



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102215748 B

(45) 授权公告日 2015.05.06

(21) 申请号 200980145618.4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009.09.29

A61B 5/0476(2006.01)

(30) 优先权数据

PCT/DE2008/001594 2008.09.29 DE

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.05.17

US 4846190 A, 1989.07.11, 全文.

US 6473639 B1, 2002.10.29, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/DE2009/001367 2009.09.29

EP 0199216 A2, 1986.10.29, 全文.

EP 1795122 A1, 2007.06.13, 全文.

EP 0856181 B1, 1999.03.10, 全文.

US 6731975 B1, 2004.05.04, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2010/034305 DE 2010.04.01

审查员 杨德智

(73) 专利权人 阿瑟·舒尔茨

地址 德国阿德尔西斯多夫

(72) 发明人 阿瑟·舒尔茨

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

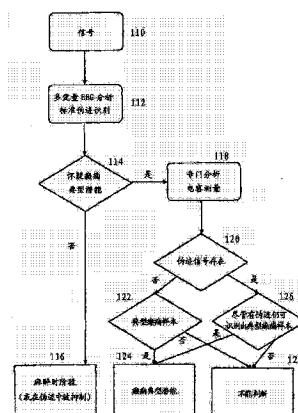
用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的方法和装

置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的方法和装置,从 EEG 曲线中由时间范围和 / 或频率范围来确定参数 (112),将确定的参数导入多变量的分类函数,并且从中自动地进行麻醉时 EEG 或特护 EEG 的阶段划分 (116)。附加地,对 EEG 曲线分析由大量非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号与伪迹组成的干扰信号分量 (114,118)。在证明了这些干扰信号分量的情况下,通过伪迹分析 (120、122、126),在排除了伪迹的情况下证实非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的存在,以及在证明了伪迹的情况下不证实非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的存在。

CN 102215748 B



1. 一种用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的装置, 具有 :

- 计算机,

- 具有模 / 数转换器 (16) 的前置放大器 (14) 和多电极装置 (26),

其中所述多电极装置 (26) 与前置放大器 (14) 相连,

所述计算机从测量出的 EEG 曲线中由时间范围和 / 或频率范围确定参数, 该确定的参数被导入到多变量的分类函数, 并且从中自动地进行麻醉时 EEG 或特护 EEG 的阶段划分, 其特征在于, 借助于计算机分析如下的信号分量, 所述信号分量干扰包含麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的曲线变化, 并且所述信号分量由大量非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号与伪迹组成, 以及, 在借助于计算机并且利用与该计算机耦合的伪迹传感器证明了这种干扰信号分量的情况下, 通过伪迹分析, 在排除了伪迹的情况下证实非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的存在, 并且所述计算机对所述生物信号分析癫痫典型曲线变化,

以及在证明伪迹的情况下不证实非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的存在。

2. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述计算机包含一个具有存储着不同生物起源的曲线变化的图像样本的存储器, 并且在证实了非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的情况下, 在包含 EEG 曲线的曲线变化之间作为二维图像与所存储的不同生物起源的曲线变化的图像样本进行程序控制的比较。

3. 根据权利要求 2 所述的装置, 其特征在于, 在非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号存在的情况下, 所述计算机对所述信号分量分析癫痫典型曲线变化。

4. 根据上述权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 设有被设计为 EEG 电极的变形传感器的伪迹传感器。

5. 根据权利要求 4 所述的装置, 其特征在于, 所述变形传感器包含通过变形可改变的并且其电容改变与 EEG 电极的变形相关联的电容。

6. 根据权利要求 5 所述的装置, 其特征在于, 所述电容由多电极装置的相邻的连接线以及在连接线之间设置的分别构成电介质的绝缘体组成。

7. 根据上述权利要求 1 至 6 中任一项所述的装置, 其特征在于, EEG 电极包含由扩大表面的电极表面的内翻和 / 或外翻构成的皮肤安排装置。

8. 根据上述权利要求 5 所述的装置, 其特征在于, 所述计算机被构造用于, 在进行了多变量 EEG 分析和标准伪迹识别之后, 检验所确定的干扰的癫痫典型潜能, 并且在怀疑癫痫典型潜能情况下, 借助电容测量分析干扰中存在的伪迹, 其中为所述电容测量采集变形传感器的电容。

9. 根据权利要求 8 所述的装置, 其特征在于, 所述计算机被构造用于, 如果通过所述电容测量识别出了伪迹, 则检验是否还可以识别出典型癫痫样本, 如果可以识别出典型癫痫样本, 则所述计算机显示癫痫典型潜能, 并且如果不是这种情况, 就显示不能判断。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的装置, 其特征在于, 所述计算机被构造用于, 如果所述电容测量表明不存在伪迹, 则检验是否存在典型癫痫样本, 并且如果存在典型癫痫样本, 那么所述计算机将其作为癫痫典型潜能而显示, 如果不是这种情况, 则显示不能判断。

用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据权利要求 1 前序部分的用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的方法, 以及一种根据权利要求 5 前序部分的用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的装置。

背景技术

[0002] 由 EP 0 856 181 B1 公开了用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的一种方法和一种装置。由 EEG 曲线借助数学统计学方案进行对麻醉时 EEG 或特护 EEG 的分类。此外, 采集伪迹 (Artefakt) 并且对于分类的修正或抑制而加以考虑。

[0003] 由 EP 1 795 122 A1 公开的是, 记录 EEG 信号和生物阻抗信号。将生物阻抗阈值的超出或在 EEG 信号中和在生物阻抗信号中的信号的相似性用于伪迹识别。借助于生物阻抗分析, 可以舍弃承受伪迹的 EEG 信号片断, 或者可以支持分类作为“清醒”, 例如在识别眨眼的情况下。尤其是在该出版物中涉及的是脸部范围内的伪迹。

[0004] 由 US 6,731,975A 公开了一种方法, 例如在给予麻醉剂之后确定患者大脑的状态。为此, 计算出 EEG 信号的熵和组合 EEG-EMG 信号的熵以及纯 EMG 指标。

[0005] 已经表明, 对于生物信号存在一系列活化剂, 其可以导致在 EEG 曲线上的改变并且干扰麻醉时 EEG 或特护 EEG 的分类。在此, 要强调是基于氟的挥发性麻醉药, 特别是利用增加的剂量可以引起痉挛潜能的七氟烷。

发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是, 在分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的情况下可以识别生物信号并且与伪迹区别。

[0007] 对于根据权利要求 1 的前序部分所述的用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的方法, 以及对于根据权利要求 5 的前序部分所述的用于分析麻醉时 EEG 或特护 EEG 的装置, 通过相应的权利要求的特征来解决该技术问题。

[0008] 由相应的从属权利要求中给出扩展和优选的实施方式。

[0009] 在根据本发明的解决方案中, 还是从 EEG 曲线变化中由时间范围和频率范围来确定参数, 并且将其导入多变量的分类函数。在此, 在麻醉时 EEG 或特护 EEG 的阶段中自动地进行划分。但是此外, 也对曲线变化检查干扰信号分量。干扰信号分量是这种, 它们影响整个曲线变化, 但对于麻醉时 EEG 或特护 EEG 是非典型的, 并且它们的起源与对于麻醉时 EEG 或特护 EEG 典型的或特有的曲线相比也是不同的。

[0010] 干扰可能是其它起源的生物信号或者由于伪迹, 其引起原本的麻醉时 EEG 或特护 EEG 的曲线变化的相应改变。为了查明干扰是否可能是生物信号和 / 或伪迹, 在证明了干扰信号的情况下, 附加地进行伪迹分析。对于伪迹分析可以采用公知的方法和方案。如果分析得出不存在伪迹, 则反向得出结论, 干扰源于非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号。相反, 如果证明了伪迹, 那么仅仅由于伪迹或者由于伪迹和生物信号的组合都可以引起干扰。在这种情况下, 不可能明确的证明生物信号的存在, 并且因此这两种情况被同样对

待,其中,在证明了伪迹的情况下不能证实生物信号的存在。

[0011] 在证实了生物信号的情况下,通过由干扰生物信号所产生的 EEG 曲线与不同生物起源的曲线变化的存储的图像样本的一致的特征相比较,可以进行对该非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线的生物信号的分析。

[0012] 已经表明了,不是所有生物信号都能同样地表征,其中,从时间范围和 / 或频率范围中确定参数并且将其导入多变量的函数。

[0013] 这特别适合于如下的生物信号,即,其变化偏离麻醉时 EEG 或特护 EEG 的曲线变化。在这种情况下,另一种分析方式是更有说服力的,即,将干扰生物信号的曲线变化与储存的不同生物信号的信号变化的样本进行图形的比较。通过比较存储的图像样本的特征,可以将干扰生物信号对应于所存储的样本,其中,通过结合所存储样本的已知起源也可以推断出所分析出的生物信号的起源。

[0014] 优选地,在存在生物信号的情况下,可以分析该信号分量中癫痫典型的曲线变化。由此可以,在示出了其它生物信号的干扰的麻醉时 EEG 或特护 EEG 中,识别可能由服用的药物所引起的癫痫典型的干扰。

[0015] 根据一种扩展,引出电极 (Ableitungselektrode) 的形状改变可以作为伪迹被采集和分析。

[0016] 由于电荷移动以及由于在引出电极和皮肤之间的导电率的改变,这样的形状改变可以影响由引出电极导出的电压。通过采集形状改变可以将同时发生的导出电压的影响识别为伪迹。

[0017] 具有非麻醉时 EEG 或特护 EEG 特征曲线 (例如癫痫典型曲线形状) 的生物信号可以通过陡的幅度 - 时间跃迁来突出,如其也可以通过在引出电极上的伪迹出现 (例如电极或其导线机械运动的话)。

[0018] 通过采集引出电极的形状改变,在实践中可以识别最常见的伪迹,并且可以作为干扰信号是伪迹还是生物信号的证据来分析。

[0019] 通过直接的定性的或定量的比较,证实变得更可靠。

[0020] 用于采集形状改变信号的变形传感器可以包含通过变形可改变的并且其电容改变与 EEG 电极的变形相关联的电容。

[0021] 通过作为变形传感器的电容,允许利用通常的 EEG 信号放大器和之后的计算辅助分析来采集并且放大形状改变信号。

[0022] 优选地,电容由相邻的连接线以及在连接线之间设置的分别构成电介质的绝缘体组成。

[0023] 按这种方式,可以将多电极设置的导线电介质部件附加地作为变形传感器来使用。

[0024] 补充地,EEG 电极可以包含减小在电极表面和皮肤之间依赖变形的电导改变的皮肤安排装置。

[0025] 通过皮肤安排装置,降低了改变在引出电极和皮肤之间导电率对由引出电极导出的电压的影响。

[0026] 优选地,皮肤安排装置是扩大表面的电极表面的内翻和 / 或外翻。

[0027] 通过皮肤安排装置,在电极接触位置上的皮肤表面通过损坏和去除可达到导电的

电极凝胶更深的侵入。由此提高了有效的接触面积,从而部分接触面积的依赖变形的电导改变对整个导电率的影响会更小。

附图说明

- [0028] 下面借助流程图和一个在图中示出的实施例来说明本发明。
- [0029] 附图中：
- [0030] 图 1 示出了本发明的流程图,并且
- [0031] 图 2 示出了由计算机和用于 EEG 信道的测量单元组成的装置。

具体实施方式

[0032] 根据在图 1 中示出的流程图,在分析步骤 112 中如下的分析到了的信号 110 :将在时间范围和 / 或频率范围中的参数导入多变量的分类函数中,并且由此自动地进行麻醉时 EEG 或特护 EEG 的阶段划分。附加地,这里也进行标准伪迹识别,在考虑到标准伪迹识别的情况下,可以抑制或修正分类。

[0033] 在接下来的步骤 114 中,对信号分析可能的干扰,其中,干扰是对于麻醉时 EEG 或特护 EEG 非特有的并且因此会扰乱或歪曲分类的信号分量。在现有例子中涉及可能的癫痫典型潜能 (Epilepsie-typische Potentiale)。

[0034] 如果没有确定干扰,则在 116 中示出麻醉时 EEG 和特护 EEG 的阶段,或者必要时在伪迹的情况下抑制麻醉时 EEG 和特护 EEG 的阶段。

[0035] 相反,如果在 114 中确定了干扰,在步骤 118 中分析干扰中可能的伪迹。在本例的情况下,通过借助电容测量的分析来实现这点。

[0036] 如果在框 120 中没有识别出伪迹信号,那么可以从中得出结论,干扰是生物信号,否则干扰是伪迹或者是伪迹和生物信号的组合。

[0037] 在不存在伪迹信号的情况下,在下一个判断框 122 中通过与存储的样本相比 (这里是癫痫样本) 来比较干扰信号。如果该信号与存储的样本相比是肯定的,那么其在框 124 中作为癫痫典型潜能而显示,如果不是这种情况,那么在框 128 中显示不能判断。

[0038] 如果存在伪迹信号,那么在判断框 126 中也可以选择性的检验,在可能与生物信号的组合的情况下,是否仍然识别出该生物信号,并且该生物信号是否与典型癫痫样本相符合。在肯定的情况下可以同样分支到框 124,并且显示癫痫典型潜能,或者假如不是这种情况或生物信号不能识别出来,那么分支到 128,并且显示不能判断。

[0039] 图 2 示出了由计算机和用于 EEG 信道的测量单元组成的装置。

[0040] 该装置由计算机 10 和用于 EEG 信道的测量单元 12 组成,测量单元 12 由具有模 / 数转换器 16 的前置放大器 14 以及在电极带 20 上具有三个电极 22 并且在电极带 20 中嵌入的导线 24 的多电极装置 26 组成。通过利用其它的电极 22 补充电极带 20 可以补充用于其它 EEG 信道的引线。

[0041] 电极带 20 被安置在患者的头部,并且与具有模 / 数转换器 16 的前置放大器 14 相连接。前置放大器 14 建立在电极 22 电势之间的差,并且放大该差电势到适合于模 / 数转换器 16 的值域。

[0042] 前置放大器 14、模 / 数转换器 16 和计算机 10 可以设置在电极带 20 上并且与导线

24 相连接,而显示信号遥测地传输到显示器。替代地,计算机 10 也可以是遥测地或连线地与前置放大器 14 和模 / 数转换器 16 相耦合的外部计算机。如果电极带 20 是一次性材料,则可以在前置放大器 14、模 / 数转换器 16 和计算机 10 继续使用的情况下更换该一次性材料。

[0043] 借助于计算机 10,以公知的方法从 EEG 曲线中由时间范围和 / 或频率范围来确定参数,其中,将所确定的参数导入多变量的分类函数,并且从中自动地进行麻醉时 EEG 或特护 EEG 的阶段划分。

[0044] 附加地,通过其它的生物信号、特别是癫痫典型曲线样本来对 EEG 曲线分析曲线样本。

[0045] 借助于在多电极装置 26 的相邻的连接线 24 之间的电容测量来采集作为引出电极 22 的形状改变的伪迹。通过分析一个由前置放大器 14 放大的、在用于电容测量但不用于 EEG 引线的电极带 20 的导线 24 上的电压改变,可以进行该电容测量。电压改变源于电荷移动。替代地,也可以把由信号发生器提供的交流电压信号馈入到多电极装置 26 的连接线 24 的一个导线对中,并且可以对在多电极装置 26 的连接线 24 的另一导线对中的过耦合的交流电压信号进行电压测量。相应的测量出的电容改变示出了对于引出电极 22 变形的程度。

[0046] 通过电容改变与在 EEG 中分析出的癫痫典型曲线样本的比较,可以确定:是可以通过伪迹的耦合产生该曲线样本,还是其具有在脑电流活跃中的起源的概率更高。

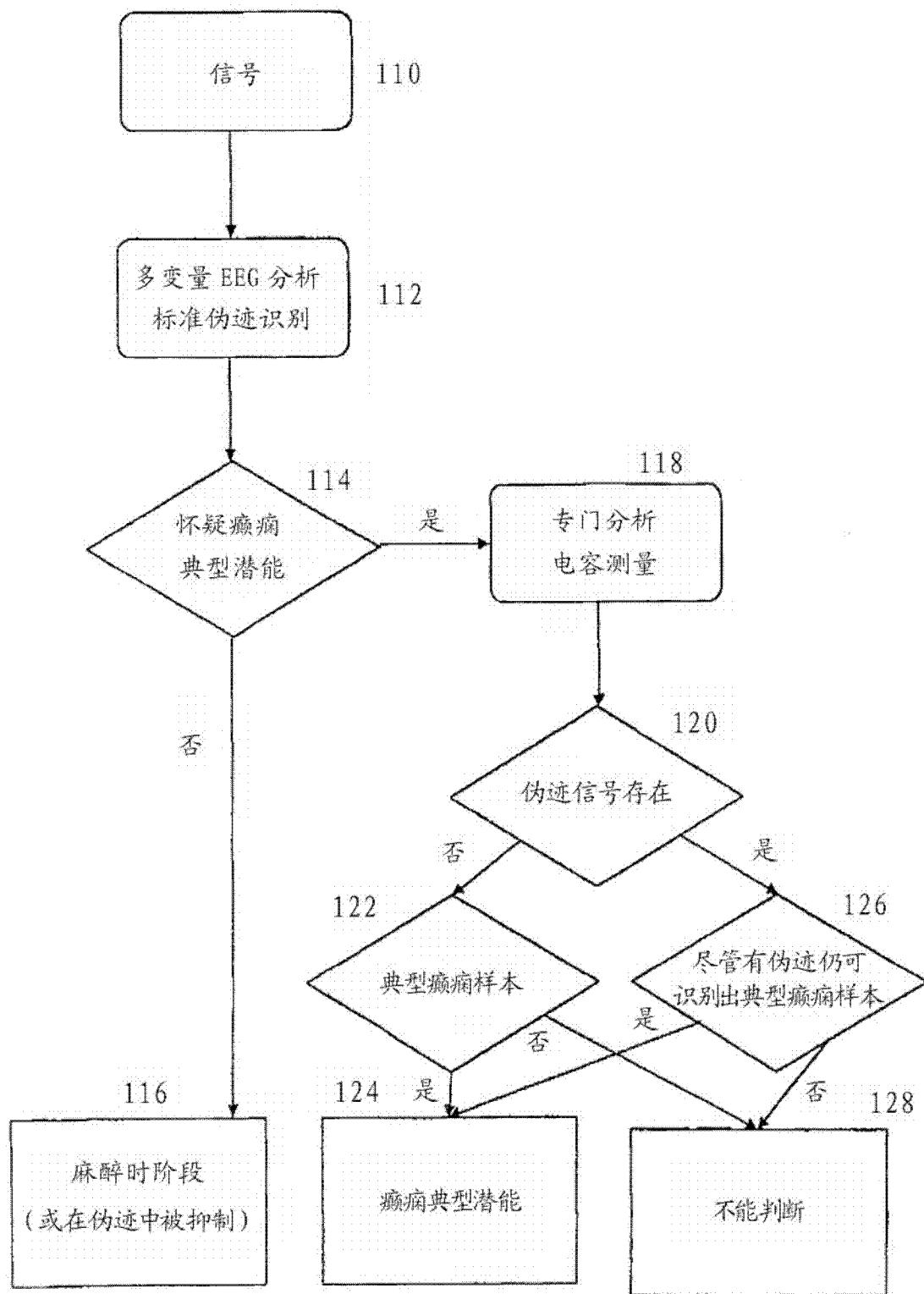


图 1

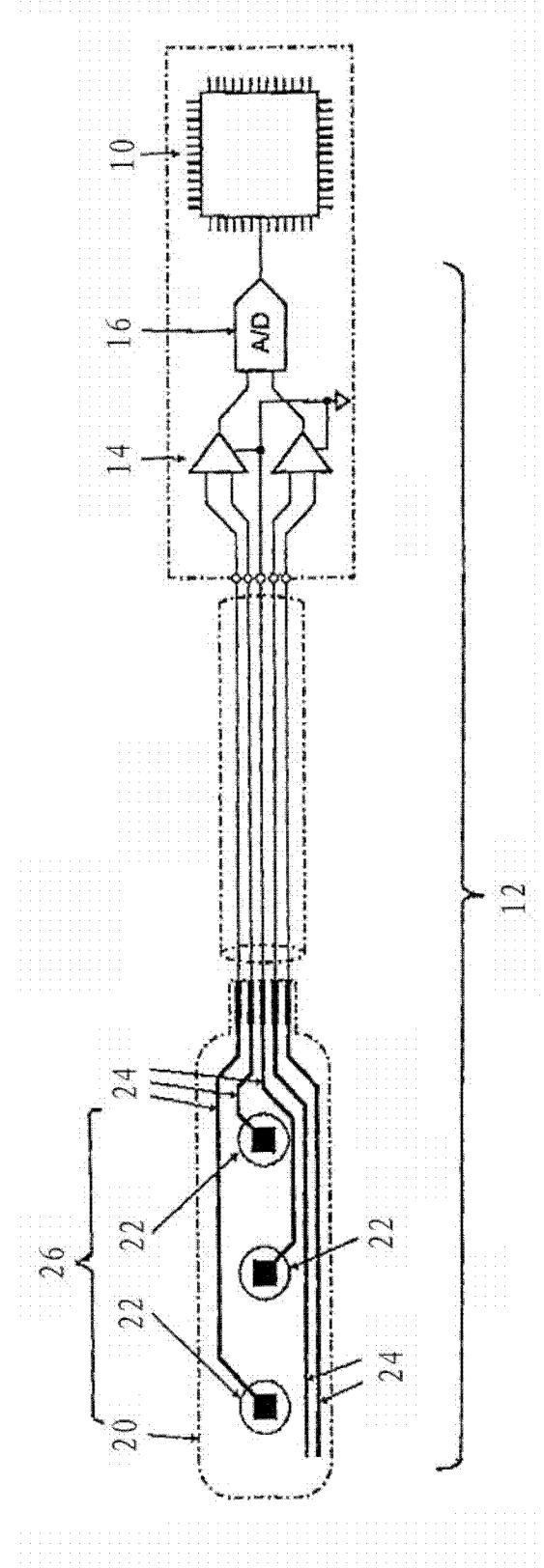


图 2