



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103561644 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 05

(21) 申请号 201180070794. 3

(22) 申请日 2011. 11. 14

(30) 优先权数据

102011101580. 2 2011. 05. 13 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2011/005732 2011. 11. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/155938 DE 2012. 11. 22

(71) 申请人 德尔格医疗有限责任公司

地址 德国吕贝克

(72) 发明人 汉斯-乌尔里希·汉斯曼

马库斯·埃格尔 托马斯·克吕格尔

洛伦茨·卡尔

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 余刚 李慧

(51) Int. Cl.

A61B 5/0492 (2006. 01)

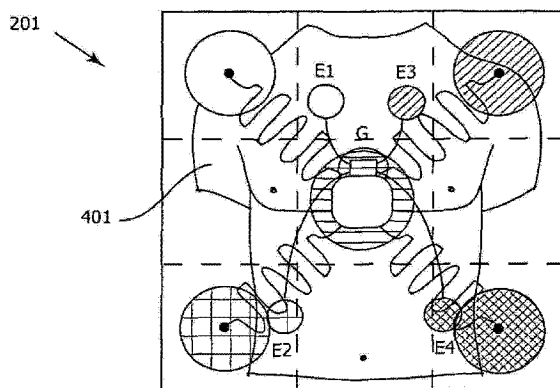
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

用于肌电图测量的电极装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的传感器设备,该传感器设备包括至少两个记录电极以及接地电极。电极具有包括至少一个穿孔的共同的载体层,载体层能够在该穿孔处分离。在载体层在穿孔处分离之后,每个电极单独地位于载体层的被分离的子件上。此外,传感器装置具有至少一个被屏蔽的线缆,该线缆的一个端部与电极中的一个连接并且该线缆的另一端部与接触元件连接。接触元件能够借助于连接元件与评估单元连接,使得能够将信号传输给评估单元。



1. 一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的传感器设备(201 ;201'), 所述传感器设备包括至少两个记录电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4) 以及接地电极(G),

其中所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 具有共同的载体层(202) 并且所述载体层(202) 包括至少一个穿孔(205), 所述载体层(202) 能够在所述穿孔处分离, 使得每个所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 在分离之后单独地位于所述载体层(202) 的被分离的子件上 ;并且其中所述传感器装置(201 ;201') 具有至少一个屏蔽的线缆(204), 并且所述线缆(204) 的一个端部与所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 中的一个连接并且所述线缆(204) 的另一端部与接触元件(203 ;203') 连接, 所述接触元件能够借助于连接元件与评估单元连接, 使得能够将信号传输给所述评估单元。

2. 根据权利要求1所述的传感器设备(201 ;201'), 所述传感器设备具有至少一个机械传感器(601 ;602), 所述机械传感器设计为, 使得所述机械传感器能够记录所述活体的至少一个几何变化。

3. 根据权利要求2所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述机械传感器(601 ;602) 布置在两个所述记录电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4) 之间。

4. 根据权利要求2或3所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述机械传感器设计为伸缩传感器(601) 或者设计为压电元件(602)。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器设备(201 ;201'), 其中每个电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 单独地借助于被屏蔽的线缆(204) 与所述接触元件连接。

6. 根据前述权利要求1至4中任一项所述的传感器设备(201 ;201'), 其中将所述线缆(204) 从一个电极引导至下一电极, 其中所述线缆(204) 与每个所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 连接并且构成为多芯的线缆。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述线缆(204) 布设为, 使得在所述载体层(202) 在所述穿孔(205) 处分离之后能够释放附加长度的所述线缆(204)。

8. 根据权利要求7所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述线缆(204) 蜿蜒形地布线。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器设备(201 ;201'), 其中在所述载体层(202) 的上侧上布置有至少一个图示(401, 401')。

10. 根据权利要求9所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述图示(401, 401') 绘制所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 在活体上的定位和 / 或所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 与记录位置之间的关联。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器设备(201), 其中所述接触元件(203) 布置在所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4) 中的一个之上、尤其布置在所述接地电极(G) 之上。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器设备(201 ;201'), 其中所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 以颜色来标记。

13. 一种用于利用至少两个记录电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4) 以及接地电极(G) 对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的方法,

其中全部电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 共同地布置在载体层(202) 上, 并且所述载体层(202) 在至少一个穿孔(205) 处分离, 使得每个所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G) 在分离之后单

独地位于所述载体层(202)的被分离的子件上;并且

其中被屏蔽的线缆(204)的一个端部与所述电极(E1 ;E2 ;E3 ;E4 ;G)中的一个连接并且所述被屏蔽的线缆(204)的另一端部与接触元件(203,203')连接,并且所述接触元件(203,203')借助于连接元件与评估单元连接,使得能够将信号传输给所述评估单元。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中在所述载体层(202)在所述穿孔(205)处分离之后释放附加长度的所述线缆(204)。

15. 一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的系统,所述系统包括根据权利要求 1 的传感器设备(201,201')以及评估单元,所述传感器设备(201,201')与所述评估单元连接。

用于肌电图测量的电极装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的传感器设备，该传感器设备包括至少两个记录电极以及接地电极。本发明还涉及应用这种传感器设备的一种方法以及一种系统。

背景技术

[0002] 在现代医疗中为了对肌肉疾病和肌肉紊乱进行电诊断尤其使用了肌电图法。在该方法中，对能够以测量方式检测的信号进行记录，其中其为肌肉中的电势波动，该电势波动反映肌肉活性。在进行肌电图检查期间，测量静止的和收缩的肌肉中的电活性并且接下来与正常值进行比较。为此，静止的肌肉在测量之后被刺激，以便达到肌肉收缩，同样检测该肌肉收缩的所得出的电活性。肌电图的方法包括对肌电图(EMG)中的肌电位进行记录、评估和绘制。

[0003] 肌电位的记录经由一个或多个电机进行。例如应用刺入要检查的肌肉中的针式电极。针式电极能够逐点地定位并且尤其检测各个肌肉纤维的肌电位。其他形式的电极形成表面电极，利用该表面电极尤其能够检测肌肉组的肌电位。为了记录肌电位，简单地将表面电极粘贴到病人的、在要检查的肌肉之上的皮肤上。借助于表面电极检测的EMG在医疗中也已知为SEMG(表面肌电图)。

[0004] SEMG信号起源于由于神经突所得出的肌肉纤维电活性，所述肌肉纤维是运动机能单元的组成部分作为用于描述肌肉收缩的神经突控制的最小的功能单元。运动机能单元的另一组成部分是运动神经元。如果运动神经元变得活跃，那么在运动神经元的神经终板和所属的肌肉纤维之间的突触间隙中的神经传递素、例如乙酰胆碱排空，该神经传递素引起肌肉纤维的局部的退极化。如此形成的活动电位沿着肌肉纤维在两个方向上传播，并且引起肌肉纤维收缩。然后，多个肌肉纤维的时空的活化能够借助于表面电极作为电信号在皮肤上被证实。

[0005] 对于肌电图而言，除了对肌肉疾病和肌肉紊乱进行诊断之外也存在多种其他的应用可行性，例如为确定神经中的神经传导速度(也已知为神经电图)、运动员在物理疗法或生物力学中对在肌肉训练时的生物反馈进行确定或者对运动进行优化以及控制假肢。

[0006] 但是，肌电图也越来越多地用于控制呼吸机。最重要的、起吸气作用的呼吸肌的、胸膈的EMG用作为用于控制的基础，其或者借助于针式电极或食道探针但是或者借助于表面电极来检测。针式电极当然具有下述缺点：能够将刺入评估为伴随相应所属风险的到人体中的侵袭操作，对于该风险特定的医学了解是必需的。相同的内容也适用于施放食道探针。此外，刺入针式电极和施放食道探针为病人的相应附加的紧张负担。

[0007] 相反，表面电极的应用尤其具有下述优点：通过非侵袭应用而能够避免病人的风险和附加的紧张因素。此外，应用表面电极在医学领域中是普遍已知的，因为这种表面电极例如用于记录心电图(EKG)，在该心电图中绘制全部心肌纤维的电活性的总和。EKG记录属于临床应用并且极其频繁地被执行。

[0008] 为了记录 SEMG 通常将各表面电极作为记录电极定位在病人身体上并且然后粘贴到病人皮肤上。在此,表面电极中的一个通常作为接地电极或者基础电极以用于将病人接地以及用于降低 SEMG 中的人为伤害并且用于实现电学定义的记录条件。接下来,表面电极分别经由各电线缆与评估单元连接。各个表面电极的操作还有表面电极与相应的电线缆进而与各记录位置的关联在表面电极定位之后构成,但是在没有指导的情况下通常是困难的。

[0009] 因此从现有技术中已知下述传感器设备,其简化表面电极的操作以及简化将其与所属的记录位置的关联。因为,例如参考文献 DE69230191T2 描述一种多次使用电极带,该多次使用电极带为了确定地定位多个表面电极而配置用于记录生物电信号。带具有多个下述表面电极:该表面电极经被折叠的、多通道的导线带彼此连接,使得匹配于病人的身体结构是可行的。

[0010] 然而该带的缺点是:表面电极依次布置在带上。因此,表面电极总是能够仅仅在病人身体上定位在由折叠的导线所预设的线上。因此,偏离于该线仅在受限制的范围内是可行的,使得定位部分地是困难且耗费的。这种效果越强,折叠的导线带由于病人身体结构就必须伸展的越大。此外,折叠的导线带与常规的线缆相比更宽,这在将折叠的导线带放置在病人身体上时能够增强地引起皮肤刺激。

发明内容

[0011] 因此,本发明的目的是,提供一种用于对肌肉信号进行肌电图记录的传感器设备,能够简单地操作该传感器设备,利用该传感器设备能够将表面电极多样地定位在身体上并且病人仅轻微地受到妨碍。本发明的另一目的是,提供一种方法和一种系统,其中应用这种传感器设备。

[0012] 本发明的目的通过具有独立权利要求 1 的特征的传感器设备来实现。从从属权利要求 2 至 12 中得出传感器设备的有利的改进方案。此外,该目的通过具有独立权利要求 13 的特征的方法来实现。从从属权利要求 14 中得出方法的有利的改进方案。此外,该目的通过具有独立权利要求 15 的特征的系统来实现。

[0013] 本发明提出一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的传感器设备,该传感器设备包括至少两个记录电极以及接地电极。电极具有共同的载体层,该载体层包括至少一个穿孔,载体层能够在该穿孔处分离。在载体层在穿孔处分离之后,每个电极单独地位于载体层的被分离的子件上。此外,传感器装置具有至少一个被屏蔽的线缆,该线缆的一个端部与电极中的一个连接并且该线缆的另一端部与接触元件连接。接触元件能够借助于连接元件与评估单元连接,使得能够将信号传输给评估单元。

[0014] 本发明的意义上的活体能够为人体或者动物体。

[0015] 通过将电极布置在共同的载体层上为传感器设备的应用者同时提供需要用于记录 SEMG 的全部电极。然后,在穿孔处能够将载体层分离,使得通过分离形成依次分开的单独电极,该单独电极无需位置限制地根据需要而能够定位在病人身体上。此外,电极已经经由至少一个线缆与接触元件连接,使得仅还必须建立接触单元与评估单元的连接。因此,也取消将各线缆固定在电极上。此外,线缆仅具有小的直径,使得在放置线缆时在将传感器设备施加到其身体上之后不妨碍病人或者仅轻微地妨碍病人。

[0016] 在一个设计方案中,传感器设备具有至少一个机械传感器,该机械传感器设计成,使得其能够记录活体的至少一个几何变化。

[0017] 人体的几何变化例如在病人呼吸时通过其胸腔上升和下降产生。因此,传感器记录病人皮肤的机械变化,该机械变化周期地通过呼吸期间的胸廓和腹部的几何变化来触发。因为 SEMG 信号和机械传感器的信号处于几 μV 的范围内进而极其小,该 SEMG 信号和机械传感器的信号能够容易地通过其他信号,例如通过外部的电磁场来叠加并且影响进而受人工破坏。由于内部的干扰信号、例如用于在胸廓上进行 SEMG 记录时的心肌信号所引起的两个信号的影响也是可行的。然而也已知为“串扰”的干扰信号能够引起 SEMG 中的人工破坏,该干扰信号使得评估变难或者可能甚至是不可行的。传感器装置与机械传感器的组合现在具有下述优点:能够更好地识别且抑制这种人工破坏。此外,该组合提供关于呼吸肌组织的状态的附加的信息,例如疲劳程度或效率。此外,利用该组合在吸气和呼气这两个呼吸阶段进行可靠的识别是可行的。

[0018] 传感器设备的一个改进方案的特征在于,机械传感器布置在两个记录电极之间。

[0019] 将传感器布置在两个记录电极之间具有下述优点,即取消通常应用在临床医学中的呼吸皮带,该呼吸皮带记录并测量长度变化进而也识别通过呼吸引起的活体的几何变化。这不仅与病人在整个监控时间期间更大的运动自由度联系在一起而且与阻止由于放置在病人皮肤上的皮带引起的皮肤刺激联系在一起。此外,对于医护人员来说取消了耗费地放置呼吸皮带,该呼吸皮带通常与病人的位置运动联系在一起。

[0020] 在传感器设备的一个实施方案中,将机械传感器设计为伸缩传感器(Dehnungssensor)。在传感器设备的另一实施方案中,将机械传感器设计为压电元件。

[0021] 这两个实施方案尤其适合于测量由于呼吸所引起的活体的极其小的几何变化,使得当出现呼吸困难时能够及早地识别,其中胸廓和腹部不再完全地上升和/或下降。

[0022] 在传感器设备的一个设计方案中,每个电极单独地借助于被屏蔽的线缆与接触元件连接。在传感器设备的另一实施方案中,将线缆从一个电极引导至下一电极。在此,线缆与每个电极连接并且构成为多芯的线缆。

[0023] 在这两个设计方案中,不再需要将各个传感器与其相应的记录位置相关联,因为线缆已经集成到传感器设备中。因此,安全有效地避免线缆在安装到各个电极时的混淆。此外,也取消在粘贴电极之后的电极病人粘贴面的机械负荷,该机械负荷通常在将各个电极与单独的线缆后续的连接时出现。此外,有效地防止各个线缆的打结或交织。

[0024] 传感器设备的一个改进方案的特征在于,线缆布设成,使得在载体层在穿孔处分离之后能够释放附加长度的该线缆。

[0025] 附加长度的线缆的释放实现将传感器装置多样地匹配于病人的不同的身体结构。因此,根据病人的身体大小和身体结构应用传感器装置是可行的。因此,传感器装置适合于儿童和高或矮的成年人。

[0026] 在传感器设备的一个实施方案中,线缆蜿蜒形地布线。

[0027] 根据该实施方案,在将传感器装置匹配于病人的不同的身体结构时为了最大可行的变化提供更长的线缆长度,而没有由此损害传感器装置的紧凑的结构。

[0028] 在传感器设备的一个设计方案中,在载体层的上侧上布置有至少一个图示。在传感器设备的一个改进方案中,图示绘制电极在活体上的定位和/或电极与记录位置之间的

关联。

[0029] 因为临床应用中的 SEMG 记录不是像例如 EKG 记录这样的标准检查方法, 图示所以使得电极在病人身体上的定位还有电极与记录位置的关联变容易并将其简化。利用表面电极在病人的直接在要检查的肌肉之上的身体上的准确的定位能够更好地检测 SEMG 信号, 进而能够至少部分地抑制在 SEMG 中表现为人工破坏的干扰信号。电极与记录位置的正确关联又是正确地评估和解释作为用于确定诊断的基础的 SEMG 的前提以用于治疗病人。

[0030] 传感器设备的一个设计方案的特征在于, 接触元件布置在该电极中的一个之上、尤其布置在接地电极之上。

[0031] 利用该布置实现传感器装置的更紧凑的结构。此外, 病人不附加地加载另外的粘贴面。在此, 接触元件布置在接地电极的远离病人指向的且与接地电极的粘贴面相对置的一侧上。

[0032] 在传感器设备的一个改进方案中, 电极以颜色来标记。

[0033] 电极的以颜色来标记实现将电极与各个记录位置的安全、可靠和快速的关联并且可靠地防止位置混淆。

[0034] 此外, 本发明提出一种用于利用至少两个记录电极以及接地电极对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的方法。在该方法中, 全部电极共同地布置在载体层上, 并且载体层在至少一个穿孔处分离, 使得每个电极在分离之后单独地位于载体层的被分离的子件上。此外, 在该方法中, 被屏蔽的线缆的一个端部与电极中的一个连接并且被屏蔽的线缆的另一端部与接触元件连接, 并且接触元件借助于连接元件与评估单元连接, 使得能够将信号传输给评估单元。

[0035] 在该方法的一个设计方案中, 在载体层在穿孔处分离之后释放附加长度的线缆。

[0036] 此外, 本发明提出一种用于对活体的皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的系统, 该系统包括上面描述的传感器设备以及评估单元, 该传感器设备与该评估单元连接。

[0037] 本发明的传感器装置实现将表面电极准确地定位在病人身体上以用于记录 SEMG。此外, 利用该传感器装置极其简单地建立表面电极与相应的记录位置的关联, 使得完全有效地避免位置的混淆。传感器装置的应用能够在没有进一步了解的情况下经由评估单元来进行, 因为不是必须建立各个电连接。因此, 也防止各个线缆彼此间的打结和交织。

附图说明

[0038] 也根据下面在参考附图的情况下描述的实施例使得本发明的之前所提出的和另外的优点、特殊性和有利的改进方案变得显而易见。

[0039] 附图示出:

[0040] 图 1 是表面电极;

[0041] 图 2a 是横贯第一传感器装置的截面 A-A;

[0042] 图 2b 是横贯第二传感器装置的截面 B-B;

[0043] 图 3a 是具有布线的第二传感器装置的载体层的上侧;

[0044] 图 3b 是具有布线的第二传感器装置的载体层的上侧;

[0045] 图 4a 是第一传感器装置的载体层的上侧上的图示;

[0046] 图 4b 是第二传感器装置的载体层的上侧上的图示;

- [0047] 图 5a 是具有布线和图示的第一传感器装置的载体层的上侧；
- [0048] 图 5b 是具有布线和图示的第二传感器装置的载体层的上侧；
- [0049] 图 6a 是两个电极之间的作为机械传感器的伸缩传感器；和
- [0050] 图 6b 是两个电极之间的作为机械传感器的压电传感器。

具体实施方式

[0051] 为了记录 SEMG, 使用表面电极以用于测量病人皮肤上的 SEMG 信号。在此, 例如使用从现有技术中已知的银 - 氯化银凝胶电极。这种表面电极是容易且到处可得的, 因为其例如也用于 EKG 记录。

[0052] 图 1 示意地示出下面也简称做电极 101 的表面电极 101 的实例。电极 101 具有载体层 102, 在该载体层的下侧上施加有粘贴面 103。利用该粘贴面 103 能够将电极 101 粘贴到病人皮肤上, 使得电极 101 在信号记录期间不能够滑动。

[0053] 载体层 102 例如由无纺布、海绵或者膜构成。对于粘贴面 103 存在不同的实施方案可行性。当仅通过粘贴面 103 少量地覆盖皮肤表面是可行的或者优选的时, 例如能够为粘贴面 103 设有将近 2cm^2 的较小的面积。然而为此, 必须应用强粘附的粘贴剂, 该粘贴剂可能引起皮肤刺激。如果相反较大地覆盖皮肤表面是可行的或者优选的, 那么较弱粘附的粘贴剂提供更好的相容性。此外, 能够因此更好地避免电极 101 和病人皮肤之间的移动人工破坏。

[0054] 此外, 电极 101 具有记录元件 104, 经由该记录元件实现信号记录。在记录元件 104 的下侧上存在传导凝胶 105, 该传导凝胶确保记录元件 104 到病人皮肤的良好接触并且将信号从病人皮肤转发至记录元件 104。可替代地, 粘贴面 103 设计为传导的粘贴面, 使得不需要传导凝胶 105。对于两种形式的电极 101 适用的是, 传导面应具有近似 0.1cm^2 和 3cm^2 之间的大小。优选地, 该面应具有低于 1cm^2 的大小。

[0055] 在安置和运输电极 101 期间, 通过保护层 106、例如由纸或膜制成的保护层来保护粘贴面 103 和传导凝胶 105, 该保护层能够在应用电极 101 之前简单地揭去。

[0056] 在记录元件 104 之上布置有接触件 107, 经由该接触件能够建立到评估单元的电连接。为此, 应用通常被屏蔽的电线电缆, 该电线电缆例如能够借助于按钮、夹子或者夹爪与接触件 107 连接。电连接部与接触件 107 的固定的连接同样是可行的。

[0057] 电极 101 的上面描述的普通结构是全部下面描述的电极的结构特征。

[0058] 在图 2a 中示意地示出横贯第一传感器装置 201 的截面 A-A 的实例。传感器装置 201 包括用于电极 E1 和 E3 的共同的载体层 202, 其中该电极为用于记录 SEMG 的记录电极。同样地, 在载体层 202 中将电极 G 构成为接地电极或基本电极。在传感器装置 201 中, 电极 E1, E3 和 G 的传导的电极面分别具有近似 1cm^2 的面积并且电极 E1, E3 和 G 的粘贴面分别具有近似 8cm^2 的面积。这普遍也适用于全部在下面描述的电极。

[0059] 在电极 G 之上布置有接触元件 203, 该接触元件例如粘贴到电极 G 上并且电极 G 与该接触元件直接地电连接并且电极 E1 和 E3 分别经由线缆 204 与该接触元件电连接。在此, 线缆 204 与电极 E1 和 E3 还有与接触元件 203 固定地连接。但是也能够提出, 线缆 204 经由可松开的接触件与电极 E1 和 E3 以及与接触元件 203 连接。能够分别将一个或多个没有示出的粘贴面安装到线缆 204 上, 线缆 204 能够利用该粘贴面固定在病人皮肤上。允许

使用在医疗领域中的商用的被屏蔽的电线电缆能够用作为线缆 204。

[0060] 因此,与电极 E1, E3 和 G 的全部电连接汇集在接触元件 203 中,使得仅还必须建立接触元件 203 与评估单元的电连接。这例如能够经由被屏蔽的电线电缆或者还有经过插接连接来进行。因此,利用将全部电连接汇集在接触元件 203 中不再必须将全部电极 E1, E2 和 G 单独地与评估单元连接。由此,简化传感器装置 101 的应用并且防止在与评估单元连接时线缆的混淆。

[0061] 传感器装置 201 的载体层 202 具有穿孔 205,在该穿孔处能够将载体层 202 分离成多个子件。穿孔 205 构成在载体层 202 中,使得在载体层 202 在穿孔 205 处分离之后电极 E1, E3 和 G 分别位于载体层 202 的每个子件上。因此,利用穿孔 205 实现电极 E1, E3 和 G 的分开,这种分开实现电极 E1, E3 和 G 在病人身体上的可变的定位。

[0062] 在载体层 202 之上能够设有覆盖件 206,该覆盖件在传感器装置 201 的运输和安置期间相应地尤其保护线缆 204,并且例如粘性地附着在接触件 107 上和 / 或接触元件 203 上。可选地,覆盖件 206 能够具有穿孔 205,该穿孔与载体层 205 的穿孔 205 一致,使得电极 E1, E3 和 G 的接触件 107 也在分开之后被进一步地保护。用于覆盖件 206 的可行的材料例如是纸或者膜。

[0063] 尽管在图 2a 中以用自身的保护层 106 单独保护的方式示出全部电极 E1, E3 和 G,然而可行的是,对全部电极 E1, E3 和 G 利用一个保护层来保护,该保护层共同地覆盖全部电极 E1, E3 和 G。因此,保护层同样能够具有穿孔 205,该穿孔与载体层 202 的穿孔 205 一致,使得电极 E1, E3 和 G 在分开之后也还各设有长至使得应当粘贴到病人皮肤上的保护层。

[0064] 图 2b 示意地示出横贯第二传感器装置 201' 的截面 B-B 的实例。传感器装置 201' 包括具有电极 E2 和 E4 的载体层 202 并且具有接触元件 203',该接触元件通过将其例如粘贴到载体层 202 上来固定在载体层 202 的上侧上。在接触元件 203' 之下的载体层 202 构成为粘贴垫 207,利用该粘贴垫能够将接触元件 203' 粘贴到病人皮肤上。通过保护层 208 来保护粘贴垫 207 的粘贴面,该保护层能够与电极 E2 和 E4 的保护层 106 类似。

[0065] 图 3a 示例地示出第一传感器装置 201 的载体层 202 的上侧。传感器装置 201 包括记录电极 E1 至 E4 以及基本电极 G。每个电极 E1 至 E4 分别经由单独的线缆 204 与接触元件 203 连接,该接触元件布置在电极 G 之上并且直接地与其电连接。线缆 204 星形地引导至接触元件 203 并且在此蜿蜒形地或者还有环状地布设在载体层 202 的下侧上,使得载体层 202 在穿孔 205 处分离之后提供定义长度的线缆 204。在分开电极 E1 至 E4 和 G 之后,线缆 204 的最大长度近似为 30cm,因为利用该可用长度能够实现良好地涵盖可能的应用情况。当然,线缆 204 的长度不局限于该长度,而是也能够实现为其他的长度。

[0066] 载体层 202 上的穿孔 205 的所示出的布置确保,在将载体层 202 在穿孔 205 处分开之后不仅电极 E1 至 E4 还有电极 G 都分别位于载体层 202 的单独的子件上。利用分开电极 E1 至 E4 和 G 也释放各个线缆 204,该线缆确保电极 E1 至 E4 和 G 到接触元件 203 的连接。

[0067] 为了区分电极 E1 至 E4 和 G,能够相应地对电极进行标识。可行类型的标识例如是分颜色的标识,如其也在 EKG 记录中是常见的。例如, E1 能够标识为是红色的、E2 是黑色的、E3 是黄色的、E4 是绿色的并且 G 是蓝色的。但是也能够应用其他的颜色和 / 或颜色组合。对于电极 E1 至 E4 和 G 通过编号或者通过说明电极在病人身体上的位置来进行所描述

的标识同样是可行的。

[0068] 在图 3b 中示例地示出第二传感器装置 201' 的载体层 202 的上侧。传感器装置 201' 同样包括记录电极 E1 至 E4 以及基本电极 G。在传感器装置 201' 中当然相应地将接触元件 203' 与电极 G 分开。始于接触元件 203', 在传感器装置 201' 中将全部的电极 E1 至 E4 与线缆 204 连接。在此, 线缆 204 从接触元件 203' 经由电极 G, E3, E1 和 E2 伸展至电极 E4。为此, 线缆 204 构成为具有多个、单独屏蔽的导体的多芯线缆, 并且每个电极 E1 至 E4 和 G 分别于导体中的一个连接。在各电极 E1 至 E4 和 G 之间将线缆 204 例如或者蜿蜒形地或者环形地进行布设。

[0069] 在传感器装置 201' 中, 利用将载体层 202 在穿孔 205 处分离而不仅分开电极 E1 至 E4 和 G, 接触元件 203' 也在分离之后位于载体层 202 的分离的子件上。因为载体层 202 在接触元件 203' 之下构成为粘贴垫 206, 因此接触元件 203' 也能够粘贴到病人皮肤上。

[0070] 在此, 关于线缆 204 的在图 3a 和 3b 中示出的布置和布设应当指出, 第一传感器装置 201 的线缆 204 的布置和布设类型也能够转移到第二传感器装置 201' 上并且反之亦然。

[0071] 图 4a 示意地示出用于第一传感器装置 201 的图示 401 的实例, 其中接触元件 203 布置在电极 G 上。利用图示 401 示出, 电极 E1 至 E4 和 G 如何定位在病人身体上。从图示 401 中可见, 为了记录下部胸廓区域中的 SEMG 信号将两个电极 E2 和 E4 分别定位在下部的左侧和右侧的肋弓上, 然后, 经由两个电极 E2 和 E4 能够记录 SEMG 信号, 该 SEMG 信号将胸膈的肌肉活性描述为最重要的、起吸气作用的呼吸肌。

[0072] 相反, 这两个电极 E1 和 E3 在上部胸廓的区域中分别定位在外部的左侧和右侧的中间肋肌之上。因此, 经由这两个电极 E1 和 E3 记录 SEMG 信号, 其描述辅助呼吸肌的肌肉活性。这具有下述优点, 即能够及早地识别胸膈的疲劳。当为了呼吸而激活在正常状态下非活性的辅助呼吸肌时, 例如能够识别胸膈的疲劳。当然, 辅助呼吸肌的 SEMG 信号的记录不强制地需要用于病人呼吸的监控。也能够仅监控胸膈的 SEMG 信号。

[0073] 利用电极 E1 和 E3 以及 E2 和 E4 的成对的布置尤其能够对病人呼吸的单方面的损害进行诊断。然而电极的成对的布置不是强制必需的。也足够的是, 电极 E1 和 E2 或者电极 E3 和 E4 分别定位在病人身体的一侧上。

[0074] 图示 401 具有下述优点, 即借此强烈地简化将各个电极 E1 至 E4 和 G 定位在病人身体上。所述效应也还通过电极 E1 至 E4 和 G 的分颜色的标识来加强。此外, 图示 401 实现将各个电极 E1 至 E4 和 G 容易且简单地与其相应的记录位置相关联。这又简化对以 SEMG 为基础的诊断进行确定。

[0075] 图 4b 示意地示出用于第二传感器装置 201' 的图示 401' 的图示的实例, 其中接触元件 203' 与电极 G 分离。

[0076] 在图 5a 中作为实例示意地示出具有电极 E1 至 E4 和 G 布线以及具有图示 401 的第一传感器装置 201 的载体层 202 的上侧。在此, 还一次性示出将分颜色表示的电极 E1 至 E4 和 G 与其相应的记录位置简单地关联以及为记录呼吸肌的 SEMG 的所需要的定位以用于监控病人呼吸。

[0077] 在图 5b 中以类似的方式作为实例示意地示出具有电极 E1 至 E4 和 G 的布线以及具有图示 401' 的第二传感器装置 201' 的载体层 202 的上侧。

[0078] 为了借助于 SEMG 进行呼吸控制、尤其在存在呼气的呼吸努力时能够显得有意义

的是,应用附加的信号作为相对于单义地识别两个呼吸阶段吸气和呼气的 SEMG 信号的基准。必要性尤其从避免病人呼吸困难的要求中得出。人体的几何变化的测量、尤其是病人的上肢体积的由呼吸所决定的改变的测量提供这种基准。测量例如经由一个或多个机械传感器来进行,该机械传感器与病人身体连接。

[0079] 图 6a 示意地示出伸缩传感器 601 的实例,该伸缩传感器用作为机械传感器并且布置在两个电极 E2 和 E4 之间。利用例如设计为弹性的传导丝线的伸缩传感器 601 能够确定两个电极 E2 和 E4 之间的通过病人呼吸所引起的长度变化。长度变化的确定基于阻力测量。其基础是伸缩传感器 601 的长度变化在丝线路径横截面变细的同时通过丝线引起电流路径的延长,使得能够应用下式以确定长度变化:

$$[0080] \quad R = \rho \cdot L/A$$

[0081] 根据伸缩传感器 601 的长度变化的类型能够得出两种呼吸阶段的结论。伸缩传感器 601 的长度的扩大表示吸气,而伸缩传感器 601 的长度的后续降低表示呼气。

[0082] 设计为弹性的传导丝线的伸缩传感器 601 非传导地悬挂到电极 E2 和 E4 上。为了悬挂,只要在此不在伸缩传感器 601 和接触件 107 之间建立电连接,就或者能够将附加的、非传导的悬挂物例如安装在电极 E2 和 E4 的接触件 107 上,或者伸缩传感器 601 能够直接地与接触件 107 连接。

[0083] 伸缩传感器 601 不必强制地布置在两个电极 E2 和 E4 之间。布置在两个电极 E1 和 E3 之间同样是可行的。应用两个伸缩传感器 601 是可行的,其中两个伸缩传感器中的一个布置在电极 E1 和 E3 之间并且其中的另一个布置在电极 E2 和 E4 之间。

[0084] 在以丝线形式构成伸缩传感器 601 的情况下,丝线具有近似 1mm^2 的横截面和近似 15mm 的长度。可替换地,伸缩传感器 601 也能够设计为平面的结构或者设计为梳形的,以便例如简化将伸缩传感器 601 集成到传感器装置 201, 201' 中。

[0085] 图 6b 示出机械传感器的实例,该机械传感器由压电元件 602 形成。压电元件 602 布置在弹性的连接元件 603、例如弹性丝线之上或之下,该弹性丝线又布置在两个电极 E2 和 E4 之间。在此,弹性的连接件 603 将力施加到压电元件 602 上,该压电元件从中产生电荷移动。在相应地测量该电荷移动时,得到对应于弹性连接件 603 中的机械应力的应力变化。然后,从该应力变化中又能够得出两个呼吸阶段的结论。弹性连接件 603 中的机械应力的上升表示吸气,而弹性连接件 603 中的机械应力的后续下降表示呼气。

[0086] 尽管在图 6b 中示例地示出三个压电元件 602,然而可行的是,应用更多或更少的压电元件 602 以用于确定应力变化。

[0087] 以与压电元件 602 类似的方式也能够应用半导体电阻。在此,由弹性元件 603 产生的机械力传导到半导体弯曲元件上,并且然后例如在桥式电路中进行可在此测量的电阻的评估。

[0088] 用于对病人皮肤上的肌肉信号进行肌电图记录的上面描述的传感器装置 201, 201' 确保简单的定位和电极与其相应的记录位置的可靠的关联。此外,在传感器装置 201, 201' 与机械传感器的组合中能够更好地抑制人工破坏,并且能够更好地识别两个呼吸阶段,使得完全有效地避免病人的呼吸困难。

[0089] 尽管所描述的传感器装置 201, 201' 尤其适合于以肌电图的方式记录肌肉信号,这种传感器装置也能够用于记录其他的生物电信号、例如用于记录 EKG 信号。

[0090] 尽管在附图和之前的描述中详细地描述了本发明,然而示图是示例的或者解释性的并且不能够理解为限制;特别地,本发明不限制于所阐述的实施例。本发明的其他的变体和其实施方案对于本领域技术人员而言从之前的公开、附图和权利要求中得出。

[0091] 在权利要求中应用的术语“包括”、“具有”、“包含”、“含有”等不排除其他的元件和步骤。此外,不定冠词的应用不排除复数。单独的装置能够实施多个在权利要求中所列出的装置的功能。

[0092] 在权利要求中说明的参考标记不能够视为是对所使用的机构和步骤的限制。

[0093] 参考标号表

[0094]	101	表面电极、电极
[0095]	102	载体层
[0096]	103	粘贴面
[0097]	104	记录元件
[0098]	105	传导凝胶
[0099]	106	保护层
[0100]	107	接触件
[0101]	E1 至 E4	记录电极、电极
[0102]	G	接地电极或基本电极、电极
[0103]	201	第一传感器装置
[0104]	201'	第二传感器装置
[0105]	202	载体层
[0106]	203, 203'	接触元件
[0107]	204	线缆
[0108]	205	穿孔
[0109]	206	覆盖件
[0110]	207	粘贴面
[0111]	208	保护层
[0112]	401, 401'	图示
[0113]	601	伸缩传感器
[0114]	602	压电元件
[0115]	603	弹性连接件。

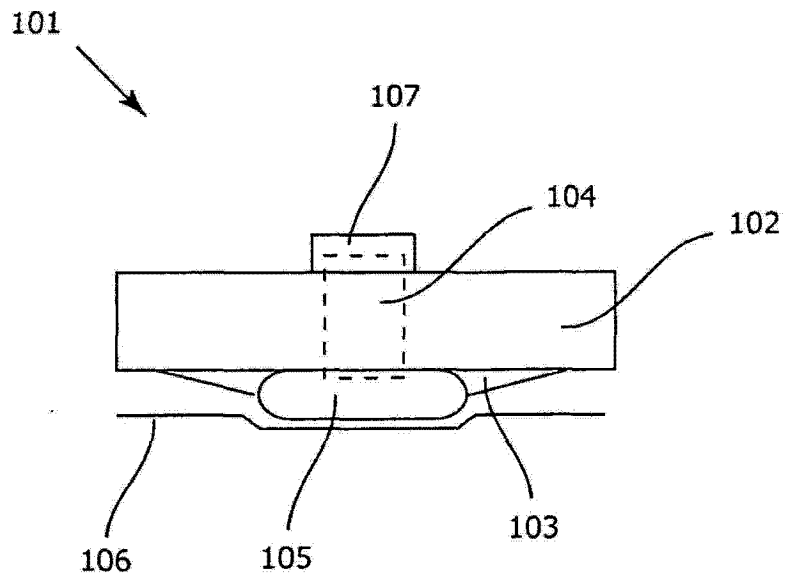


图 1

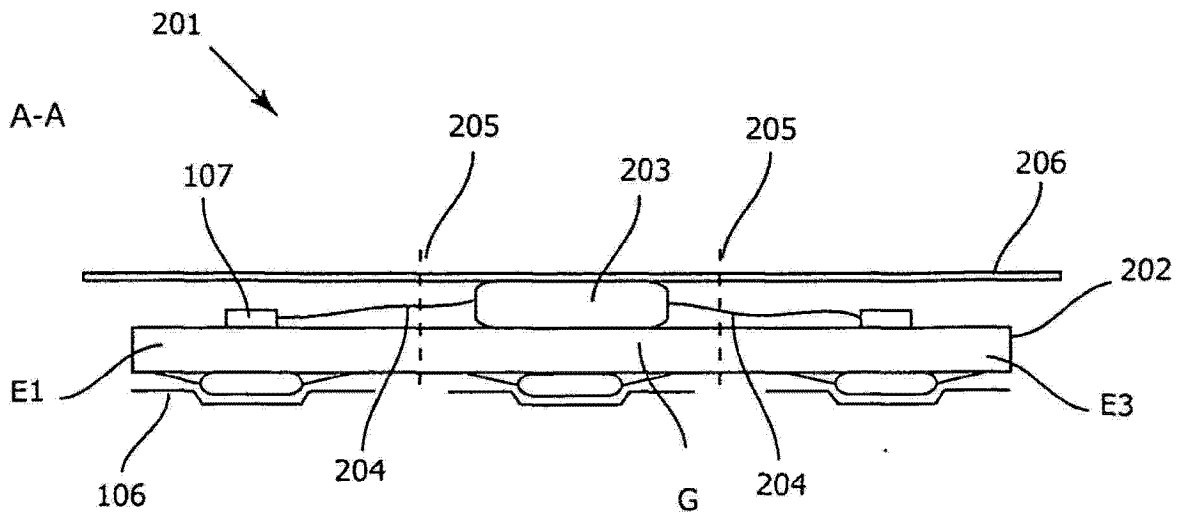


图 2a

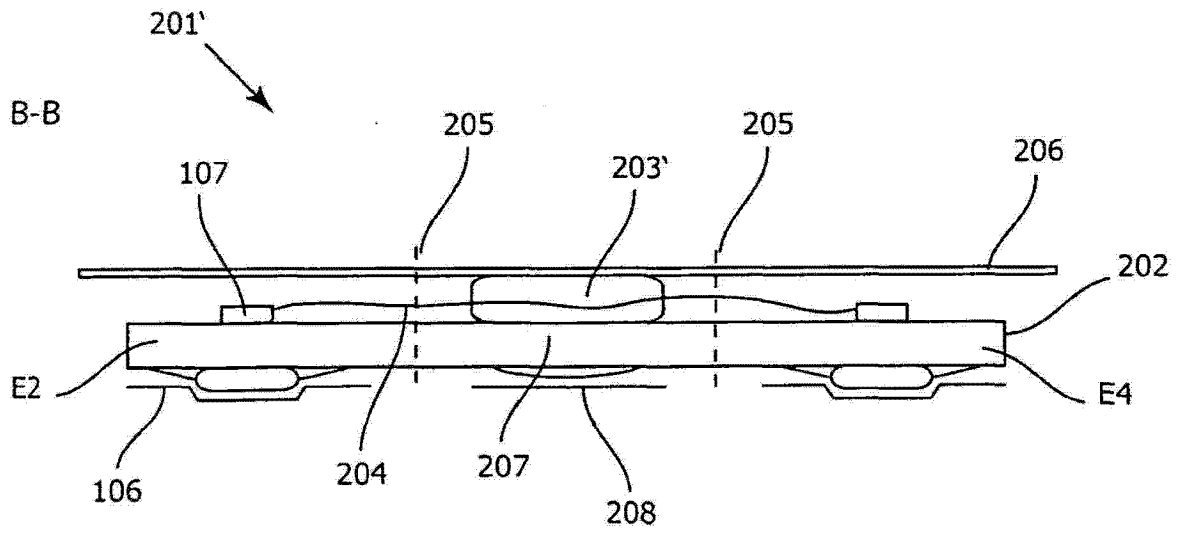


图 2b

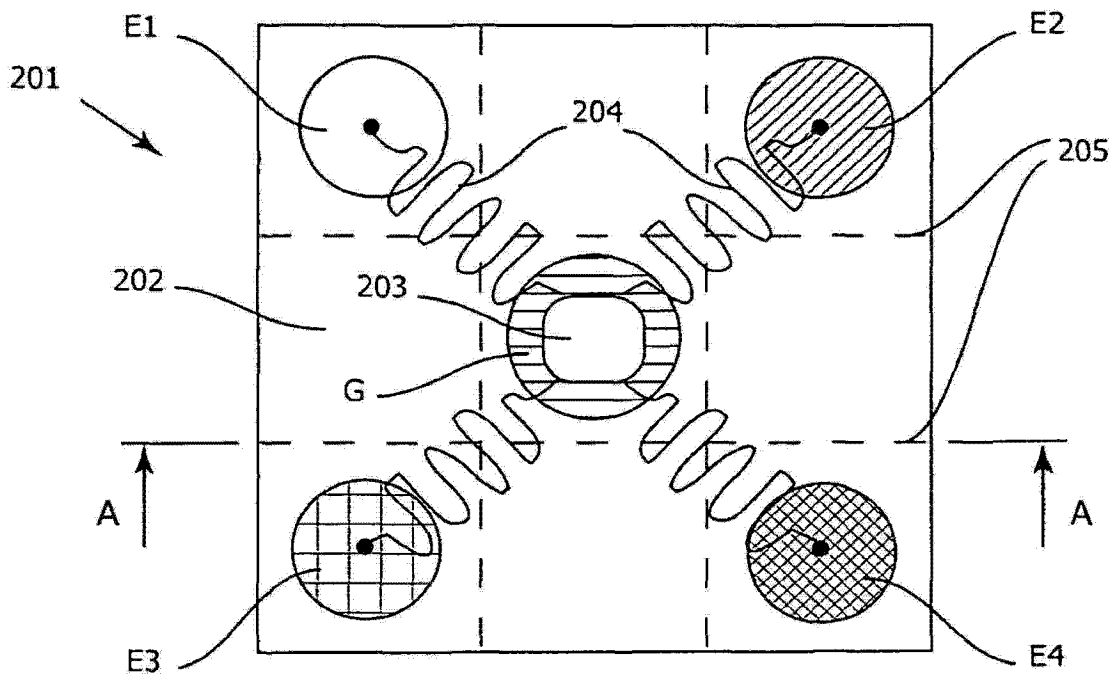


图 3a

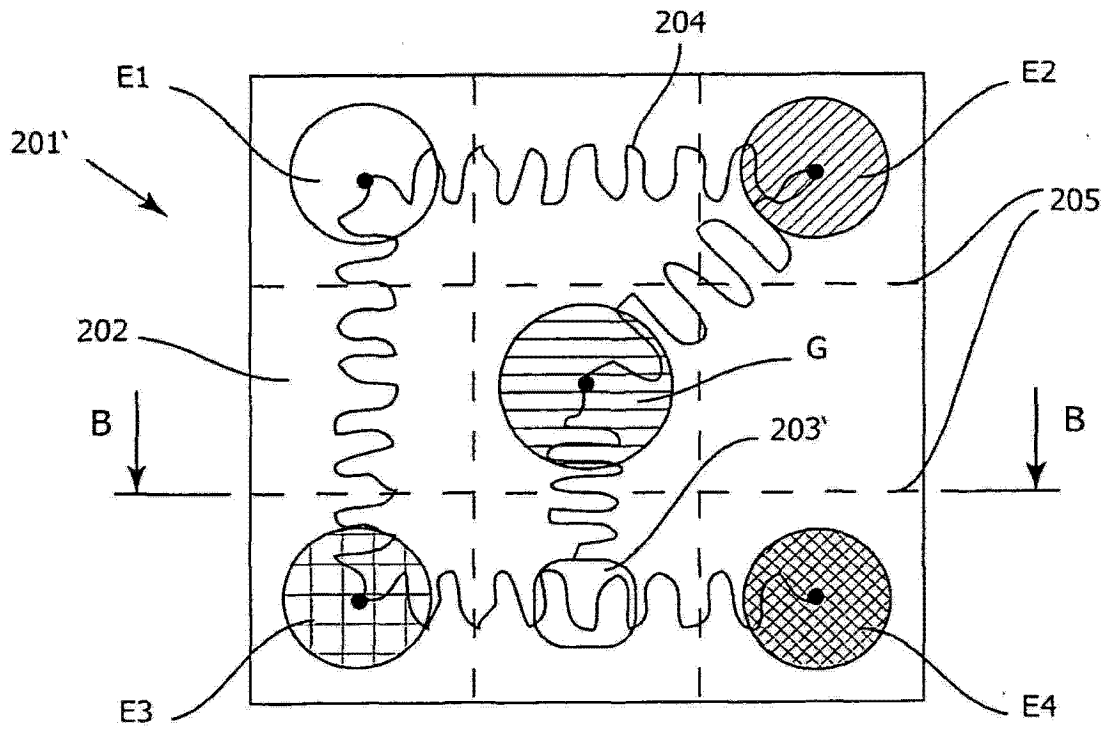


图 3b

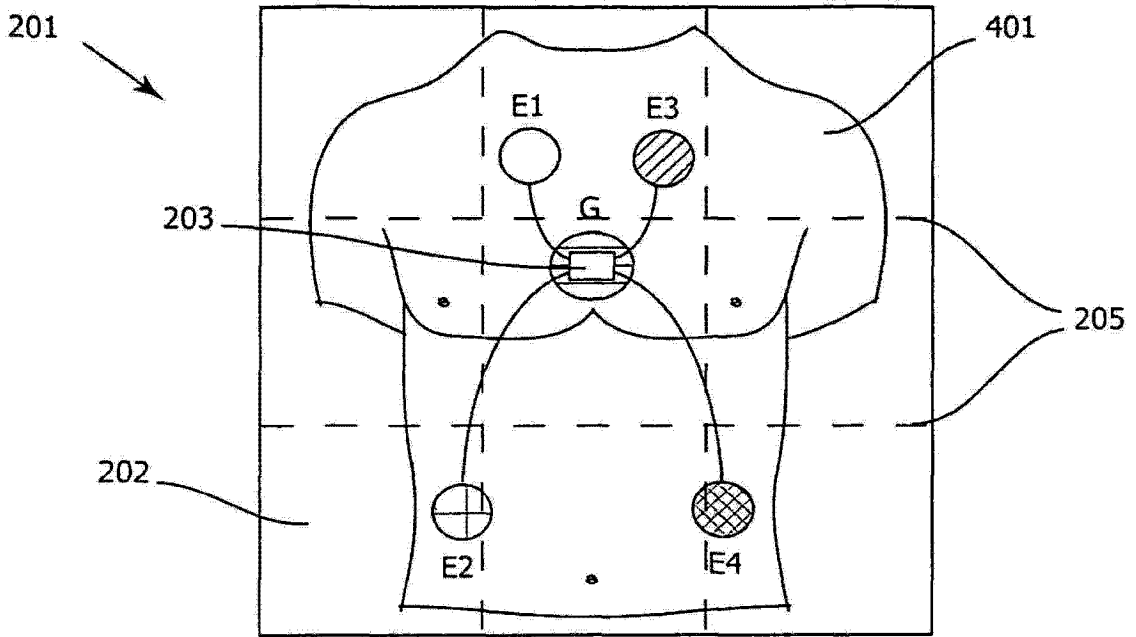


图 4a

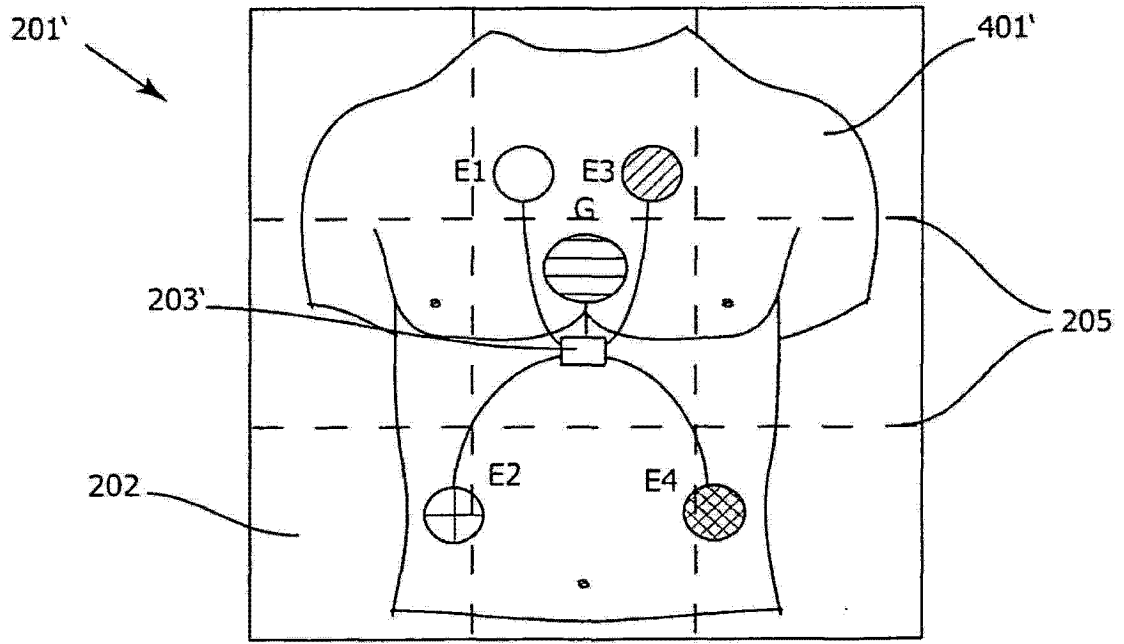


图 4b

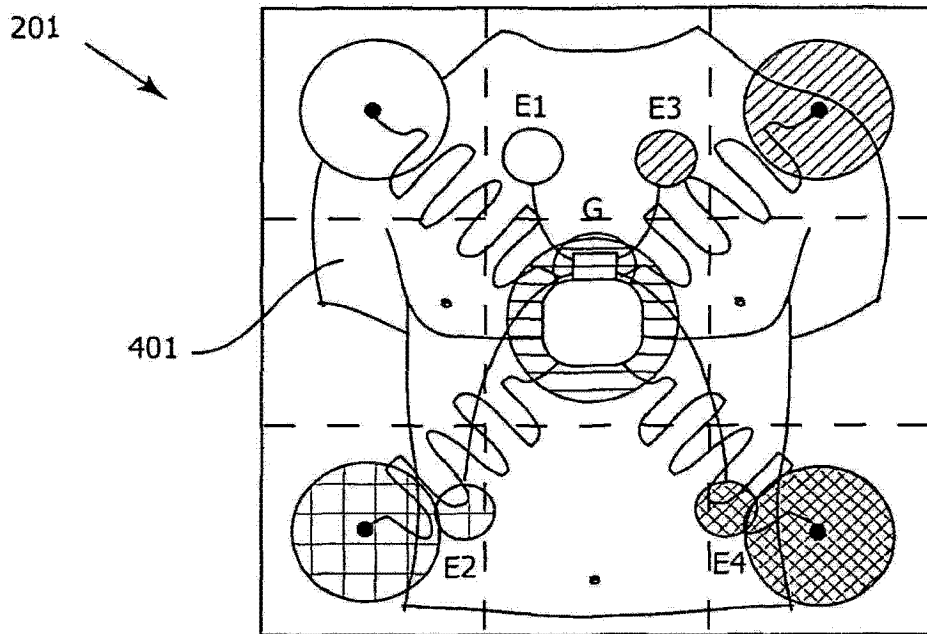


图 5a

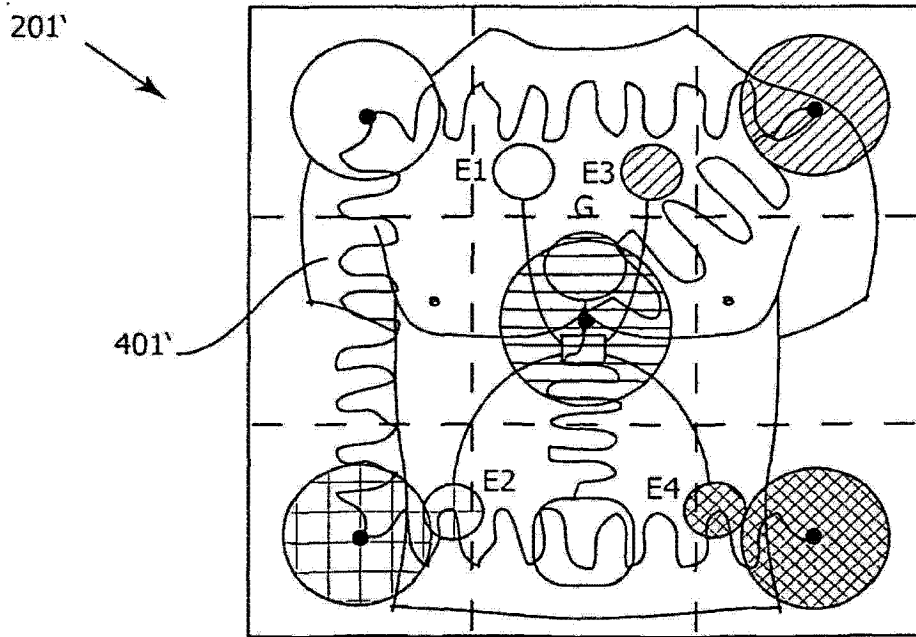


图 5b

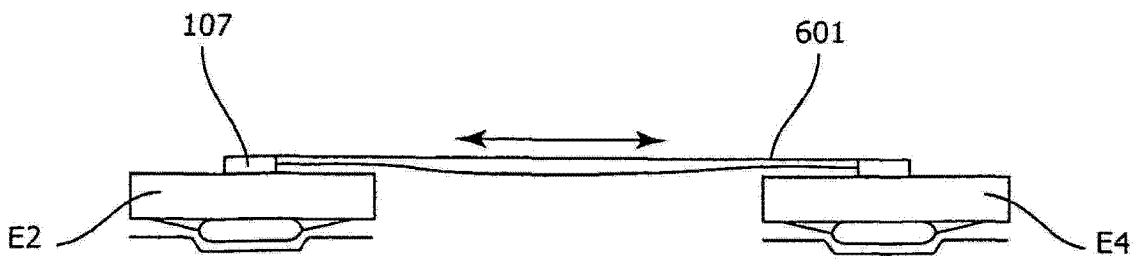


图 6a

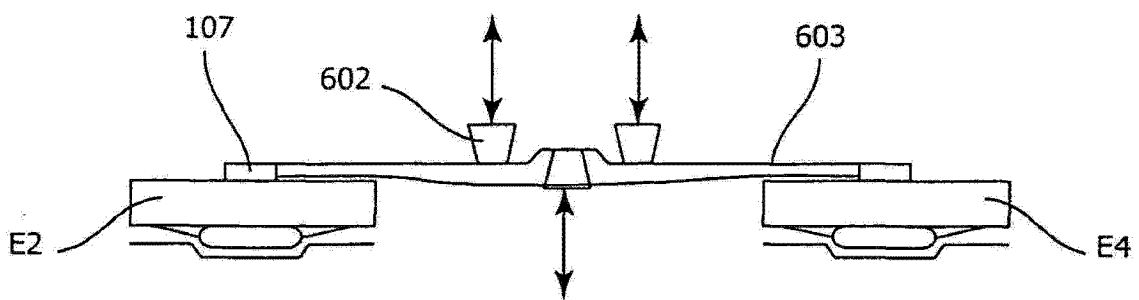


图 6b