

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/0488 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410009832.6

[43] 公开日 2006 年 5 月 31 日

[11] 公开号 CN 1778273A

[22] 申请日 2004.11.22

[21] 申请号 200410009832.6

[71] 申请人 中国科学院心理研究所

地址 100101 北京市朝阳区德胜门外北沙滩

[72] 发明人 罗跃嘉 罗本成

[74] 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司

代理人 高存秀

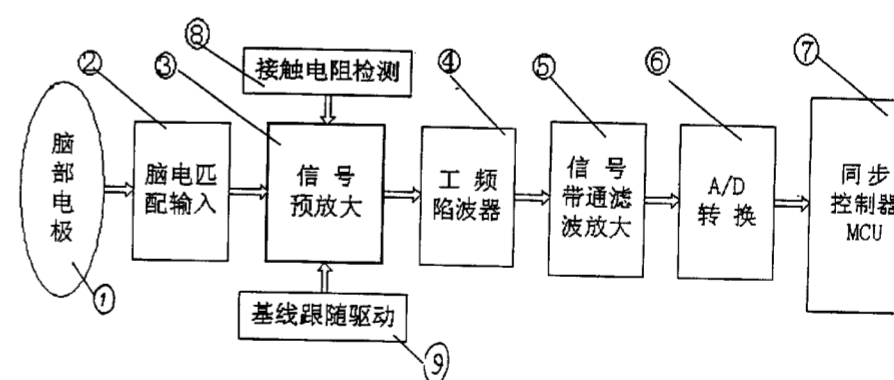
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 3 页

[54] 发明名称

用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器

[57] 摘要

本发明涉及一种用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器，包括脑电极、脑电信号预放大电路、工频陷波电路、信号带通滤波放大电路、嵌入式 A/D 转换器、极性转换和同步控制器 MCU。脑电极将信号检测到并传输到信号预放大器，信号再经过 16 个嵌入式采集器同步 A/D 转换，初步滤波处理后经过数据总线 DBus 输入到同步控制器 MCU；同步控制器 MCU 读入所有的 16×8 通道的数据后，采用 USB 接口模块上传笔记本电脑记录、分析和显示。它可以精确采集人体神经生物电信号，并进行滤波放大和实时记录。该放大器具有集成度高、增益可调、性价比高、携带方便、操作简单等特点，可用于认知心理学、认知神经学、人体工程学、运动医学、临床医学等方面的应用和研究。



1、一种用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器，包括：脑部电极(1)、脑电匹配输入电路(2)、信号预放大电路(3)、工频陷波器电路(4)、信号带通滤波放大电路(5)、A/D转换电路(6)和同步控制器MCU(7)；其特征在于，还包括一个用于电极一头皮接触阻抗检测的接触电阻检测电路(8)和用于提高放大器抗干扰能力的基线跟随驱动电路(9)；所述的A/D转换电路(6)是16个嵌入式采集器同步A/D转换器；其中脑电极(1)将信号检测到并经脑电匹配输入电路(2)，传输到信号预放大电路(3)，输入到工频陷波器电路(4)，经信号带通滤波放大电路(5)放大处理后，信号再输入16个嵌入式采集器同步A/D转换器(6)，初步滤波处理后经过数据总线DBus输入到同步控制器(7)；同步控制器(7)读入所有的 16×8 通道的数据后，完成对微弱脑电信号的放大和提取；最后，同步控制器MCU读入所有的 16×8 通道的数据后，采用USB接口模块上传笔记本电脑记录、分析和显示。

2. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器，其特征在于：所述的接触电阻检测电路(8)用于实时监测电极与头皮的接触阻抗大小，它由正电压源VGP、负电压源VGM、电阻 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{14} 以及高速切换开关SW1、SW2构成；其中正电压源VGP经过电阻 R_{13} 与高速切换开关SW1相连，高速切换开关SW1相连另一端接电阻 R_{11} ；负电压源VGM经过电阻 R_{14} 与高速切换开关SW2相连，高速切换开关SW2相连另一端接电阻 R_{12} 。

3. 根据权利要求2所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器，其特征在于：所述的高速切换开关SW1、SW2，采用 $R_{on} < 4\Omega$ 的低导通电阻的高速模拟开关DG444芯片，其通道切换由同步控制器MCU控制。

4. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器，其特征在于：所述的基线跟随驱动电路(9)由电阻R7、R8、运算放大器U7、U8、电容C7构成；运算放大器U7正输入端接电源地，其负输入端接电阻R8和电容C7，其输出端接电阻R7；电阻R8另一端接运算放大器U8的输出端相连，电容C7的另一端与电阻R7相连，再与参考地电极GND相连。

5. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的信号预放大电路(3)由运算放大器U5、U6、电阻R₉、R₁₀、R₁₁、R₁₂和仪表用放大器INA118构成, 其中运算放大器U5、U6的负输入端与输出端直接相连, 构成信号跟随器电路; 运算放大器U5的输出端与电阻R₁₁相连, 再连接仪表用放大器INA118的正输入端; 运算放大器U6的输出端与电阻R₁₂相连, 然后再连接仪表用放大器INA118的负输入端; 增益电阻R₉、R₁₀中间相连, 另外两端分别接仪表用放大器INA118的RG+、RG-端; 还包含一个由运算放大器U0、电阻R₀构成的在线屏蔽跟随电路(10), 其中运算放大器U0的负输入端直接与输出端相连, 然后经过电阻R₀接屏蔽地, 运算放大器U0的正输入端接在增益电阻R₉、R₁₀之间。

6. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的工频陷波电路(4)由电阻R1、电容C1、C2、C3、可调电位器VR1、VR2、VR3以及运算放大器U1、U2构成非对称式工频陷波电路, 其中电容C1、C2相连, 电阻R1与可调电位器VR1相连, 电容C3与可调电位器VR2相连; 运算放大器U1、U2的输出端分别与其负输入端相连; 运算放大器U1的输出端再与可调电位器VR3相连; 运算放大器U2的输出端再与可调电位器VR2的中间调节端相连, 运算放大器U2的正输入端再与可调电位器VR3的中间调节端相连; 可调电位器VR3的另一端与信号地相连; 利用VR2来粗调陷波器的中心频率 f_0 , 通过VR3调节陷波器品质参数Q。

7. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的信号带通滤波放大电路(5)由二阶高通滤波放大电路, 和三阶低通滤波放大电路构成, 放大增益为20~70dB可调; 其中, 高通截至频率为0.016Hz~16Hz可调, 低通截至频率为15Hz~1000Hz可调。

8. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的A/D转换电路(6), 采用系统数据采集芯片ADuC, 其采样率为200ksps的, 用于对8通道输入信号进行同步A/D转换功能, 并对脑电信号进行初步滤波预处理, 然后经数据总线上传同步控制器MCU(7)。

9. 根据权利要求1所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的同步控制器MCU(7), 由通用单片机或DSP控制芯片构成,

同步控制器 MCU 对 A/D 转换器的工作时序进行同步控制, 并与 16 个嵌入式 A/D 转换采集器通过中断握手协议进行通讯, 传输途径为 8 位数据总线 DBus; 所述的同步控制器 MCU (7) 经过 USB 总线将采集的数据信息传输给笔记本电脑, 同时控制体感刺激器的工作方式。

10. 根据权利要求 1 所述的用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器, 其特征在于: 所述的脑部电极采用能够记录微小电位差的低阻抗高纯度 Ag/AgCL 电极。

用于便携式事件相关脑电位仪的脑电信号放大器

技术领域

本发明涉及的一种脑电信号放大器，特别是涉及一种事件相关脑电位仪器中使用的脑电信号放大器。

背景技术

人类一直希望揭示大脑活动的秘密，脑-认知-行为的关系成为人类在认识自身过程中必须解决的核心问题。大脑是一个多层次的开放的复杂巨系统，大脑只要没有死亡，就会不断产生脑电波。任何外部刺激或感觉通路的不同部位受到刺激时，在头皮上都可以引起诱发电位。随着计算机在生物学中的应用，基于事件相关电位（Event-related potentials, 简称 ERP）技术进行的人脑高级功能研究成为当前研究手段。

由于事件相关脑电信号非常微弱（波幅仅有 0~30 μ V），且常常淹没在自发脑电信号中，有着微弱信号的共同特点，因此对提取的仪器和技术要求很高。一套可以精确采集人体神经生物电信号，并可以进行放大和记录的系统成为了必要。这种系统必需具有灵敏度高、分辨率强、抑制噪声和抗干扰能力好的特点，因此，在基于事件相关电位的脑高级功能研究中，性能可靠、噪声抑制能强的脑电波 ERP 信号放大器成为了至关重要的问题。

目前，ERP 事件相关脑电位仪系统中采用的脑电信号放大器主要来自美国 NeuroScan 公司、荷兰 ANT 公司、德国 Brain Products (BP) 和美国 Electrical Geodesics Inc (EGI) 的 32 导—256 导脑电/ERP 系统，但普遍存在着价格昂贵、兼容性差、维修不便、性能不能满足临床应用需要等问题，难以适用于多个领域的神经电生理方面的研究和应用。

具体情况如下：

- 系统结构上，采用的是非模块化设计，集成度低、可扩展性差，而且维修不便；

- 系统设计上，配置固定、使用灵活性差，难以满足跨学科研究的需要；
- 电路设计上，放大器参数不可调，难以适用于多个领域的神经电生理方面的研究。
- 价格相当昂贵，32 导价格 70 万元人民币左右，128 导价格 180 万元左右；
- 此外，系统的兼容性差，而且功耗也比较高。

发明内容

本发明的目的在于：克服上述已有的脑电位放大器难以适应多个领域的神经电生理方面的研究，特别是难以满足跨学科研究的需要的缺陷；和克服上述已有的脑电位放大器集成度低、可扩展性差、功耗比较大等缺陷；从而提供一种可以精确采集人体神经生物电信号的，具有高集成度、低功耗、微型模块化的，性价比高的脑电位放大器，以满足于脑神经科学、认知心理学、临床医学及犯罪心理学等方面的研究和应用的需要。

本发明的目的是这样实现的：

本发明提供的脑电信号放大器，包括（如图 1 所示）：脑部电极 1、脑电匹配输入电路 2、信号预放大电路 3、工频陷波器电路 4、信号带通滤波放大电路 5、A/D 转换电路 6 和同步控制器 MCU7；其特征在于，还包括一个用于电极一头皮接触阻抗检测的接触电阻检测电路 8 和用于提高放大器抗干扰能力的基线跟随驱动电路 9；其中脑电极 1 将信号检测到并经脑电匹配输入电路 2，传输到信号预放大电路 3，输入到工频陷波器电路 4，经信号带通滤波放大电路 5 放大处理后，信号再输入 16 个嵌入式采集器同步 A/D 转换 6，初步滤波处理后经过数据总线 DBus 输入到同步控制器 MCU 7；同步控制器 7 读入所有的 16×8 通道的数据后，经过上述信号预放大、工频陷波、带通滤波放大和极性转换等环节构成，完成对微弱脑电信号的放大和提取；最后，同步控制器 MCU 读入所有的 16×8 通道的数据后，采用 USB 接口模块上传笔记本电脑记录、分析和显示。

本发明设计设计了如图 3 所示前置预放大电路。该电路由脑电匹配输入电路 2 和信号预放大电路（差动放大电路）3 构成（附带的阻抗检测电路）。所述的脑电匹配输入电路 2 采用高输入阻抗的精密运算放大器 LF444CM，构成了信号跟随器。一方面提供足够大的输入阻抗，以减少脑电信号的衰减；另外还可抑制瞬间

高电位冲击效应。为了防止共模干扰转变成成为差模干扰降低系统的信噪比，采用了对称性设计以保证每个通道的阻抗匹配一致。所述的信号预放大电路 3 选用仪表放大器 INA118，并有在线屏蔽跟随电路，采用差动浮地放大方式，（如图 2 所示）。信号预放大电路采用运算放大器 U5、U6、电阻 R₉、R₁₀、R₁₁、R₁₂ 和仪表用放大器 INA118 构成，其中运算放大器 U5、U6 的负输入端与输出端直接相连，构成信号跟随器电路；运算放大器 U5 的输出端与电阻 R₁₁ 相连，然后再连接精密仪表用放大器 INA118 的正输入端；运算放大器 U6 的输出端与电阻 R₁₂ 相连，然后再连接仪表用放大器 INA118 的负输入端；增益电阻 R₉、R₁₀ 中间相连，另外两端分别接仪表用放大器 INA118 的 RG+、RG- 端；还包含一个由运算放大器 U0、电阻 R₀ 构成的在线屏蔽跟随电路，其中运算放大器 U0 的负输入端直接与输出端相连，然后经过电阻 R₀ 接屏蔽地，运算放大器 U0 的正输入端接在增益电阻 R₉、R₁₀ 之间。以提高系统的噪声抑制能力和输入阻抗，使得放大器的噪声抑制能力 > 120dB。

所述的在线屏蔽跟随电路由运算放大器 U0 和电阻 R₀ 构成，其中运算放大器 U0 的负输入端直接与输出端相连，然后经过电阻 R₀ 接屏蔽地，运算放大器 U0 的正输入端接在增益电阻 R₉、R₁₀ 之间，以克服由于屏蔽线电位的变化引起的放大器性能波动。

所述的基线跟随驱动电路 9 由电阻 R₇、R₈、运算放大器 U₇、U₈、电容 C₇ 构成，运算放大器 U₇ 正输入端接电源地，其负输入端接电阻 R₈ 和电容 C₇，其输出端接电阻 R₇；电阻 R₈ 另一端接运算放大器 U₈ 的输出端相连，电容 C₇ 的另一端与电阻 R₇ 相连，再与参考地电极 GND 相连。

所述的接触电阻检测电路 8 用于实时监测电极—头皮的接触阻抗大小；它由正电压源 V_{GP}、负电压源 V_{GM}、电阻 R₁₃、R₁₄ 以及高速切换开关 SW₁、SW₂ 构成，其中正电压源 V_{GP} 经过电阻 R₁₃ 与高速切换开关 SW₁ 相连，高速切换开关 SW₁ 相连另一端接电阻 R₁₁；负电压源 V_{GM} 经过电阻 R₁₄ 与高速切换开关 SW₂ 相连，高速切换开关 SW₂ 相连另一端接电阻 R₁₂；高速切换开关 SW₁、SW₂ 采用低导通电阻 ($R_{on} < 4\Omega$) 的高速模拟开关 DG444 芯片，其通道切换由的同步控制器 MCU 7 控制。

所述的工频陷波电路 4 由电阻 R₁、电容 C₁、C₂、C₃、可调电位器 VR₁、

VR2、VR3 以及运算放大器 U1、U2 构成非对称式工频陷波电路，其中电容 C1、C2 相连，电阻 R1 与可调电位器 VR1 相连，电容 C3 与可调电位器 VR2 相连；运算放大器 U1、U2 的输出端分别与其负输入端相连；运算放大器 U1 的输出端再与可调电位器 VR3 相连；运算放大器 U2 的输出端再与可调电位器 VR2 的中间调节端相连，运算放大器 U2 的正输入端再与可调电位器 VR3 的中间调节端相连；可调电位器 VR3 的另一端与信号地相连；利用 VR2 来粗调陷波器的中心频率 f_0 ，通过 VR3 调节陷波器品质参数 Q 。

所述的脑部电极 1 采用性能稳定、防磁性好、灵敏度高，能够记录微小电位差的低阻抗高纯度 Ag/AgCl 电极，并通过 ERP 专用脑电帽来固定于人体脑部，记录人体脑电/事件相关电位 ERP 信号。

所述的 A/D 转换电路 6，采用系统数据采集芯片 ADuC 用于对 8 通道输入信号进行同步 A/D 转换功能（采样率为 200ksps），并对脑电信号进行初步滤波预处理，然后经数据总线上传同步控制器 MCU。

所述的信号带通滤波放大器 5 由二阶高通滤波放大电路，和三阶低通滤波放大电路构成，放大增益为 20~70dB 可调；其中，高通截至频率为 0.016Hz~16Hz 可调，低通截至频率为 15Hz~1000Hz 可调。

所述的极性转换电路 11，由运算放大器 U3、U4、电阻 R_2 、 R_3 和基准参考芯片 REF195。其中，基准参考芯片 REF195 提供 5V 的高精度基准信号，其输出接运算放大器 U4 的负输入端，正输入端与运算放大器 U4 的输出端的相连，在由运算放大器 U3、电阻 R_2 、 R_3 构成的同步加法器，完成极性转换。

所述的同步控制器 MCU 7，由通用单片机或 DSP 控制芯片构成，同步控制器 MCU 对 A/D 转换器的工作时序进行同步控制，并与 16 个嵌入式 A/D 转换采集器通过中断握手协议进行通讯，传输途径为 8 位数据总线 DBus（如图 4 所示）；所述的同步控制器 MCU 经过 USB 总线将采集的数据信息传输给笔记本电脑，同时控制体感刺激器的工作方式；。

所述的笔记本电脑通过 USB 总线接口实时读入脑电波信号，并实时显示脑电波信号；同时还提供视觉刺激信号、听觉刺激信号。

本发明的工作原理是：脑电极按照国际 10-20 标准，由脑电帽固定在被试的头部位；通过对被试施加一定的刺激（包括视觉刺激、听觉刺激或体感刺激等），

置于被试头部的脑电极将信号检测到并传输到信号预放大器。经过 40dB 的放大处理，输入到工频衰减环节，有效地抑制 50Hz/60Hz 的工频干扰信号。然后，信号到由高通滤波放大电路和低通滤波放大电路构成的带通滤波放大器，对输入信号进行 60dB 左右（放大增益 20~70dB 可调）的放大处理，最后经过极性转换电路，调节事件相关脑电波信号 V_{out} 的输出幅度为 0~5V； V_{out} 信号再经过 16 个嵌入式在系统采集器同步 A/D 转换，初步滤波处理后经过数据总线 DBus 输入到同步控制器 MCU；经过上述信号预放大、工频陷波、带通滤波放大和极性转换等环节构成，完成对微弱脑电信号的放大和提取。最后，同步控制器 MCU 读入所有的 16×8 通道的数据后，采用 USB 接口模块上传笔记本电脑记录、分析和显示。

经测试本发明涉及的一种脑电波 ERP 信号放大器性能指标如下：

- 放大器的增益：可实现 100dB 倍以上的信号放大，增益可调；
- 共模抑制比：CMRR>120dB；
- 频率宽度：放大器的频率范围为 0.01Hz ~ 1000Hz；
- 输入失调电压：小于 0.75uV（峰峰值）；
- 输入阻抗：大于 $10^5\text{M}\Omega$ ；
- 高通滤波：截止频率 0.01Hz ~ 16Hz 可调；
- 低通滤波：截止频率 10Hz ~ 1000Hz 可调；
- 信号输入范围：+/- 3.0mV；
- 静电释放：ESD 保护；
- 工频滤波效率：衰减不低于 60dB，陷波系数 $\pm 0.5\text{Hz}$ 。

本发明提供的脑电波 ERP 信号放大器，具有以下优点：

- 1) 高集成度和低功耗设计，性能稳定可靠，其各项指标如上所示；
- 2) 模块化设计、可扩展性好，适合于实验室脑电 ERP 研究和临床医学应用；
- 3) 内部采用中断通讯协议控制的并口数据总线 Dbus，外部采用通用 USB 总线通讯端口，传输效率高，适合于多种机型，并且携带方便；
- 4) 可在线实现 AC/DC 采样分析，便于低频慢波 ERP 信号的分析；
- 5) 具有在线屏蔽跟随电路，以克服由于屏蔽线电位的变化引起的放大器性能波动；和具有基线跟随驱动电路，以克服由于基线的漂移或波动而导致的

- 放大器增益波动；并具有电极—头皮接触阻抗的实时在线检测功能；
- 6) 采用非对称的工频陷波电路设计，能有效抑制工频干扰；
 - 7) 参数可调，适用于多个领域的神经电生理方面的研究；
 - 8) 性价比高、维修升级方便，可用于认知心理学、临床医学和罪犯心理学等方面的研究和应用；

附图说明

图 1 为本发明的脑电信号放大器组成框图

图 2 为本发明的信号预放大电路原理图

图 3 为本发明的脑电信号放大器电路原理图

图 4 为本发明的同步控制器工作原理图

图面说明：

脑部电极—1	脑电匹配输入电路—2	信号预放大电路—3
工频陷波电路—4	信号带通滤波放大电路—5	A/D 转换电路—6
同步控制器 MCU—7	接触电阻检测电路—8	基线跟随驱动电路—9
在线屏蔽跟随电路—10	极性转换电路—11	

具体实施方式

下面结合附图和实施例，详细介绍本发明的结构。

由于脑电波 ERP 信号非常微弱，因此在进行 ERP 信号分析之前必需将其放大。本实施例采用的脑电信号放大器（如图 1 所示）包括：脑部电极 1、脑电匹配输入电路 2、信号预放大电路 3、工频陷波器电路 4、信号带通滤波放大电路 5、A/D 转换电路 6 和同步控制器 MCU 7；还包括一个用于电极与头皮接触阻抗检测的接触电阻检测电路 8，和用于提高放大器抗干扰能力的基线跟随驱动电路 9；信号带通滤波放大电路 5 中还设有极性转换电路 11（如图 3 所示）。脑电极信号通过屏蔽线以差动输入的方式连接到信号预放大电路 3 的正负输入端，以提高系统的抗基线漂移和抗噪的能力。然后，脑电波 ERP 信号依次经工频陷波器电路 4、信号带通滤波放大电路 5 带通处理后，再作为输入信号连接 A/D 转换电路 6，最后通过 USB 总线与计算机相连，以提高系统的灵活性，具体如图 1 所示。

本实施例设计了如图 3 所示前置预放大电路。该电路由脑电匹配输入电路 2

和信号预放大电路（差动放大电路）3 构成（附带的阻抗检测电路）。所述的脑电匹配输入电路 2 采用高输入阻抗的精密运算放大器 LF444CM，构成了信号跟随器。一方面提供足够大的输入阻抗，以减少脑电信号的衰减；另外还可抑制瞬间高电位冲击效应。为了防止共模干扰转变成差模干扰降低系统的信噪比，采用了对称性设计以保证每个通道的阻抗匹配一致。其中信号预放大电路 3 选用高性能的仪表放大器 INA118，并有在线屏蔽跟随电路 10，采用差动浮地放大方式，以提高系统的噪声抑制能力和输入阻抗（如图 2 所示）。信号预放大电路采用运算放大器 U5、U6、电阻 R_9 、 R_{10} 、 R_{11} 、 R_{12} 和精密仪表用放大器 INA118 构成，其中运算放大器 U5、U6 的负输入端与输出端直接相连，构成信号跟随器电路；运算放大器 U5 的输出端与电阻 R_{11} 相连，然后再连接精密仪表用放大器 INA118 的正输入端；运算放大器 U6 的输出端与电阻 R_{12} 相连，然后再连接精密仪表用放大器 INA118 的负输入端；增益电阻 R_9 、 R_{10} 中间相连，另外两端分别接精密仪表用放大器 INA118 的 $RG+$ 、 $RG-$ 一端；还包含一个由运算放大器 U0、电阻 R_0 构成的在线屏蔽跟随电路，其中运算放大器 U0 的负输入端直接与输出端相连，然后经过电阻 R_0 接屏蔽地，运算放大器 U0 的正输入端接在增益电阻 R_9 、 R_{10} 之间，以提高系统的噪声抑制能力和输入阻抗，使得放大器的噪声抑制能力 $>120\text{dB}$ 。

为了进一步增强系统抗干扰能力，利用运算放大器 U7 构成基线偏移跟随器，利用运算放大器 U0 构成屏蔽跟随器（接机壳）。这样，整个前置预放大电路的增益控制在 40dB 以内，同时共模抑制比达到 120dB 以上，保证了微弱脑电生理电信号得以无失真低增益地放大。

其中在线屏蔽跟随电路 10 由运算放大器 U0 和电阻 R_0 构成，其中运算放大器 U0 的负输入端直接与输出端相连，然后经过电阻 R_0 接屏蔽地，运算放大器 U0 的正输入端接在增益电阻 R_9 、 R_{10} 之间，以克服由于屏蔽线电位的变化引起的放大器性能波动。

其中基线跟随驱动电路 9 由电阻 R_7 、 R_8 、运算放大器 U7、U8、电容 C7 构成，运算放大器 U7 正输入端接电源地，其负输入端接电阻 R_8 和电容 C7，其输出端接电阻 R_7 ；电阻 R_8 另一端接运算放大器 U8 的输出端相连，电容 C7 的另一端与电阻 R_7 相连，再与参考地电极 GND 相连。

电极与头皮接触的好坏，直接影响电极—头皮接触阻抗的大小。接触不好会引起较大的交流干扰，尤其是在松动时电极与头皮的接触面将随着被试的呼吸或身体、脸部的动作而改变，这将导致伪迹的产生。电极—头皮接触阻抗值愈小，得到的波形质量就愈高、愈稳定，所以头皮—电极阻抗的测量是非常重要的。在进行正式脑电波 ERP 实验时，通常需要先检测头皮—电极的接触阻抗大小。接触电阻的检测一般是采用外部正弦信号驱动的方法来进行的。因此，本实施例设计的接触电阻检测电路 8（参考图 2）由正电压源 VGP、负电压源 VGM、电阻 R_{13} 、 R_{14} 以及高速切换开关 SW1、SW2 构成，其中正电压源 VGP 经过电阻 R_{13} 与高速切换开关 SW1 相连，高速切换开关 SW1 相连另一端接电阻 R_{11} ；负电压源 VGM 经过电阻 R_{14} 与高速切换开关 SW2 相连，高速切换开关 SW2 相连另一端接电阻 R_{12} ；高速切换开关 SW1、SW2 采用低导通电阻（ $R_{on} < 4 \Omega$ ）的高速模拟开关 DG444 芯片；在测量正极的阻抗时，将 VGM 负电压源短路使其输出电压为零，VGP 正电压源输出为一正弦波。在测量负极阻抗时，将 VGP 正电压源短路使其输出电压为零，VGM 负电压源输出为一正弦波。其通道切换由同步控制器 MCU 7 控制；在脑电波 ERP 信号的采集过程中，可以实时监控电极—头皮的接触阻抗大小。

其中工频陷波衰减电路 4 主要由电阻 R1、电容 C1、C2、C3、可调电位器 VR1、VR2、VR3 以及运算放大器 U1、U2 构成，通过 VR1、VR2 调节陷波器系数，通过 VR3 调节陷波器品质参数。

其中带通滤波放大电路 5 由二阶高通滤波放大电路，和三阶低通滤波放大电路构成，放大增益为 20~70dB 可调。其中，高通截至频率为 0.016Hz~16Hz 可调，低通截至频率为 15Hz~1000Hz 可调。在进行直流 DC 采样时，同步控制器 MCU 控制高速模拟切换开关，使高通截至频率为 0.00001Hz 左右；极性转换电路 11 由电阻 R2、R3、运算放大器 U3、U4 和精密 +5V 参考电源模块构成，使输出的脑电波 ERP 信号 V_{out} 的幅度为 0~+5V，供后续的 A/D 转换器完成信号的采集。

其中极性转换电路 11，由运算放大器 U3、U4、电阻 R_2 、 R_3 和基准参考芯片 REF195。其中，基准参考芯片 REF195 提供 5V 的高精度基准信号，其输出接运算放大器 U4 的负输入端，正输入端与运算放大器 U4 的输出端相连，在由运算放大器 U3、电阻 R_2 、 R_3 构成的同步加法器，完成极性转换。

其中同步控制器 MCU 7，由通用单片机或 DSP 控制芯片构成，同步控制器

MCU 对 A/D 转换器的工作时序进行同步控制，并与 16 个嵌入式 A/D 转换采集器通过中断握手协议进行通讯，传输途径为 8 位数据总线 DBus（如图 4 所示）；所述的同步控制器 MCU 经过 USB 总线将采集的数据信息传输给笔记本电脑，同时控制体感刺激器的工作方式；。

其中笔记本电脑通过 USB 总线接口实时读入脑电波信号，并实时显示脑电波信号；同时还提供视觉刺激信号、听觉刺激信号。

本实施例使用的嵌入式 A/D 转换器，采用具有 8 通道 A/D 转换的在系统 SOC(System On Chip)控制芯片 ADuC.128 导脑电波信号的采集需要 16 个 ADuC 芯片同步协调的工作。同步控制器 MCU 利用中断技术，实时地启动 16 个 A/D 转换模块，然后通过 8 位并口数据总线 DBus 实现脑电数据的快速读取。为了克服各采集模块之间的数据冲突和资源竞争等问题，设计了交互式握手通讯协议，保证数据实时、有序、正确地采集。

本实施例使用的脑部电极采用能够记录微小电位差的低阻抗高纯度 Ag/AgCL 电极。

整个脑电 ERP 信号放大由脑电输入匹配电路、电极一头皮接触阻抗检测电路、前置预放大电路、工频陷波电路、高低通放大滤波电路、基线跟随驱动电路以及 A/D 转换器等部分构成。脑电极信号通过屏蔽线以差动输入的方式连接到前置预放大器的正负输入端，以提高系统的抗基线漂移和抗噪的能力。然后，脑电波 ERP 信号依次工频陷波、高低通滤波放大电路带通处理后，再作为输入信号连接 A/D 转换器，最后通过 USB 总线与计算机相连，以提高系统的灵活性，具体如图 1 所示。

或 3D 脑地形图。然后，主试启动仪器对被试进行训练测试。一切顺利后，正式测试开始，主试监视笔记本电脑显示的脑电波 ERP 信息以及被试的反应情况，直到测试结束。最后，主试采用脑电波 ERP 系统分析软件，对记录的脑电波 ERP 信息进行分析处理，得出被试大脑对刺激事件的真实客观反应。经测试，系统的采样率达 5KHz/SPS，完全满足脑电 ERP 研究和临床医学应用。

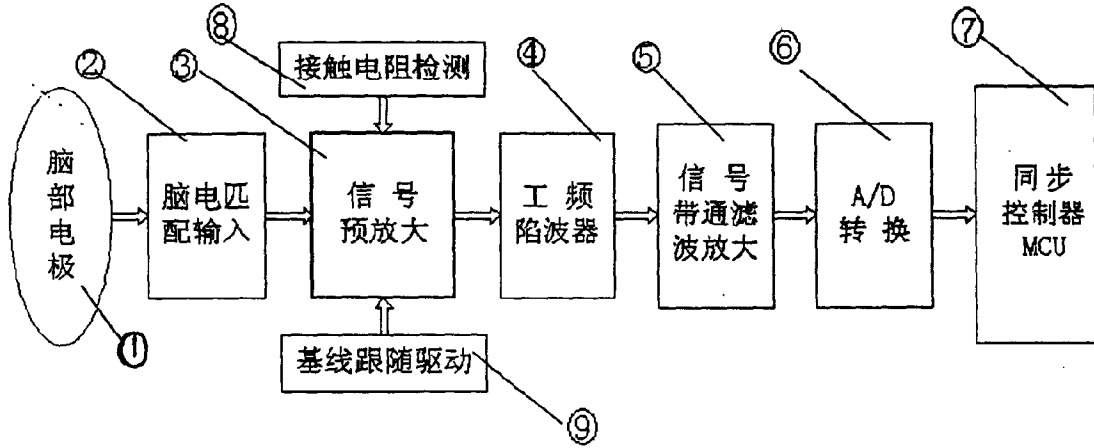


图 1

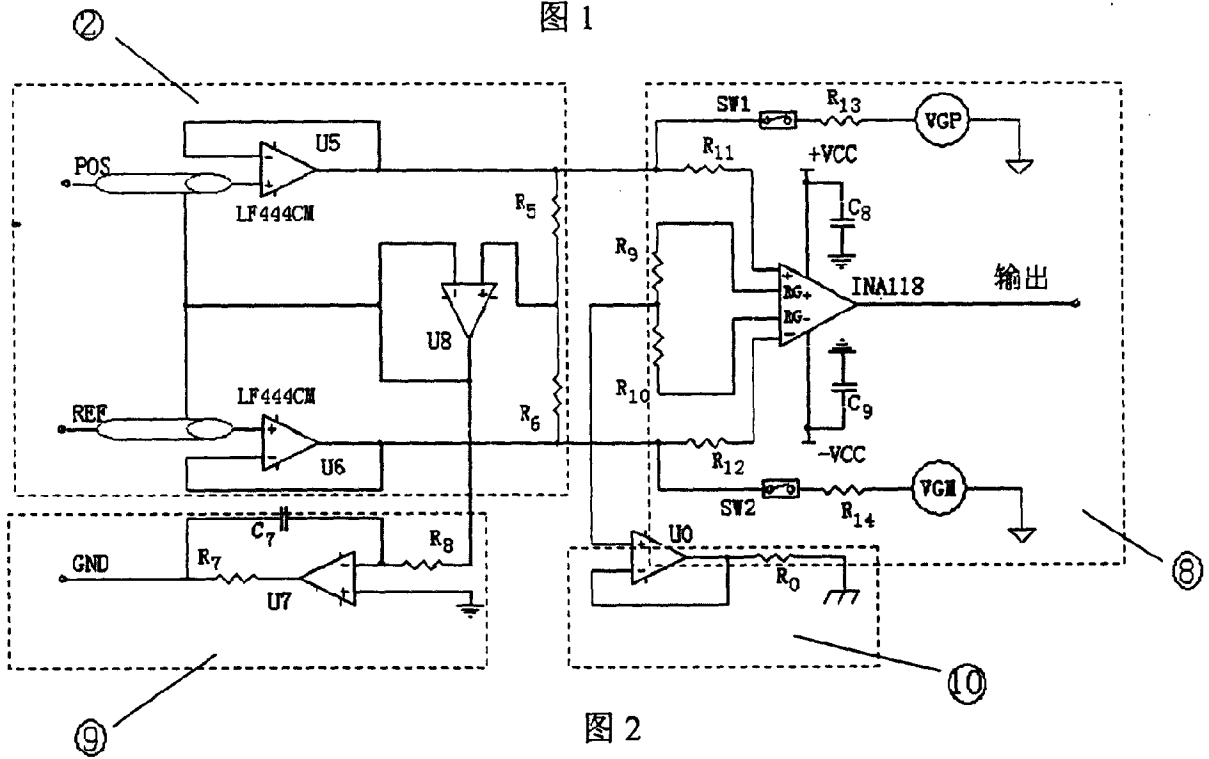


图 2

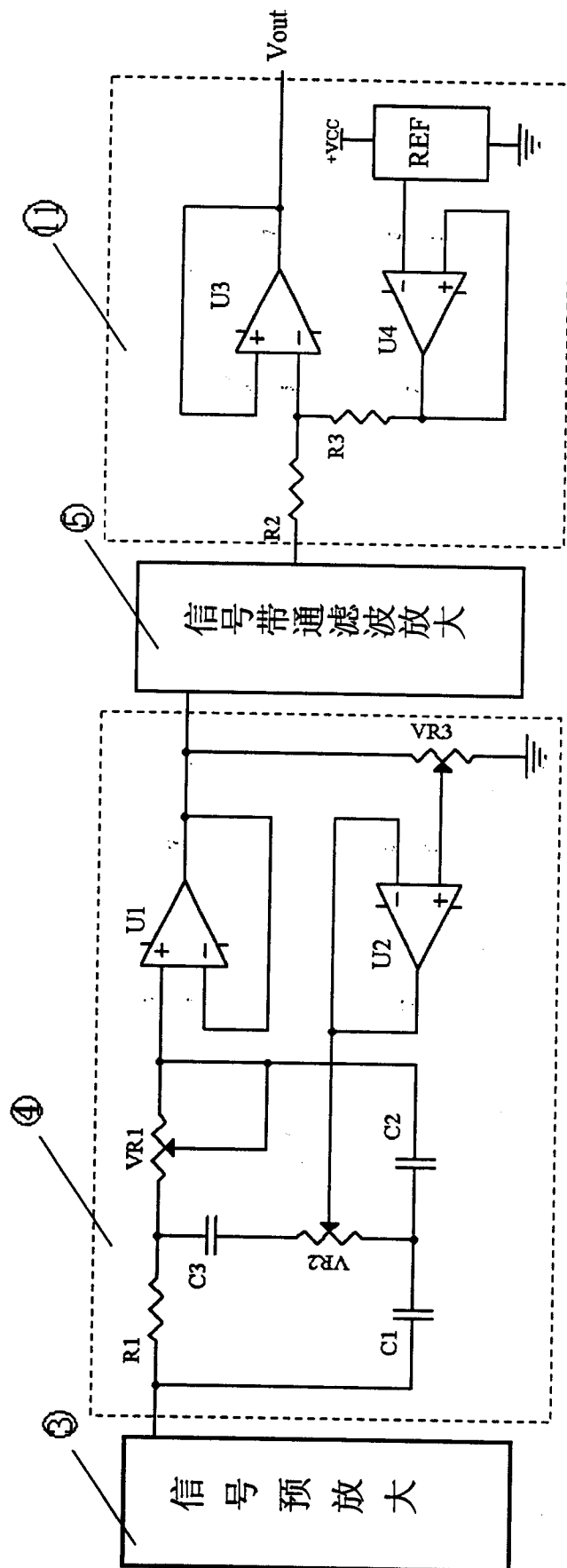


图 3

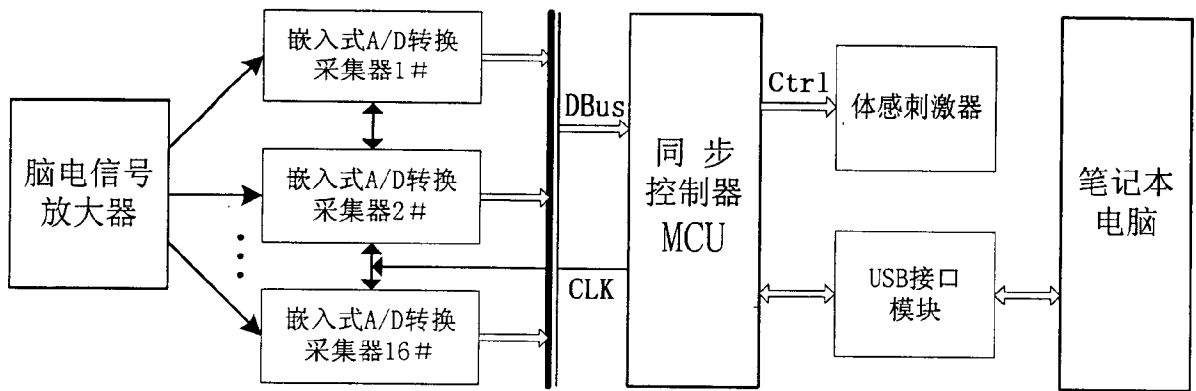


图 4