



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456037 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580018958.6

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.05.11

A61B 5/0428(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.10

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2015/004679 2015.05.11

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/182093 KO 2016.11.17

(71)申请人 路仁技术有限公司
地址 韩国大田广域市儒城区技术7路32-16,B栋4楼

(72)发明人 黄正真

(74)专利代理机构 延边科友专利商标代理有限公司 22104

代理人 崔在吉

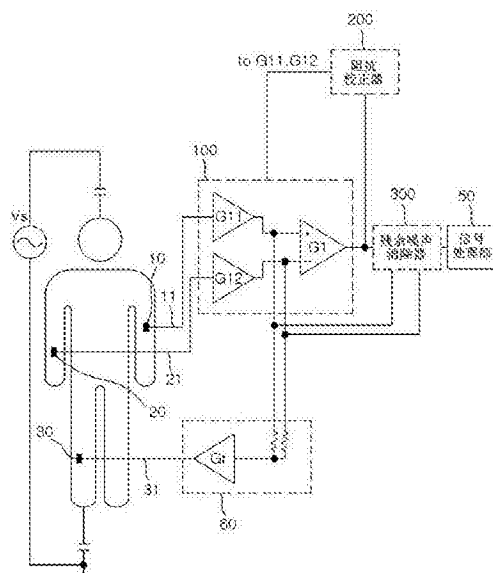
权利要求书1页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

生物信号测量装置

(57)摘要

本发明涉及一种即使电极之间出现阻抗不平衡,也能准确提取通过校正信号控制同相噪声的生物信号波形的生物信号测量装置,它包括两个通过两个电极检测人体生物电势的通道;设有两组分别放大通过两个通道输入的生物电势后由差动运算器进行差动运算的检测器,并有选择地采纳两组检测器的输出信号而获得生物信号的生物信号提取部;调节设置于两组检测器的放大器放大率,以降低掺杂在从生物信号提取部获得的生物信号中的同相噪声功率的阻抗校正器。



1. 一种生物信号测量装置,其特征在于:包括两个通过两个电极检测人体生物电势的通道;设有两组经放大器分别放大通过两个通道输入的生物电势后由差动运算器进行差动运算的检测器,并有选择地采纳两组检测器的输出信号而获得生物信号的生物信号提取部;调节设置于两组检测器的放大器放大率,以降低掺杂在从生物信号提取部获得的生物信号中的同相噪声功率,从而控制因通道之间阻抗不平衡而形成的同相噪声的阻抗校正器。

2. 根据权利要求1所述的生物信号测量装置,其特征在于:所述阻抗校正器轮流选择两组检测器,调节被选检测器的放大器放大率直至同相噪声小于未选检测器的同相噪声,当同相噪声功率达到预先设定的收敛条件时,将两组检测器中同相噪声相对小的检测器的输出信号作为生物信号。

3. 根据权利要求2所述的生物信号测量装置,其特征在于:所述阻抗校正器调节被选检测器的放大器放大率时,先调节至未选检测器的放大器放大率,然后开始进行调节。

4. 根据权利要求2所述的生物信号测量装置,其特征在于:还包括残余噪声消除器,所述残余噪声消除器将设置于所述生物信号提取部的两组检测器中任意一个检测器上的两个放大器的输入信号相加后获得同相噪声信号,并将获得的同相噪声信号规范化成掺杂于通过所述生物信号提取部获得的生物信号的同相噪声功率后,从通过所述生物信号提取部获得的生物信号中减去而获得控制残余同相噪声的生物信号。

5. 根据权利要求4所述的生物信号测量装置,其特征在于:先启动所述阻抗校正器之后再启动所述残余噪声消除器,从而先控制因通道间阻抗不平衡而形成的同相噪声,然后再控制残余同相噪声。

6. 根据权利要求1所述的生物信号测量装置,其特征在于:各通道在一个检测器连接于连接在差动运算器“+”输入端的放大器,在另一个检测器连接于连接在差动运算器“-”输入端的放大器,所述生物信号提取部包括对两组检测器的输出信号进行差动运算而获得生物信号的差动运算部,所述阻抗校正器调节按通道分别设置于两组检测器的放大器放大率,以使掺杂于通过所述差动运算部获得的生物信号中的同相噪声功率变小。

7. 根据权利要求6所述的生物信号测量装置,其特征在于:所述生物信号提取部的差动运算部对两组检测器的输出信号进行规范化后进行差动运算,获得生物信号,使掺杂于两组检测器的输出信号中的同相噪声功率相同。

8. 根据权利要求7所述的生物信号测量装置,其特征在于:所述阻抗校正器预先设定设置于检测器的差动运算器输入端极性中的一个极性,调节连接于指定极性输入端的放大器放大率,使其大于连接于另一极性输入端的放大器放大率。

9. 根据权利要求5或8所述的生物信号测量装置,其特征在于:同相噪声功率由常用电频率成分功率、施加于人体的预先设定频带信号功率、及施加于人体的预先调节的特定模式信号功率中的一个构成。

生物信号测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种即使电极之间出现阻抗不平衡,也能准确提取通过校正信号控制同相噪声的生物信号波形的生物信号测量装置。

背景技术

[0002] 生物信号是产生于人体细胞之间的微小电信号,在医学领域用于确认患者状态及肌电状态,主要有心电图、肌电图、脑波等。

如图1所示,用于测量生物信号的心电图检测装置包括接触于可感应生物信号的人体特定部位而测量生物电势的两个电极10、20;通过分别连接于电极10、20的导线11、21接收生物电势信号并对其进行差动运算而获得生物信号的生物信号提取部40;用于储存、分析、无线传送或有线传送提取的生物信号的信号处理部50。所述心电图检测装置还包括右腿驱动电路60和用于检测生物电势的电极之外的接触于人体特定部位的参考电极30,从而从生物信号提取部40提取同相噪声、并通过反相放大器Gr进行放大后通过导线31施加于参考电极30。

通过两个电极10、20以两个通道测量的生物电势信号为微小生物信号和相对大的外部同相噪声信号之合。外部噪声信号为同相信号,可在两个电极10、20同时检测到,因此,可以通过生物信号提取部40的差动运算来控制而获得生物信号。

具有代表性的同相噪声信号有通过常用电Vs流入的噪声信号。例如,韩国常用电的频率为60Hz,因此,噪声信号为60Hz,欧洲常用电的频率为50Hz,因此,噪声信号为50Hz。

虽然图1中只示有由两个电极10、20构成的一组单位测量装置,但是,也可以将多组单位测量装置连接于多路复用器(MUX,multiplexer),并把特定单位测量装置有选择地连接于生物信号提取部40。如韩国第10-2012-0102444号公开专利,可以利用多组单位测量装置提取生物信号。

但是,当电极和人体之间的阻抗发生变化而两个电极产生的阻抗发生变化时,远远大于待测量生物信号的同相噪声有可能不能通过生物信号提取部40的差动运算得到控制。

即,两个电极之间发生阻抗不平衡时,远远大于生物信号的同相噪声信号不能通过差动运算得到充分控制,而以大信号残留,从而大幅降低生物信号测量的准确度。

为了解决上述问题,韩国授权专利第10-0868071号中公开了可检测阻抗不平衡的电极阻抗检测方法。

但是,由于人体活动,阻抗随时发生不平衡。并且,当利用电解质凝胶将电极附着于人体时,电解质凝胶的硬化程度也会导致阻抗的不平衡。针对每次的阻抗不平衡进行阻抗的平衡,不但繁琐,而且不准确。

[在先技术文献]

[专利文献]

(专利文献1) KR 10-0868071B1 2008.11.04;

(专利文献2) KR10-2012-0102444A 2012.09.18。

发明内容

[0003] 本发明的目的是弥补现有技术的不足,提供一种即使电极之间出现阻抗不平衡,也能对电极检测的生物信号进行信号处理,控制阻抗不平衡导致的残余同相噪声,从而迅速解决由阻抗不平衡产生问题的生物信号测量装置。

为了达到上述目的,本发明采用的技术方案如下:

本发明生物信号测量装置包括两个通过两个电极检测人体生物电势的通道;设有两组经放大器分别放大通过两个通道输入的生物电势后由差动运算器进行差动运算的检测器,并有选择地采纳两组检测器的输出信号而获得生物信号的生物信号提取部;调节设置于两组检测器的放大器放大率,以降低掺杂在从生物信号提取部获得的生物信号中的同相噪声功率,从而控制因通道之间阻抗不平衡而形成的同相噪声的阻抗校正器。

所述阻抗校正器轮流选择两组检测器,调节被选检测器的放大器放大率直至同相噪声小于未选检测器的同相噪声,当同相噪声功率达到预先设定的收敛条件时,将两组检测器中同相噪声相对小的检测器的输出信号作为生物信号。

各通道在一个检测器连接于连接在差动运算器“+”输入端的放大器,在另一个检测器连接于连接在差动运算器“-”输入端的放大器,所述生物信号提取部包括对两组检测器的输出信号进行差动运算而获得生物信号的差动运算部,所述阻抗校正器调节按通道分别设置于两组检测器的放大器放大率,以使掺杂于通过所述差动运算部获得的生物信号中的同相噪声功率变小。

本发明生物信号测量装置的有益效果是:在通过两个电极输入生物电势的两个通道分别设置放大器,并通过调节放大器的放大率来减小同相噪声信号的功率,从而通过两个电极的两个通道之间即使发生阻抗不平衡,也能获得控制同相噪声的生物信号。

并且,当发生通道之间阻抗不平衡时,通过在差动运算之前利用放大器进行放大运算的信号处理来消除阻抗不平衡,因此,测量生物信号时,即使因人体活动而使通道阻抗不断发生变化,也能迅速应对,从而获得准确的波形生物信号。

另外,通过噪声消除器消除利用本发明放大器控制同相噪声后残留的同相噪声,从而可获得更加准确的生物信号。

附图说明

[0004] 图1是现有生物信号测量装置的示意图。

图2是本发明生物信号测量装置的第一实施例示意图。

图3是图2的局部示意图。

图4是本发明生物信号测量装置的第二实施例示意图。

图5是本发明生物信号测量装置的第三实施例示意图。

图6是本发明生物信号测量装置的第四实施例示意图。

图中,Z11、Z21:串联阻抗;Z12、Z22:并联阻抗;G1、G2、G3:差动运算放大器;G11、G12、G21、G22、G31、G32:放大器;10、20:电极;11、21:导线;30:参考电极;40:生物信号提取部(现有技术);50、信号处理部;60:右腿驱动电路;100:生物信号提取部(本发明);110、120:预处理部;130、差动运算部;200:阻抗校正器;210、功率提取部;220:增益调节部;300:残余噪声

消除器;310:同相噪声提取部;320:功率比提取部;330:同相噪声规范化部;340:减法部。

具体实施方式

[0005] 下面结合附图对本发明的最佳实施例进行说明,以使本领域的技术人员易于实施。对本发明进行说明时,如果对公知功能或公知结构的详细说明影响对本发明要点的清晰描述,则省略详细说明。

图2是本发明生物信号测量装置的第一实施例示意图。

如图2所示,本发明生物信号测量装置包括至少两个在根据待测量的生物信号种类而指定的相互不同的特定部位检测人体表皮生物电势的电极10、20;用于获得对通过多个电极中选择两个电极检测的生物电势进行差动运算而控制同相噪声的生物信号的生物信号提取部100;及用于储存、分析、有线传送或无线传送所提取的生物信号的信号处理部50。

还包括两个设置于所述生物信号提取部100、用于分别放大通过两个电极输入的生物电势后进行差动运算的放大器G11、G12、通过所述放大器放大率的调节来减小掺杂于通过生物信号提取部100提取的生物信号中的残留同相噪声信号功率的阻抗校正器200、进一步控制通过阻抗校正器200控制同相噪声后仍残留于通过生物信号提取部100提取的生物信号中的同相噪声而传送至信号处理部50的残余噪声消除器300。

所述多个电极10、20通常为可直接粘附于人体表皮的接触式电极,通过导线11、21电信号方式连接于所述生物信号提取部100。虽然附图中只示有两个电极10、20,但是测量肌电图、心电图或脑波时使用至少三个电极。

使用至少两个电极时,可以利用多路复用器(MUX,multiplexer)或开关将任意电极有选择地连接于生物信号提取部100,也可以配置多个生物信号提取部100而同时测量多个电极信号。其连接方式根据生物信号测量软件的不同而不同。

如图2所示,当噪声信号 V_s 以同相噪声出现于人体皮肤时,可增设从生物信号提取部100提取同相噪声后进行反相放大的右腿驱动电路60,并通过连接于导线31的参考电极30将反相放大的同相噪声信号反馈于人体。

所述信号处理部50可根据生物信号测量装置的安装方式(例如,人体穿戴方式)或使用目的以不同形式变形设置。

所述电极10、20、参考电极30、右腿驱动电路60及信号处理部50为公知技术,关于噪声信号 V_s ,例如,对具有一定频率的常用电产生的噪声信号表现为同相噪声的现象的分析也为公知,因此在此简略详细说明。

下面结合附图3对本发明的放大器G11、G12、阻抗校正器200及残余噪声消除器300进行详细说明。

图3是图2的详细示意图。

如图3所示,图3中未标示图2中的电极10、20及导线11、21,而将包含电极10、20及导线11、21的构成要素标示为电等效电路。

即,生物信号提取部100通过由电极10、20及导线11、21构成的两个通道接收生物电势信号,因此,标示为产生于两个通道的输入阻抗。

通过两个通道分别显现的输入阻抗包括电极10、20和人体皮肤之间的接触阻抗、导线11、12产生的阻抗及对通过导线接收的信号输入于生物信号提取部100之前进行信号处理

的过滤器或放大器(未图示)的阻抗(未图示)等。如图3所示,可以简化成串联阻抗 Z_{11} 、 Z_{12} 和并联阻抗 Z_{12} 、 Z_{22} 标示。并且,针对连接于右腿驱动电路60的导线31及参考电极30而言,也可以把右腿驱动电路60的输出端以串联阻抗 Z_{31} 和并联阻抗 Z_{32} 标示。

如上所述,通过电极感应的生物信号受输入阻抗的影响、输入于生物信号提取部100,当两个通道的输入阻抗发生不平衡时,本发明可通过放大器 G_{11} 、 G_{12} 、阻抗校正器200及残余噪声消除器300解除不平衡产生的影响。

所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 由可通过阻抗校正器200调节放大率的放大器构成,并分别连接于在所述生物信号提取部100进行差动运算的差动运算元件 G_1 的(+)输入端及(-)输入端,从而将通过两个通道输入的生物电势信号输入于差动运算元件 G_1 的(+)输入端及(-)输入端之前分别变化放大率而进行放大。

例如,所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 可以由放大率随施加于控制端的直流电大小而变化的可控电压放大器(VCA:voltage controlled amplifier)构成,所述阻抗校正器200可以将用于调节所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 放大率的直流电施加于所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 的控制端。

对比将所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 设置于生物信号提取部100之前和之后进行说明如下。

首先,对设置所述放大器 G_{11} 、 G_{12} 之前进行说明。

提取生物信号的最佳状态是,生物信号提取部100的输入端串联阻抗 Z_{11} 、 Z_{12} 相同、并联阻抗 Z_{12} 、 Z_{22} 相同的阻抗平衡状态。当阻抗平衡状态时,输入于生物信号提取部100的同相噪声的大小相同,从而可通过差动运算消除同相噪声。

但是,人体有稍微的活动,也会处于串联阻抗 Z_{11} 、 Z_{12} 根据电极和人体皮肤之间的接触电阻等的变化而发生变化、而具有不同值的阻抗不平衡状态。也就是,即使初期测量生物信号时阻抗处于平衡状态,但是,由于人体的活动,不能维持阻抗平衡状态。并且,电极和人体皮肤之间的接触电阻、构成各通道的要素的特性误差等也会导致阻抗的不平衡。

阻抗不平衡导致的同相噪声的影响如下。

为了便于计算,不做复数计算,并假设串联阻抗 Z_{11} 、 Z_{21} 和并联阻抗 Z_{12} 、 Z_{22} 均由电阻成份或电容器成份构成,并且,假设阻抗平衡状态下,串联阻抗 Z_{11} 、 Z_{12} 为 $100\ \Omega$ 、并联阻抗 Z_{11} 、 Z_{21} 为 $1000\ \Omega$ 、差动运算放大器 G_1 的放大率为1000倍。将人体产生的生物信号假设为 1mV 时,同相噪声几乎能达到生物信号的数百倍至数千倍,因此,作为本发明的一实施例将人体生物信号假设为 1000mV 。当某一串联阻抗 Z_{21} 处于 $100\ \Omega$ 变成 $110\ \Omega$ 的不平衡状态时,测出掺杂有如表1所示的大值同相噪声的残余信号。

表1

通道	串联阻抗	并联阻抗	各通道的同相噪声	进行差动运算放大后同相噪声的残留量
ch1	$Z_{11}=100\ \Omega$	$Z_{12}=1000\ \Omega$	$1000\text{mV} \times 1000 / (100 + 1000) = 909.091\ \text{mV}$	$(909.091 - 900.901) \times 1000 = 8190\ \text{mV}$
ch2	$Z_{21}=100+10=110\ \Omega$	$Z_{22}=1000\ \Omega$	$1000\text{mV} \times 1000 / (110 + 1000) = 900.901\ \text{mV}$	

如表1所示,某一串联阻抗 Z_{21} 增加10%而处于阻抗不平衡状态时,流入生物信号提取部100的同相噪声的大小也发生变化。如果用此数进行差动运算的话,1V(1000mV)的生物信号里掺杂有8190mV的同相噪声,也就是,产生的同相噪声比生物信号大很多。最终,由于通道之间微小的阻抗之差而不能获得生物信号的波形。

与此相反,本发明的实施例中,在生物信号提取部100设置用于放大进行差动运算之前通过各通道输入的信号的所述放大器G11、G12,并通过某一放大器G12增益的微调进行放大时,可获得如表2所示的同相噪声得到控制的信号,即,待测量生物信号显突的信号。

表2

通道	串联阻抗	并联阻抗	各通道的同相噪声	通过放大器(G11、G12)放大后各通道的同相噪声	进行差动运算放大后的同相噪声残留量
ch1	$Z_{11}=100\ \Omega$	$Z_{12}=1000\ \Omega$	$1000\text{mV} \cdot 1000 / (100+1000) = 909.091\ \text{mV}$	G11的增益=1909.091 $\text{mV} \cdot 1 = 909.091\ \text{mV}$	$(909.091 - 909.009) \cdot 1000 = 81.9\ \text{mV}$
ch2	$Z_{21}=100+10=110\ \Omega$	$Z_{22}=1000\ \Omega$	$1000\text{mV} \cdot 1000 / (110+1000) = 900.901\ \text{mV}$	G12的增益=1.009900.90 $1\ \text{mV} \cdot 1.009 = 909.009\ \text{mV}$	

如表2所示,即使处于通道阻抗不平衡状态,通过某一放大器G12增益的微调进行放大,也能使输入于差动运算放大器G1的两个通道的同相噪声几乎相同。因此,放大后进行差动运算而获得的约1V(1000mV)的生物信号里掺杂有81.9mV同相噪声的波形。也就是,可获得掺杂有生物信号大幅减小的同相噪声的信号波形。

在此,为了便于对比表2和表1,只对某一放大器G12的增益进行了调节,但本发明的实施例中,可增大某一放大器G12的增益时,减小另一放大器G11的增益,使差动运算后得出的生物信号几乎没有功率变化,从而控制同相噪声。

通过阻抗校正器200调节用于弥补通道间阻抗不平衡的设置于生物信号提取部100的放大器G11、G12放大率。

所述阻抗校正器200包括从通过所述生物信号提取部100的差动运算而获得的信号中提取同相噪声功率的功率提取部210;及微调设置于所述生物信号提取部100的放大器G11、G12放大率的同时观察同相噪声功率的变化,而跟踪使同相噪声功率变小的放大率,从而调节放大器G11、G11放大率的增益调节部220。

所述增益调节部220以增大两个放大器G11、G12中任意一个放大器的放大率,而减小另一个放大器放大率的方式改变两个放大器G1、G12的放大率。

调节所述放大器G11、G12放大率是为了弥补通道间阻抗的不平衡。具体而言,当调节放大率时,预获得的生物信号功率最好保持不变。因此,微增某一放大率的同时微减另一放大率,找出可减小同相噪声功率的放大率。此时,起初增大放大率变化量,然后逐渐减小放大

率变化量,以此重复调节放大率,直至同相噪声的功率收敛为预先设定值以内为止。当增大某一放大率、减小另一放大率的状态下同相噪声功率变大时,反向变化放大率的方向而寻找可使同相噪声功率变小的放大率。

所述功率输出部210可以将同相噪声信号的功率做为常用电频率成分功率。为此,所述功率输出部210从通过所述生物信号提取部100进行差动运算而获得的信号中提取常用电频率成分功率,所述增益调节部220微调所述放大器G11、G12的同时观察常用电频率成分功率,并找出减小常用电频率成分功率的放大率。这是因为提取生物信号时流入由常用电导致的噪声信号。例如,韩国将60Hz成分作为同相噪声,欧洲将50Hz成分作为同相噪声。

通过用于将同相噪声反向反馈于人体的右腿驱动电路60的参考电极30或第三个电极将人为地引入到人体的同相噪声信号施加于人体后,观察相应的同相噪声信号而调节所述放大器G11、G12的放大率。

所述意图的同相噪声信号可以适用特定频率或特定模式等名种形式的信号。当意图的同相噪声信号为特定频率时,通过如FFT的调频进行提取或利用过滤器进行提取;而意图的同相噪声信号为特定模式时,则利用相关分析(correlation analysis)法提取噪声大小后进行监测。

为了利用所述意图的同相噪声信号,设置用于生成使用者预先设定频带的特定频率信号或者使用者预先设定模式的特定模式信号的信号生成器(未图示)和用于把信号生成器生成的信号施加于人体的参考电极30或第三个电极。

当把特定频率信号施加于人体时,所述功率输出部210从通过所述生物信号提取部100进行差动运算得出的信号中提取所述预先设定的频带信号功率,所述增益调节部220微调所述放大器G11、G12放大率的同时查看所述预先设定的频带信号功率,找出可减小所述预先设定的频带信号功率的放大率。

当把特定模式信号施加于人体时,特定模式信号通过电极感应并通过生物信号提取部100进行信号处理后输出。因此,所述功率提取部210计算生物信号提取部100进行差动运算得出的信号和施加于人体的所述特定模式信号之间的相关图,所述增益调节部220微调所述放大器G11、G12的放大率,并观察相关图的最终值而找出可减小相关图的放大率。调节放大率减小相关图与减小噪声功率具有相同的意义。

也可以不把特定频带信号定为同相噪声,而调节用于减小通过所述生物信号提取部100进行差动运算得出的信号功率的放大率。此方法可适用于阻抗严重不平衡而所述生物信号提取部100进行差动运算得出信号中的同相噪声信号远远大于生物信号的状态。即,同相噪声信号非常大时,也可以不提取特定频率,而通过调节放大率减小功率的方法部分解决阻抗不平衡。

当所述阻抗校正器200、残余噪声消除器300的功率比提取部320及信号处理部50以微处理器构成时需要使用A/D转换器(analog-to-digital converter)(图3中未示)。为了通过微处理器调节所述放大器G11、G12的放大率,需要通过D/A转换器(digital-to-analog converter)转换放大率、调节信号后输入于所述放大器G11、G12的控制端。用于所述生物信号提取部100差动运算的元件可以由差动运算放大器构成,但也可以由进行差动运算而获得数字信号的A/D转换器构成。所述A/D转换器或D/A转换器为公知技术,在此省略详细说明。

即使在进行差动运算的生物信号提取部100上设置放大器G11、G12,并通过阻抗校正器200调节放大器G11、G12的放大率来控制通道间阻抗不平衡导致的同相噪声,但是,同相噪声也有可能不能完全得到控制而残留。即,如表2所示,即使微调放大器G11、G12的放大率,也能大幅控制同相噪声,然而难以精密调节放大器。因此,通过阻抗校正器200最大限度地控制残留同相噪声使其达到预先设定的残留同相噪声后,利用残余噪声消除器300控制残留的同相噪声。

所述残余噪声消除器300从所述生物信号提取部100提取同相噪声信号,并规范化成掺杂于通过所述生物信号提取部100进行差动运算而得出的信号中的同相噪声功率后,从通过所述生物信号提取部100进行差动运算得出的信号中减去。以此,通过所述残余噪声消除器300消除通过两个放大器G11、G12及阻抗校正器200未得到控制而残留的同相噪声,从而获得充分控制同相噪声的生物信号。

所述残余噪声消除器300包括相加分别通过设置于所述生物信号提取部100的两个放大器放大的信号而获得同相噪声信号的同相噪声提取部310、用于获得得出同相噪声信号的功率对通过所述生物信号提取部100的差动运算得出信号的同相噪声功率的功率比的功率比提取部320、相乘获得的所述同相噪声信号和所述功率比而进行规范化的同相噪声规范化部330、及从所述生物信号提取部100差动运算得出的信号中减去规范化同相噪声信号的减法部340。

由于相加分别通过设置于所述生物信号提取部100的两个放大器进行放大的信号中也掺杂有生物信号或常用电频率成分以外的噪声信号,因此,所述功率比提取部320利用所述功率提取部210使用的处理器从通过所述同相噪声提取部310获得的信号和所述生物信号提取部100进行差动运算而获得的信号中分别获得所述常用电频率成分功率,从而获得用于获得功率比的同相噪声功率。

也可以非生物电势测量用电极上施加预先设定的频带信号,并从通过所述同相噪声提取部310获得的同相噪声信号和通过所述生物信号提取部100进行差动运算而获得的信号中分别获得所述预先设定频带成分功率,从而得出所述功率比。

特定频率(常用电频率成分或所述预先设定频率)成分功率可以通过快速傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)提取并获得特定频带功率。

把特定模式信号施加于人体时,计算施加于人体的特定模式信号和通过所述同相噪声提取部310获得的同相噪声信号间的相关图、施加于人体的特定模式信号和通过所述生物信号提取部100进行差动运算而获得的信号间的相关图后,用分别算出的相关图之比代替功率比使用。

先启动所述阻抗校正器200后再启动所述残余噪声消除器300,从而最大限度地控制两个通道阻抗不平衡导致的同相噪声后对残留噪声进行控制,进而获得充分消除同相噪声流入的生物信号波形。

下面对本发明的第二实施例、第三实施例和第四实施例进行说明。

本发明的第二、第三、第四实施例中,生物信号提取部100将两组检测器并联于两个通道,所述检测器用于将通过两个通道输入的生物电势分别通过放大器进行放大后通过差动运算器进行差动运算,第一实施例中只设有一个生物信号提取部100,但是,第二、第三实施例中设有两组生物信号提取部100:100-1、100-2,第四实施例中设有两组预处理部110、

120。

并且,所述两组检测器上还设有可对分别输出的信号有选择地进行选择而获得同相噪声得到控制的生物信号的装置。即,第二实施例、第三实施例中包括对两组检测器进行轮流选择后最终选择某一检测器的选择装置,第四实施例中包括选择两组检测器而对输出于每个检测器的信号进行处理而获得生物信号的装置。

图4是本发明生物信号测量装置的第二实施例示意图。

如图4所示,本发明生物信号测量装置包括两个设有放大器的生物信号提取部100,所述生物信号提取部100由第一生物信号提取部100-1和第二生物信号提取部100-2构成,所述第一生物信号提取部100-1和第二生物信号提取部100-2并联于两个通道。

并且,阻抗校正器200的功率提取部210从第一生物信号提取部100-1和第二生物信号提取部100-2分别获得进行差动运算的信号而获得同相噪声功率。

所述增益调节部220重复进行如下调节过程,即,调节两组生物信号提取部100:100-1、100-2中的某一放大器的放大率使其同相噪声小于另一同相噪声时,以调节某一放大器放大率的状态调节另一放大器放大率的过程。当同相噪声功率达到预先设定的收敛条件时,用开关230选择从同相噪声功率小的生物信号提取部获得的生物信号而传送至残余噪声消除器300,所述开关230可以由多路复用器(MUX,multiplexer)构成。

所述预先设定的收敛条件可以是同相噪声功率下调到小于预先设定值的条件、或者即使调节放大率,也因为同相噪声功率变小的比率或变小程度缓慢,而能达到小于预先设定的比率或程度的比率或程度的条件。

具体实施例如下。

首先,对在第一生物信号提取部100-1放大器G11、G12放大率和第二生物信号提取部100-2放大器G21、G22放大率相同的状态下进行差动运算而得出的同相噪声功率进行比较后,选择流入更小同相噪声的生物信号提取部。比如,如果第一生物信号提取部100-1的同相噪声更小,那么改变第二生物信号提取部100-2放大器G21、G22的放大率,观察同相噪声是否能变小、而且小于第一生物信号提取部100-1的同相噪声。所述放大率的改变是指增大放大器G21、G22中某一放大器的放大率,而减小另一放大器的放大率。

然后,改变第二生物信号提取部100-2放大器G21、G22的放大率,当同相噪声小于第一生物信号提取部100-1时,把改变的放大率直接适用的状态下改变第一生物信号提取部100-1放大器G11、G12的放大率,并观察同相噪声是否小于第二生物信号提取部100-2。先把第一信号提取部100-1放大器G11、G12的放大率调节为已调节的第二生物信号提取部100-2放大器G21、G22放大率之后改变放大率。这虽然是相对于另一放大器,但是可以反映其放大率而作为改变放大率的起始点。

如上所述,轮流调节第一生物信号提取部100-1放大器G11、G12和第二生物信号提取部100-2放大器G21、G22的过程中如果达到所述预先设定的收敛条件时,通过开关230选择从掺杂于通过差动运算得出信号的同相噪声功率相对小的某一生物信号提取部获得的生物信号。当阻抗差发生变化时,重复上述过程并通过开关230在两组生物信号提取部中重新进行选择。

残余噪声消除器300包括接收在两组生物信号提取部100:100-1、100-2分别通过放大器放大的信号,并从接收的信号中选择并采纳为用于获得同相噪声信号的信号的多路复用

器(MUX,multiplexer)350。由于所述阻抗校正器200已经通过开关230选择两组生物信号提取部100:100-1、100-2中的某一个,因此,所述多路复用器(MUX,multiplexer)350最好从通过开关230选择的生物信号提取部接收信号而获得同相噪声信号。然后,利用通过多路复用器(MUX,multiplexer)350选择的信号启动功率比提取部320、同相噪声规范化部330及减法部340的过程与本发明的第一实施例相同,省略详细说明。

本发明的实施例中包括右腿驱动电路60,因此,可以从所述多路复用器(MUX,multiplexer)350选择的信号中获得不反馈于人体的同相噪声信号,也可以设置另一多路复用器(MUX,multiplexer)而从开关230选择的生物信号提取部接收信号而获得不反馈于人体的同相噪声信号。

图5是本发明生物信号测量装置的第三实施例示意图。

如图5所示,本发明生物信号测量装置的第三实施例如同第二实施例设有两组生物信号提取部100:100-1、100-2,并通过阻抗校正器200对两组生物信号提取部100:100-1、100-2轮流调节放大器放大率,而选择同相噪声相对小的生物信号提取部。不同的是,以多路复用器230'代替第二实施例中的开关230选择生物信号提取部。

残余噪声消除器300不包括如第一实施例和第二实施例中的同相噪声提取部310,而利用在两组生物信号提取部100:100-1、100-2中未被所述多路复用器230'选择的生物信号提取部获得同相噪声信号。

具体而言,阻抗校正器200的增益调节部220如同第二实施例,对两组生物信号提取部100:100-1、100-2轮流进行放大器放大率的调节,而选择在预先设定的收敛条件下同相噪声相对小的生物信号提取部后,控制没被选择的生物信号提取部两个放大器中的一个而进行反相放大或者阻断放大信号的输出(与放大率为0时相同)。此时,在未被选择的生物信号提取部进行差动运算而得出的信号为同相噪声占优势的信号,即,虽然掺杂有待测量的生物信号,但是同相噪声远远大于生物信号。

所述多路复用器230'选择同相噪声小的生物信号提取部的同时,进行交换而使未被选择的另一生物信号提取部的输出传送至残余噪声消除器300的同相噪声规范化部330。

功率比提取部320计算分别输出于两个生物信号提取部100:100-1、100-2的信号中同相噪声频带的功率,并计算对掺杂于所述多路复用器230'选择的生物信号提取部的输出信号(校正通道间阻抗不平衡而控制同相噪声的信号)的同相噪声频带功率的掺杂于没被多路复用器230'选择的生物信号提取部信号(同相噪声远远大于生物信号的信号)的同相噪声频带功率之比,将计算的功率比反映于同相噪声规范化部330。

通过同相噪声规范化部330得到规范化的同相噪声,并通过减法部340控制残留于通过多路复用器230'选择的生物信号提取部输出信号的同相噪声。图5所示的第三实施例中,功率比提取部320、同相噪声规范化部330及减法部340与第一、第二实施例相同,省略详细说明。

如图5所示,第三实施例也包括右腿驱动电路60,因此,另设有选择两组生物信号提取部100:100-1、100-2中的任意一个而获得同相噪声的多路复用器61。

所述的第三实施例与第二实施例相比未设有残余噪声消除器300。当然也可以将阻抗校正器200及残余噪声消除器300作为一个微处理器,以使用于功率提取部210的用于获取同相噪声功率的处理器使用于功率比提取部320。

图6是本发明生物信号测量装置的第四实施例示意图。

如图6所示,生物信号提取部100包括分别通过放大器放大通过由电极及导线构成的两个通道ch1、ch2输入的每个通道的生物电势信号后进行差动运算而分别获得已进行预处理的信号的第一预处理部110及第二预处理部120、规范化功率使在第一预处理部110和第二预处理部120分别获得的已进行预处理的信号的同相噪声功率相同后,进行差动运算而获得控制同相噪声的生物信号的差动运算部130。

所述阻抗校正器200同时校正分别设置于由第一预处理部110及第二预处理部120构成的两组预处理部各通道的放大器放大率,并跟踪调节放大率,使掺杂于通过所述差动运算部130获得的生物信号中的同相噪声功率变小。

所述第一预处理部110及第二预处理部120并联于通道ch1、ch2,通道分别连接于任意一个预处理部的差动运算器“+”输入端,另一个预处理部的差动运算器“-”输入端。

具体而言,分别设置于第一预处理部110及第二预处理部120的差动运算器G1、G2对输入于“+”输入端和“-”输入端的信号进行差动运算,一个通道ch1分岔分别连接于第一预处理部110及第二预处理部120,在第一预处理部110通过放大器G11连接于差动运算器G1的“+”输入端,在第二预处理部120通过放大器G22连接于差动运算器G2的“-”输入端。

另一个通道ch2分岔而在第一预处理部110及第二预处理部120分别通过放大器连接于差动运算器的另一输入端。即,另一通道ch2在第一预处理部110通过放大器G12连接于差动运算器G1的“-”输入端,在第二预处理部120通过放大器G21连接于差动运算器G2的“+”输入端。

也就是,相互交换输入通道信号的第一预处理部110的差动运算器G1输入端极性和第二预处理部120差动运算器G2输入端极性。

如上所述,将第一预处理部110及第二预处理部120连接于通道ch1、ch2,而通过两个通道ch1、ch2流入的生物电势信号中的同相噪声成分经过第一预处理部110和第二预处理部120时,通过第一预处理部110进行预处理的噪声成分和通过第二预处理部120进行预处理的噪声成分根据放大器G11、G12、G21、G22的放大率可以成为反相或同相。

但是,预先指定差动运算器G1、G2输入端极性中的任意一个极性,使连接于指定极性输入端的放大器放大率和连接于另一极性的放大器放大率的比率大于通道间同相噪声功率比时,掺杂于在第一预处理部110和第二预处理部120进行预处理的信号中的噪声成分信号变为同相。

如图6所示,在第一预处理部110中放大器G11对放大器G12的放大率比率和在第二预处理部120中放大器G21对放大器G22的放大率比率大于通过通道ch1、ch2流入的同相噪声信号功率比时,掺杂于在第一预处理部110及第二预处理部120进行预处理的信号中的噪声成分信号变为同相。

此时,通过差动运算部130对通过第一预处理部110和第二预处理部120进行预处理的信号进行差动运算来控制同相噪声信号。

所述阻抗校正器200当调节第一预处理部110和第二预处理部120的放大器放大率使通过所述差动运算部130获得的信号中同相噪声变小时,放大器放大率收敛使其具有控制同相噪声信号条件的放大率之间的比率。

本发明的实施例中,为了迅速跟踪设置于第一预处理部110和第二预处理部120的放大

器放大率,预先指定预处理部110、120差动运算器输入端极性中的某一极性,并使连接于指定极性输入端的放大器放大率大于连接于另一极性的放大器放大率,以此调节放大率。具体而言,在设置于差动运算器G1、G2“+”输入端的放大器G11、G12放大率大于设置于差动运算器G1、G2“-”输入端的放大器G12、G22放大率的条件下微调放大率的同时进行放大率的跟踪。

与此相反,跟踪放大率的过程中,根据用于获得生物信号的电极10、20的位置(附着于人体的位置),通过两个通道ch1、ch2流入的生物电势信号中反相的生物信号成分即使经过第一预处理部110及第二预处理部120,也就是通过第一预处理部110进行预处理的生物信号成分和通过第二预处理部进行预处理的生物信号成分均为反相。

即使通过差动运算部130的差动运算也不能对掺杂于通过预处理获得的信号中的反相生物信号进行控制,反而获得具有充分大功率的生物信号。

如图6所示,所述差动运算部130分别通过放大器G31、G32对通过第一预处理部110及第二预处理部120进行预处理而获得的信号进行放大后通过差动运算器G3进行差动运算,并通过功率规范化部131调节各放大器G31、G32的放大率。

即,所述功率规范化部131从通过所述第一预处理部110及第二预处理部120进行预处理的信号中提取同相噪声成分信号功率,并调节所述放大器G31、G32的放大率,以使掺杂于通过所述第一预处理部110及第二预处理部120进行预处理的信号中的同相噪声成分信号的功率相同。也可以对两个放大器G31、G32中的任意一个放大器的放大率进行调节使同相噪声成分信号的功率相同。

分别输入于所述差动运算器G3的“+”输入端和“-”输入端的信号的同相噪声信号功率相同,因此,通过所述差动运算器G3的差动运算而控制同相噪声的信号,即,可获得控制同相噪声、生物信号充分大的信号。提取同相噪声功率的过程中会发生误差等,因此,同相噪声功率相同意味通过所述差动运算器G3的差动运算可以将同相噪声充分控制成所需水平。

调节第一预处理部110放大器G11、G12的放大率及第二预处理部120放大器G21、G22的放大率,使通过设有所述功率规范化部131的差动运算部130进行差动运算而获得的信号中的同相噪声最小,从而,即使发生阻抗不平衡也能获得控制同相噪声的生物信号,并利用可通过所述功率规范化部131调节放大率的放大器G31、G32使同相噪声功率变相同后进行差动运算,实际上获得的是消除同相噪声的生物信号。因此,本发明的第四实施例中可以不包括本发明第一、第二、第三实施例中设有的残余噪声消除器300。

所述功率规范化部131的用于规范化的同相噪声功率的提取及所述阻抗校正器200的用于放大率跟踪的同相噪声功率的提取可以由本发明第一、第二、第三实施例中说明的常用电频率成分功率的提取、施加预先设定频带的信号后的预先设定频带信号功率的提取及将预先设定的特定模式信号施加于人体后的预先设定特定模式信号功率的提取中的任意一个构成。

提取预先设定的特定模式信号功率时,所述阻抗校正器200调节放大率使相关图变小,如本发明的第一实施例、第二实施例、第三实施例,所述差动运算部130计算在两组预处理部110、120分别进行差动运算而获得的信号对预先设定特定模式信号的相关图,从而调节放大器G31、G32的放大率,以使相关图相同。

上述的说明仅是对本发明实施例的详细描述,但本发明保护范围并不限定于上述实施

方式。在权利要求书和说明书及其附图所示的范围之内通过一些修改,可实现不同的实施方式,而这种修改应属于本发明的范围。

(现有技术)

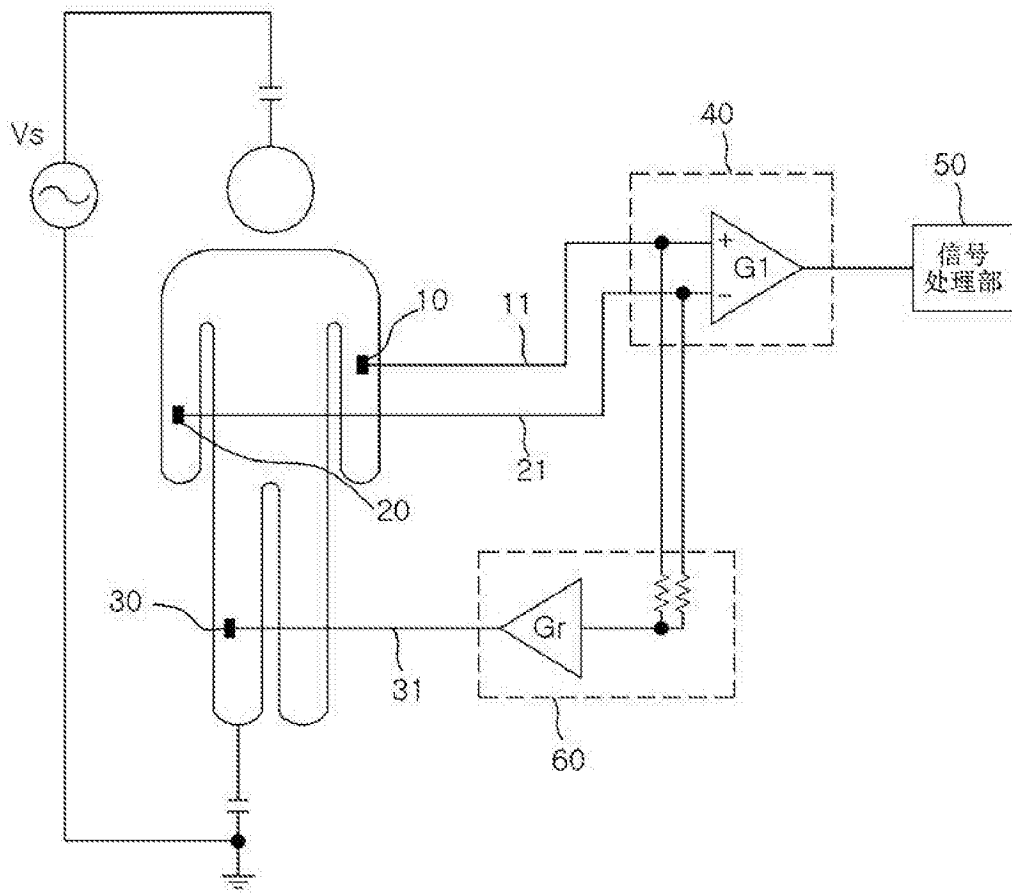


图1

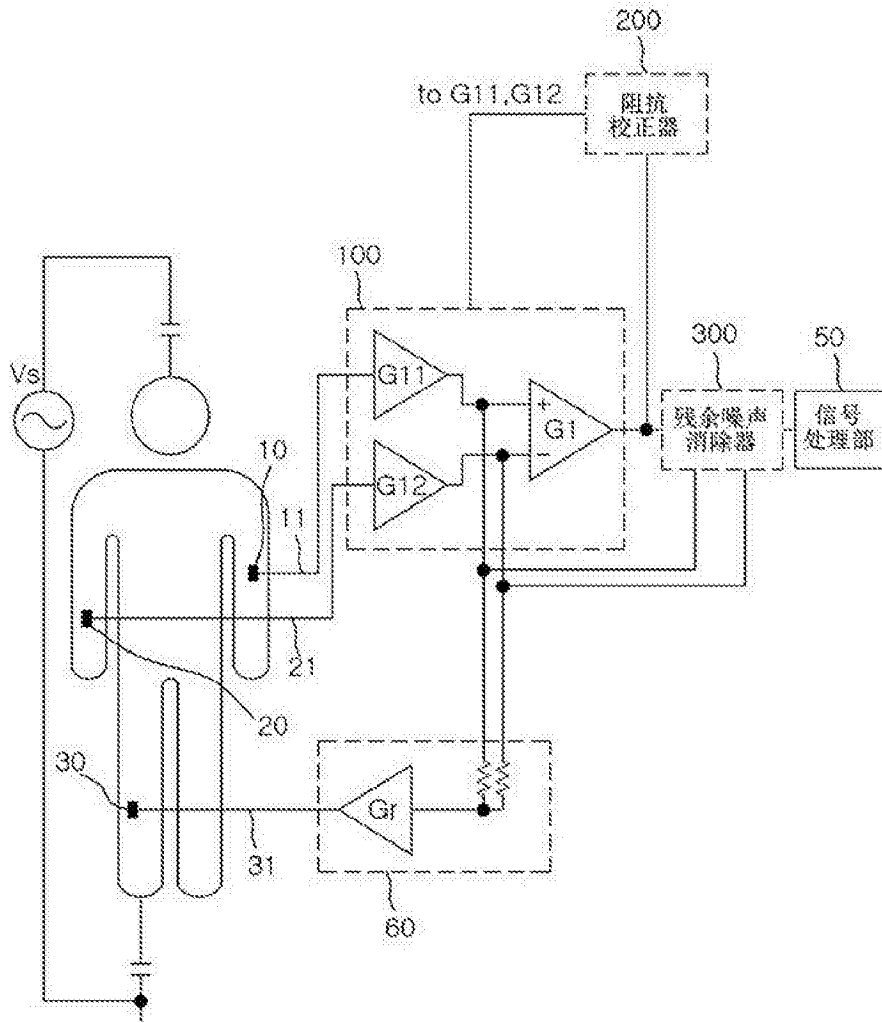


图2

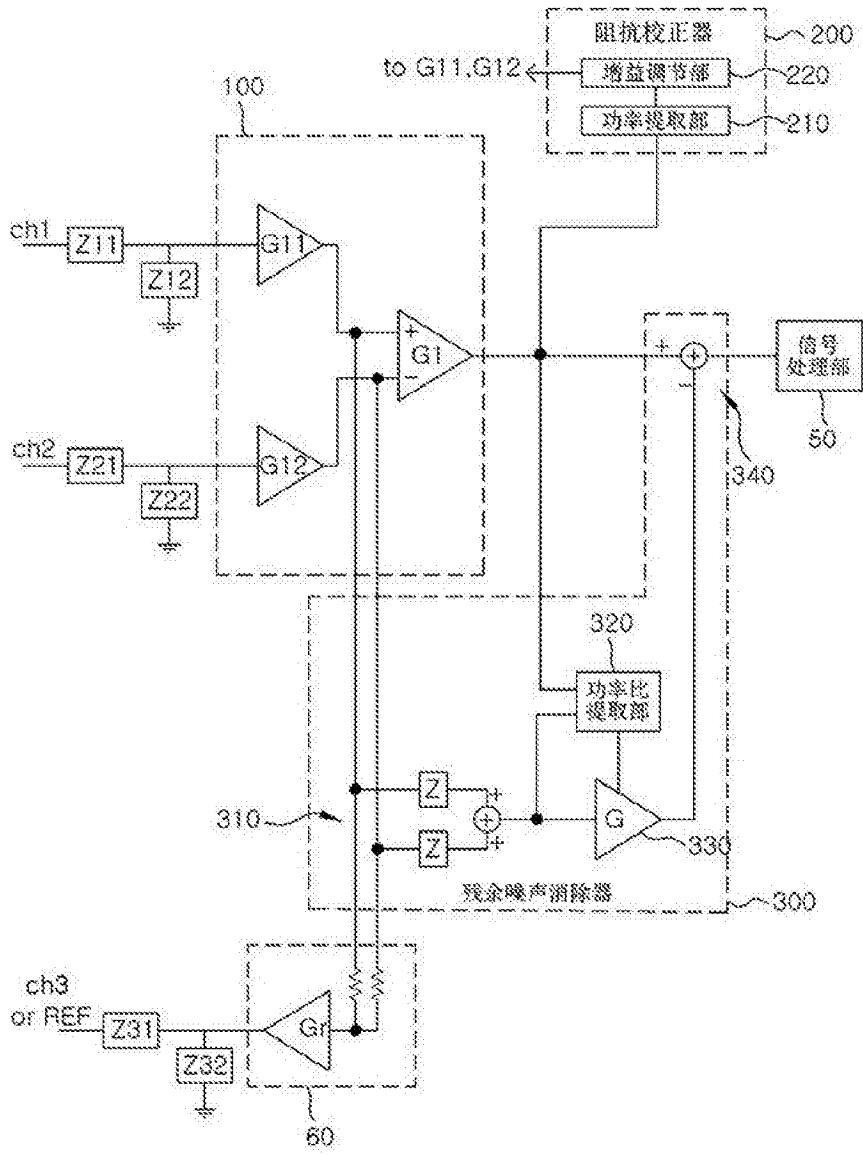


图3

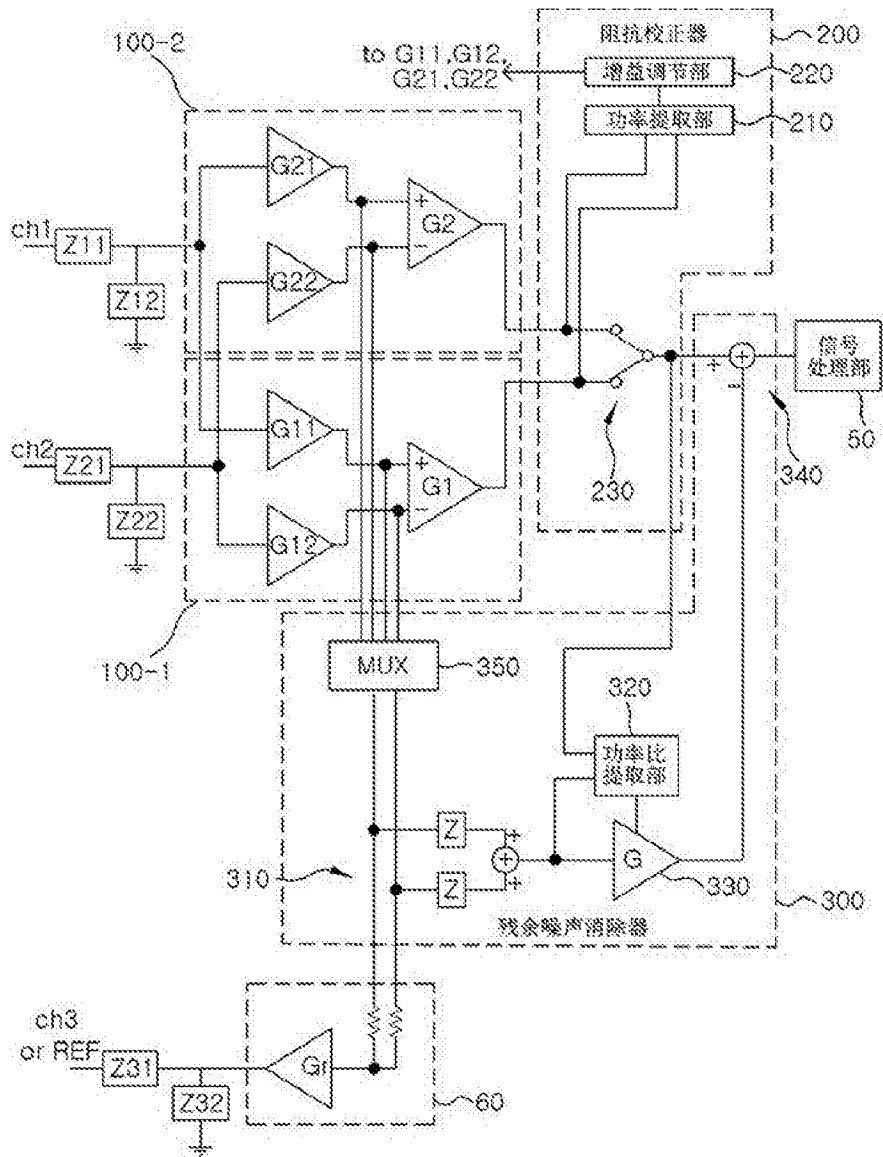


图4

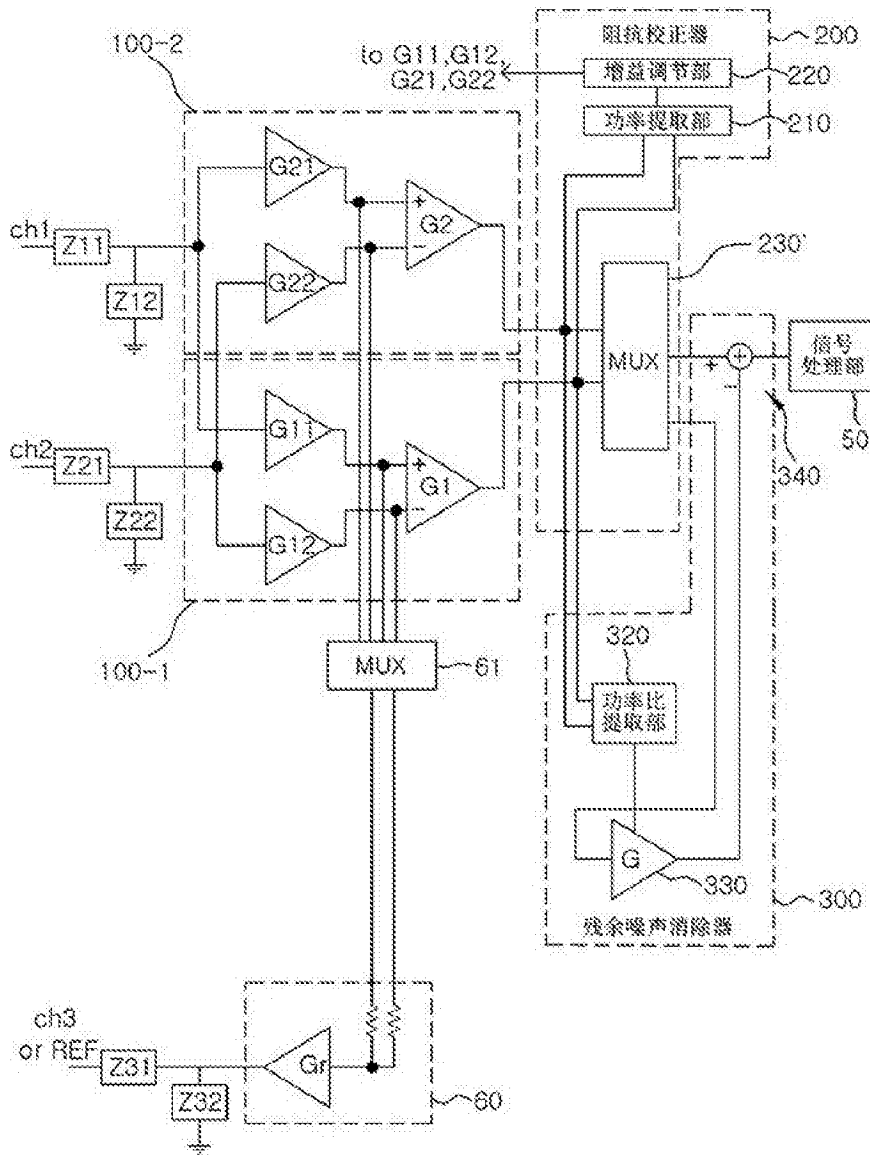


图5

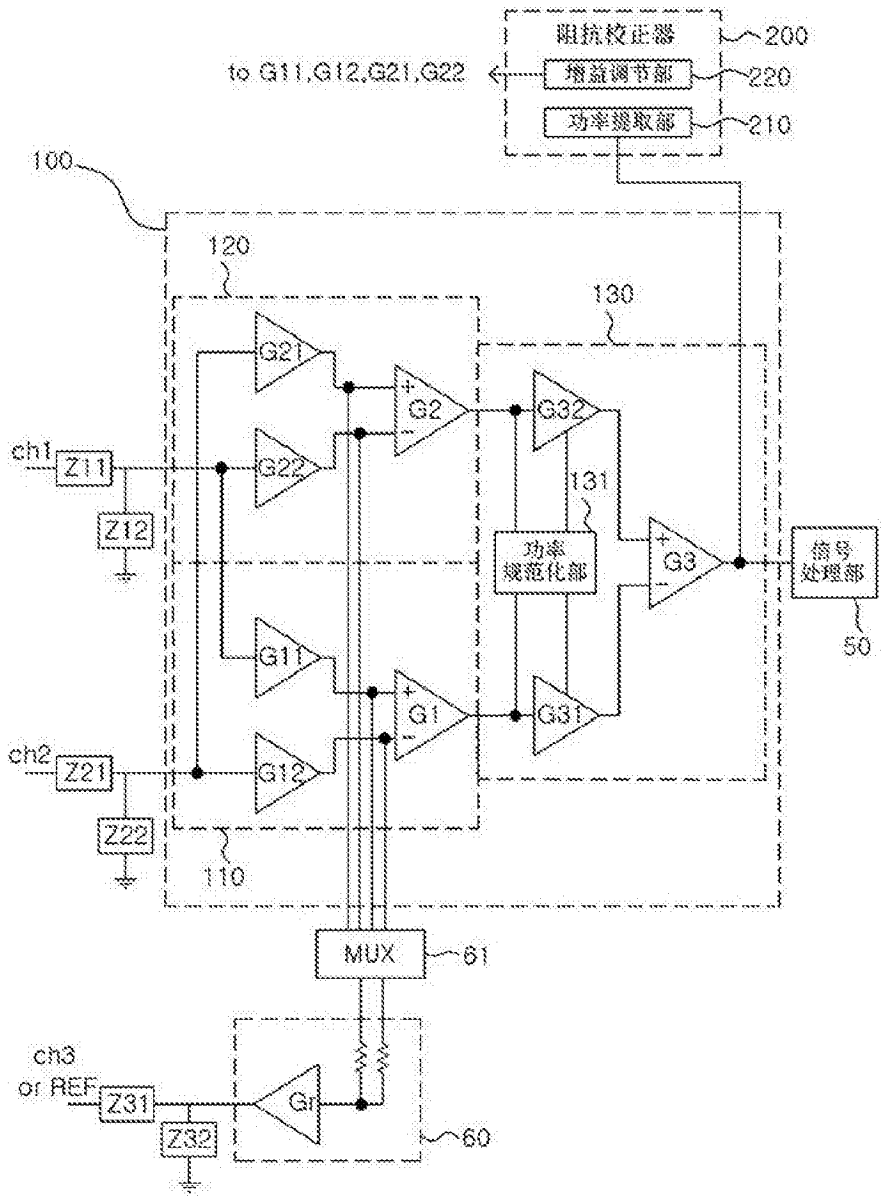


图6

专利名称(译)	生物信号测量装置		
公开(公告)号	CN106456037A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580018958.6	申请日	2015-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	路仁技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	路仁技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	路仁技术有限公司		
[标]发明人	黄正真		
发明人	黄正真		
IPC分类号	A61B5/0428 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/7203 A61B5/04004 A61B5/0428		
其他公开文献	CN106456037B		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明涉及一种即使电极之间出现阻抗不平衡，也能准确提取通过校正信号控制同相噪声的生物信号波形的生物信号测量装置，它包括两个通过两个电极检测人体生物电势的通道；设有两组分别放大通过两个通道输入的生物电势后由差动运算器进行差动运算的检测器，并有选择地采纳两组检测器的输出信号而获得生物信号的生物信号提取部；调节设置于两组检测器的放大器放大率，以降低掺杂在从生物信号提取部获得的生物信号中的同相噪声功率的阻抗校正器。

