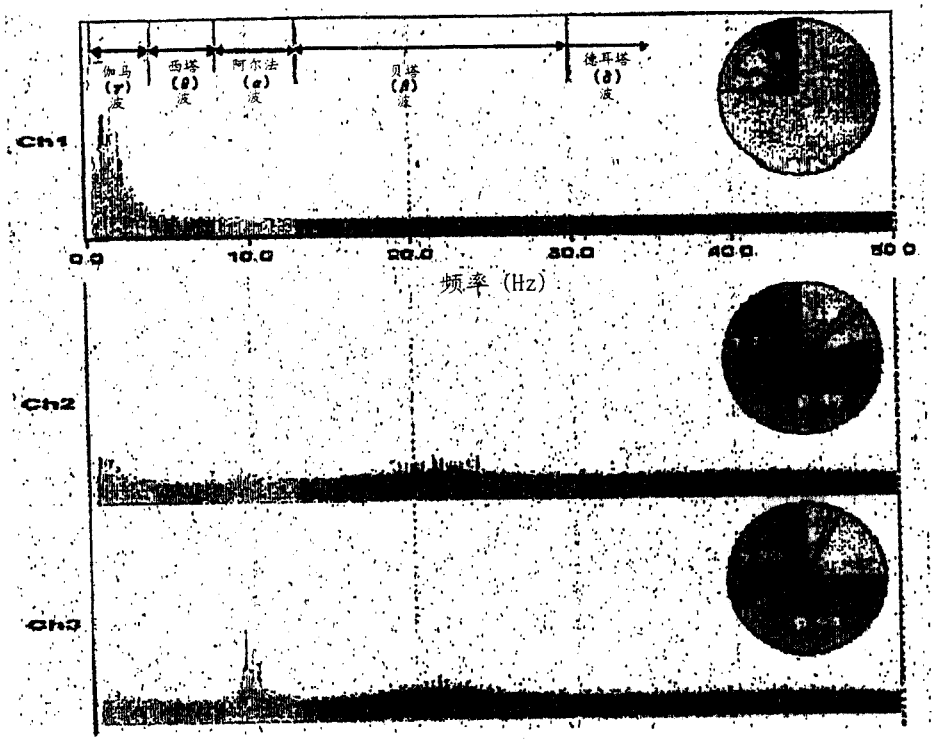

伽马
(γ)
波
西塔
(θ)
波
阿尔法
(α)
波
贝塔
(β)
波
德耳塔
(δ)
波
Ch1
0.0
10.0
20.0
30.0
40.0
50.0
频率 (Hz)
Ch2
Ch3

图 7A


Ch4
Ch5
Ch6

图 7B

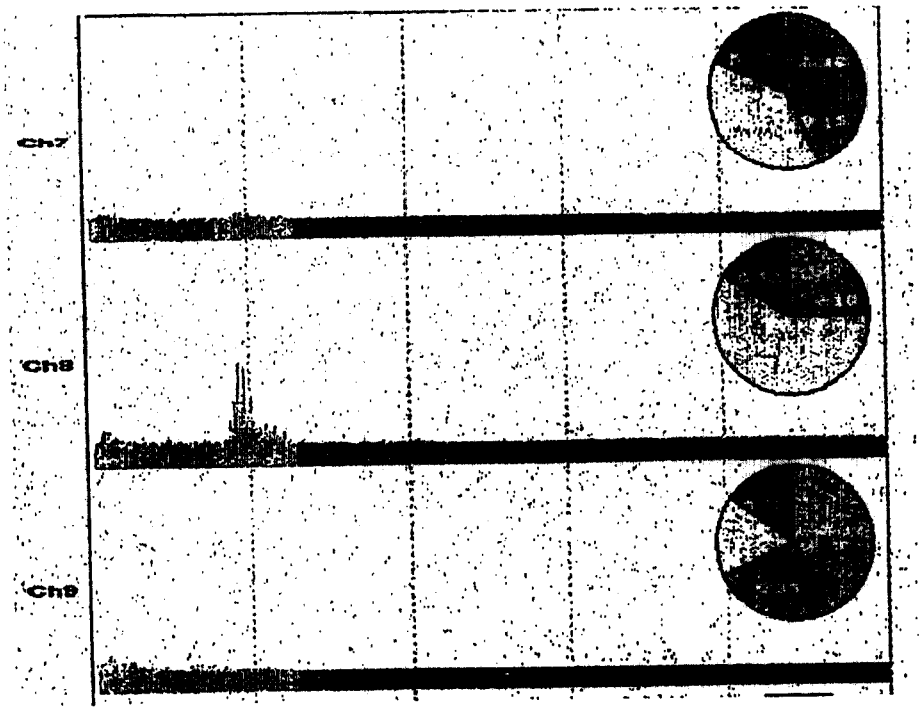


图 7C

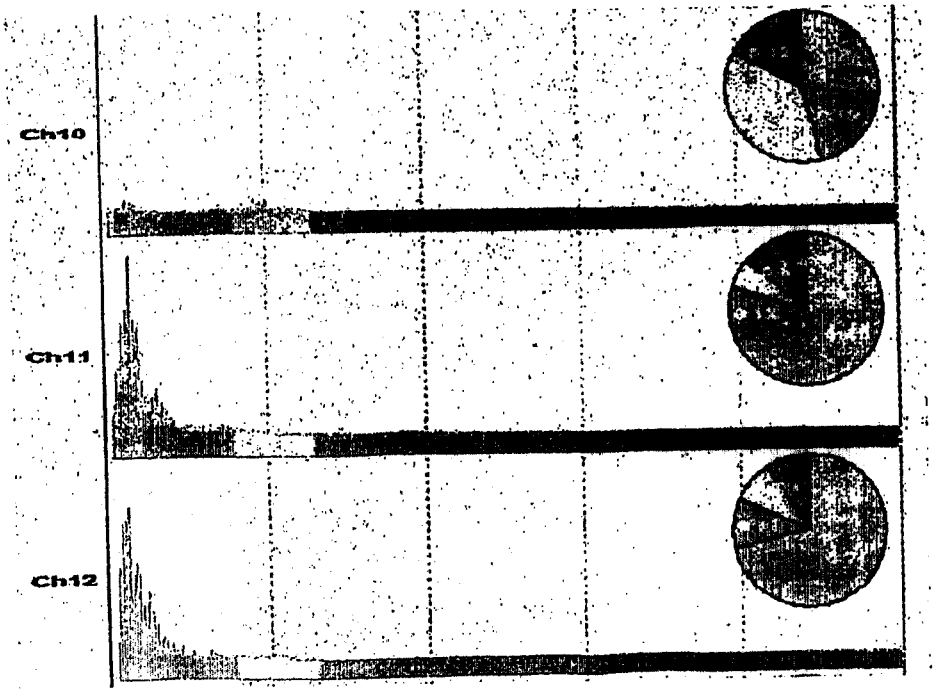


图 7D

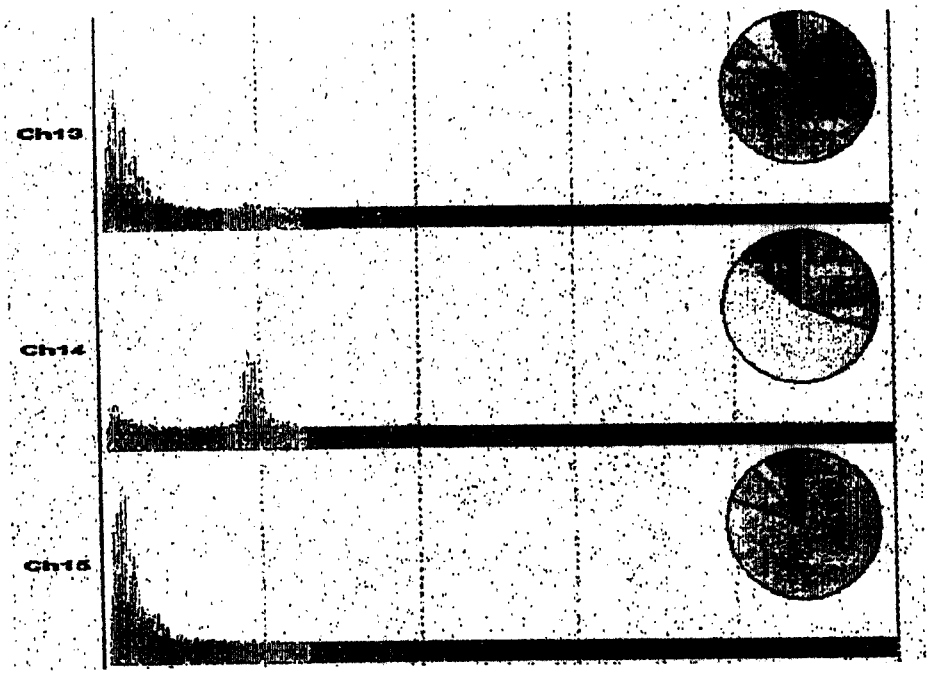


图 7E

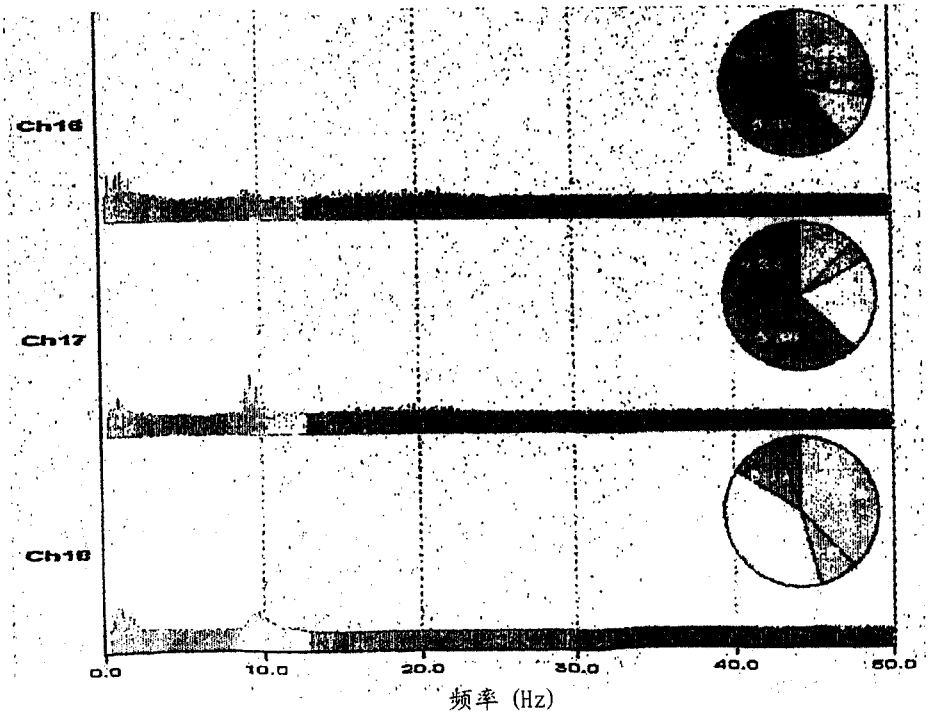


图 7F



图 8A



图 8B

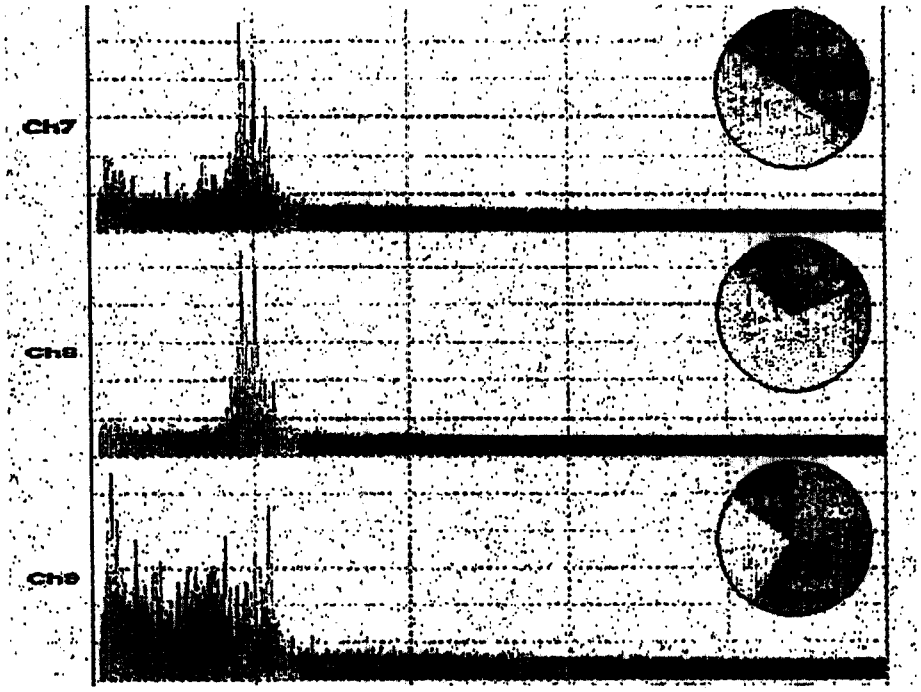


图 8C

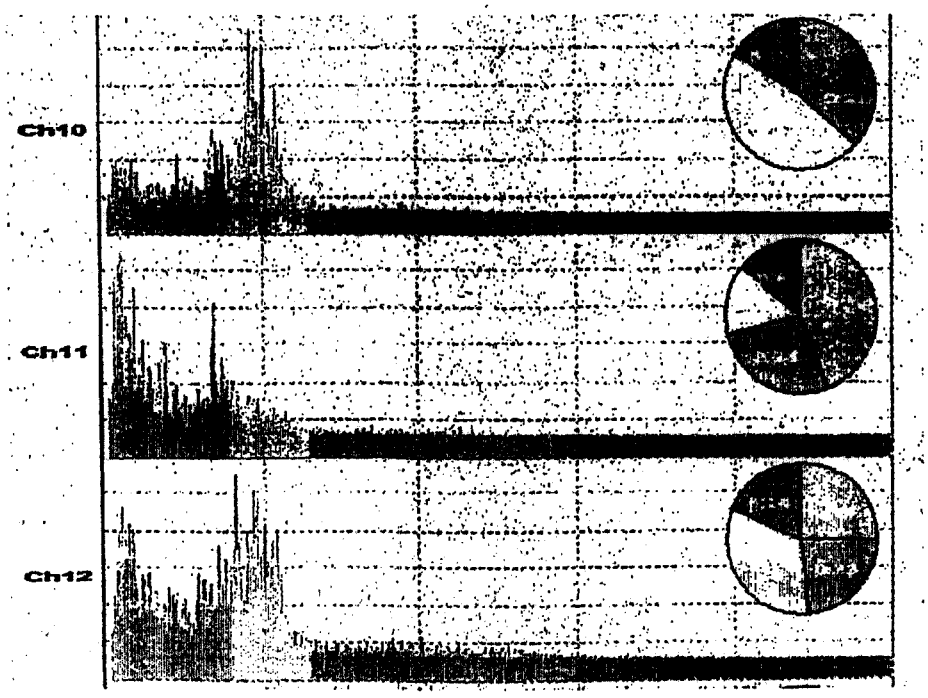


图 8D

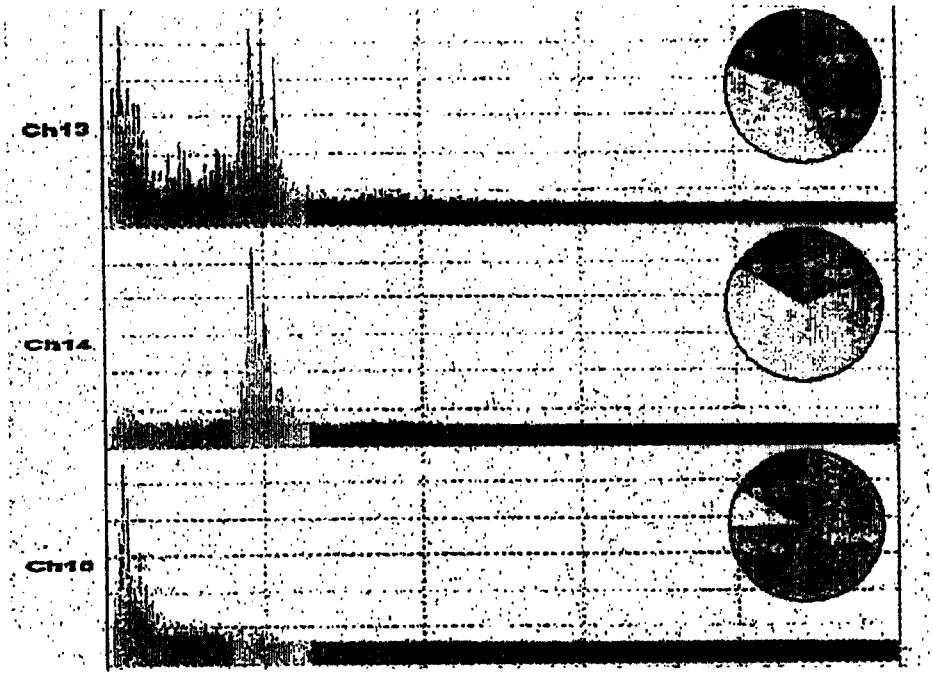


图 8E

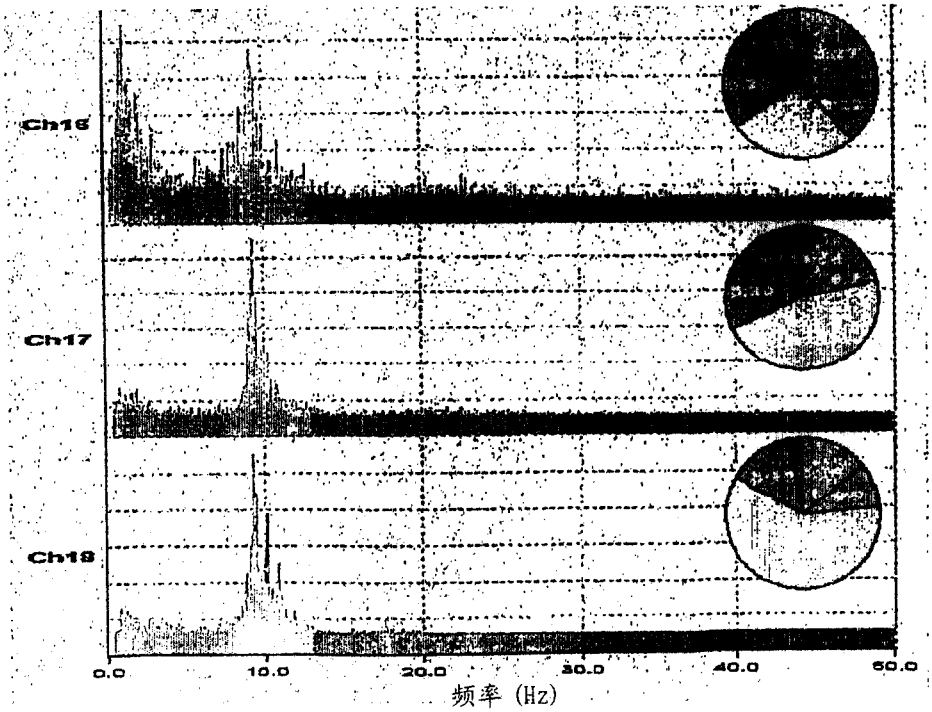


图 8F

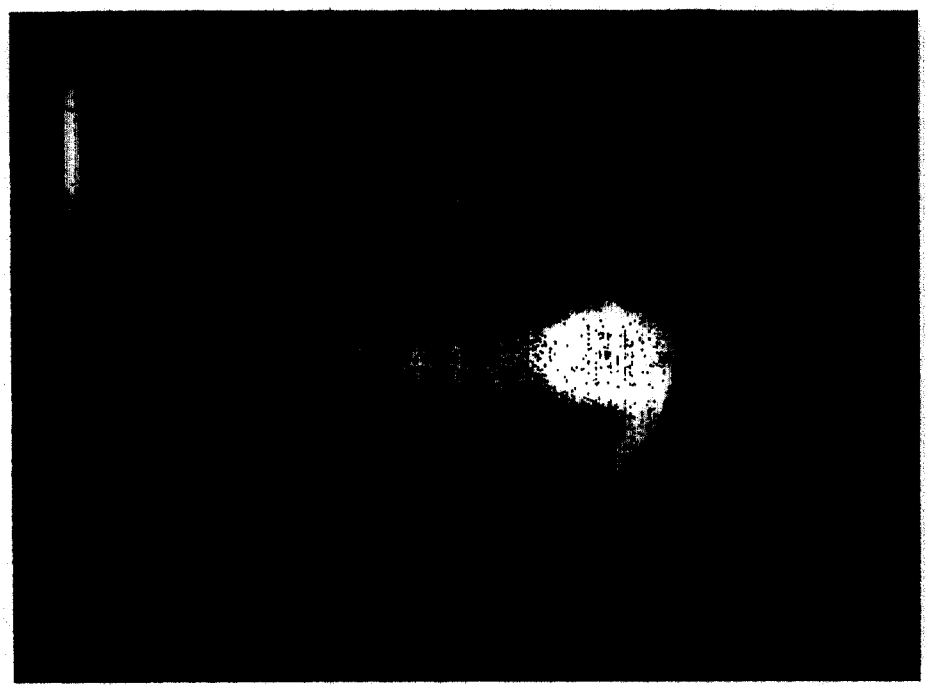


图 9A

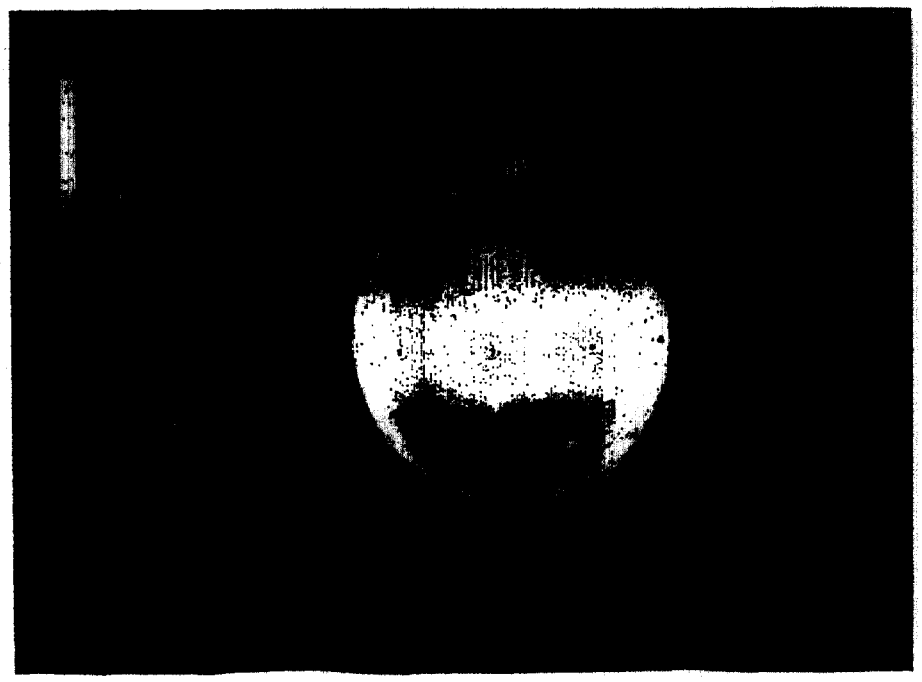


图 9B

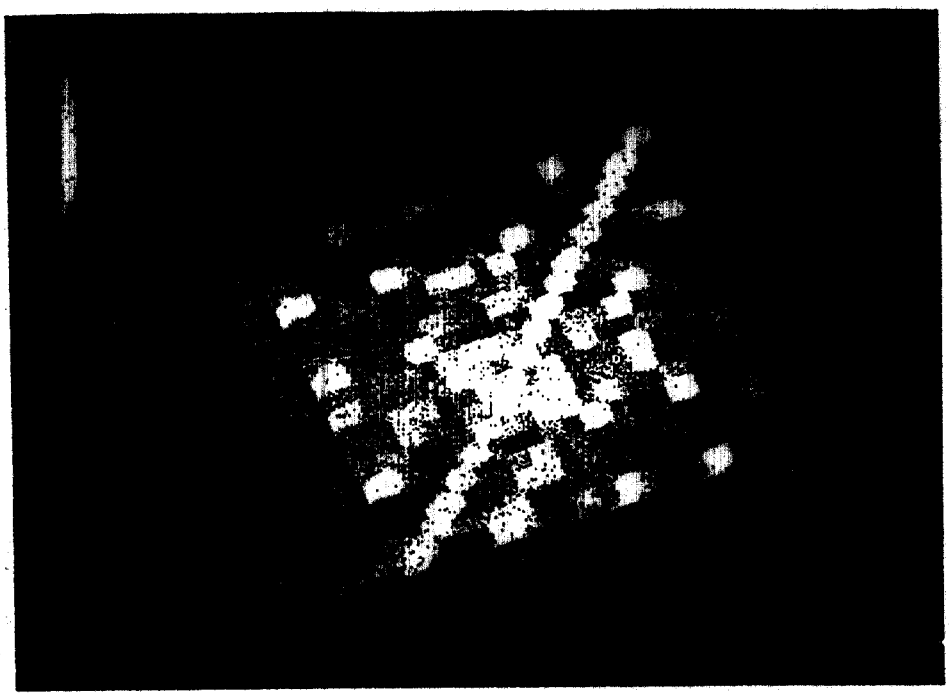


图 10A

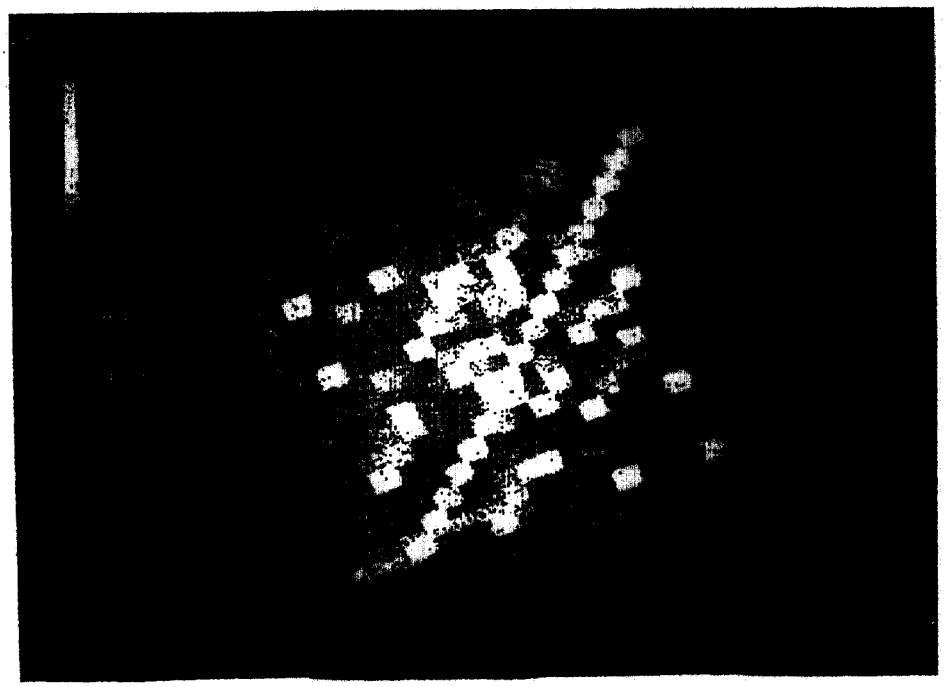


图 10B

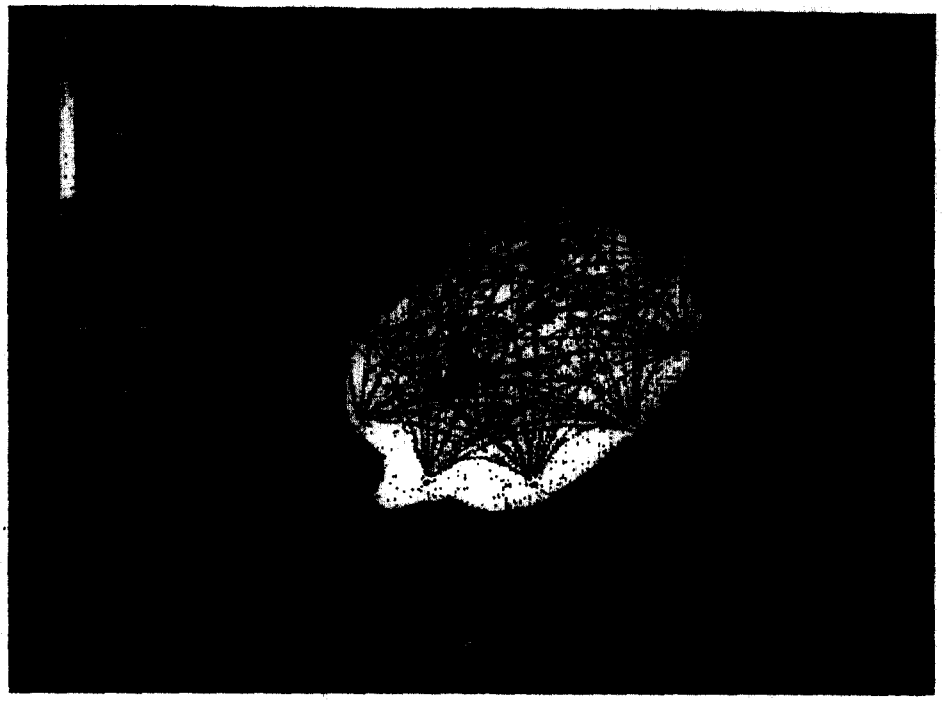


图 11A

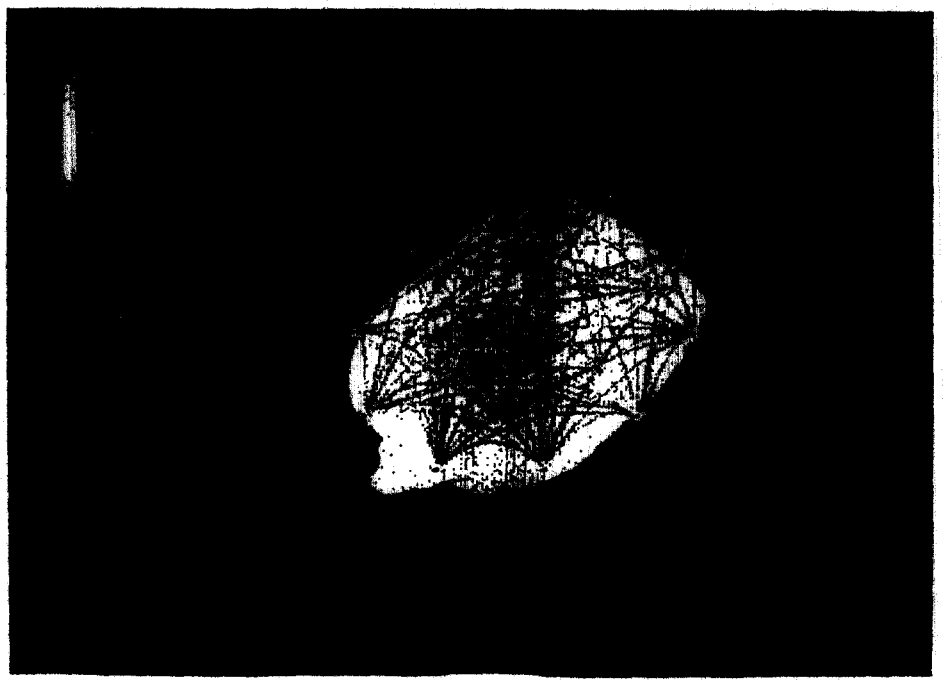


图 11B