



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104955346 B

(45)授权公告日 2017.04.05

(21)申请号 201380061240.6

雷内恩·本·戴维

(22)申请日 2013.11.23

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104955346 A

代理人 黄威 徐爱萍

(43)申请公布日 2015.09.30

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A41D 1/00(2006.01)

61/729,548 2012.11.24 US

A61B 5/00(2006.01)

61/763,961 2013.02.13 US

A61B 5/053(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.05.22

G06F 1/16(2006.01)

D04B 1/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

(56)对比文件

PCT/IL2013/050964 2013.11.23

CN 102247135 A,2011.11.23,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/080404 EN 2014.05.30

US 7849888 B2,2010.12.14,

(73)专利权人 健康监测有限公司
地址 以色列赫兹利亚

WO 2012/140522 A2,2012.10.18,

CN 1882280 A,2006.12.20,

US 2012/0144561 A1,2012.06.14,

(72)发明人 博阿斯·绍沙尼

审查员 石露

权利要求书2页 说明书9页 附图7页

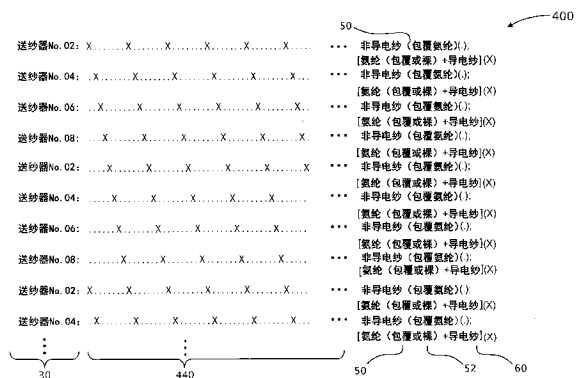
(54)发明名称

浮圈纺织电极及其编织方法

(57)摘要

一种用于编织具有管状结构的服装的方法，包括在具有N个参与送纱器和M个针的机器上编织至少一个导电纺织电极。该方法包括如下步骤：用一根或多根柔性的非导电纱连续地编织管状结构；以及除了使用非导电纱外，还使用导电纱在管状结构内一体地编织电极。通过织一针和跳过y针的方式将导电纱织成浮圈结构，步骤如下：使用送纱器F_i并开始于针D_i来重复地编织线段L_k，并且使用下一个送纱器并在针D_{i+s}处开始编结第一浮圈，来编织线段L_{k+1}，其中0<s<y。所述管状结构具有预先配置的编织密度，其中电极具有比所述管状结构的预先配置的编织密度高的编织密度。

CN 104955346 B



1. 一种编织的智能服装,所述服装包括:

a) 具有可变弹性的管状结构,所述管状结构具有第一多重编织线路,其中,每个所述线路用至少一根非导电纱连续地编织;和

b) 用于感测重要电信号的至少一个导电纺织电极,所述至少一个导电纺织电极具有:

i. 第二多重垂直排列的编织线段,其中每个所述段用非导电纱和导电纱编织在所述编织线路内;以及

ii. 具有第三多重浮圈的皮肤侧表面,其中,所述第三多重浮圈被配置成电传导来自多毛皮肤区域的所述信号;

其中,在所述编织线段的第一段中的第一浮圈开始于给定的编结位置,并且其中在每个后续的所述段中的紧跟在后的浮圈竖直地排列在相对于紧挨在前的所述段的移动位置;并且

其中,所述至少一个导电纺织电极适于通过导电部件可操作地与处理器连接。

2. 根据权利要求1所述的服装,其中所述重要电信号是临床水平的ECG信号。

3. 根据权利要求1所述的服装,其中,所述移动位置适于创建所述第三多重浮圈的适当编织密度,并且其中所述适当编织密度适于防止所述第三多重浮圈在与所述多毛皮肤区域接触时大量地折叠,从而能够使所述第三多重浮圈穿透到所述多毛皮肤区域,以电传导来自所述多毛皮肤区域的所述信号。

4. 根据权利要求1所述的服装,其中,所述移动位置适于创建所述第三多重浮圈的适当编织密度,并且其中所述适当编织密度适于提供跨过所述第二多重编织线段的良好导电性。

5. 根据权利要求1所述的服装,其中,所述管状结构具有指定的编织密度,从而提供指定的弹性,并且其中所述至少一个导电纺织电极具有高于所述管状结构的所述指定编织密度的编织密度,由此所述至少一个导电纺织电极具有低于所述管状结构的弹性。

6. 根据权利要求5所述的服装,其中,所述管状结构的围绕并邻近于所述至少一个导电纺织电极布置的指定区域,以比所述管状结构的所述指定编织密度高的编织密度来编织。

7. 根据权利要求1所述的服装,其中,所述至少一个导电纺织电极以比邻近地围绕所述至少一个导电纺织电极的区域高的密度来编织,由此所述至少一个导电纺织电极在所述邻近地围绕所述至少一个导电纺织电极的区域中具有比所述管状结构低的弹性。

8. 根据权利要求1所述的服装,其中,所述管状结构具有指定的编织密度,并且其中一个或多个指定区域具有比所述管状结构的所述指定编织密度高的编织密度,从而提供所述可变的弹性。

9. 一种用于编织智能服装的方法,所述方法包括下述步骤:

a) 编织具有可变弹性的管状结构,其中所述管状结构具有第一多重编织线路,并且其中,每个所述线路用至少一根非导电纱连续地编织;以及

b) 编织用于感测重要电信号的至少一个导电纺织电极,其中所述至少一个导电纺织电极具有:

i. 第二多重垂直排列的编织线段,其中每个所述段用非导电纱和导电纱编织在所述编织线路内;和

ii. 具有第三多重浮圈的皮肤侧表面,其中,所述第三多重浮圈被配置为电传导来自多

毛皮肤区域的所述信号；

其中,在所述编织线段的第一段中的第一浮圈开始于给定的编结位置,并且其中在每个后续的所述段中的紧跟在后的浮圈竖直地排列在相对于紧挨在前的所述段的移动位置;并且

其中,所述至少一个导电纺织电极适于通过导电部件可操作地与处理器连接。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述重要电信号是临床水平的ECG信号。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述移动位置适于创建所述第三多重浮圈的适当编织密度,并且其中所述适当编织密度适于防止所述第三多重浮圈在与所述多毛皮肤区域接触时大量地折叠,从而能够使所述第三多重浮圈穿透到所述多毛皮肤区域,以电传导来自所述多毛皮肤区域的所述信号。

12. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述移动位置适于创建所述第三多重浮圈的适当编织密度,并且其中所述适当编织密度适于提供跨过所述第二多重编织线段的良好导电性。

13. 根据权利要求9所述的方法,所述至少一个纺织电极的所述编织进一步包括在包含有所述浮圈的所述连续线段之间编织非导电纱的至少一个额外线段的步骤,其中每个所述额外线段以选自包括如下内容的编织方案组的编织方案来编织:

- a) 用额外的非导电纱编织每个所述额外线段;和
- b) 用额外的非导电纱以编织和不编织方案来编织每个所述额外线段。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,除了使用所述额外非导电纱外,每个所述额外线段包括还使用导电纱编织。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中所述编织和不编织方案选自包括如下内容的编织方案组:

- a) 编织一和不编织一编织模式;
- b) 编织二和不编织一编织模式;和
- c) 编织一和不编织二编织模式。

16. 根据权利要求9所述的方法,其中所述管状结构具有指定的编织密度,从而提供指定的弹性,并且其中所述至少一个纺织电极具有高于所述管状结构的所述指定编织密度的编织密度,从而所述至少一个导电纺织电极具有低于所述管状结构的弹性。

17. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述管状结构的围绕并邻近于所述至少一个纺织电极布置的指定区域,以高于所述管状结构的所述指定编织密度的编织密度来编织。

18. 根据权利要求9所述的方法,其中所述至少一个导电纺织电极以高于邻近地围绕所述至少一个导电纺织电极的区域的密度来编织,由此所述至少一个导电纺织电极在所述邻近地围绕所述至少一个导电纺织电极的区域中具有低于所述管状结构的弹性。

19. 根据权利要求9所述的方法,其中所述管状结构具有指定的编织密度,并且其中一个或多个指定编织区域具有的编织密度高于所述管状结构的所述指定编织密度,从而提供所述可变的弹性。

浮圈纺织电极及其编织方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35USC 119 (e) 要求来自2012年11月24日提交的美国临时申请61/729,548和2013年2月13日提交的美国临时申请61/763,961的权益,其公开的内容通过引用包含于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及实时健康监测系统,并且更特别的,本发明涉及在预先配置的位置嵌入至针织服装的针织电极,其中电极和服装形成一体。电极与处理器相互连接以形成健康监测系统。

[0004] 本发明提供了新型的干式纺织接触电极,用于测量生物的生理参数,如ECG信号和/或其它重要的信号,例如脑电图 (EEG)、眼电图 (EOG)、和其他医疗测量,其中电极邻近于被监测生物的皮肤布置。纺织电极不需要任何的皮肤准备,如或多毛皮肤上用湿电极(通常是凝胶)进行的准备(通常剃毛)。

背景技术

[0005] 用于监测生物的生理参数的监测系统在现有技术中是公知的。例如,其全部公开内容通过引用包含于此的PCT/IL2010/000774,公开了连续地检查通常被认为是健康(或具有一组已知疾病)的人(或任何其他生物)的健康的一种健康监测系统,涵盖了可能会导致生活方式重大改变/限制的健康危害的重要范围,并且该健康监测系统尽早提供警报-这一切,对载有该系统的人的正常生活方式没有显著限制。

[0006] 还存在用于监测心率、呼吸和生物阻抗的其它系统,其可在家中使用。例如脑电图 (EEG) 系统、心电图 (ECG) 或肌电图 (EMG) 系统的其它系统,主要适于临床使用,并通常使用凝胶电极。该电极需要与被监测者有良好的皮肤接触。为了使这样的电极更加方便使用者且易于使用,例如在家庭环境中,已建议使用纺织电极。这种电极可以结合至服装中,例如,背心。

[0007] 不同于使用导电凝胶直接施加到生物皮肤的传统凝胶电极,纺织电极是适用于测量ECG信号和其他重要信号(例如脑电图 (EEG)、眼电图 (EOG)) 以及无需任何皮肤准备(如需要用湿电极进行的准备,例如,剃刮多毛皮肤) 在皮肤上的其他医疗测量的干式接触传感器。

[0008] 为了监测生物与健康相关的生理参数,已经尝试将纺织电极设计到服装内。然而,这样的系统或者记录用于将来离线分析的信号,或者试图提供一个健康诊断。离线分析往往会被证明太晚了,而健康诊断通常不足以准确地触发明确的干预或指令给用户。

[0009] 如在此与健康监测系统结合使用的,术语“连续监测”是指一种健康监测系统,其在被监测的生物醒着或睡着时便于基本连续地昼夜监测生物,并在这种生物的基本所有常见活动中是有效运行的。

[0010] 如在此与可穿戴装置结合使用的,术语“无缝”是指这样一种装置:当由普通人穿

戴该装置时,其中该装置不会明显地限制该人的正常生活方式,并优选地,在使用时不会被任何人看到并且穿戴时不会让使用者感到不安。此外,被监测的人不需要进行任何活动来为了该系统在需要时提供个人警报。应当注意的是,追求非正常生活方式的人们,比如在战区或作战训练区的战士,或在训练和行动中的消防队员,或在训练或比赛中的运动员,可利用非无缝设备。由于“无缝”特性也涉及用户的行为,所以可穿戴部件优选地是正常穿戴的物品(例如,内衣),而不是一些只为得到警报而穿戴的附加物品。

[0011] 如在此与可穿戴成衣制品结合使用的,术语“内衣”或“服装”是指无缝的可穿戴成衣制品,优选地,其可以紧贴被监测生物的身体穿戴,通常是贴近皮肤,包括背心、运动衫、胸罩、内裤、专科医院的衬衫、袜子等。通常,术语“内衣”或“服装”是指这样的成衣制品:其贴近使用者身体的外表面穿戴,在外衣的下面或作为唯一衣服,以在其中嵌入传感器的方式,在日常行为中不会被其他人看到。内衣物品还可包括本身不是内衣但仍能直接并优选地紧紧接触皮肤的成衣制品,如T恤、无袖或有袖衬衫、运动型文胸、紧身衣、舞蹈服和裤子。在这种情况下,传感器能够以仍然不会被外人看见的方式嵌入,以满足“无缝”的要求。

[0012] 术语“纬圈(course)”和“线段(line segment)”,在此用作相关术语。服装的管状结构是在针织机上编织(knitted)出的,如圣托尼(Santoni)针织机,其中管状结构是以具有基本水平线的螺旋形式编织(knitted)。我们在此作为纬圈和纬圈的一部分提及的单个螺旋环/圈被称作线段。

[0013] 术语“紧地”指的是具有需要对身体有特定压力以获得满意信号的电极或其他传感器的衣服的特定部分,被设计成如需要的那样紧。然而,服装的所有其他部分可以不那么紧。可选地,通过内置的绑带或其他收紧装置可提供便于收紧或松开服装的特定部分,使得或多或少松紧度的需要不会导致更换整件服装。

[0014] 如在此与ECG测量相结合使用的,短语“临床水平ECG”是指大多数心脏病医师在怀疑有需要立即进一步调查或干预的危险心脏问题(例如,心律不齐、心肌缺血、心力衰竭)时为获得明确的结论所需要的专业上可接受的导联数目、敏感度和专一性。目前,至少有12个导联ECG其优选为15个导联ECG,与运动/姿势补偿元件以及具有适量算法的实时处理器结合。

[0015] 因为ECG是可以提供较高的瞬时清晰度以直接反映心脏活动的动态的功能强大的且无创的工具,因此它已被广泛用于医疗诊断和CVD研究。常规的湿式Ag/AgCl电极通常并频繁地用于测量ECG信号。常规的湿式电极特性,包括其应用,已经被广泛地研究和详细地讨论。事实上,在适当的皮肤准备(如剃刮多毛皮肤)和使用导电凝胶的情况下,ECG信号质量非常出色。

[0016] 然而,当使用传统的湿式电极时,总是需要皮肤准备以及使用导电凝胶,这并不方便使用者,因此其通常仅在临床使用。采用这些处理是为了减少皮肤传感器接口阻抗。就ECG信号测量过程的便利性而言,这些操作通常给用户带来麻烦,特别是在日常生活的长期监测应用方面。具体地,导电凝胶的使用不可避免地在胸部留下残余物。凝胶也可能会从湿式ECG电极中泄漏出来,当施加过多凝胶或将湿电极过猛地按在胸部时,在相靠近的两个电极之间会引起短路。此外,上面提到的用于湿电极的准备过程还有一些明显的缺点,例如费时、不舒适以及对参与者来说是痛苦的,因为皮肤准备通常会包含外皮层的擦伤。

[0017] 反复的皮肤准备和凝胶应用也可能诱发过敏反应或感染。因为皮肤再生和/或导电凝胶变干, ECG信号质量可能会随着延长的时间段而降低。在测量覆盖有毛发的位置时, 也会出现一些问题。该过程会导致不足的皮肤-电极接触面积, 特别是用于持续地长期研究。干式纺织电极可用于获取ECG信号而不需要任何皮肤准备或使用导电凝胶。

[0018] 因此, 有必要并且将有利的是, 使干式针织电极被结合以与便于测量生物有关健康的生理参数的系统一起工作, 如临床水平心电图 (ECG), 并且能够实时分析所感测的数据, 不管生物是静止还是在运动。此外, 纺织电极可以提供使用的舒适性, 便于连续地且无缝地监测人, 提供此人的生理参数。

发明内容

[0019] 为了能够进行连续地长期监测, 使用纺织基底来研发用于感测生物的生理参数 (诸如ECG信号) 的干纺织电极。干纺织电极包括形成在电极的皮肤侧表面上的多个浮圈, 以便于获取具有临床质量的ECG信号。浮圈用于穿过外部皮肤表面的毛层以获取信号。与湿电极的等效电路相比, 这种纺织干电极的特点是有效的。因此, 具有多个浮圈的方便用户的干纺织电极, 可用于获取ECG信号而不需任何皮肤准备或使用导电凝胶。

[0020] 对于多导联ECG测量, 通过将纺织电极与服装 (例如, 通过使用圣托尼针织机) 一体地编织 (knitting), 将多个纺织物嵌入至服装中, 其中干纺织电极被结合以与配置为检测连续的心电活动的多导联ECG测量装置一起工作。多导联ECG测量装置与纺织电极处于有效通信流中, 以接收感测的数据。

[0021] 纺织电极通常由耐洗的导电纱制成。每个纺织电极的精确身体布置是每种类型的监测式服装的预先设计的一部分。例如, 非限制性的, 每个纺织电极的身体布置适于覆盖身体上的ECG皮肤测量位置。

[0022] 作为创新设计的一部分, 纺织电极可以在尺寸和形状上进行改变, 并且编织 (knitted) 成创新的浮圈结构或割断线圈结构 (任何第三维结构) 以改善纺织电极与身体的接触。纺织电极能够实现良好的信号读取, 包括在多毛型皮肤上, 无需像使用凝胶型电极时所做的那样润湿或从相应的皮肤位置除去毛发。

[0023] 根据本发明的教导, 提供了一种用于编织 (knitting) 具有用基纱编织 (knitted) 的管状结构的服装的方法, 包括使用具有N个参与送纱器和M个针的针织机如圣托尼针织机, 来编织 (knitting) 至少一个导电纺织电极。基纱不参与导电纺织电极的编织 (knitting)。该方法包括如下步骤: 用一根或多根柔性的非导电纱连续地编织 (knitting) 管状结构; 以及除了使用非导电纱外, 还使用导电纱在管状结构内一体地编织 (knitting) 至少一个纺织电极。所述导电纱通过织一针和跳过y针的方式而织 (knitted) 成浮圈结构, 步骤如下:

[0024] i) 使用送纱器 F_i 并用针 D_j 开始编结, 来编织 (knitting) 线段 L_k , 其中通常地, $j=1$;

[0025] ii) 使用送纱器 F_{i+1} 并用针 D_{j+s} 开始编结第一个浮圈, 来编织 (knitting) 线段 L_{k+1} , 其中 $0 < s < y$; 以及

[0026] iii) 对于预先配置数量的线段重复步骤 (i) 和 (ii), 其中, 每个线段具有预先配置的长度。

[0027] 可选地, 至少一个纺织电极的编织 (knitting) 进一步包括在包含浮圈结构的连续

线段之间编织 (knitting) 非导电纱的一个或多个额外线段的步骤。一个或多个额外线段以选自包括如下内容的编织 (knitting) 方案组的编织 (knitting) 方案来编织 (knitted)：

[0028] a) 用一根或多根柔性的非导电纱连续地编织 (knitting) 一个或多个额外线段；以及

[0029] b) 用一根或多根柔性的非导电纱以编织 (knitting) & 不编织方案来编织 (knitting) 一个或多个额外线段。

[0030] 除了使用非导电纱外，一个或多个额外线段可以包括还用导电纱编织 (knitting)，其中，编织 (knitting) & 不编织方案可以选自包括如下内容的编织 (knitting) 方案组：

[0031] a) 编织 (knitting) 一&不编织一编织 (knitting) 模式；

[0032] b) 编织 (knitting) 二&不编织一编织 (knitting) 模式；以及

[0033] c) 编织 (knitting) 一&不编织二编织 (knitting) 模式。

[0034] 管状结构具有预先配置的编织 (knitting) 密度。优选地，至少一个纺织电极具有的编织 (knitting) 密度高于管状结构的预先配置的编织 (knitting) 密度。

[0035] 可选地，管状结构的围绕并邻近于至少一个纺织电极布置的预先配置区域，以比管状结构的预先配置的编织 (knitting) 密度高的编织 (knitting) 密度进行编织 (knitted)。

[0036] 可选地，一个或多个预先配置的编织 (knitted) 区域的编织 (knitting) 密度高于管状结构的预先配置的编织 (knitting) 密度。

附图说明

[0037] 通过本文下文给出的详细描述和附图，将得以充分地理解本发明，其仅通过举例和示例的方式给出因而不是对本发明的限制，且其中：

[0038] 图1a是具有管状结构的示例性服装的示意性图示，其中根据本发明实施例的纺织电极被织 (knitted) 入其中。

[0039] 图1b示出了示例性服装的前视图，其中纺织电极设计为测量15导联ECG信号。

[0040] 图1c示出了图1b中所示服装的侧视图。

[0041] 图2概述了根据本发明实施例的设计用于圣托尼型针织机的导电电极的示例性编织 (knitting) 方案，其中，浮圈由包覆有银或不锈钢的尼龙制成的导电纱制成，与包覆氨纶和裸氨纶一起进行编织 (knitted)。

[0042] 图3概述了为另一个示例性实施例的基于导电纱、包覆氨纶纱和裸氨纶纱来编织 (knitting) 导电浮圈电极的编织 (knitting) 方案。

[0043] 图4概括了可以在本实施例中使用的为导电干电极的另一改进版的编织 (knitting) 方案。在这版方案中，导电电极结构基于以交替浮圈设计编织 (knitted) 的导电纱和包覆氨纶，从而改善编织 (knitting) 密度和电极对身体的压力。

[0044] 图5示出了通过图4中所示的编织 (knitting) 方案形成的“浮圈”编织 (knitted) 电极。

[0045] 图6a示意性地表示形成平均编织 (knitting) 密度值的平均毛圈编织 (knitting) 尺寸。

[0046] 图6b示意性地表示小于图6a中所示的平均毛圈编织 (knitting) 尺寸的毛圈编织 (knitting) 尺寸。

[0047] 图6c示意性地表示小于图6b中所示的平均毛圈编织 (knitting) 尺寸的毛圈编织 (knitting) 尺寸。

具体实施方式

[0048] 现在参照附图,在下文中将更充分地描述本发明,其中示出了本发明的优选实施例。然而,本发明可以以许多不同的形式来实施,并且不应解释为限于这里所列出的实施例;更确切地说,提供这些实施例以使得本公开将是彻底和完整的,并且将充分地对本领域技术人员传达本发明的范围。

[0049] 实施例是本发明的示例或实施方案。“一个实施例”、“实施例”或“一些实施例”的各种出现不必须都指代相同的实施例。虽然本发明的各种特征可以在单个实施例的上下文中进行描述,但这些特征也可以单独地或以任何合适的组合提供。相反,为了清楚起见,虽然在本文中本发明可在分开的实施例的上下文中进行描述,但本发明也可以在单个实施例中实现。

[0050] 在说明书中提到的“一个实施例”,“实施例”,“一些实施例”或“其他实施例”意味着结合实施例描述的特定特征、结构或特性包含在本发明的至少一个实施例中,但不一定在所有实施例中。可以理解的是,文中使用的措辞和术语不应被解释为限制性的,而仅是作为描述性目的。

[0051] 本发明的方法可以通过手动地、自动地或它们的组合执行或完成所选择的步骤或任务来实施。术语“方法”是指用于完成给定任务的方式、手段、技术和过程,包括但不限于那些对于本发明所属领域技术人员来说是已知的方式、手段、技术和过程,或本发明所属领域的技术人员从已知的方式、手段、技术和过程中容易开发出的方式、手段、技术和过程。权利要求和说明书中给出的描述、示例、方法和材料不应被解释为限制,而仅是举例性的。

[0052] 除非另有定义,否则本文使用的技术和科学术语的含义是本发明所属领域通常理解的含义。本发明可利用与本文所描述的方法和材料等同或类似的方法和材料在测试或实践中实施。

[0053] 特别是对于纺织电极而言,电极位置和电极对身体的压力水平,对于测量心电图 (ECG)、脑电图 (EEG)、眼电图 (EOG) 和其他医疗参数是至关重要的。当考虑到ECG读取信号的效率、穿戴舒适度、对于男性和女性的适合尺寸、编织 (knitting) 能力等等时,每个电极的位置、形状、尺寸对于良好高效的ECG、EEG、EOG信号读取是很关键的。

[0054] 基于适于获得例如15导联ECG的各电极的解剖位置,本发明描述了由导电纱制成的特定浮圈结构的针织干式电极的发展,其在具有设计针织电极的适当压力的技术能力的无缝圆形圣托尼型针织机上进行编织 (knitted),并将不同的电极织 (knitted) 入服装的对应于所监测生物的目标位置的预先配置位置上。

[0055] 考虑到ECG读取信号的效率、穿戴舒适度、编织 (knitting) 能力、不同的原材料和面料设计限制,已进行了集中开发工作来检验针织服装中的干式针织电极的合适位置、尺寸和形状。

[0056] 为了感测生物的生理参数,使用干式纺织导电纱来获取与生物皮肤在预定身体位

置的接触。浮圈被用于获得编织 (knitted) 线路之间的良好的相互导电性,无论皮肤是否是多毛的。为获得纺织电极与皮肤的良好压力接触,电极和与电极邻近的服装区域以不同的编织 (knitting) 密度进行编织 (knitted)。

[0057] 图1a是根据本发明实施例的示例性编织 (knitted) 智能服装20的示意性图示,具有针织的 (knitted) 干的纺织电极100,其中,典型地,纺织电极100通过导电迹线110与处理器120互连。编织 (knitted) 智能服装20具有管状结构,其中,干的纺织电极100被一体地织 (knitted) 入其中。图1b示出了示例性智能服装20的前视图,其中,干的纺织电极100被设计为测量15导联ECG信号;并且图1c示出了图1b中所示服装的侧视图。

[0058] 非限制性的,智能服装20在如圣托尼针织机的圆形无缝针织机上进行编织 (knitted)。非限制性的,根据成品服装产品的最终规格和尺寸,织物可以在24号或28号机(每英寸的针数)上并在如17"、18"和20"的很宽的直径范围内进行编织 (knitted)。

[0059] 非限制性的,在一个示例性实施例中,织物由尼龙、裸氨纶和包覆氨纶编织 (knitted) 而成。在另一个示例性实施例中,织物通常用如尼龙和包覆氨纶的基纱编织 (knitted) 而成。非限制性的,在一个示例性实施例中,用于针织电极的导电纱是通过Xstatic被包覆有银的尼龙。

[0060] 应当指出的是,这样的服装可以使用任何类型的基纱进行编织 (knitted),包括有织纹或平纹的尼龙纱,选定类型的尼龙、聚酯、聚丙烯、醋酸纤维、人造纤维、天然纱如棉、竹、羊毛,以及上述原料的混和。也可基于织物重量、男性和女性的身体尺寸、需要的织物重量和设计来选择纱线。

[0061] 还应提及的是,这样的服装可以基于需要的织物重量、尺寸和设计以任何给定的机器规格或直径进行编织 (knitted)。

[0062] 针织服装的基纱的厚度 (Den或Dtex) 和所用氨纶纱的类型应与所要求的机器规格和织物类型一致。氨纶纱由以特殊弹性著称的合成纤维构成。

[0063] 基于所需要的ECG信号效率,针织电极位于织物上的选定区域中。每个电极连接至导电的导线(迹线)。

[0064] 应当指出的是,如本文所使用的术语“ECG信号”,是指被监测生物的任何生理信号,包括用于ECG分析的信号。

[0065] 编织 (knitted) 的导电导线将由针织电极感测的ECG信号传递至服装上的特定区域,在该特定区域所有导电导线聚集以传递信号到处理器120。

[0066] 如在图2中所描述的针织的纺织电极100被编织 (knitted) 以形成由导电纱(例如,通过Xstatic的70/2Den) 构成的浮圈,其被设计成浮在所设计的针数范围内的织物表面上。浮圈的长度由浮圈浮在其上的针数确定。

[0067] 如本发明所描述的,浮圈长度以及在针织电极区域内和在基础服装的选定区域内的特定编织 (knitting) 密度,由ECG信号的所需质量水平来确定。

[0068] 在本发明中,移位针编织 (knitting) 方案中浮圈的使用,连同独特的数字编织 (knitting) 密度控制一起,能获得以下重要优点:

[0069] • 改善电极对身体的压力和松紧度,这是高效率ECG读取的关键参数。

[0070] • 获得跨过编织 (knitting) 线段的良好导电性。

[0071] • 即使身体处于运动状态,电极仍能很好地位于指定的身体位置。

[0072] • 浮圈电极可以穿过多毛皮肤上的毛发,从而实现良好的ECG信号,而无需像现在在常规ECG检查中所做的那样去除毛发。

[0073] • 浮圈干电极消除了为获得ECG信号而使用凝胶或使用目前所用的其他湿性材料。

[0074] 浮圈电极在编织(knitting)基础服装的同一编织(knitting)工序中一起编织(knitted),并且作为一个单一单元从机器中形成。图2描述了根据本发明实施例的生产浮圈式的纺织电极100的示例性编织(knitting)方法200。

[0075] 在该示例性实施例中,导电纱由包覆有银或不锈钢的尼龙制成,与非导电纱(包覆氨纶50和裸氨纶52)一起在8路圣托尼型圆形针织机上(或具有等同能力的机器)进行编织(knitted)。在该示例性实施例中,编织(knitting)方案240使用被重复用于预先配置数量的纬圈的4个送纱器30。

[0076] 服装的基纱不参与导电电极的编织(knitting)。如本领域技术人员在图2中可以看出和理解的,在第一纬圈中(送纱器号01),由导电纱60(如Xstatic)形成的浮圈浮在6个针上,而非导电的包覆氨纶50在同一编织(knitting)纬圈中被连续地编织(knitted)。

[0077] 在第二纬圈中(送纱器号02),导电纱60与非导电的包覆氨纶50在整个编织(knitting)纬圈中以相同的模式编织(knitted),其中,纱线交替地在一个针上编织(knitted)和跳过/错过下一个针,再由下一个针编织(knitted)和跳过/错过下一针,如此等等(在下文称为“编织(knit)一&不编织一”编织(knitting)模式)。

[0078] 在第三纬圈(送纱器号03)中,非导电纱(如裸氨纶)以编织(knit)一&不编织一编织(knitting)模式进行编织(knitted)。

[0079] 在第四纬圈中(送纱器号04),如在图2中所示,如在第一纬圈中,浮圈由导电纱60形成,浮在6个针上,而非导电包覆氨纶50在同一编织(knitting)纬圈中连续地编织(knitted)。

[0080] 以上四条纬圈分别由送纱器5-8重复,再由送纱器1-4重复,如此等等。

[0081] 根据本发明的方案,浮圈的长度(即导电纱浮在其上的针数)和导电纱厚度(Den数),由穿过多毛胸部所需的期望穿过水平和期望信号例如ECG信号的质量水平决定。

[0082] 在本发明的变型中,导电纱的浮出重复随所需的编织(knitting)密度水平而改变。

[0083] 还应当指出的是,根据需要,对于导电纱60可以使用各种厚度(Den数)来编织(knitting)浮圈。纱的粗细可能影响编织(knitting)效率。

[0084] 在本发明的另一个实施例中,为了改善电极的ECG信号读取,采用了不同的编织(knitting)方案,其中,在该编织(knitting)方案中,每一相同电极区域形成的浮圈数量增加,这在电极和被监测生物的皮肤之间提供了改进的附着力,由此获得更好的信号。

[0085] 现在参照图3,其示意性地示出了根据本发明变型的为8路圣托尼型针织机所设计的浮圈式导电的纺织电极100的另一示例型编织(knitting)方案300。

[0086] 在该实施例中,如图3所示,编织(knitting)方案340是基于8路重复,其中在送纱器1、4和7中毛圈改变定位。

[0087] 如在图3中所示,在第一、第四和第七纬圈中(送纱器号01、04和07),由导电纱60(如Xstatic)形成的浮圈,浮在6个针上,而非导电包覆氨纶50在同一编织(knitting)纬圈

中连续地编织 (knitted)。然而,相对于在送纱器第01和07号中的浮圈组织开始针,在送纱器04号中的浮圈组织开始针 D_j 被移位 s_1 针。在图3所示的例子中, $s=4$ 。

[0088] 在第二、第五和第八纬圈中(送纱器02号、05和08),导电纱60和非导电包覆氨纶50以编织(knit)一&不编织一的编织(knitting)模式进行编织(knitted)。然而,相对于在送纱器第02和08号中的浮圈组织开始针 D_j ,在送纱器05号中的浮圈组织开始针 D_j 被移位 s_2 针。在图3所示的例子中, $s_2=1$ 。

[0089] 在第三和第六纬圈中(送纱器号03和06),非导电纱(如裸氨纶)在整个编织(knitting)纬圈中以相同的模式进行编织(knitted),其中,纱线交替地在两个相邻的针上编织(knitted)和跳过下一针,再由下面两个相邻的针编织(knit)和跳过下一针,如此等等(在下文称为“编织(knit)二&不编织一”编织(knitting)模式)。然而,相对于在送纱器第03号中的浮圈组织开始针 D_j ,在送纱器06号中的浮圈组织开始针 D_j 被移位 s_3 针。在图3所示的例子中, $s_3=1$ 。

[0090] 现在参照图4,其示意性地示出了根据本发明变型的为4(四)路系统设计的浮圈式导电的纺织电极100的另一个示例性编织(knitting)方案400,但是在本例中,非限制性的,使用了8路圣托尼型针织机。

[0091] 在本实施例中,如本领域技术人员在图4中可以看出并理解的,在所有的编织(knitting)纬圈中,由导电纱60(如Xstatic)形成的浮圈浮在7个针上,而非导电的包覆氨纶50或非导电的裸氨纶52在同一编织(knitting)纬圈中连续地编织(knitted)。应当指出的是,在本实施例中,服装的基纱不参与导电电极的编织(knitting)。

[0092] 在图4所示的例子中,使用了八个可用送纱器中的四个:不使用送纱器1、3、5和7但使用送纱器2、4、6和8。在所有纬圈中使用相同的编织(knitting)模式440。然而,相对于在送纱器第 i 号中的浮圈组织开始针,在送纱器 $i+2$ 号中的浮圈组织开始针 D_j 被移位 s_4 针。在图4所示的例子中, $s_4=1$ 。

[0093] 本发明并不限于如图2-4所示的示例中所示的编织(knitting)参数和说明书中的相应描述。如图2-4中所示的示例举例说明了用于编织(knitting)具有管状结构的智能服装20的方法,其包括使用具有 N 个送纱器和 M 个针的针织机编织(knitting)至少一个导电的纺织电极100。

[0094] 在一个实施例中,该方法包括:采用柔性的非导电纱(包覆氨纶50和/或裸氨纶52)连续地编织(knitting)管状结构;除了使用非导电纱外,还使用导电纱60在管状结构内部一体地编织(knitting)至少一个纺织电极100。导电纱60通过织一针然后跳过 y 针而织(knitted)成浮圈结构,步骤如下:

[0095] i) 使用送纱器 F_i 并开始于针 D_j ,来编织(knitting)纬圈 k ,也即线段 L_k ,其中下一个浮圈开始针脚是在远离前一个浮圈的开始针脚针的 y 针处;

[0096] ii) 使用下一个参与送纱器并用针 D_{j+s} 开始编结第一浮圈,来编织(knitting)线段 L_{k+1} ,其中 $0 < s < y$,并且通常 $j=1$;以及

[0097] iii) 对于预先配置长度的管状结构,即对于预先配置数量的编织(knitting)纬圈,重复步骤(i)和(ii)。

[0098] 应当指出的是,每一线段具有预先配置的长度。

[0099] 应当进一步指出的是,针织机的预先配置数量的送纱器参与服装的编织

(knitting) 工序。

[0100] 应当进一步指出的是,可以在各种规格的针织机上采用各种导电纱dtex和各种数量的单丝来编织(knitted) 竖直的导电迹线110。

[0101] 在一些实施例中,该方法还进一步包括在含有浮圈连续纬圈之间,采用如裸氨纶的非导电纱来编织(knitting) 纬圈。非导电纱的纬圈,并且可能连同导电纱,可以以连续的或编织(knit)&不编织的模式来进行编织(knitted),其中编织(knit)&不编织可以为任何组合,包括编织(knit)一和不编织一(编织(knit)一&不编织一),织二和跳一(编织(knit)二&不编织一),织一和跳二(编织(knit)一&不编织二),如此等等。

[0102] 再参照图5,其示出了经由图4中所示的编织(knitting) 方案形成的“浮圈”针织电极。

[0103] 为了进一步提高从浮圈纺织电极读取的信号质量,对电极和对电极周围的选定区域使用独特的编织(knitting) 密度方案。因此,便于在各个目标身体位置处更好地配装电极及更好地使电极接触身体皮肤。

[0104] 服装编织(knitting) 方法包括为管状设置平均毛圈编织(knitting) 尺寸。为了增大编织(knitting) 密度,一个方法是减小毛圈尺寸,而为了减小编织(knitting) 密度,一个方法是增大毛圈尺寸。现在参照图6a-6c,其中如图6a中示意性地示出的毛圈尺寸表示纱线70的平均毛圈编织(knitting) 尺寸(72),以形成平均编织(knitting) 密度值;图6b表示比平均毛圈编织(knitting) 尺寸(72) 小的毛圈编织(knitting) 尺寸(76),从而形成比平均编织(knitting) 密度高的编织(knitting) 密度;并且图6c表示比如图6b中示意性地示出的毛圈编织(knitting) 尺寸(74) 小的毛圈编织(knitting) 尺寸(76),以形成比平均编织(knitting) 密度低的编织(knitting) 密度。

[0105] 通常,为了增大纺织电极对被监测生物的身体皮肤的压力,纺织电极以高于管状结构的平均编织(knitting) 密度的编织(knitting) 密度进行编织(knitted)。此外,为了进一步增大纺织电极对被监测生物的身体皮肤的压力,围绕并邻近于纺织电极布置的管状结构的预先配置区域,也以高于管状结构的平均编织(knitting) 密度的编织(knitting) 密度进行编织(knitted)。

[0106] 如此,在实施例和示例方面描述了本发明,但可以在许多方面改变本发明将是显而易见的。这些变化不应认为是脱离了本发明的宗旨和范围,并且对本领域技术人员而言是显而易见的所有这些修改,旨在包含在权利要求的范围之内。

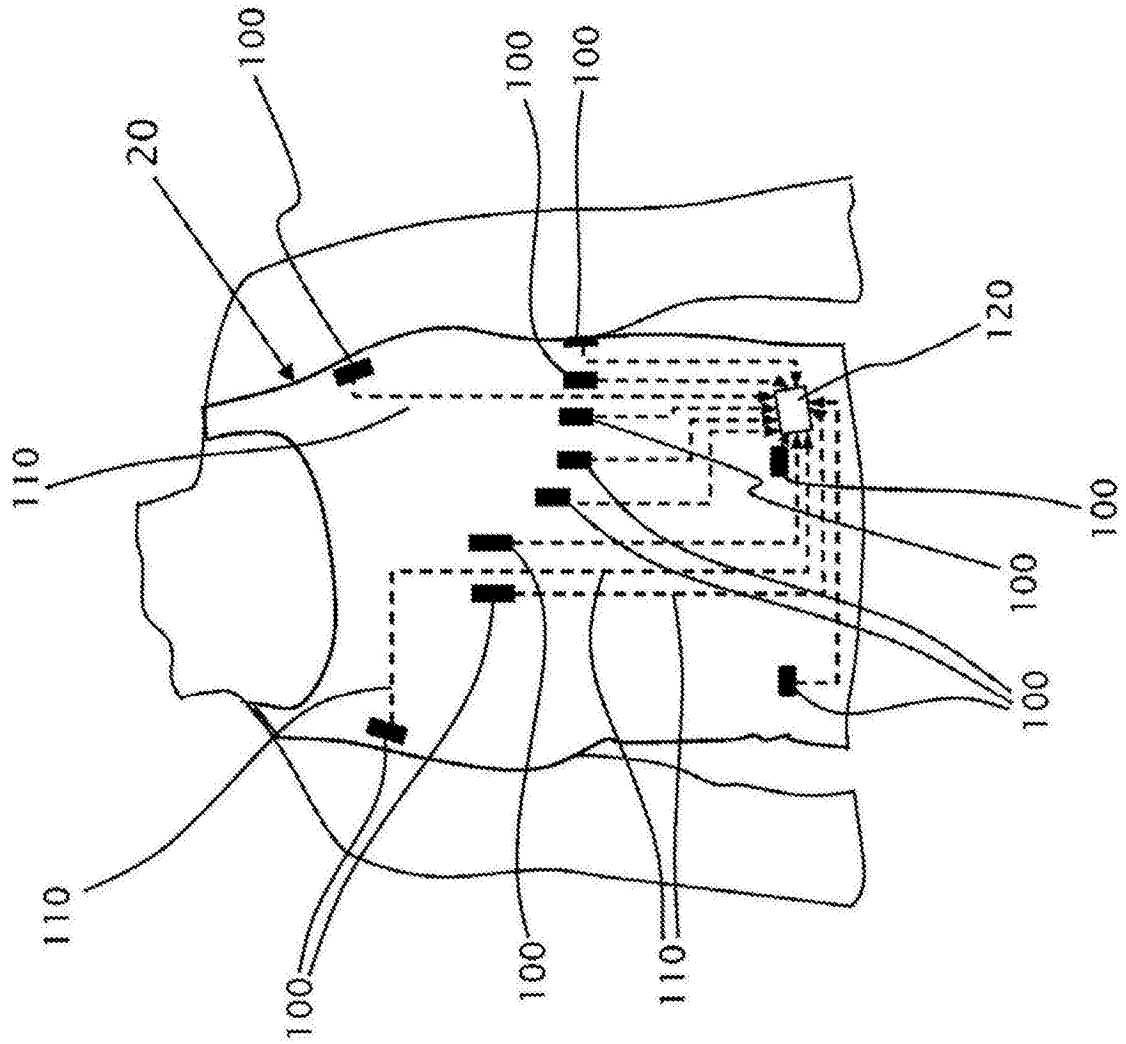


图1a

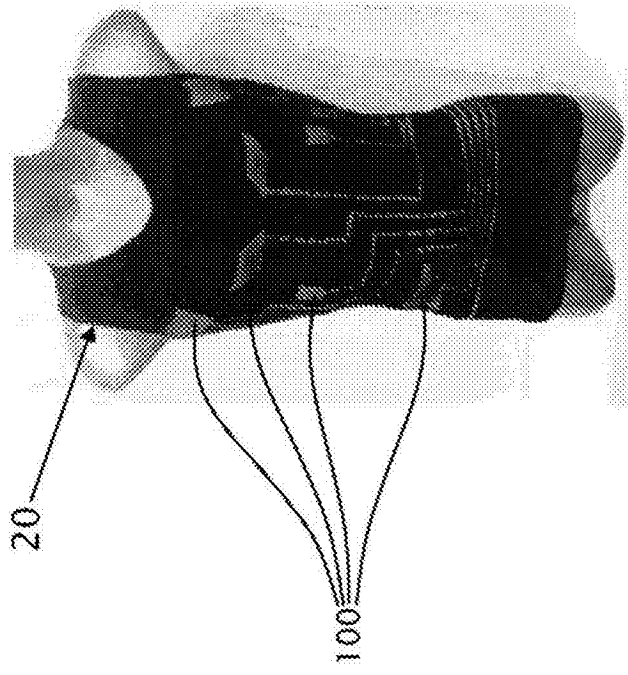


图1b

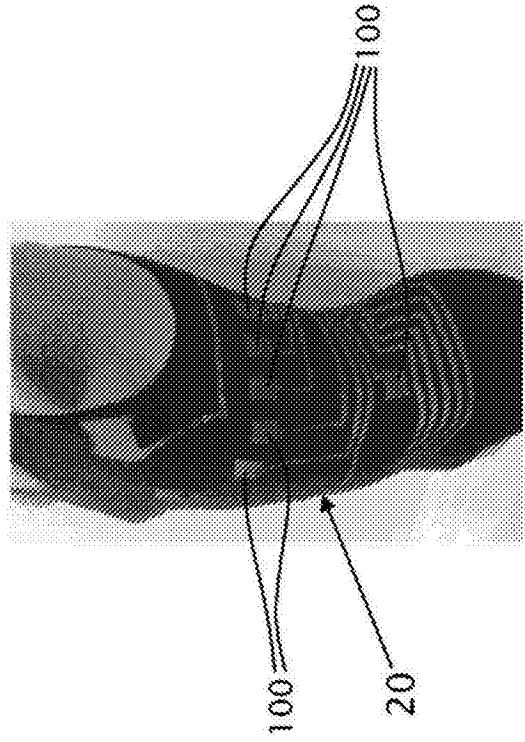


图1c

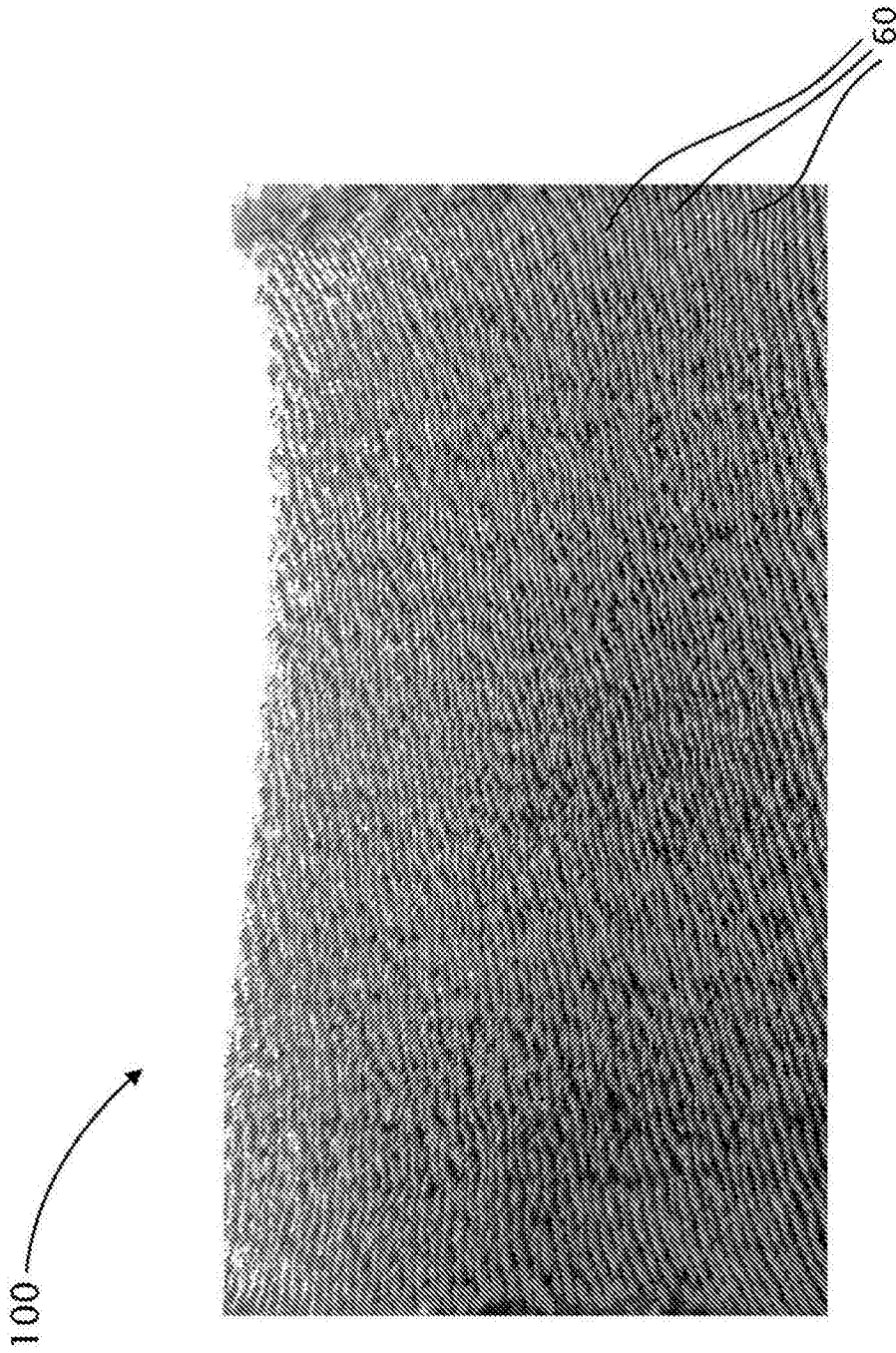


图5

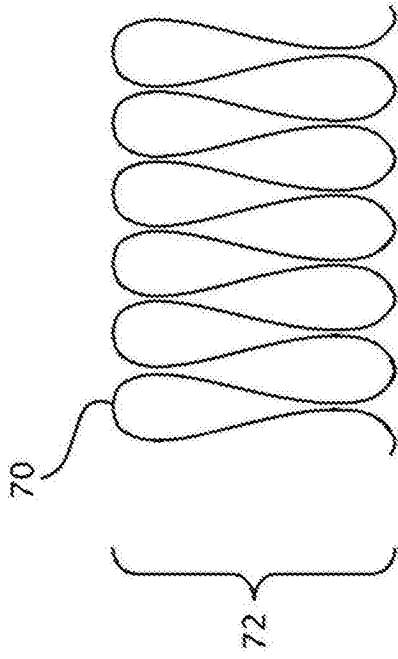


图6a

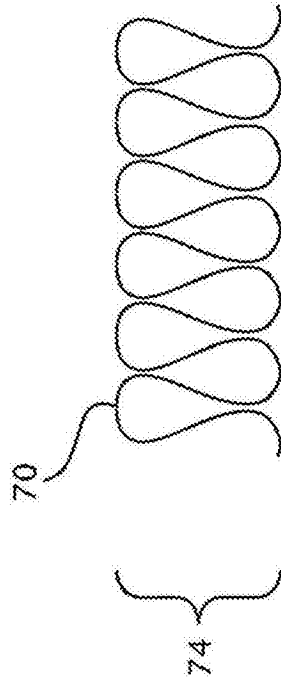


图6b

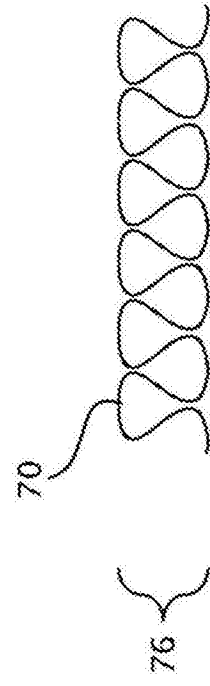


图6c

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 浮圈纺织电极及其编织方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN104955346B | 公开(公告)日 | 2017-04-05 |
| 申请号 | CN201380061240.6 | 申请日 | 2013-11-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社自动网络技术研究所 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 健康监测有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 健康监测有限公司 | | |
| [标]发明人 | 博阿斯绍沙尼 雷内恩本戴维 | | |
| 发明人 | 博阿斯·绍沙尼 雷内恩·本·戴维 | | |
| IPC分类号 | A41D1/00 A61B5/00 A61B5/053 G06F1/16 D04B1/00 A61B5/04 | | |
| CPC分类号 | A61B5/6804 A41D13/1281 A61B5/0408 A61B5/04085 A61B5/6805 A61B2562/0209 A61B2562/0215 A61B2562/125 D04B1/102 D04B1/12 D04B1/14 D04B1/16 D04B1/18 D04B1/246 D10B2101/20 D10B2401/18 D10B2403/02431 D10B2509/00 G06F1/163 | | |
| 代理人(译) | 黄威 徐爱萍 | | |
| 审查员(译) | 石露 | | |
| 优先权 | 61/729548 2012-11-24 US 61/763961 2013-02-13 US | | |
| 其他公开文献 | CN104955346A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种用于编织具有管状结构的服装的方法，包括在具有N个参与送纱器和M个针的机器上编织至少一个导电纺织电极。该方法包括如下步骤：用一根或多根柔性的非导电纱连续地编织管状结构；以及除了使用非导电纱外，还使用导电纱在管状结构内一体地编织电极。通过织一针和跳过y针的方式将导电纱织成浮圈结构，步骤如下：使用送纱器Fi并开始于针D1来重复地编织线段Lk，并且使用下一个送纱器并在针D1+s处开始编结第一浮圈，来编织线段Lk+1，其中0 < s < y。所述管状结构具有预先配置的编织密度，其中电极具有比所述管状结构的预先配置的编织密度高的编织密度。

