



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101854852 A

(43) 申请公布日 2010.10.06

(21) 申请号 200880100412.5

S·A·C·菲舍尔

(22) 申请日 2008.07.21

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

72002

07113184.1 2007.07.26 EP

代理人 王英 刘炳胜

(85) PCT申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2010.01.25

A61B 5/0408 (2006.01)

(86) PCT申请的申请数据

A61B 5/04 (2006.01)

PCT/IB2008/052923 2008.07.21

(87) PCT申请的公布数据

W02009/013704 EN 2009.01.29

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 O·P·尼米 C·范希尔登

M·德洛斯米拉格罗斯多坎波拉马

H·赖特尔 J·哈贝塔 R·施密特

M·哈里斯 G·J·米施

S·H·W·奥赛伍尔特 O·贡多夫

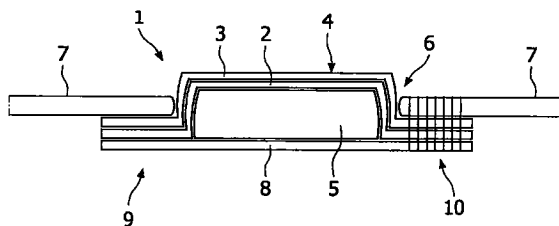
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

用于获取受试者生理信号的电极

(57) 摘要

本发明涉及一种用于获取受试者生理信号的电极。此外,本发明还涉及一种供在受试者所要穿的衣物中使用的织物面料,以及一种用于对受试者生理参数进行监测的监测系统。为了提供用于获取受试者生理信号的电极,所述电极一方面提供柔软舒适的皮肤接触,而另一方面确保高的信号质量,建议使用这样的用于获取受试者生理信号的电极(1),所述电极包括至少两个叠置在一起的导电织物层(2,3),其中,第一层(2)由机织材料制成,而具有要与受试者皮肤接触的工作表面(4)的第二层(3)由针织材料制成。



1. 一种用于获取受试者的生理信号的电极 (1), 所述电极 (1) 包括至少两个叠置在一起的导电织物层 (2,3), 其中, 第一层 (2) 由机织材料制成, 而具有要与所述受试者的皮肤接触的工作表面 (4) 的第二层 (3) 由针织材料制成。

2. 如权利要求 1 所述的电极 (1), 其中, 所述导电织物层 (2,3) 中的至少一层是通过使用含有金属成分和合成成分的纱线制成的。

3. 如权利要求 2 所述的电极 (1), 其中, 所述金属成分是不锈钢或银, 而所述合成成分是聚酯。

4. 如权利要求 3 所述的电极 (1), 其中, 所述纱线含有重量百分比为大约 20 到大约 30 的不锈钢和重量百分比为大约 80 到大约 70 的聚酯。

5. 如权利要求 1 所述的电极 (1), 还包括支承构件 (5), 其适于作为所述导电织物层 (2,3) 的支承物。

6. 如权利要求 5 所述的电极 (1), 其中, 所述支承构件 (5) 具有衬垫状的形状。

7. 如权利要求 5 所述的电极 (1), 其中, 所述导电织物层 (2,3) 在所述支承构件 (5) 上伸展。

8. 如权利要求 5 所述的电极 (1), 其中, 所述支承构件 (5) 是可挠的。

9. 一种供在受试者所要穿的衣物上使用的织物面料 (7), 所述面料 (7) 适于充当如权利要求 1 到 8 之一所述的电极 (1) 的载体。

10. 如权利要求 9 所述的织物面料 (7), 包括开口 (8), 所述开口 (8) 适于与所述电极 (1) 的所述工作表面 (4) 的大小相配合。

11. 如权利要求 9 所述的织物面料 (7), 所述电极 (1) 是通过锁缝或通过热粘合连接到所述织物面料 (7) 的。

12. 如权利要求 9 所述的织物面料 (7), 其由非伸展性材料制成。

13. 一种用于监测受试者的生理参数的监测系统, 包括如权利要求 1 到 8 之一所述的电极 (1) 和 / 或包括如权利要求 9 到 12 之一所述的织物面料 (7) 的衣物。

用于获取受试者生理信号的电极

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于获取受试者生理信号的电极。此外,本发明还涉及一种供在受试者所穿的衣物上使用的织物面料和一种用于对受试者生理参数进行监测的监测系统。

背景技术

[0002] 可以从现有技术中获知用于对受试者的生理参数进行监测的监测系统。目前已经出现了可以在家庭中使用的用于监测心率、呼吸和生物阻抗的系统。其他的系统,例如脑电图 (EEG) 系统、心电图 (ECG) 系统或肌电图 (EMG) 系统,则主要适于临床使用。

[0003] 为了操作那些系统,必须使用提供与受试者皮肤接触的电极。为了使这样的电极更加用户友好并易于使用,例如在家庭环境中更加用户友好并易于使用,已经建议使用可以被集成到衣物中、例如被集成到受试者内衣中的织物电极。

[0004] 过去几年间已经开发出了不同种类的织物电极。这些电极可以在不使用任何导电胶冻或类似物质的情况下直接置于受试者的皮肤上。由于此类电极容易操控,因此与主要在临床应用中使用的湿电极相比此类电极的用户舒适度得到了明显增强。已经进行试验和测试采用了各种不同纱线和生产技术,以实现供在可穿戴衣物上使用以感测受试者生理参数的可靠的织物电极。

[0005] 例如,已经使用针织织物作为提供舒适皮肤接触的电极材料。然而,在纬编针织织物电极 30 中,纱线 31 在电极的整个表面区域上平行运针,见图 1。因而,电阻在一个方向上明显更大,这导致整个电极上的不均匀电阻分布。例如,如果纱线沿水平方向运针,则在沿水平方向测量的情况下导电率波动会相当大。结果,此类针织织物电极将由于具有干扰了信号质量的高噪声水平而导致不良的信号质量。另外,测试显示出,针织电极能够比机织电极的保湿更好以便降低电阻。

[0006] 另一方面,电极 20 已经使用机织面料作为电极材料,从而提供在整个电极区域上相当一致且均匀的电阻,这是由于该电极区域具有由纱线 21 形成矩阵的结构,见图 2。然而,此类织物在与皮肤接触期间不是非常用户友好。已经发现,机织织物太易磨损且表面易于过早变形。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种用于获取受试者生理信号的电极,其一方面提供柔软舒适的皮肤接触,而另一方面确保了高的信号质量。

[0008] 根据本发明,所述目的是通过用于获取受试者生理信号的电极来实现的,所述电极包括至少两个叠置在一起的导电织物层,其中,第一层由机织材料制成,而具有要与受试者的皮肤接触的工作表面的第二层由针织材料制成。

[0009] 本发明的目的还可以通过供在受试者所要穿的衣物中使用的织物面料来实现,所述面料适于充当此类电极的载体。

[0010] 本发明的目的还可以通过用于对受试者生理参数进行监测的监测系统来实现,所

述监测系统包括此类电极和 / 或包括具有此类织物面料的衣物。

[0011] 本发明的核心理念是提供一种具有针织外层和机织内层的多层导电织物电极以用于获取生理信号,如心率、ECG 信号等。针织外层提供柔软舒适的皮肤接触以便用于读取生物信号,同时下面的导电机织层改善了针织结构的导电特性。机织层的矩阵结构降低并统一了与皮肤接触的针织层的整个表面区域上的电阻,并且降低了噪声水平。电阻和噪声水平降低的结果是改善了信号读取的精确度和一致性。这反过来降低了所需监测软件的复杂性并使得整个监测系统更加容易实现以及更加可靠。

[0012] 由于根据本发明的电极适于集成到织物或衣物中,因此其操控舒适度很高,并且使用此类电极的监测系统适合对电生理信号和其他参数进行长期的连续监测。因为本发明所建议的电极的鲁棒性很好,所以与现有技术的系统相比所述监测系统更加耐用和可靠。

[0013] 根据配置和电子设备,改善的质量使得能够使用所述电极在医院环境或者在家里检测心率、ECG、呼吸和生物阻抗或者所有这些参数的组合。与先前几代的织物传感器相比,双层导电织物电极大大改善了感测生物信号中的性能。

[0014] 本发明提供一种具有改善了测量质量的用户友好的监测系统。本发明优选应用于以最大舒适度连续监测电生理参数的个人健康保健领域。

[0015] 本发明的这些方面和其他方面将基于从属权利要求所限定的实施例进行更进一步阐述。

[0016] 根据本发明的优选实施例,导电织物层中的至少一层是通过使用包括导电成分和非导电成分的纱线制成的。所述成分具体是指金属成分和织物成分。此类金属纱线的金属成分优选是不锈钢或银。金属的选择依赖于具体应用在导电性与鲁棒性方面的需求。

[0017] 相比于不锈钢,银的导电性更高。另一方面,不锈钢比银更鲁棒。所述织物品成分优选是足够鲁棒以充当金属纤维的芯的合成成分。优选使用聚酯或莱卡 (Lycra) 作为合成成分,从而提供所述应用所要求的同时显示出弹性和柔软性的粗纤维。

[0018] 根据具体应用的需求,可能不仅使用单一金属成分(不锈钢 / 不锈钢;银 / 银)。在优选实施例中,可以使用不锈钢和银两者的组合,即导电层之一是由包括作为金属成分的不锈钢的纱线制成的,而另一导电层是由包括作为金属成分的银的纱线制成的(不锈钢 / 银)。

[0019] 如果将不锈钢用作金属成分,则所述纱线优选包括重量百分比介于大约 20 与大约 30 之间的不锈钢以及重量百分比介于大约 80 到大约 70 的聚酯。更优选地,所述纱线包括重量百分比大约 30 的不锈钢以及重量百分比大约 70 的聚酯。使用包括重量百分比超过 30 的不锈钢的纱线将得到非常僵硬且不舒适的织物。

[0020] 上面所描述的纱线的使用允许长期使用而不会造成皮肤刺激,并且同时允许获得好的信号质量。根据本发明,使用此类纱线制造的双层电极被认为可以比得上由 100% 的银制作的单层机织电极。

[0021] 所述针织层可以是纬编针织或经编针织。所述机织层还可以应用不同技术。优选地,使用可在工业应用的针织和机织技术。所述层的厚度可以变化并依赖于具体应用的需求。

[0022] 在本发明的另一优选实施例中,所述电极还包括适于充当导电织物层支承物的支承构件。使用此类支承构件的优点是,所述层可以相对于受试者的皮肤以更加精确的方式

进行安置,从而实现更好的信噪比。

[0023] 为此,所述支承构件优选具有衬垫状的形状,这使得所述导电织物层能够在所述支承构件上伸展。借此,能够获得非常干净和均匀的工作表面。这还进一步降低了针织层的电阻。被伸展开的针织层的另一优点是伸展使得所述针织层自身具有更好的导电性。使用下面的机织层,导电性进一步得到显著改善。

[0024] 优选地,所述支承构件是有可挠的。使用有可挠支承构件的主要优点是,由于其可挠性,能够保证所述电极的工作表面永远与受试者的皮肤接触,即使所述电极的佩戴者移动。为此,所述支承构件优选由硅胶制成,硅胶不仅可挠,而且还重量轻、便宜。然而,所述支承构件也可以使用其他替代材料,例如泡沫或任何其他可挠,优选无毒、可清洗和轻质的材料。

[0025] 具有衬垫状形状的支承构件主要负责织物电极层与皮肤间的接触在人移动时处于最佳状态。所述支承物必须可挠并且应当保证导电层始终稳定抵在皮肤上。由于变化的皮肤接触所引起的运动伪迹严重干扰了信号质量,因此所述支承构件展示出优选大约 5mm 到大约 10mm 的厚度,这依赖于所述电极将要被安放在人体的哪个部位。例如如果所述电极置于内衣上,则 10mm 的厚度会使人感到不舒服,然而置于胸部的衬衣上时则是可接受的。选择所述厚度使得达到信号质量与舒适度之间的最佳折衷。

[0026] 在本发明的优选实施例中,所述电极附接到打算用在受试者所要穿的衣物中的织物面料或布料上。所述面料充当电极的载体。为此,所述面料优选包括适于与所述电极的第二层工作表面大小相配合的开口。换句话说,将所述电极通过所述开口插入所述面料并随后连接到所述面料上。

[0027] 优选地,所述电极的支承构件以这样的方式安置到面料上,即使得纵剖面升高,这在将所述电极集成到面料中时提供更好的皮肤接触。再次,这改善了电极的信号质量。

[0028] 优选地,通过锁缝或通过热粘合,优选通过超声焊接将所述电极的所述层连接到面料。这些工业工序快速、鲁棒且保持整个生产成本较低。

[0029] 优选地,所述面料由非伸展性材料制成,以确保在各层之间的接触最佳并维持恒定的表面区域。因此,一旦所述电极连接到所述面料,它不会不经意地滑动或移位,这将导致更加精确的信号读取。

附图说明

[0030] 本发明的这些方面和其他方面将在下文中通过举例的方式参考实施例和附图进行详细描述,在附图中:

[0031] 图 1 示出了纬编针织结构的示意图;

[0032] 图 2 示出了平纹编织结构的示意图;

[0033] 图 3 示出了集成到面料中的电极的顶视图;以及

[0034] 图 4 示出了电极沿截面 IV-IV 的横截面视图。

[0035] 附图标记:

[0036] 1. 电极

[0037] 2. 第一层

[0038] 3. 第二层

- [0039] 4. 工作表面
- [0040] 5. 衬垫
- [0041] 6. 开口
- [0042] 7. 面料
- [0043] 8. 覆盖元件
- [0044] 9. 边界区域
- [0045] 10. 缝线
- [0046] 11. 线缆
- [0047] 20. 针织面料
- [0048] 21. 纱线
- [0049] 30. 机织面料
- [0050] 31. 纱线

具体实施方式

[0051] 根据本发明的电极 1 适于获取受试者的生理信号,该电极可以用于 ECG 监测系统(未示出)。电极 1 包括两个叠置在一起的导电织物层 2、3,其中,第一层 2 由机织材料(见图 2)制成,而具有要与受试者皮肤(未示出)接触的工作表面 4 的第二层 3 由针织材料(见图 1)制成。第一层 2 确保柔软的皮肤接触和改善的耐磨性,而第二层 3 使得在电极 1 的整个工作表面 4 上具有均匀的导电率。

[0052] 导电织物层 2、3 这两者都是通过使用含有不锈钢和聚酯的纱线制成的。所述纱线包括大约 30%的不锈钢和大约 70%的聚酯。

[0053] 两层 2、3 在作为支承构件的可柔韧硅胶衬垫 5 上伸展或拉伸。将所述层 2、3 以及衬垫 5 通过开口 6 插入织物面料 7 中,所述开口适于与第二层 3 的工作表面 4 的大小相配合。由此,将电极 1 安置在面料 7 的开口 6 中,从而使得可以接近该工作表面 4。织物面料 7 由诸如棉线的非伸展性材料制成。为了将衬垫 5 保持在其最终位置,提供了附加的覆盖元件 8,以覆盖衬垫 5 的底侧并朝所述层 2、3 的边缘延伸。例如,覆盖元件 8 例如可以是一片优选为非导电的织物面料。

[0054] 随后,将所述层 2、3 在衬垫 5 周围的边界区域 9 和覆盖元件 8 的延伸边缘通过若干缝线 10 缝合到面料 7 上。在图 4 中仅仅示出了在电极 1 一侧的缝线。优选地,将所述层 2、3 和覆盖元件 8 沿其的外边缘进行缝合以便防止所述层 2、3 磨损。根据面料 7 的厚度来选择衬垫 5 的高度,从而可以保证在工作表面 4 和皮肤之间的永久接触。在图示的最终位置,衬垫 5 高出面料 7,这导致工作表面 4 的位置得以升高。

[0055] 在所述层 2、3 邻近开口 6 的边界区域 9,将线缆 11 连接到电极 1。优选使用锁缝、热粘合(例如超声焊接)或另一合适的技术,将线缆 11 连接到导电层 2、3 的左或右边。优选地将所述层 2、3 这两者都连接到线缆 11。线缆 11 优选由导电织物制成。线缆 11 将电极 1 连接到监测系统的电子设备(未示出)上。代替连接线缆 11 的是,可能使用射频发射装置向外部监测装置进行无线数据传输。

[0056] 然后将作为电极 1 的载体的面料 7 用于受试者所要穿的衣物中或用作衣物的一部分。电极 1 和衣物可以分别进行生产和组装。电极 1 的引入并不限于衣物设计。电极 1 可

以被固定于衣物的任意位置。由于相比于其他附接方法在生产步骤的数目和生产成本方面都得到了降低,因此电极 1 适合于大规模生产。

[0057] 根据本发明的电极 1 优选设计成集成到可穿戴生物感测衣物内,从而在提供可靠的独立监测的同时提高了消费者的舒适度。它可以被整合到医疗、健康和保健以及运动的应用中,范围从相对容易运行的心率监测仪到更加完全复杂的生物感测系统。

[0058] 对于本领域技术人员而言显而易见的是,本发明并不局限于具体说明性实施例的细节,并且本发明在不脱离本发明精神或本质特征的情况下可以具体化为其他的具体形式。因此,本发明的实施例从各个方面来看都应当被认为是说明性的而非限制性的;本发明的范围是由权利要求书而非说明书所指定的,因此本发明包括落入权力要求的等效含义和范围内的所有变更。此外,还显而易见的是,词语“包括”并不排除其他元素或步骤,词语“一”或“一个”并不排除多个,并且单个元件,例如一个计算机系统或另一单元可以实现权利要求书中所记载的若干装置的功能。权利要求中的任何附图标记不应解释为是对本发明的限制。

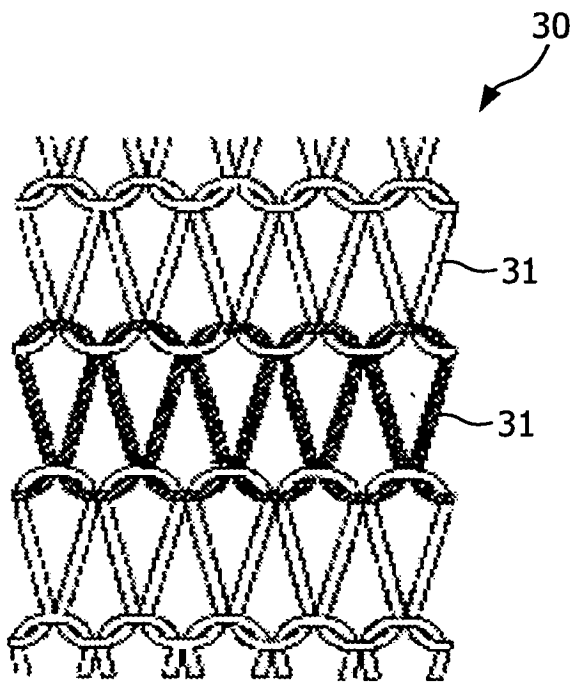


图 1

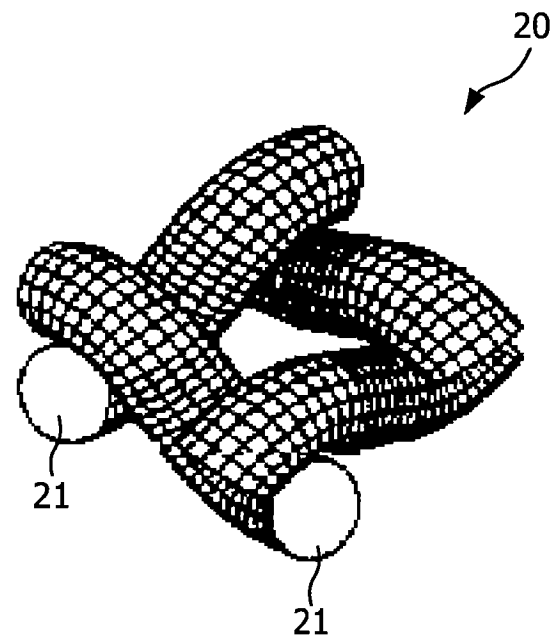


图 2

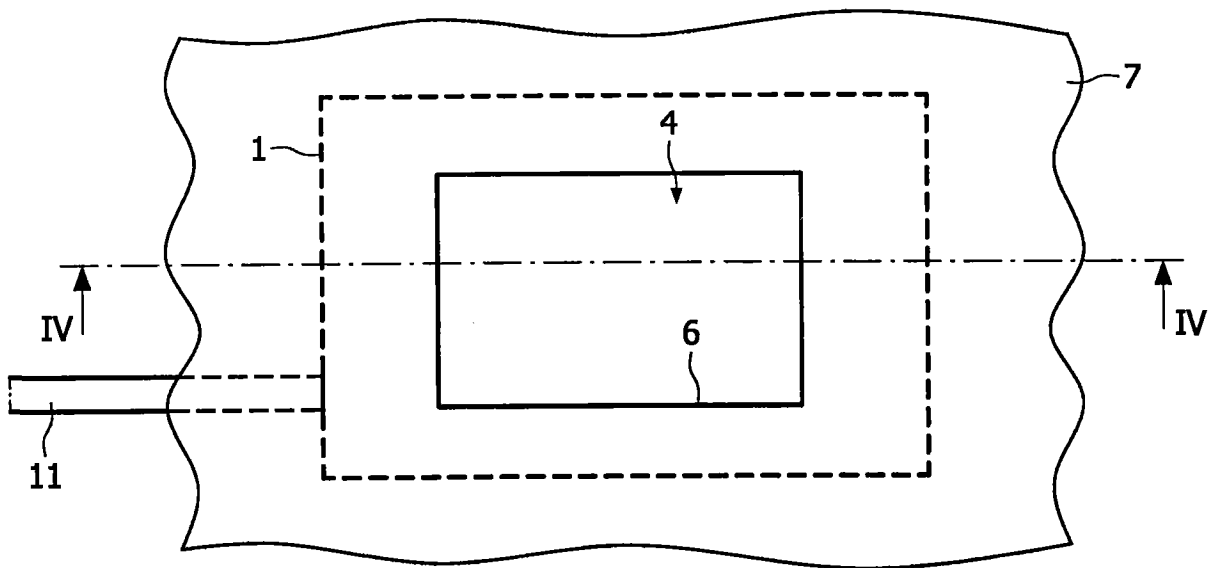


图 3

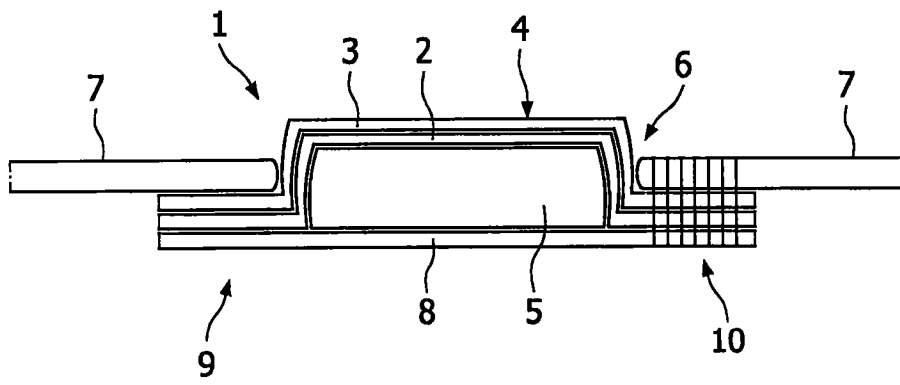


图 4