



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204950900 U

(45) 授权公告日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201520620256. 2

(22) 申请日 2015. 08. 17

(73) 专利权人 浙江诺尔康神经电子科技股份有
限公司

地址 311100 浙江省杭州市余杭区文一西路
1500 号 1 幢 325 室

(72) 发明人 夏斌 姚慧 唐庆

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61F 2/18(2006. 01)

A61F 11/04(2006. 01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

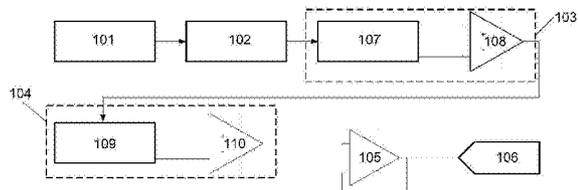
权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54) 实用新型名称

包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统

(57) 摘要

本实用新型公开了一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,包括刺激控制模块、低通滤波模块、一级失调消除放大模块、二级失调消除放大模块、仪表放大器、ADC 模块,其中,低通滤波模块与刺激控制模块连接,对模拟神经组织的阻抗 N1 上的信号进行采集和滤波处理;一级失调消除放大模块包括一级失调消除模块和一级低噪放大模块;二级失调消除放大模块包括二级失调消除模块和二级低噪放大模块;仪表放大器的输入与二级失调消除放大模块连接,输出与 ADC 模块连接。通过本实用新型去除放大器伪迹,并实现低噪音、去除饱和。



1. 一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,包括刺激控制模块、低通滤波模块、一级失调消除放大模块、二级失调消除放大模块、仪表放大器、ADC 模块,其中,

刺激控制模块包括刺激控制单元,开关 S1、S2、S3、S4,隔直电容 C、模拟神经组织的阻抗 N1 和可编程电流源 PCS,开关 S1 和 S3 与隔直电容 C 的一端连接,开关 S1 和 S3 之间为人工耳蜗触点电极,隔直电容 C 的另一端与阻抗 N1 的一端连接,阻抗 N1 的另一端与开关 S2 和 S4 连接,开关 S2 和 S3 之间为人工耳蜗参考电极,开关 S3 和 S4 与可编程电流源 PCS 连接,当开关 S1 和 S4 闭合,开关 S2 和 S3 断开时,经过阻抗 N1 的电流刺激为正脉冲;当开关 S1 和 S4 断开,开关 S2 和 S3 闭合时,经过阻抗 N1 的电流刺激为负脉冲;

低通滤波模块与刺激控制模块连接,对模拟神经组织的阻抗 N1 上的信号进行采集和滤波处理;

一级失调消除放大模块的输入与低通滤波模块连接,输出与二级失调消除放大模块连接,一级失调消除放大模块包括一级失调消除模块和一级低噪放大模块;

二级失调消除放大模块包括二级失调消除模块和二级低噪放大模块;

仪表放大器的输入与二级失调消除放大模块连接,输出与 ADC 模块连接。

2. 根据权利要求 1 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述刺激控制单元控制开关 S1 和 S4 闭合的时长短于开关 S2 和 S3 闭合的时长,刺激的正脉宽比负脉宽窄。

3. 根据权利要求 1 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述一级失调消除放大模块包括开关 CK、 \overline{CK} ,等效输入失调电压 V_{os} ,主运算跨导放大器,辅助运算跨导放大器,主运放输出阻抗和失调保持电容 C1、C2,输入电压 V_{in} 通过开关 \overline{CK} 与主运算跨导放大器的输入端连接,在主运算跨导放大器的输入端固有存在等效输入失调电压 V_{os} ,当 $CK = 1$ 时,开关 CK 闭合,主运算跨导放大器的跨导即增益为 G_{m1} ,辅助运算跨导放大器的跨导即增益为 G_{m2} ,主运放输出阻抗的阻抗为 R, $G_{m1} \gg G_{m2}$ 。

4. 根据权利要求 3 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述一级低噪放大模块包括主运算跨导放大器,辅助运算跨导放大器,主运放输出阻抗,一级低噪放大模块放大倍数为主运算跨导放大器的跨导与主运放输出阻抗的乘积。

5. 根据权利要求 3 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述一级低噪放大模块的放大倍数为 40 倍。

6. 根据权利要求 3 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述二级低噪放大模块的放大倍数为 10 倍。

7. 根据权利要求 3 所述的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,其特征在于,所述仪表放大器的放大倍数为 1 或 4 倍。

包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及人工耳蜗技术领域,特别涉及一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统。

背景技术

[0002] 人工耳蜗快速发展,为千万重度与极重度的耳聋患者带来福音,最大程度改善生活质量,重返有声世界。但是人工耳蜗设备技术要求高,在术中一般无法直接判断患者的使用效果,以及相应的听神经的活跃程度,所以我们需要在术中进行一些术中测试,比如植入体电极阻抗测量,电刺激听觉脑干诱发电位 (EABR)、镫骨肌反射、神经反应遥测 (NRT) 等,客观评估植入体电极在耳蜗内的工作状态。同时由于植入者的年龄越来越小,有的甚至在出生几个月以后就植入电子耳蜗,对于这一部分的病人,他们无法有效的报告对于声音的感知,因此神经反应遥测能够帮助医生通过诱发的神经信号大小来确认病人的听声感觉。反应阈值有助于听力师在术后开调机过程中,对植入者最大舒适阈 (C 值) 和听阈 (T 值) 的判断,尤其是那些无法主观主动配合的患者及小儿。

[0003] 由于病人神经反应信号非常微弱,对于此信号的放大和处理难度很大,且每次刺激都会使触点电极充电和放电,加之电极在人体中产生的电压差以及放大器自身失调造成的输入失调电压,在小信号测量所需要的高放大倍数下会使放大器饱和,出现伪迹。

实用新型内容

[0004] 有鉴于此,本实用新型的目的在于提出一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,有效提高对于神经反应信号测量的准确性,将信号进行失调消除的低噪放大。

[0005] 基于上述目的本实用新型提供的一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,包括刺激控制模块、低通滤波模块、一级失调消除放大模块、二级失调消除放大模块、仪表放大器、ADC 模块,其中,

[0006] 刺激控制模块包括刺激控制单元,开关 S1、S2、S3、S4,隔直电容 C、模拟神经组织的阻抗 N1 和可编程电流源 PCS,开关 S1 和 S3 与隔直电容 C 的一端连接,开关 S1 和 S3 之间为人工耳蜗触点电极,隔直电容 C 的另一端与阻抗 N1 的一端连接,阻抗 N1 的另一端与开关 S2 和 S4 连接,开关 S2 和 S3 之间为人工耳蜗参考电极,开关 S3 和 S4 与可编程电流源 PCS 连接,当开关 S1 和 S4 闭合,开关 S2 和 S3 断开时,经过阻抗 N1 的电流刺激为正脉冲;当开关 S1 和 S4 断开,开关 S2 和 S3 闭合时,经过阻抗 N1 的电流刺激为负脉冲;

[0007] 低通滤波模块与刺激控制模块连接,对模拟神经组织的阻抗 N1 上的信号进行采集和滤波处理;

[0008] 一级失调消除放大模块的输入与低通滤波模块连接,输出与二级失调消除放大模块连接,一级失调消除放大模块包括一级失调消除模块和一级低噪放大模块;

[0009] 二级失调消除放大模块包括二级失调消除模块和二级低噪放大模块;

[0010] 仪表放大器的输入与二级失调消除放大模块连接,输出与 ADC 模块连接。

[0011] 可选地,所述刺激控制单元控制开关 S1 和 S4 闭合的时长短于开关 S2 和 S3 闭合的时长,刺激的正脉宽比负脉宽窄。

[0012] 可选地,所述一级失调消除放大模块包括开关 CK、 \overline{CK} , 等效输入失调电压 V_{os} , 主运算跨导放大器, 辅助运算跨导放大器, 主运放输出阻抗和失调保持电容 C1、C2, 输入电压 V_{in} 通过开关 \overline{CK} 与主运算跨导放大器的输入端连接, 在主运算跨导放大器的输入端固有存在等效输入失调电压 V_{os} , 当 $CK = 1$ 时, 开关 CK 闭合, 主运算跨导放大器的跨导即增益为 G_{m1} , 辅助运算跨导放大器的跨导即增益为 G_{m2} , 主运放输出阻抗的阻抗为 R, $G_{m1} \gg G_{m2}$ 。

[0013] 可选地,所述一级低噪放大模块包括主运算跨导放大器, 辅助运算跨导放大器, 主运放输出阻抗, 一级低噪放大模块放大倍数为主运算跨导放大器的跨导与主运放输出阻抗的乘积。

[0014] 可选地,所述一级低噪放大模块的放大倍数为 40 倍。

[0015] 可选地,所述二级低噪放大模块的放大倍数为 10 倍。

[0016] 可选地,所述仪表放大器的放大倍数为 1 或 4 倍。

[0017] 从上面所述可以看出,本实用新型提供的包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统,通过对刺激控制模块输出刺激脉冲的正负脉宽调整,减少触点电极充放电对神经反应信号采集的影响;通过对放大模块的输入端进行失调消除,可靠有效地对神经反应信号进行滤波、放大和模数转换,整个系统去除放大器伪迹、并实现低噪音、去除饱和等有益效果。

附图说明

[0018] 图 1 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的框图;

[0019] 图 2 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的刺激控制模块示意图;

[0020] 图 3 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的失调消除模块示意图;

[0021] 图 4 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的刺激控制模块正负脉宽相等的实测波形图;

[0022] 图 5 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的刺激控制模块负脉宽 $+6 \mu s$ 的实测波形图;

[0023] 图 6 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的刺激控制模块负脉宽 $+12 \mu s$ 的实测波形图;

[0024] 图 7 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的刺激控制模块负脉宽 $-6 \mu s$ 的实测波形图。

具体实施方式

[0025] 为使本实用新型的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本实用新型进一步详细说明。

[0026] 参阅图 1、2 所示,为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的框图和刺激控制模块的结构示意图,包括:刺激控制模块 101、低通滤波模块 102、一级失调

消除放大模块 103、二级失调消除放大模块 104、仪表放大器 105、ADC 模块 106, 其中,

[0027] 刺激控制模块 101 包括刺激控制单元 111, 开关 S1、S2、S3、S4, 隔直电容 C、模拟神经组织的阻抗 N1 和可编程电流源 PCS, 开关 S1 和 S3 与隔直电容 C 的一端连接, 开关 S1 和 S3 之间为人工耳蜗触点电极 E1, 隔直电容 C 的另一端与阻抗 N1 的一端连接, 阻抗 N1 的另一端与开关 S2 和 S4 连接, 开关 S2 和 S3 之间为人工耳蜗参考电极 E, 开关 S3 和 S4 与可编程电流源 PCS 连接, 当开关 S1 和 S4 闭合, 开关 S2 和 S3 断开时, 经过阻抗 N1 的电流刺激为正脉冲; 当开关 S1 和 S4 断开, 开关 S2 和 S3 闭合时, 经过阻抗 N1 的电流刺激为负脉冲;

[0028] 低通滤波模块 102 与刺激控制模块 101 连接, 对模拟神经组织的阻抗 N1 上的信号进行采集和滤波处理;

[0029] 一级失调消除放大模块 103 的输入与低通滤波模块 102 连接, 输出与二级失调消除放大模块 104 连接, 一级失调消除放大模块 103 包括一级失调消除模块 107 和一级低噪放大模块 108;

[0030] 二级失调消除放大模块 104 包括二级失调消除模块 109 和二级低噪放大模块 110;

[0031] 仪表放大器 105 的输入与二级失调消除放大模块 104 连接, 输出与 ADC 模块 106 连接。

[0032] 进一步地, 所述刺激控制单元 111 控制开关 S1 和 S4 闭合的时长短于开关 S2 和 S3 闭合的时长, 使对触点电极刺激的正脉宽比负脉宽窄。

[0033] 进一步地, 所述一级低噪放大模块 103 包括主运算跨导放大器 301, 辅助运算跨导放大器 302, 主运放输出阻抗 303, 一级低噪放大模块 103 放大倍数为主运算跨导放大器 301 的跨导与主运放输出阻抗 303 的乘积。

[0034] 进一步地, 所述一级低噪放大模块 103 的放大倍数为 40 倍。

[0035] 进一步地, 所述二级低噪放大模块 104 与一级低噪放大模块 103 的电路结构类似, 不再赘述, 放大倍数为 10 倍。

[0036] 进一步地, 所述仪表放大器 105 的放大倍数为 1 或 4 倍。

[0037] 图 3 为本实用新型实施例包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统的失调消除放大模块示意图, 包括: 开关 CK、 \overline{CK} , 等效输入失调电压 V_{os} , 主运算跨导放大器 301, 辅助运

算跨导放大器 302, 主运放输出阻抗 303 和失调保持电容 C1、C2, 输入电压 V_{in} 通过开关 \overline{CK} 与主运算跨导放大器 301 的输入端连接, 在主运算跨导放大器 301 的输入端固有存在等效输入失调电压 V_{os} , 对输出电压 V_{out} 影响较大。当 $CK = 1$ 时, 即开关 CK 闭合, 主运算跨导放大器 301 的跨导即增益为 G_{m1} , 辅助运算跨导放大器 302 的跨导即增益为 G_{m2} , 主运放输出

阻抗 303 的阻抗为 R, $G_{m1} \gg G_{m2}$ 。由负反馈原理, 可得 $V_{out} = \frac{G_{m1} \times R \times V_{os}}{1 + G_{m2} \times R}$; 当 CK

= 0 时, 即 $\overline{CK} = 1$, 开关 \overline{CK} 闭合、CK 断开时, 由于之前的电压存储于电容 C1、C2 中, 故此时

输入端的等效失调电压 $V_{os}' = \frac{V_{out}}{G_{m1} \times R} = \frac{V_{os}}{1 + G_{m2} \times R}$, 对输入的失调电压进行了

有效消除。

[0038] 图 4 为刺激控制模块 101 输出的刺激脉冲正负脉宽相等的实测波形图,图 5 为刺激控制模块 101 负脉宽 $+6\ \mu\text{s}$ 的实测波形图,图 6 为刺激控制模块 101 负脉宽 $+12\ \mu\text{s}$ 的实测波形图,图 7 为刺激控制模块 101 负脉宽 $-6\ \mu\text{s}$ 的实测波形图,四图比较,可见当刺激脉冲的负脉宽的宽度调整的与正脉宽不同后,记录电极在正半周放电结束后 $0\sim 200$ 微秒内由于电荷不平衡的尾迹产生了约 $1\sim 100\text{mV}$ 的偏移影响。由此可见,通过改变刺激正 / 负脉宽的宽度,可以改变刺激过程中产生的剩余电荷大小。这对于神经反应遥测来讲,已经是很有效的充电影响消除。

[0039] 所属领域的普通技术人员应当理解:以上所述仅为本实用新型的具体实施例而已,并不用于限制本实用新型,凡在本实用新型的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本实用新型的保护范围之内。

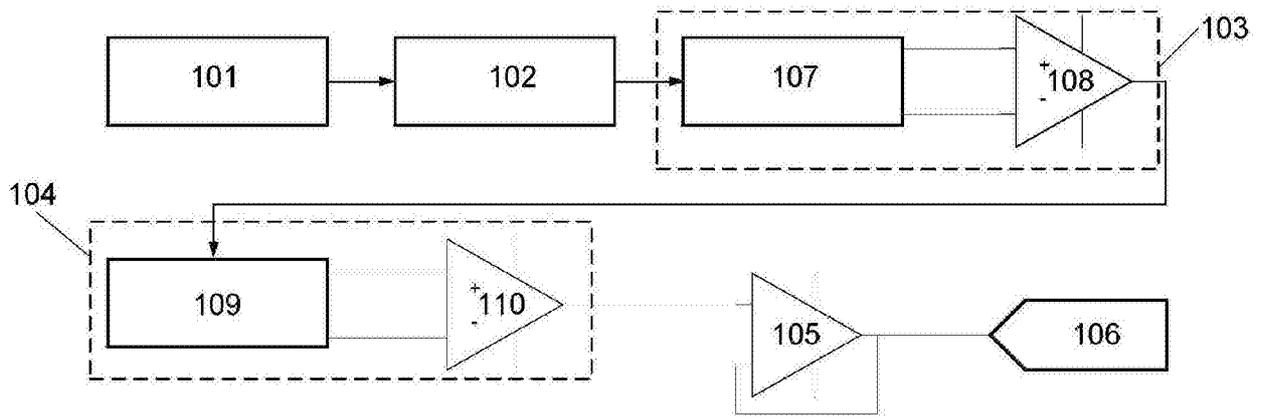


图 1

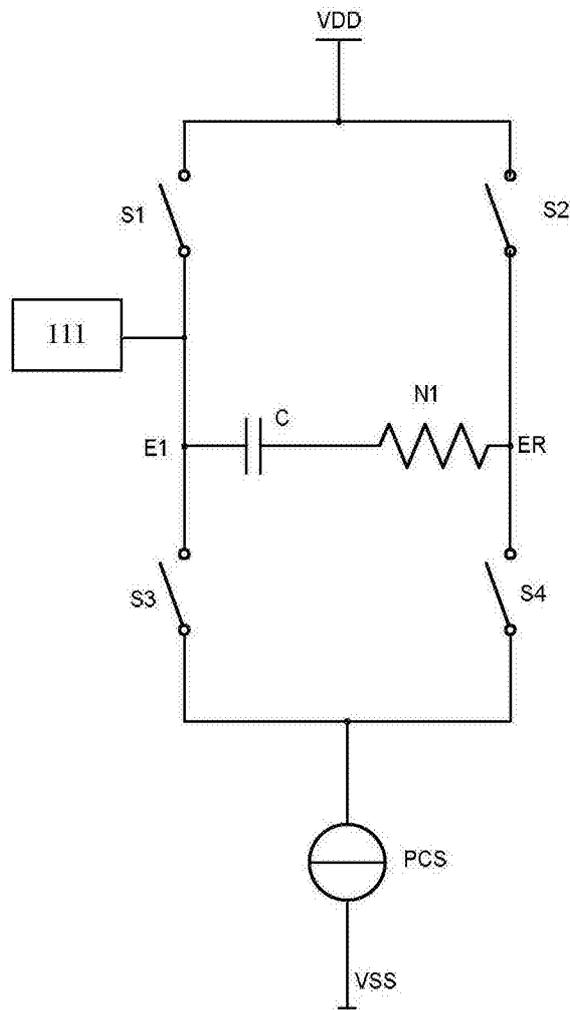


图 2

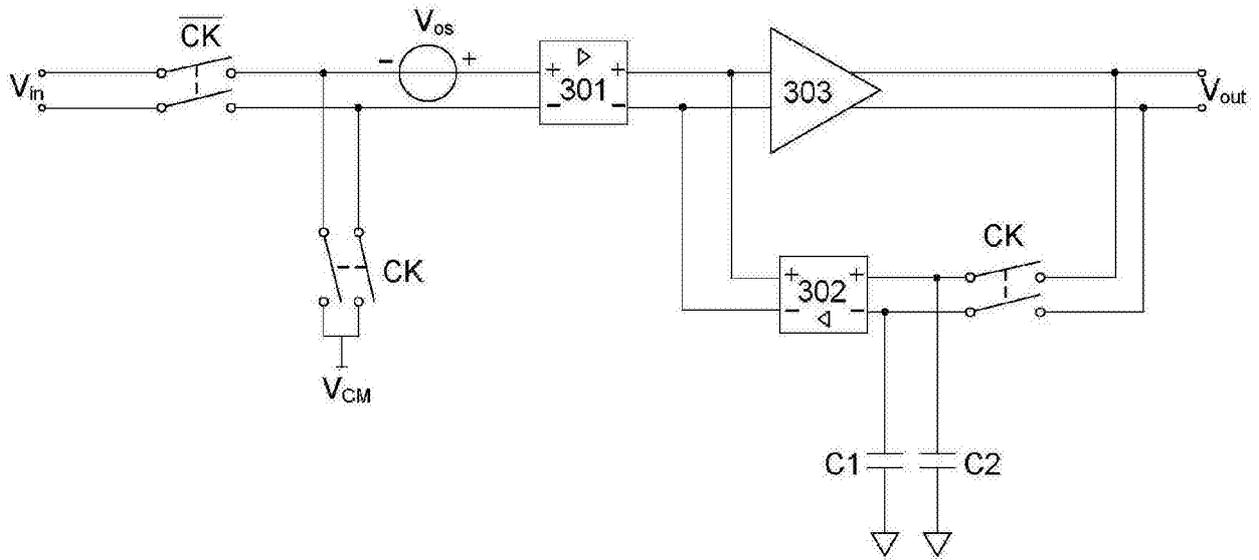


图 3

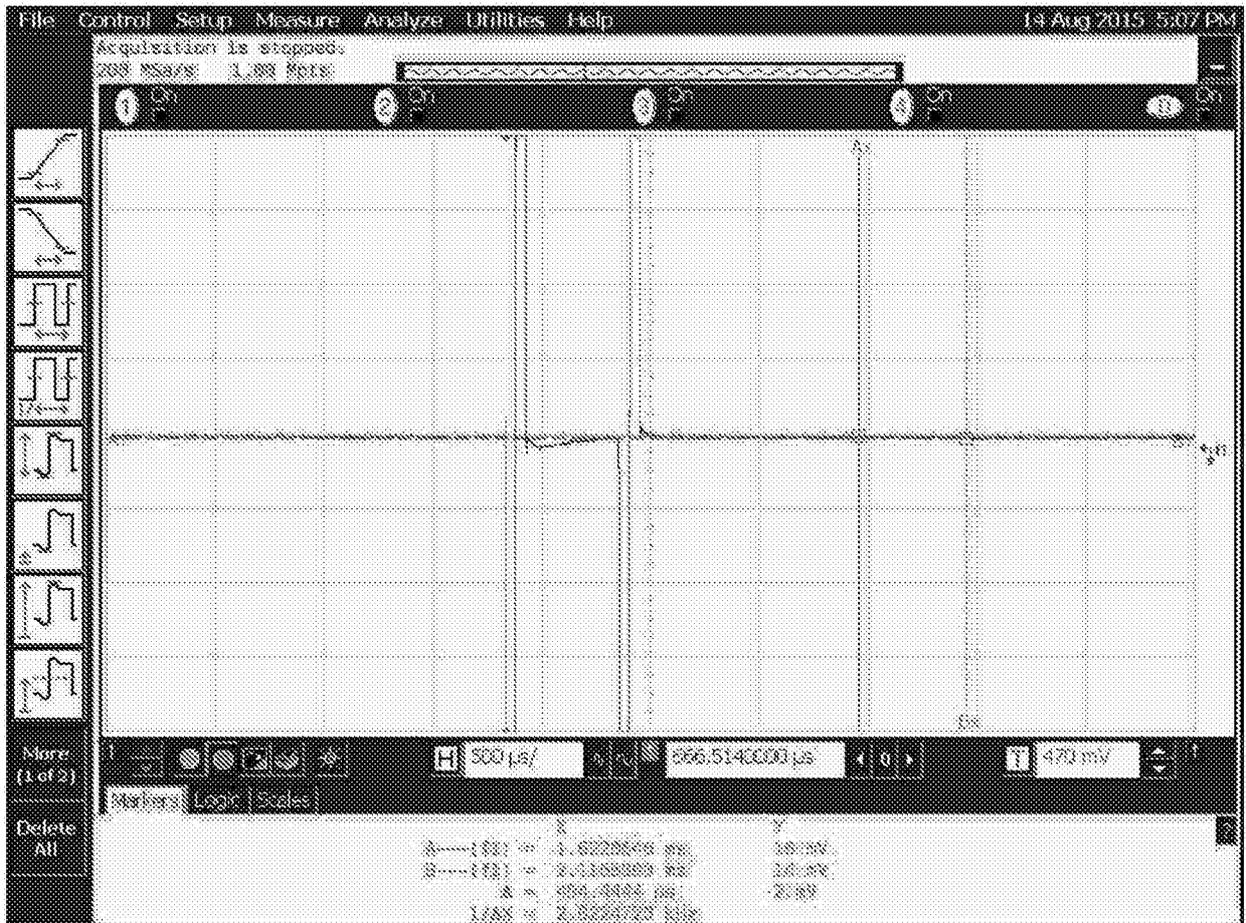


图 4

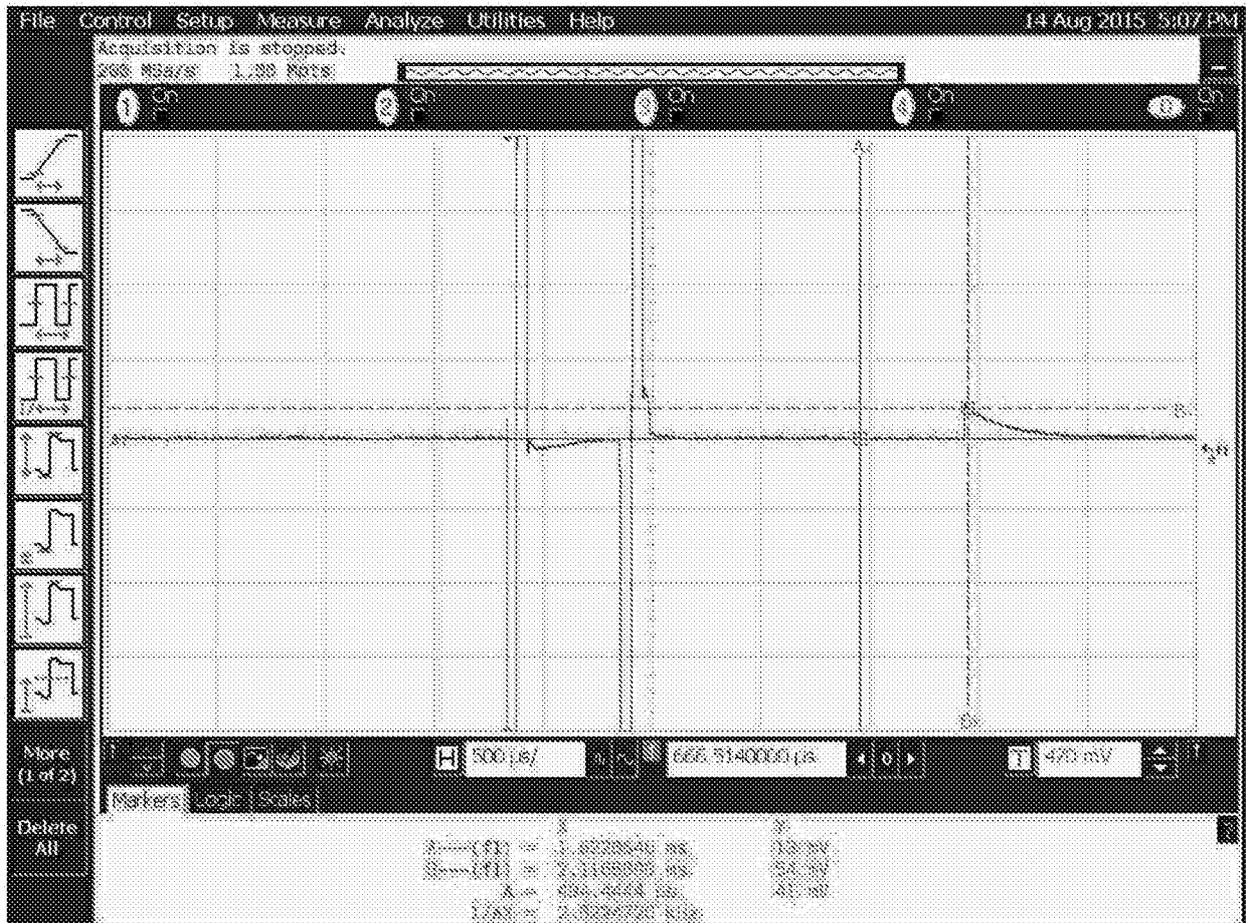


图 5

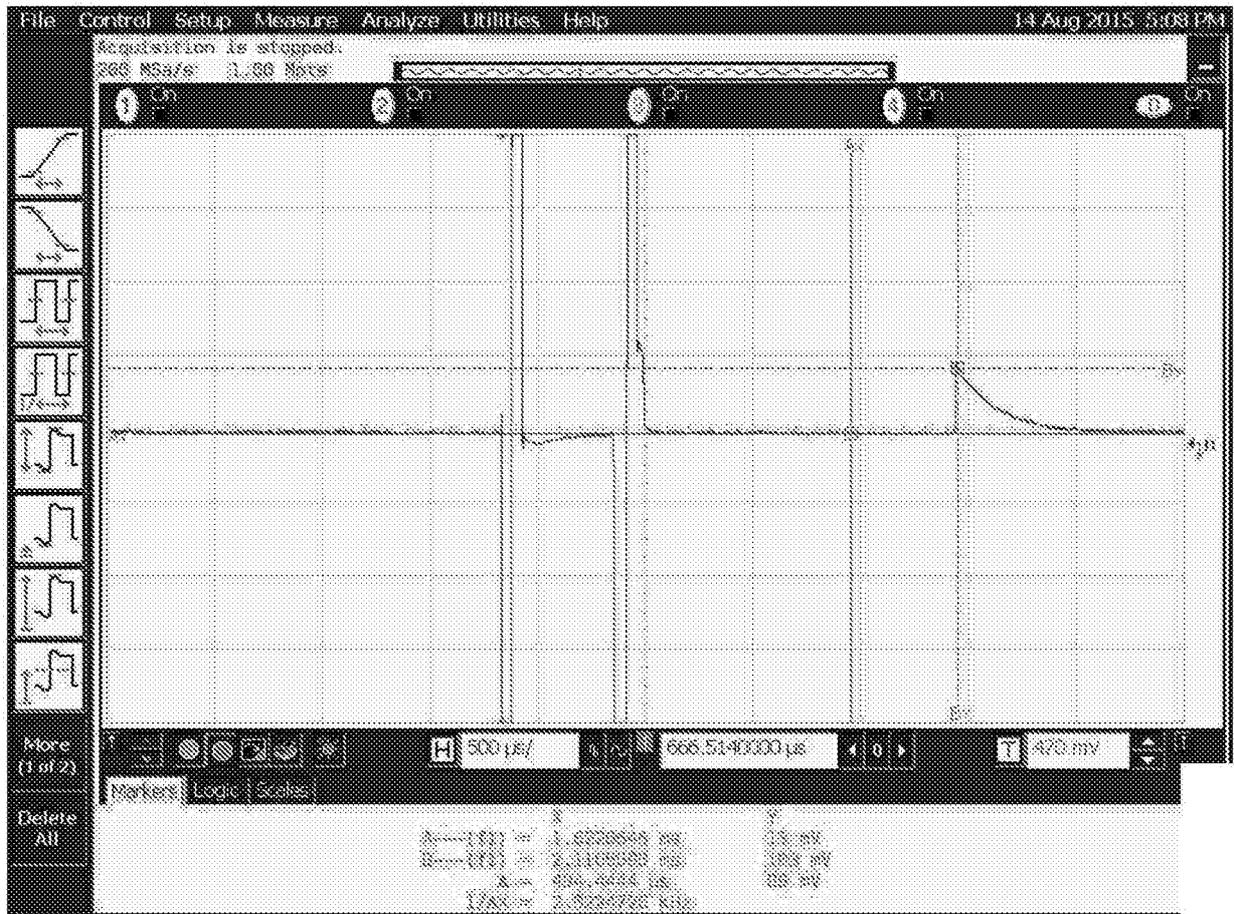


图 6

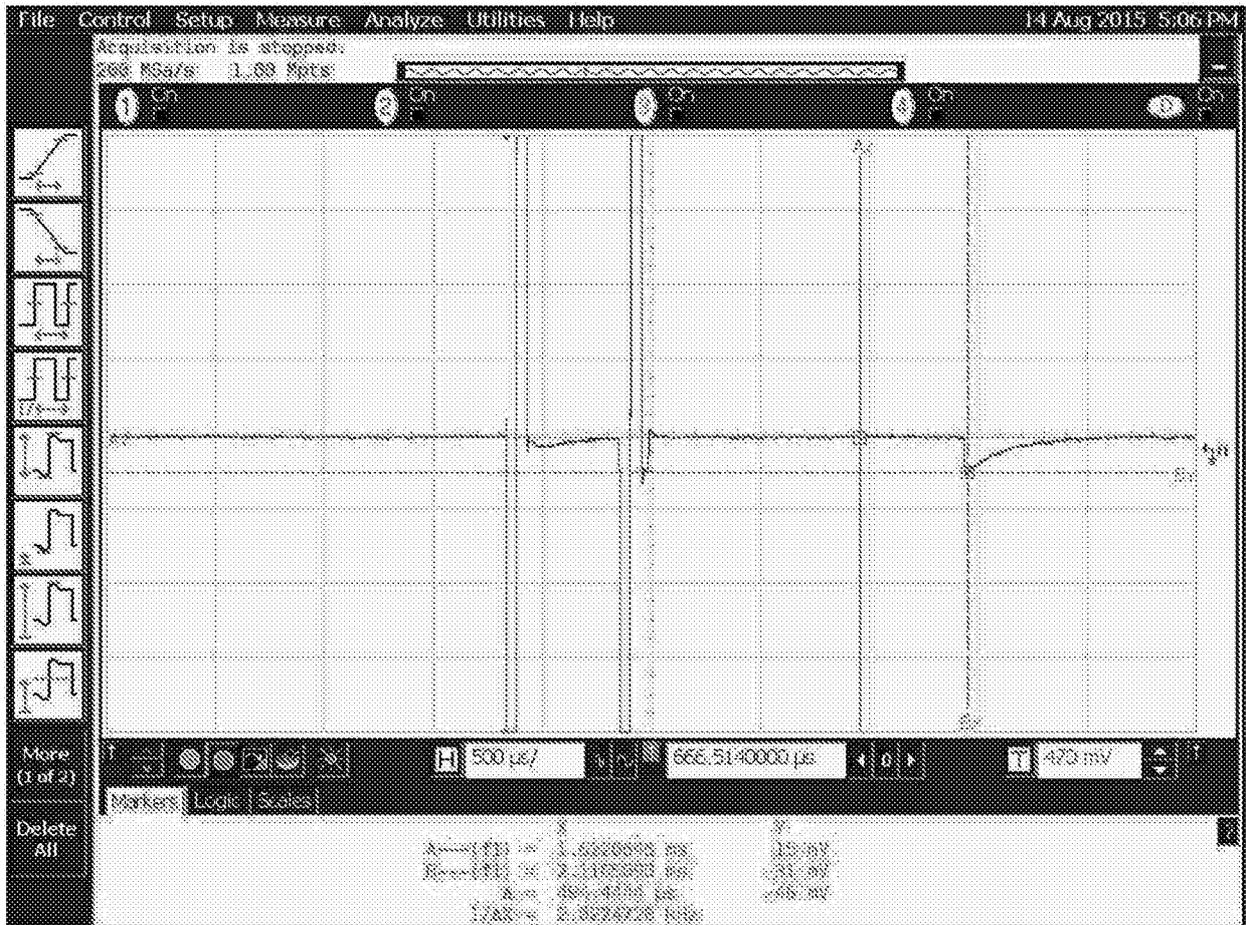


图 7

专利名称(译)	包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统		
公开(公告)号	CN204950900U	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201520620256.2	申请日	2015-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	浙江诺尔康神经电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	浙江诺尔康神经电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	浙江诺尔康神经电子科技股份有限公司		
[标]发明人	夏斌 姚慧 唐庆		
发明人	夏斌 姚慧 唐庆		
IPC分类号	A61B5/00 A61F2/18 A61F11/04		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种包含脉宽调整的人工耳蜗神经遥测系统，其特征在于，包括刺激控制模块、低通滤波模块、一级失调消除放大模块、二级失调消除放大模块、仪表放大器、ADC模块，其中，低通滤波模块与刺激控制模块连接，对模拟神经组织的阻抗N1上的信号进行采集和滤波处理；一级失调消除放大模块包括一级失调消除模块和一级低噪放大模块；二级失调消除放大模块包括二级失调消除模块和二级低噪放大模块；仪表放大器的输入与二级失调消除放大模块连接，输出与ADC模块连接。通过本实用新型去除放大器伪迹、并实现低噪音、去除饱和。

