

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480017623.4

[51] Int. Cl.
A61B 5/04 (2006.01)
H03F 3/45 (2006.01)
H03F 1/56 (2006.01)

[43] 公开日 2006年7月26日

[11] 公开号 CN 1809314A

[22] 申请日 2004.5.27

[21] 申请号 200480017623.4

[30] 优先权

[32] 2003. 7. 1 [33] US [31] 10/611,696

[86] 国际申请 PCT/US2004/016701 2004.5.27

[87] 国际公布 WO2005/004716 英 2005.1.20

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.27

[71] 申请人 西纳莱福公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 B·德拉库利奇

[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司
代理人 赵蓉民

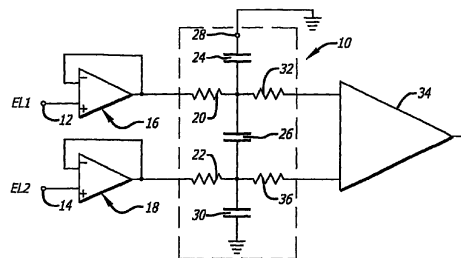
权利要求书6页 说明书7页 附图3页

[54] 发明名称

用于测定患者参数的放大器系统

[57] 摘要

电极(12, 14)附着在患者身体(11)的一个可选择位置处, 以提供表示在该位置处的患者参数(如心电图)的信号。所述电极信号可在微伏级或者毫伏级。电极阻抗可在约20万欧姆的范围内变化。具有一接近无穷的输入阻抗(如10¹⁵欧姆)和一低输出阻抗的放大器(10, 16, 18, 34)防止信号损耗。一低通滤波器连接到所述放大器的输出, 以消除噪声并传送低频信号(如1千赫兹)。所述放大器与所述滤波器被排列在印制电路板上, 所述放大器与所述滤波器之间在物理上和电气上是相互绝缘的。另一低通滤波器可被连接到所述放大器的输入。



1. 一种组合装置，其在一患者的皮肤的可选择位置处，提供表示在这些位置处的该患者参数的信号，其中：

一电极，其被构造成附着在所述患者皮肤的所述可选择位置处，用于提供表示所述患者身体在所述可选择位置处的参数的信号，

5 一放大器，其具有一阻抗接近无穷的输入端，并在其输出端提供与来自所述电极的信号相对应的信号；及

一输出级，其连接到所述放大器，所述输出级被构造成抑制噪声并传送频率在一特定值以下的信号。

2. 如权利要求 1 所述的组合装置，其中：

10 对来自所述电极的信号提供共模抑制，以在所述信号进入所述放大器之前，消除来自所述电极的信号中的噪声。

3. 如权利要求 1 所述的组合装置，其中：

所述放大器的输入阻抗约为 10^{15} 欧姆。

4. 如权利要求 1 所述的组合装置，其中：

15 所述患者皮肤的阻抗约在 20 万欧姆的范围内，且其中所述电极是附着在所述患者的皮肤上的。

5. 如权利要求 2 所述的组合装置，其中：

所述放大器的输入阻抗约为 10^{15} 欧姆，且其中

所述患者皮肤的阻抗约在 20 万欧姆的范围内，且其中：

20 所述电极是附着在所述患者的皮肤上的。

6. 一种组合装置，其在一患者的皮肤的可选择位置处，提供表示在所述可选择位置处的该患者参数的信号，其中：

一电极，其被构造成施加在所述患者皮肤的可选择位置处，以提供表示在这些可选择位置处的所述患者参数的信号；

25 一放大器，其连接到所述电极，以放大所述电极上的信号；及

一低通滤波器，其连接到所述放大器，以提供一输出，所提供的输出中噪声被消除，并且在一特定频率范围内的信号是由该低通滤波器所传送的；

所述放大器具有提供高输入阻抗和低输出阻抗的特性。

5 7. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

所述放大器构成差分放大器，以消除所述电极提供的信号中的噪声。

8. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

所述放大器包括一差分级，以消除所述电极提供的信号中的噪声。

10 9. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

所述放大器提供接近无穷的输入阻抗。

10. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

所述放大器与所述高通滤波器被置于印制电路板上，且在所述印制电路板上，所述放大器与所述高通滤波器之间是电气绝缘的。

15 11. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

所述高通滤波器限制出自该高通滤波器的输出的振幅，以便于所述放大器对所述信号的处理操作；且其中

所述放大器具有低输出阻抗。

12. 如权利要求6所述的组合装置，其中：

20 所述放大器提供一接近无穷的输入阻抗；且其中

所述放大器与所述高通滤波器被排列在印制电路板上，并且在所述印制电路板上，所述放大器与所述高通滤波器之间是电气绝缘的；

且其中

25 所述高通滤波器限制其输出的振幅，以便于所述放大器对信号的处理操作；且其中

所述放大器具有低输出阻抗。

13. 一种组合装置，其在一患者的皮肤的可选择位置处，提供表示在这些位置的该患者参数的信号，其中：

第一电极，其被构造成附着在所述患者皮肤的可选择位置处，以提供表示在这些位置的该患者参数的信号；

5 第二电极，其被构造成附着在患者皮肤的不同于所述可选择位置的位置处，以提供基准信号；

放大器连接到所述第一和第二电极，并且所述放大器具有提供接近无穷的高输入阻抗和低输出阻抗的特性；且

10 一高通滤波器连接到所述放大器，以消除噪声，并传送在相应的高频率的信号。

14. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

所述放大器被构造成获取所述第一和第二电极上的信号之间的差异。

15 15. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

所述放大器提供差分关系，以消除噪声。

16. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

所述患者皮肤与每个单独的所述电极结合在一起，具有约达到 20 万欧姆的阻抗，并且所述放大器具有约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗。

17. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

20 所述患者皮肤与每个单独的所述电极结合在一起，具有约达到 20 万欧姆的阻抗，并且所述放大器具有约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗。

18. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

25 每个所述放大器都具有约为五十（50）欧姆至七十五（75）欧姆的输出阻抗。

19. 如权利要求 13 所述的组合装置，其中：

所述放大器被构造成获取所述第一和第二电极上的信号之间的差

异，且其中

所述放大器提供差分关系，以消除噪声。

20. 如权利要求 19 所述的组合装置，其中：

所述患者皮肤与每个单独的所述电极结合在一起，具有约达到 20
5 万欧姆的阻抗，并且所述放大器具有约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗
每个所述放大器都具有约为五十（50）欧姆的输出阻抗。

21. 一种组合装置，其在一患者的皮肤的可选择位置处，提供表示在这些位置的该患者参数的第一信号，其中：

第一电极，其连接到患者皮肤的其中一个所述可选择位置，用于
10 产生表示在该位置处的该患者参数的第一信号；

第二电极，其连接到患者皮肤的一个不同于所述可选择位置的位置，用于产生基准信号；

第一放大器，其连接到所述第一电极，以放大所述第一信号，所述第一放大器具有一接近无穷的输入阻抗；且

15 第二放大器，其连接到所述第二电极，以放大所述第二信号，所述第二放大器具有接近无穷的输入阻抗；且

一差分电路，其连接到所述第一和第二放大器，以消除噪声，并且产生表示所述第一与第二信号之间差异的输出信号。

22. 如权利要求 21 所述的组合装置，其中：

20 所述第一和第二放大器具有基本相同的特性。

23. 如权利要求 21 所述的组合装置，其中：

每个所述放大器都具有一约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗，并且具有一约为 50 欧姆至 75 欧姆的输出阻抗。

24. 如权利要求 27 所述的组合装置，其中所述第一与第二放大器
25 具有基本相同的特性。

25. 一种组合装置，其在一患者的皮肤的可选择位置处，提供表示在这些位置的该患者参数的第一信号，其中：

一电极，其连接到所述患者皮肤的其中一个所述可选择位置，用于产生表示在该位置处的该患者参数的第二信号；且

一放大器，其连接到所述第一电极，用于放大来自所述电极的信号，所述放大器具有接近无穷的输入阻抗。

5 26. 如权利要求 25 所述的组合装置，其中：
所述放大器具有约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗。

27. 如权利要求 25 所述的组合装置，其中：
所述放大器具有输出阻抗，该输出阻抗与所述放大器的输入阻抗相比，是相当小的。

10 28. 如权利要求 26 所述的组合装置，其中：
所述放大器具有约为 50 欧姆至 75 欧姆的输出阻抗。

29. 如权利要求 26 所述的组合装置，其中：
一低通滤波器，其连接到所述放大器的输出端，用于接收来自所述放大器的信号；且
15 一印制电路板，用于固定所述放大器与所述低通滤波器，其中所述放大器与所述低通滤波器在物理上和电气上是可置换位置的关系。

30. 如权利要求 29 所述的组合装置，其中：
第二低通滤波器，其连接于所述电极与所述放大器的输入端之间，用于传送在一特定频率以下的信号。

20 31. 如权利要求 29 所述的组合装置，其中：
所述差分电路是第一差分电路，并连接到所述放大器的输出，起到低通滤波器的作用，以传送在一特定频率以下的信号并消除噪声；且其中

第二差分电路，其连接到所述电极与所述放大器之间，起到低通
25 滤波器的作用，用于传送在所述特定频率以下的信号并消除噪声。

32. 如权利要求 1 所述的组合装置，其中：

所述放大器具有输入端和输出端；且其中
所述输出级连接到所述放大器的输出端；且其中
第二级，其连接到所述电极与所述放大器的输入端之间，所述第
二级被构造成抑制噪声并传送频率在所述特定值以下的信号。

5 33. 如权利要求 6 所述的组合装置，其中：
所述放大器具有输入端和输出端；且其中
所述低通滤波器是第一低通滤波器，其被连接到所述放大器的输
出端，以提供输出，所提供的输出中噪声被消除，并且在所述特定频
率范围内的信号被所述低通滤波器传送，

10 第二低通滤波器，其连接于所述电极与所述放大器的输入端之间，
以消除噪声并传送在所述特定频率范围内的信号。

34. 如权利要求 6 所述的组合装置，其中：
所述第一低通滤波器基于差分原理工作；且其中
所述第二低通滤波器基于差分原理工作。

用于测定患者参数的放大器系统

技术领域

本发明涉及一种系统，该系统用于放大来自附着在患者皮肤上的电极的信号，且不会造成任何信号强度的损失和任何信号特征的改变。

5 背景技术

提供了对患者体内各种器官功能的测定。例如，患者的心脏、患者的大脑、患者的胃以及肠道功能的测定。这些测定，一般是通过在患者身体的一个或多个适当位置的皮肤上施加电极来实现的。

对患者体内不同器官的功能的测定涉及不同的频率范围。例如，
10 对患者心脏的测定发生在从直流信号到约二百五十赫兹（250 Hz）交流信号的范围内；对患者大脑的测定发生在从直流信号到约一百五十赫兹（150 Hz）交流信号的范围内；且对患者的胃和肠道的测定发生在从直流信号到约一赫兹（1 Hz）交流信号的范围内。

对患者体内不同器官的功能的测定涉及小振幅信号。例如，附着
15 在患者的皮肤上，用于测定患者心脏的电极所产生的电压范围，是在约半毫伏（0.5mV）至约四毫伏（4mV）的范围内；附着在患者的皮肤上，用于测定患者大脑的电极所产生的电压范围，是在约五微伏（5 μ V）至约三百微伏（300 μ V）的范围内；用于测定患者胃、肠功能的电压范围，是在约十微伏（10 μ V）至约一千微伏（1000 μ V）的范围内。

20 当将电极附着在患者的皮肤上，以测定诸如患者的大脑、心脏、胃或肠道等器官的功能时，由该器官所产生的电压需从该器官穿透皮肤到达所述电极。大概这就是导致电极从心脏采集到的电压是在毫伏级，而从大脑、胃、肠采集到的电压是在微伏级的原因之一。

25 皮肤有许多层。电压需要穿透的患者皮肤的层数越多，皮肤对正在
在进行功能测定的器官所产生的电压的阻抗就越大。在进行功能测定时，如果患者的皮肤不干净，高阻抗的问题就会变得复杂。因此，由患者皮肤产生的阻抗，可在低阻值到约二十万（200,000）欧姆的高阻

值范围内变化。

鉴于对患者体内不同器官的测定需要提供不同参数（如信号频率、电压范围和皮肤阻抗），已经提供用于测定患者体内不同器官的功能的专门仪器。例如，用于测定患者心脏功能的仪器，不能用于测定患者的大脑、或患者的胃或肠道功能。提供一种能够测定患者体内不同器官的功能的通用仪器，尽管这种需要或至少是愿望被人们认识已经有一段时间了，人们还是一直利用单独的仪器测定患者体内不同器官的功能。

本申请人于 2002 年 11 月 13 日向美国专利商标局提出了第 10/293,105 号申请，该申请名称为：“a System for, and Method of, Acquiring Physiological Signals of a Patient（用于获取患者生理信号的系统和方法）”，且已将第 10/293,105 号申请转让给了本申请记录的受让人。第 10/293,105 号申请公开并要求保护一种系统，该系统包括多个通道，其中每个通道都具有产生信号的特性，所产生的信号表示患者体内多个不同器官中的任一个的功能特性。如第 10/293,105 号申请所公开的，每个通道都适合连接到患者体内多个不同器官中的任一个。每个通道都包括一放大器，该放大器可被操作用来产生信号，所产生的信号表示该通道所连接的任一个器官的功能特性。

发明内容

本发明提供一种放大器系统，该系统无论连接到患者体内多个器官中的任一个，都能提供来自该器官的信号的增益。该放大器系统包括一放大器，其可操作用于放大患者体内任一选定器官发出的信号，且不会造成任何信号强度的损失和任何信号特征的改变。

依照本发明一优选实施例，一电极被附着在患者身体的一个可选择位置处，以提供表示在该位置处的患者参数（如心电图）的信号。该电极信号可能是在微伏或毫伏的数量级上。根据患者皮肤的特征，电极与皮肤间的阻抗可在约 20 万欧姆的范围内变化。该电极信号传送到一放大器上，该放大器具有接近于无穷的输入阻抗（如 10^{15} 欧姆）和低输出阻抗（如 50 欧姆）。该放大器的阻抗确保电极信号将通过放大器，而不会造成信号强度的损失和信号特征的改变。一低通滤波器

连接到该放大器的输入端，以消除噪声，并传送低频信号（如最大 1 千赫兹）。

附图说明

图 1 是基本上以模块形式给出的放大器系统的电路图。所述放大器系统包括一对放大器和一对电极，构成本发明的一个优选实施例；

图 2 是图 1 显示的放大器系统所包含的其中一个放大器的电路图；

图 3 是患者皮肤中的不同皮层的示意性透视图；

图 4 是电极、患者皮肤（在简化基础上）和凝胶体的简化前视图，该凝胶体便于电极与患者皮肤的连接，且该图还显示了电极、凝胶体与患者皮肤形成的阻抗网络；

图 5 是示意性透视图，该图显示了将图 1 中的一电极附着在患者的皮肤上，以提供来自患者体内器官（如心脏）的信号，并将所述信号传送给图 1 和 2 所示的放大器系统；

图 6 是基本上以模块形式给出的一系统的电路图，该系统是由图 1 所示系统变动而得的。

具体实施方式

图 3 是患者皮肤的不同皮层的简化示意性透视图。如图所示，患者的皮肤有多个皮层。图左边的括号标记表示了皮层的分组。这些括号标出的皮层分组分别称为表皮层、真皮层和皮下层。它们包括称为角质层、障蔽、颗粒层、生发层和乳头层的皮层。

图 3 所示的每个皮层都具有一定阻抗，这示意性地示于图 4 中，图 4 还显示了电极、凝胶体、表皮层和真皮层与皮下层的结合层。在图 4 中，凝胶体被置于电极与表皮层之间，以便于电极与表皮层的连接，使其彼此的连接阻抗最小。

图 5 是示意图，图中显示了将图 1 所示的电极 12 附着在患者的皮肤 11 上，以供信号进入同样示于图 1 中的放大器系统。图 4 中的凝胶体 13 可放置在电极 10 与患者的表皮层之间，以便于将电极附着在患者的表皮层上。因为患者皮肤中的每个皮层都具有一定阻抗，当将这些连续的皮层除去时，患者皮肤的总阻抗会逐渐减小。当患者皮肤的

所有皮层都在原位时，患者皮肤的阻抗可能会在约二十万（200000）欧姆的数量级。然而，即使没有从患者的皮肤 11 中除去连续皮层，且电极 10 附着在表皮层时，图 1 中的放大器系统的构造也能令人满意地工作。

5 图 1 是主要以模块形式给出的一放大器系统的电路图，该放大器系统概括地标记为 10，其构成了本发明的一个优选实施例。放大器系统 10 包括一对电极 12、14，每个电极都在患者身体上的一个可选择的位置处适当地附着到皮肤上。优选地，电极 12 与 14 具有相同的结构。电极 12 被放置在患者身体的一个可选择位置的皮肤上，用于产生与患者体内器官的功能特征有关的信号。示例性地，所述器官可以是患者的心脏、大脑、胃或者肠。电极 14 被放置在患者身体上的不同于上述可选择位置的皮肤上，用于提供基准信号。电极 12 与 14 处的信号之间的差异，表示患者的一选定器官如患者心脏的功能特征。

10 电极 12 上的信号被引入到放大器的一个输入端，该放大器一般标记为 16。放大器 16 还有第二输入端，第二输入端被连接到该放大器的输出。通过这种方式，该放大器起单位增益放大器的作用。放大器 16 可以从位于美国亚利桑那州凤凰城（Phoenix）的 Burr-Brown Company 购买的 OPA 129 型放大器。以同样方式，来自电极 14 的信号被引入到一般标记为 18 的放大器的一个输入端，该放大器可与放大器 20 16 相同。放大器 18 有一个输入端连接到该放大器的输出端，从而使其作为单位增益放大器工作。

25 电阻 20、22 分别从放大器 16、18 的输出端伸出。电阻 20 连接到电容 24 和 26 的第一端。电容 24 的第二端接收基准电势，如接地。电阻 22 分别连接电容 26 的第二端和电容 30 的第一端，电容 30 的第二端接基准电势，如接地。电阻 20 与 22 可具有相等阻值，电阻 24 与 30 也可具有相等阻值。

30 电阻 32 的一端连接到电容 24 和 26 的公共端。电阻 32 的另一端连接到放大器 34 的第一输入端。同样地，具有与电阻 32 相同阻值的电阻 36，其一端连接到电容 26 和 30 的公共端，而另一端连接到放大器 34 的第二输入端。

因为放大器 16 和 18 具有相同的结构，它们的工作提供这样的信

号：这些信号表示出电极 12 和 14 上的信号之间的差异。而这就表示出正在被放大器系统 10 所测定的患者器官的功能。尽管电极 12 和 14 分别放置在患者身体的皮肤上的不同位置，它们趋向接收相同的噪声信号。因此，放大器 16 和 18 的输出端上的信号之间的差异不包括任何噪声。

电极 12 和 14 分别给放大器 16 和 18 提供了约为 10^{16} 欧姆的阻抗。放大器 16 和 18 各自分别提供约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗。这个阻抗大到可以被认为接近无穷。这就使得放大器 16 和 18 各自在输入侧仿佛是在工作在开路状态下。放大器 16 和 18 各自的输出阻抗约为 50 欧姆至 75 欧姆。

由于放大器 16 和 18 各自在输入侧处于有效开路状态，放大器 16 和 18 各自的输出信号就对应于该放大器的输入信号，并且该输出信号与该放大器的输入信号相比，其振幅没有任何量级的减少。由于电极 12 和 14 所产生的信号在微伏级或毫伏级范围，这一点就显得尤为重要。

电容 24、26、30 以及电阻 20、22 构成低通滤波器和差分电路，且其起到消除电极 12 和 14 上的噪声的作用。电容 24、26 和 30 的工作还可提供信号，所提供的信号用于消除电极 12 和 14 上信号之间的共性，从而使只有对应于患者体内正在被检测的选定器官的功能的信号被保留下来。电容 24、26 和 30 起低通滤波器的作用，并传送处于约一千赫兹（1 KHz）范围内的信号。频率约在一千赫兹（1 KHz）以上的信号被减弱。

放大器 16 与放大器 18 是相同的。因此，对放大器 16 的结构和工作的说明也同样适用于放大器 18。图 2 详细地显示了放大器 16。该放大器由美国亚利桑那州凤凰城的 Burr-Brown 公司生产并销售，并被 Burr-Brown 公司指定为 OPA 129 型放大器。

如图 2 所示，放大器 16 包括输入端 50，该输入端接收电极 12 的信号，并将这些信号引入晶体管 52 的栅极。晶体管 52 的源极通过电阻 54 接收来自端子 56 的正压。晶体管 52 的发射极，与无噪声共射共基放大器 58 的输入端是同一端。

另一端子 60 接收电极 14 的信号，并将这些信号引入晶体管 64 的

栅极。晶体管 64 的源极连接到电阻 66 的一端，该电阻的另一端从端子 56 接收电压。晶体管 64 的发射极，与无噪声共射-共基放大器 58 的输入端共用一端。电阻 66 与电阻 54 的阻值相等，且晶体管 52 和 64 具有相同的特性。

5 阻值相同的电阻 68 和 70 的第一端，分别连接到无噪声共射-共基放大器 58 的输出端和放大器 74 的输入端。放大器 74 在端子 76 处提供输出。来自端子 76 的输出被引入输入端子 60。放大器 74 从端子 56 接收正压，且从端子 78 接收负压。电阻 68 和 70 的第二端连接到端子 78。

10 晶体管 52 和 64 基于差分原理工作，在各上述晶体管的栅极之间提供约为 10^{15} 欧姆的输入阻抗。放大器 16 的输出阻抗约为五十 (50) 欧姆至七十五 (75) 欧姆。由于输入阻抗高至约 10^{15} 欧姆，所以放大器 16 所提供的输入阻抗接近无穷，这就导致放大器 16 在其输入侧形成了一等效开路电路。从而使得基本所有加在输入端 50 上的电压，都被提供在放大器 16 的输出上。这是由放大器 16 在输出端约为五十(50) 15 欧姆至七十五 (75) 欧姆的低阻抗所促成的。此电压的特性对应于电极 12 上电压的特性。

来自放大器 16 和 18 的输出信号被分别引入电容 24 与 26 的公共端、及电容 26 与 30 的公共端。电容 24、26、30 起到低通滤波器的作用，用于除去噪声，并提供输出信号，所提供的输出信号表示电极 12、 20 14 上的信号之间的差异。

电容 24、26、30 对应于美国专利申请第 10/293,105 号 (代理人案卷号 RECOM-61830) 所述低通滤波器 76 中的电容 C2、C1、C3，该申请是于 2002 年 11 月 13 日向美国专利商标局提出的，并已被转让给本专利申请记录的受让人。专利申请第 10/293,105 号中的电容 C2、 25 C1、C3 被包含于该申请的图 8-1 中 (也示于图 4) 的低通滤波器 76 之内。低通滤波器 76 消除噪声并传送处于约一千赫兹 (1 KHz) 频率范围内的信号。如果需要更多关于所述低通滤波器结构和工作条件的信息，可参考共同待审的专利申请第 10/293,105 号以获取该信息。

30 图 6 显示一优选实施例，此优选实施例构成图 1 所示放大器系统 10 的一修改版本，其一般标记为 81。它除了包含分别对应于图 1 中电

容 24、26、30 的电容 82、84、86，与图 1 所示的放大器系统 10 是相同的。电容 82、84、86 作为一低通滤波器连接到放大器 16 和 18 的输入端。类似于电容 24、26、30，电容 82、84、86 也起到低通滤波器的作用。增加电容 82、84、86 带来了某些优点。例如，它确保没有噪声
5 通过放大器系统 80。另外，它确保即使当放大器系统 80 包含在用于测定患者心脏特性的移动系统中时，也能提供稳定的输出信号。

虽然已参考特定实施例而公开和说明了本发明，本发明所包含的原理能够用于本领域普通技术人员所熟知的大量其它实施例。因此，本发明仅限于所附权利要求所指出的范围。

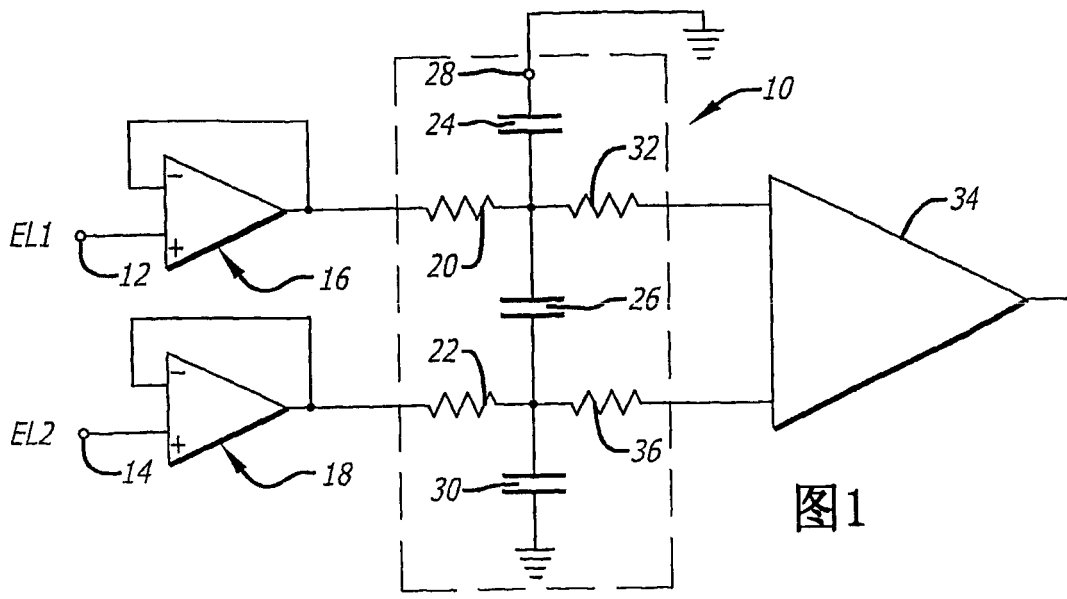


图1

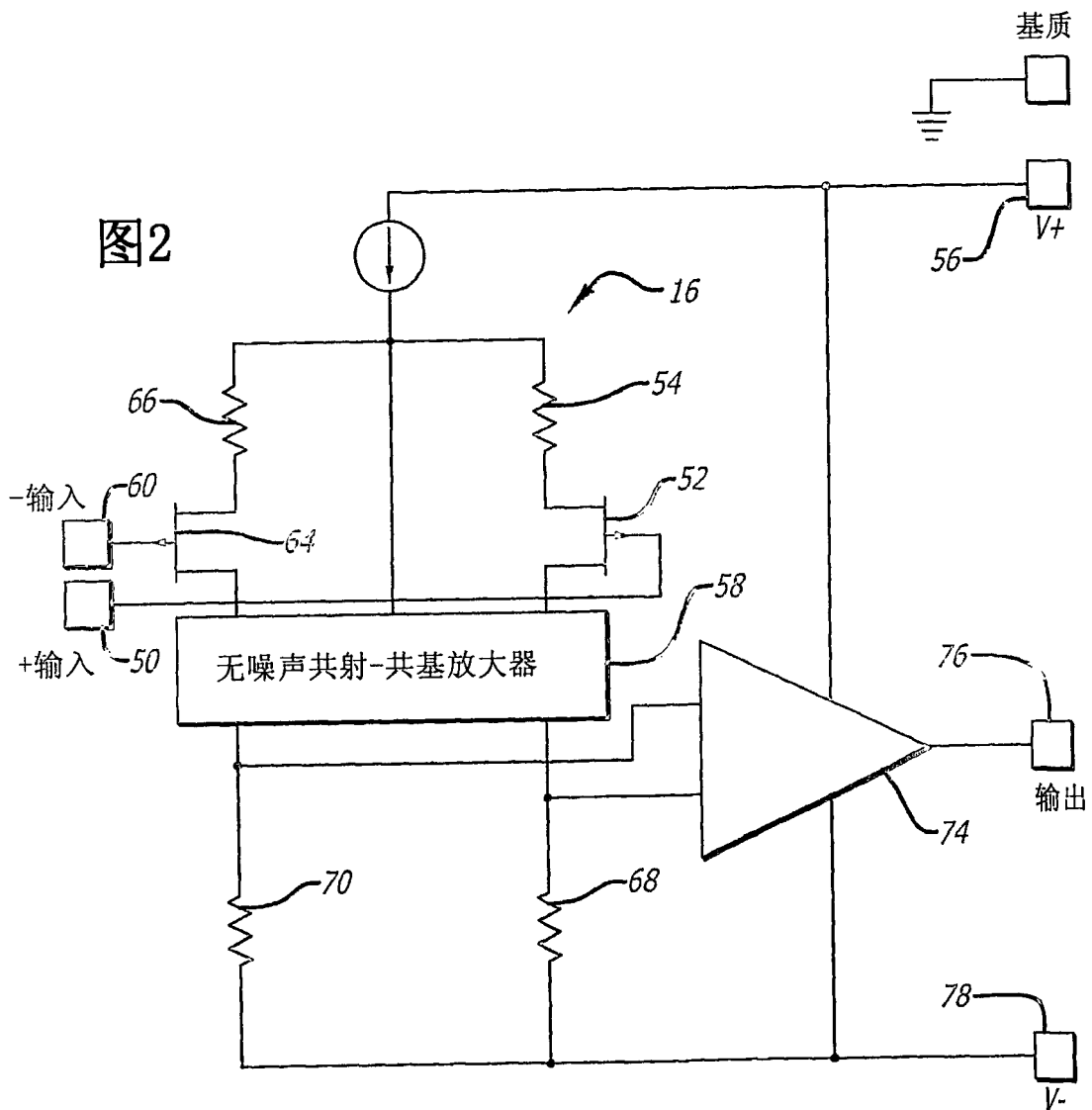


图2

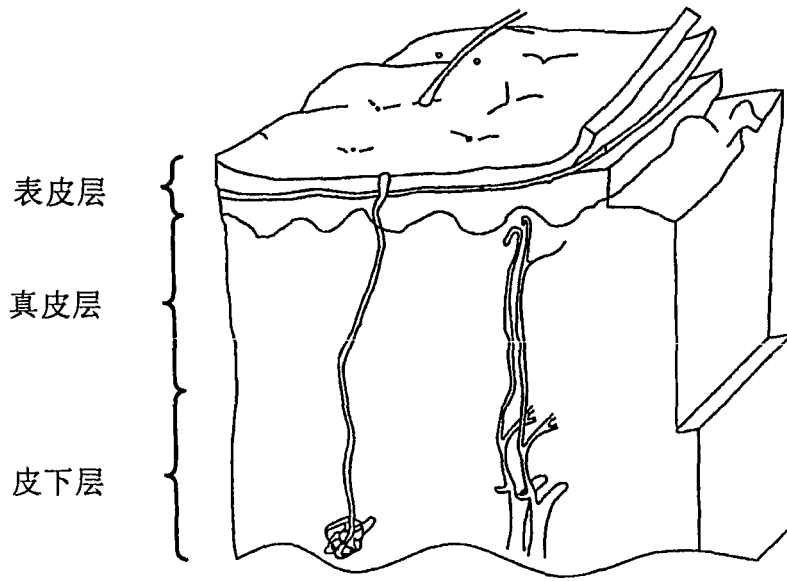


图3

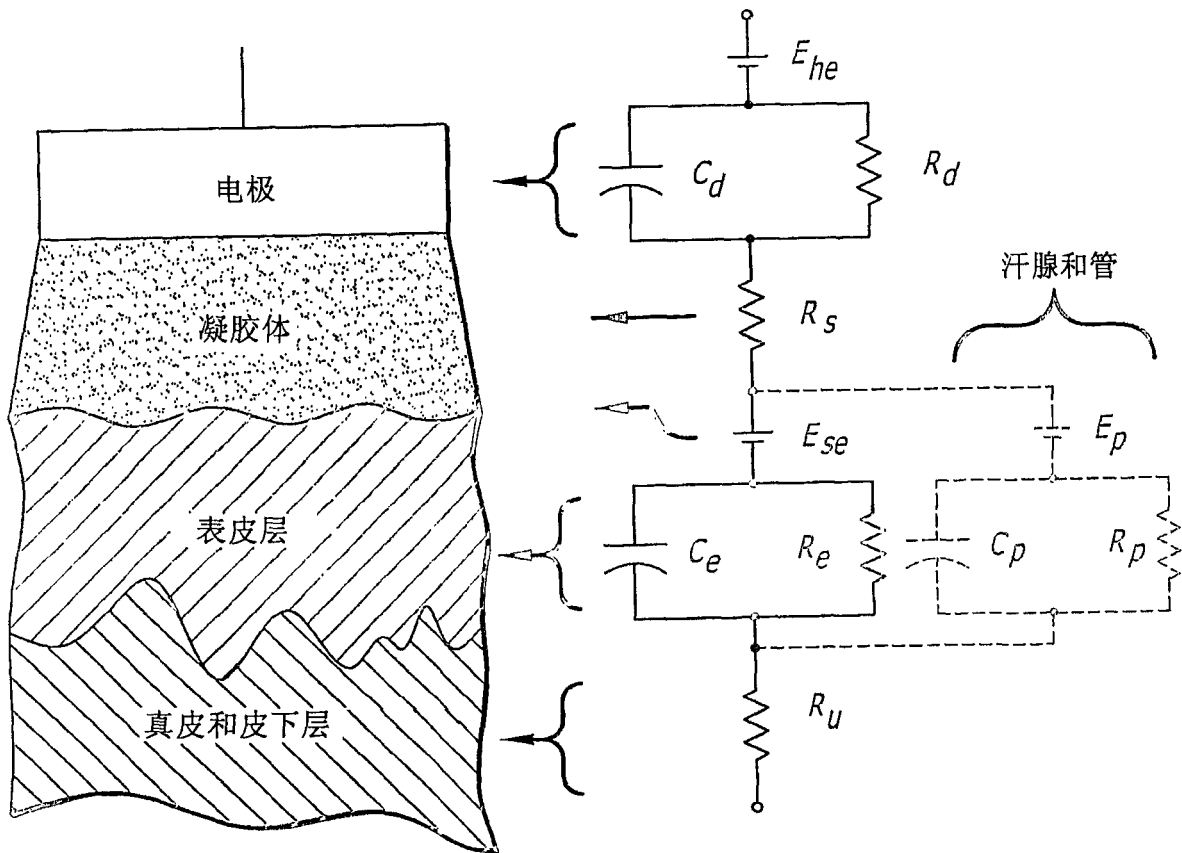


图4

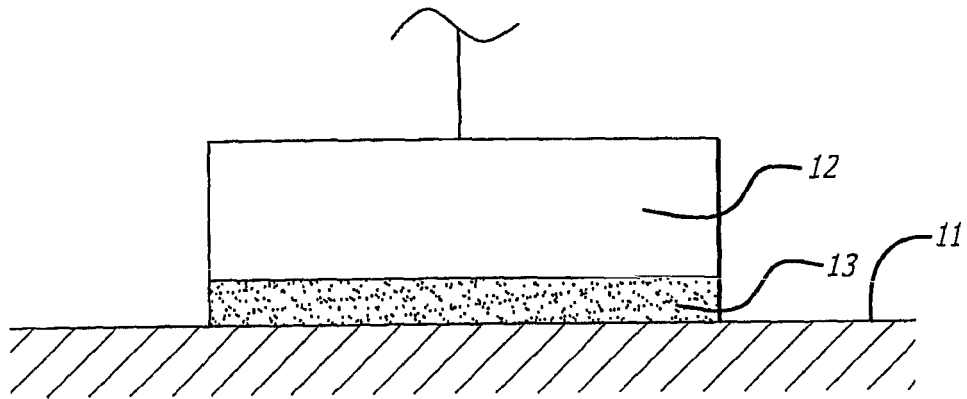


图5

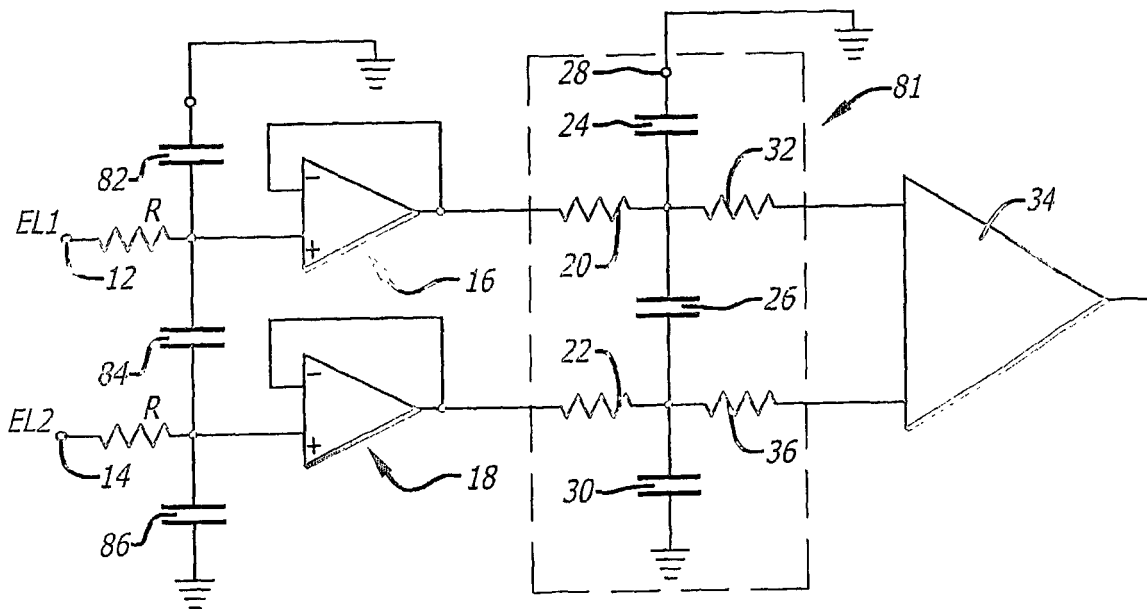


图6

专利名称(译)	用于测定患者参数的放大器系统		
公开(公告)号	CN1809314A	公开(公告)日	2006-07-26
申请号	CN200480017623.4	申请日	2004-05-27
[标]发明人	B德拉库利奇		
发明人	B·德拉库利奇		
IPC分类号	A61B5/04 H03F3/45 H03F1/56 A61B5/00 A61B5/0428 A61B5/0476 H03F1/26		
CPC分类号	H03F2200/171 A61B5/0006 H03F2203/45138 A61B5/0476 H03F2200/261 H03F2200/372 H03F2203/45652 H03F2203/45592 H03F2203/45682 H03F2203/45392 A61B5/0428 H03F3/45475 H03F3/45188 H03F1/26		
优先权	10/611696 2003-07-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

电极(12, 14)附着在患者身体(11)的一个可选择位置处, 以提供表示在该位置处的患者参数(如心电图)的信号。所述电极信号可在微伏级或者毫伏级。电极阻抗可在约20万欧姆的范围内变化。具有一接近无穷的输入阻抗(如10¹⁵欧姆)和一低输出阻抗的放大器(10, 16, 18, 34)防止信号损耗。一低通滤波器连接到所述放大器的输出, 以消除噪声并传送低频信号(如1千赫兹)。所述放大器与所述滤波器被排列在印制电路板上, 所述放大器与所述滤波器之间在物理上和电气上是相互绝缘的。另一低通滤波器可被连接到所述放大器的输入。

