



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110720689 A

(43)申请公布日 2020.01.24

(21)申请号 201911142760.5

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.11.20

(71)申请人 北京清大际光科技发展有限公司

地址 102299 北京市昌平区科技园区超前路37号6号楼

(72)发明人 孙清友 马英

(74)专利代理机构 北京领科知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 11690

代理人 艾变开

(51)Int.Cl.

A41D 13/12(2006.01)

A41D 31/26(2019.01)

D01F 6/90(2006.01)

D01F 1/09(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

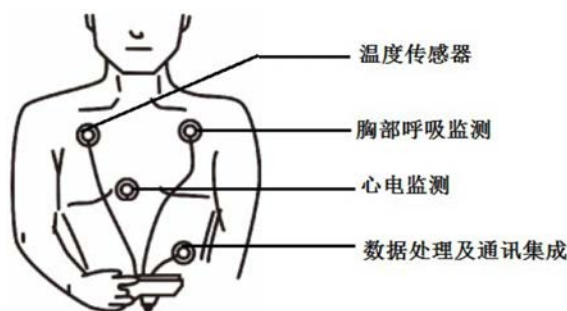
权利要求书1页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种智能医疗网联服装

(57)摘要

本发明公开了一种智能医疗网联服,包括柔性导电服装面料,传感器件,数据处理系统,数据传输系统;所述柔性导电服装面料是由柔性导电纤维织布而成,其中所述柔性导电纤维包括羧基化富勒烯和树脂基材,富勒烯占导电纤维的0.05-0.2wt%。本发明导电服装面料满足服装面料的柔性同时,导电性能得到了保证,适合制作为用于医疗诊断的服装面料;柔性导电纤维在连续抽丝达到5000米以上无断点,保证了制作为服装后在面料的各个部位均保证良好的导电性以传输电信号,杜绝了因断点导致的电信号缺失,进而遗漏,误传人体生理指标的现象,不会因为服装包装,放置或者人体穿戴时因动作发生的较大形变而发生导电性变差的现象,可以稳定检测人体体征生理信号。



1. 一种智能医疗网联服装,包括柔性导电服装面料,传感器件,数据处理系统,数据传输系统;其特征在于,所述柔性导电服装面料是由柔性导电纤维织布而成,其中所述柔性导电纤维包括羧基化富勒烯,壳聚糖和树脂基材,所述羧基化富勒烯占导电纤维的0.05-0.2wt%。

2. 如权利要求1所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述传感器包括体温传感器、血压传感器、血糖传感器、心率传感器、胸部呼吸监控传感器、心电监控传感器。

3. 如权利要求1所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述柔性导电纤维是由羧基化富勒烯在壳聚糖存在下掺杂的树脂基材经过纺丝得到。

4. 如权利要求1所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述柔性导电纤维的导电率为0.01-0.05S/cm。

5. 如权利要求1所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述树脂基材选自尼龙材料;所述尼龙材料优选自尼龙6,尼龙66,尼龙56,尼龙610,尼龙1010,尼龙1012。

6. 如权利要求1所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述柔性导电纤维包括如下重量份的原料:0.5-2份羧基化富勒烯,3-6份壳聚糖,1-5份聚乙烯吡咯烷酮,5-10份醇的水溶液和1000-1200份树脂基材。

7. 如权利要求6所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述柔性导电纤维的原料中还可以加入0.5-1重量份的有机凝胶体系。

8. 如权利要求7所述的智能医疗网联服装,其特征在于,所述有机凝胶体系选自海藻酸钠,羧甲基纤维素钠中的至少一种;优选地,所述有机凝胶体系为海藻酸钠,羧甲基纤维素钠按照重量比1-2:1-2的复配混合物。

9. 如权利要求1-8任一项所述智能医疗网联服装,其特征在于,所述柔性导电纤维的通过包括以下步骤的制备方法制得:

S1) 共混:将羧基化富勒烯粉体,壳聚糖和树脂基材在高速搅拌机中共混;

S2) 挤出熔体:将S1所得复合材料在螺杆挤出机中加热熔融为纺丝熔体;

S3) 热熔喷丝:使S2步骤所得熔体进入纺丝熔体管道,并将其压入纺丝组件,然后由喷丝板喷出在纺丝箱体中形成丝束,丝束再分别牵引到第一导丝辊和第二导丝辊,然后进入卷绕筒,成品丝卷绕在卷绕筒上,便得到柔性导电纤维;

可选地,在S1)步骤中还可以加入有机凝胶体系。

10. 一种人体生理信号检测和传输的方法,其特征在于,是利用权利要求1-8任一项所述智能医疗网联服装进行信号的检测和传输。

一种智能医疗网联服装

技术领域

[0001] 本发明涉及服装领域,具体涉及一种智能医疗网联服装。

背景技术

[0002] 随着社会的发展,老龄化成为一个全球性的问题,由此而带来的老年医疗健康问题,成为社会关注的重点,这些疾病随着人们生活方式的改变、环境的影响、专业医疗服务能力的相对薄弱而变愈加严重。这就势必要求未来的医疗从医院诊疗向健康监护预防转变。通过服装依附在人体上,既能满足服装的日常使用功能,又能实现人体生理信号的监测,从而达到生理信息监护与人体日常穿戴衣物、附件的无缝整合。而衣服作为与人体接触最为密切的媒介,具有多个优势,譬如舒适、轻薄、移动性好、不具有视觉、接触以及心理的排斥感,是日常必备物件,具有低生理、心理负荷的特点,是实现人体信号采集的最佳平台。其大面积与人体接触的特点也为获取丰富的人体生理参数提供了可能。同时,其数据采集模式不会影响穿着者的日常活动,能够实现在线连续监测。目前可穿戴医疗监护服装上大都采用新型材料传感器,复合结构封装微型传感器以及集信号采集与传输一体的集成传感器。用于医疗服装系统的电极、传感器应该具有柔性高和体积质量小的特点,最好呈纺织结构,这样便于与服装系统结合。由于电极器件与柔性面料之间的刚度、材料性质差异,将造成连接之间的难题。因此,器件的微型化和柔性化发展备受关注,服装自身具有传感功能,柔性连接成为可穿戴系统需要继续解决的最大难题之一。只有将服装和电子器件模块进行有效的柔性连接,才能实现功能服装应该具有的功能。电子器件与服装之间的信号传输也是医疗诊断服装发展的一个挑战和难点。本发明通过发展新型的导电服装材料制备技术、人体生理信号检测技术、传感器芯片设计选择技术及信号处理互联互动通讯技术来解决上述问题。本发明涉及利用导电服装材料制备方法、人体生理信号检测方法、传感器芯片设计选择方法及信号处理互联互动通讯方法,设计良好的导电材料及人体感知芯片和信号处理通讯手段建立的一种导电富勒烯医疗诊断网连服的制备方法,所述方法可应用于人与医院间的网连智能医疗诊断、信息采集、病理分析及互联专家预约。

[0003] 现有技术中有关于利用树脂和石墨烯导电纳米材料复合后的导电复合材料的文献,但是鲜有将其制备为适合用于医疗诊断的服装面料。

[0004] 专利CN105361977A公开了电阻式柔性透明关节部位电子皮肤,该电子皮肤有两个电极层,包括饱和和高分子材料层,碳纳米管薄膜层,用于制备电子皮肤、电子肌肉、电子纤维等形状可塑,大面积的材料。但是该方法得到的材料仍无法作为服装纤维使用,因为其柔性和服装可纺丝性能无法达到实际生产的需求,无法制备出可以较大面积的柔性服装面料,也无法保证纺丝时不发生断裂。因此此类材料在柔性导电服装材料的应用受到限制。

[0005] 专利CN 107474294 A公开了一种高耐磨碳杂化聚酰胺导电复合材料,其是在聚酰胺表面形成化学键结合的碳涂层。其中聚酰胺是尼龙类材料,碳材料是包括石墨烯、富勒烯等。但该专利中所得材料是为了消除聚酰胺制品使用过程中可能产生的静电,因此该材料具有一定的导电性即可,并没有对此类材料作为柔性导电,可纺丝制作可穿戴的服装方面

性能进行研究。CN101608061A公开了一种具有高导电性的聚酰胺/氧化石墨烯复合材料,但其得到的是导电的工程塑料,并不能作为服装面料使用。专利103215689 A公开了一种石墨烯改性尼龙6纤维的制备方法,是将石墨烯进行羧基化,酰氯化后,再用二元胺处理得到活化的氧化石墨烯,再将活化后的石墨烯和尼龙材料进行聚合反应,之后进行熔融纺丝。但该方法工艺复杂,需要多次对石墨烯进行活化处理,处理过程中会影响所得材料的导电性,而且经过多次改性的石墨烯虽然和尼龙基材的亲水性增强,但是在后续的加工过程中,特别是人体可穿戴的服装用纤维材料的加工工艺中,在做成柔性材料时,容易发生断裂。要制备出具有可实际应用的可穿戴服装的柔性导电纤维,要求在连续抽丝时长度保持5000米以上不发生断裂,否则在纺丝过程中由于纤维断裂造成的导电性下降,无法有效进行电信号的传导,也即用作医疗诊断的柔性导电服装材料。

[0006] 专利101212990A公开了一种网状复合材料制成的医疗器械,其材料包括成网剂和基体材料,其中成网剂可以为富勒烯。但是其主要是制备人体内的各种植入物,并不涉及用于预料诊断的服装面料。

[0007] CN102926020公开了一种导电的高强度聚合物接枝石墨烯层状纤维,但是其石墨烯和聚合物的用量为1:1-20,石墨烯的用量太大,造价高昂,没有商业化应用的前景。

[0008] 另外,现有技术中也有采用石墨烯作为服装材料的,比如CN208030323U, CN107151835A, CN108924977A,但一般都是作为智能发热服装材料使用。

[0009] 目前现有技术中用石墨烯制备导电纤维的文献。专利CN109811540A公开了一种石墨烯导电纤维,其实将基体纤维浸渍在包括石墨烯、碳纳米管的电浆液中,进行干燥水洗处理后得到石墨烯导电纤维,最终制得适合服装、只能穿戴以及传感器等领域。该专利所得材料具有较低的电阻率,并没有披露所得材料的可纺性,是否可以作为用于医疗诊断的服装面料还有待考证。CN109567285A公开了一种智能服装,其包括导电纤维和基体纤维,其导电纤维是第二集体纤维和导电涂层组成,其中导电涂层包括石墨烯,但是该专利中所得材料主要还是用于加热,并不是为医疗诊断中服装设计而成。

[0010] 专利CN102522138A公开了一种碳纳米材料-棉纤维复合导电材料,其是以棉织物作为过滤介质,以过滤的方式使含有碳纳米材料的悬浮溶液在常压下流经该过滤介质,干燥;(2)室温下用平板硫化机压制,即得碳纳米材料-棉纤维复合导电材料。

[0011] CN105155253A公开了一种氧化石墨烯电化学还原制备导电织物的方法,其是将表面含阳离子聚合物的织物在氧化石墨烯分散液中浸渍,在阳离子吸附下,氧化石墨烯均匀吸附在织物上,然后织物取出后预烘,将吸附氧化石墨烯的织物放入电化学还原液中,并在双电极电化学体系中电化学还原氧化石墨烯,然后织物冷水洗、热水洗、烘干,即得导电纤维织物。

[0012] CN 106012093A公开了一种复合导电纤维的制备方法,其是将石墨烯,羧化碳纳米管,聚丙烯切片,高密度聚乙烯切片配比后,在高速混合机中混合,在经过基础,干燥,纺丝等工艺得到复合导电纤维。其使用了大量的石墨烯作为导电材料,成本高昂。CN109239152A公开了一种电化学传感织物及其制备方法,其是由纤维传感器编织而成,并且还有银/氯化银纤维参比电极编织,其中所用到的碳基纤维可以是石墨烯纤维。通过传感器检测人体汗液中葡萄糖,和钾、钠、钙等离子的浓度,再通过蓝牙设备发送到手机等接受设备。但是该专利方法复杂,需要使用电沉积,还需要特定的嵌段聚合物,并不适合大规模的工业化生产,

离实际应用还有一段距离。CN109972386A公开了一种导电纱线及其制品,该纱线包含导电纤维以及悬挂在导电纤维上的石墨烯。

[0013] 可见,导电纤维研究多聚焦于石墨烯和织物纤维的复配,一般是将基体纤维浸渍与氧化石墨烯的分散液中或者石墨烯和高分子基材复合后纺丝的方法。前者需要对氧化石墨烯进行还原处理以得到适合纺织的面料。但如果直接采用还原石墨烯,石墨烯和基体纤维的亲合力不足,如果使用粘接剂,会对服装面料的导电性产生影响;如果使用石墨烯和高分子复合后纺丝的技术,为了使所得材料复合传感器电导率的需求,石墨烯的用量需要在1wt%左右,一方面石墨烯昂贵,这种方法得到的面料成本高达上千元每平米,不适合工业化的生产,另一方面,为了达到合适导电率,石墨烯含量较高时,会对纺丝设备的喷丝口造成堵塞。另外,纤维基材和石墨烯,碳纳米管等导电材料亲和性不好,结合不稳,所得材料纺织得到的服装面料电导率不均匀,在制备为用于医疗诊断的服装时,可能出现某些部位电导率不高,而产生生理信号的误传导,或者无法有效监控人体体征指标。因此作为医疗诊断的服装的柔性导电纤维,除了力学性能需要满足可纺织的需求,电导率满足传感器需求,还需要面料电导率均匀稳定,不会因为面料的弯折出现断点,电导率下降不稳定的现象。

[0014] 上述文献所提出的各种含有石墨烯的导电纤维都是通过引入石墨烯提高聚合物材料的电导率,虽然其电导率都较高,但都不适合作为用于医疗诊断的导电面料材料使用,主要是成本和服装面料对材料的特殊要求所限制。因此,将柔性导电纤维用于制作医疗诊断的服装,亟需解决的问题是使材料的导电性、柔性(同时保持一定的强度)、可纺性(熔融纺丝抽丝的断裂长度超过5000米)等综合性能均满足标准。

发明内容

[0015] 为克服现有技术中用柔性导电面料制成的用于医疗诊断的智能服装,成本高,面料可防性不好,长时间使用折叠会导致面料电导率下降,进而无法完成人体生理参数的检测和信号传输的缺陷,本发明提供了一种智能医疗网联服装,主要克服现有的医疗服装导电材料与柔性面料之间的刚度、材料性质差异导致连接难度大、电子器件与服装之间的信号传输易出现异常等技术难题。

[0016] 本发明的目的通过以下技术方案实现:

[0017] 本发明首先提供了一种柔性导电纤维,所述柔性导电纤维包括羧基化富勒烯和树脂基材,富勒烯占导电纤维的0.05-0.2wt%。本发明提供的柔性导电纤维可以作为智能医疗网联服装的面料原料使用。

[0018] 本发明第一个目的在于提供一种智能医疗网联服装,包括柔性导电服装面料,传感器件,数据处理系统,数据传输系统;所述柔性导电服装面料是由柔性导电纤维织布而成,其中所述柔性导电纤维包括羧基化富勒烯和树脂基材,富勒烯占导电纤维的0.05-0.2wt%。

[0019] 数据处理系统将传感器检测到的人体体征数据进行处理后,通过数据传输系统转化为接受系统可识别的信号发射出去,以达到远距离监控,预警,预料诊断的目的。优选地,数据处理系统和数据传输集成一起。本发明提供的用于医疗诊断的服装,示意图如图1所示。

[0020] 所述传感器芯片用于检测人体体征生理指标,包括体温传感器、血压传感器、血糖

传感器、心率传感器、胸部呼吸监控传感器、心电监控传感器等。

[0021] 本发明提供的柔性导电服装面料,导电性好;同时具有可穿戴材料的服装面料的柔性特点,特别适合制作可穿戴的服装,由于其优异的导电性,可方便地将衣服上设置的传感器芯片发出的电信号进行传导,进行人体生理指标的监控。

[0022] 进一步地,所述柔性导电纤维是由羧基化富勒烯在壳聚糖存在下掺杂的树脂基材经过纺丝得到。

[0023] 所述柔性导电纤维的导电率为 $1.5 \times 10^{-2} - 3 \times 10^{-2} \text{S/cm}$,本发明提供的导电纤维用于医疗诊断,导电率在上述范围内即可满足需求。

[0024] 所述树脂基材选自尼龙材料。优选自尼龙6,尼龙66,尼龙56,尼龙610,尼龙1010,尼龙1012等。对于尼龙材料,优选为羧基封端的尼龙树脂。

[0025] 所述羧基化富勒烯可以自制也可以商购。富勒烯的羧基化步骤是本领域所公知的,具体是采用将富勒烯和含有酸的溶液在高温下回流,分离提纯得到。所述酸可以为无机酸,也可以为有机酸;所述无机酸选自硫酸、盐酸、硝酸中的至少一种;所述有机酸选自苯甲酸、三氯乙酸、三氟乙酸、三硝基苯磺酸、硝基甲磺酸、苯六甲酸中的至少一种。

[0026] 所述分离提纯可以为层析硅胶柱,重结晶,透析中的至少一种,只要使富勒烯纯度高于99%以上即可。

[0027] 在本发明优选技术方案中,所述柔性导电纤维包括如下重量份的原料:0.5-2份羧基化富勒烯,3-6份壳聚糖,1-5份聚乙烯吡咯烷酮,5-10份醇的水溶液和1000-1200份树脂基材。

[0028] 所述醇溶液为低碳醇的水溶液,所述低碳醇为C1-C4的醇,具体可以选自甲醇,乙醇,丙醇,异丙醇中的至少一种;所述醇的水溶液浓度在90wt%以上,更优选95wt%以上。

[0029] 本发明中将富勒烯进行羧基的功能性改性,将羧基化的富勒烯在壳聚糖作用下,和尼龙树脂端基的氨基或羧基反应,在后续的熔融纺丝过程中会产生一定的交联固化作用,使富勒烯导电材料和树脂基材结合更为紧密。同时聚乙烯吡咯烷酮和醇溶液的分散作用,使导电材料富勒烯均匀分散,有利于提高后续熔融纺丝加工的产品质量。

[0030] 优选地,在原料中还可以加入0.5-1重量份的有机凝胶体系。所述有机凝胶体系选自海藻酸钠,羧甲基纤维素钠中的至少一种,优选为海藻酸钠,羧甲基纤维素钠按照重量比1-2:1-2的复配混合物。加入有机凝胶体系后,在醇溶液中形成凝胶体系更有利于将导电材料富勒烯均匀地分散在基材树脂中,使其电导率更加均匀稳定。

[0031] 所述柔性导电纤维的通过包括以下步骤的制备方法制得:

[0032] S1) 共混:将羧基化富勒烯粉体,壳聚糖和树脂基材在高速搅拌机中共混;

[0033] S2) 挤出熔体:将S1所得复合材料在螺杆挤出机中加热熔融为纺丝熔体;

[0034] S3) 热熔喷丝:使S2步骤所得熔体进入纺丝熔体管道,并将其压入纺丝组件,然后由喷丝板喷出在纺丝箱体中形成丝束,丝束再分别牵引到第一导丝辊和第二导丝辊,然后进入卷绕筒,成品丝卷绕在卷绕筒上,便得到柔性导电纤维。

[0035] 更进一步地,S1) 共混是将羧基化富勒烯粉体,壳聚糖,聚乙烯吡咯烷酮,醇溶液和树脂基材在高速搅拌机中共混。

[0036] 优选地,在S1步骤中还可以加入有机凝胶体系。所述有机凝胶体系的加入量为树脂基材的0.05-0.1wt%。进一步优选地,所述有机凝胶体系选自海藻酸钠,羧甲基纤维素钠

中的至少一种,更优选为海藻酸钠,羧甲基纤维素钠按照重量比1-2:1-2的复配混合物。

[0037] 优选地,S2步骤中螺杆挤出机没有特别限定,可以是单螺杆挤出机,也可以是双螺杆挤出机,其工作温度区间为240-300℃;更为优选地,螺杆挤出机为双螺杆挤出机,螺杆长径比为30-35:1,双螺杆挤出机中各温区温度分别为一区240-250℃、二区245-260℃、三区260-270℃、四区270-290℃、五区250-260℃、六区240-250℃,模头温度为245℃,主机转速为200-400r/min。

[0038] 优选地,S3步骤中热熔喷丝是使熔体经过温度为350-500℃的纺丝熔体管道,经过计量泵定量压入纺丝组件,然后由喷丝板喷出,在纺丝箱体中形成丝束,丝条离开纺丝通道,分别牵引到第一导丝辊和第二导丝辊,然后进入卷绕筒,成品丝卷绕在卷绕筒上,便得到柔性导电纤维。其中,喷丝板孔径为0.20~0.28mm,长径比为2-4:1;更为优选地,热熔喷丝中纺丝熔体管道温度为380-430℃,所述第一导丝棍的温度为20-30℃,第二导丝棍的温度为120~150℃,所述导丝辊间的拉伸比为1.0~1.3倍,纺丝速度为1000~2000m/min。

[0039] 本发明的第二个目的是提供一种人体生理信号检测和传输的方法,其特征在于,是利用所述智能医疗网联服装进行信号的检测和传输,其流程示意图如图2所示,具体是把传感器得到的生理信号经过数字化、转换、选择、分类整理等步骤转换成能够显示的信号。

[0040] 与现有方法相比,本发明所能达到的有益技术效果如下:

[0041] 一、本发明提供的智能医疗网联服装克服了现有技术中服装材料导电性和柔性之间难以兼顾的缺陷,在生产能够满足服装面料的柔性同时,导电性能得到了保证,适合制作为用于医疗诊断的服装面料。

[0042] 二、本发明智能医疗网联服装的原料,即柔性导电纤维在连续抽丝达到5000米以上无断点,保证了制作为服装后在面料的各个部位均保证良好的导电性以传输电信号,杜绝,减少了因断点导致的电信号缺失,进而遗漏,误传人体生理指标的现象,保证了检测人体体征信号指标的稳定和有效。

[0043] 三、本发明所得柔性导电纤维在发生大范围形变时仍保持良好的导电性,满足了实际生产和使用时的实际需求,不会因为服装包装,放置或者人体穿戴时因动作发生的较大形变而发生导电性变差的现象,可以稳定检测人体体征生理信号。

附图说明

[0044] 图1为本发明所涉及人体生理信号检测及信号处理的结构示意图;

[0045] 图2为本发明实施例中生理信号处理过程原理示意图;

具体实施方式

[0046] 以下结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明。

[0047] 本发明实施例采用羧基富勒烯PCBA采购自西安瑞禧生物,其中尼龙66,尼龙56均采购自日本东丽,为羧基封端,其物理性能好机械强度复合纺织标准,体积电阻率在 1×10^{12} 至 $1 \times 10^{13} \Omega / \text{m}$ 之间。其他试剂和树脂材料均可商购得到。

[0048] 本发明实施例中所述“份”,若无特别说明,均指重量份。

[0049] 本发明实施例制得柔性导电材料,在线监测抽丝是否发生断裂,5000米以上无断裂即为合格产品。

[0050] 实施例1

[0051] S1) 共混:将0.5份粒径D50为5.3nm的羧基化富勒烯,5份壳聚糖,3份聚乙烯吡咯烷酮分散于8份95%乙醇溶液中,在6000r/min搅拌条件下,在10-20min内缓慢滴加入装有1000份尼龙66的高速搅拌机中,共混2h;

[0052] S2) 挤出熔体:将S1所得复合材料在双螺杆挤出机中加热熔融为纺丝熔体;挤出机工作条件是:螺杆长径比为32:1,双螺杆挤出机中各温区温度分别为一区240-250℃、二区245-260℃、三区260-270℃、四区270-290℃、五区250-260℃、六区240-250℃,模头温度为245℃,主机转速为400r/min。

[0053] S3) 热熔喷丝:对S2步骤所得熔体进入380-400℃的纺丝熔体管道,压入纺丝组件,然后由喷丝板喷出在纺丝箱体中形成丝束,丝条离开纺丝通道,分别牵引到第一导丝辊和第二导丝辊,然后进入卷绕筒,成品丝卷绕在卷绕筒上,便得到柔性导电纤维既得柔性导电服装材料,其中喷丝板孔径为0.25mm,长径比为3:1,第一导丝棍的温度为室温,第二导丝棍的温度为130℃,所述导丝辊间的拉伸比为1.1倍,纺丝速度控制在1000~2000m/min。

[0054] 实施例2

[0055] 其它步骤和实施例1相同,区别在于步骤S1) 共混中,羧基化富勒烯的用量为1份。

[0056] 实施例3

[0057] 其它步骤和实施例1相同,区别在于步骤S1) 共混中,羧基化富勒烯的用量为2份。

[0058] 实施例4

[0059] 其他步骤和实施例2相同,区别在于步骤S1) 共混中,还加入1份羧甲基纤维素钠。

[0060] 实施例5

[0061] 其他步骤和实施例2相同,区别在于步骤S1) 共混中,还加入1份海藻酸钠和羧甲基纤维素钠按照质量比1:1的复配混合物。

[0062] 实施例6

[0063] 其他步骤和实施例2相同,区别在于步骤S1) 共混中,树脂基材为尼龙6。

[0064] 对比例1

[0065] 其它步骤和实施例1相同,区别在于羧基化富勒烯改为富勒烯。

[0066] 对比例2

[0067] 其它步骤和实施例2相同,区别在于羧基化富勒烯改为富勒烯。

[0068] 对比例3

[0069] 其它步骤和实施例1相同,区别在于步骤S1) 不加入壳聚糖。

[0070] 对比例4

[0071] 其它步骤和实施例2相同,区别在于步骤S1) 不加入壳聚糖。

[0072] 应用例1

[0073] 对以上实施例和对比例所得柔性导电纤维按照以下方法及行业内公知方法测定,结果如表1所示:

[0074] 断裂伸长率(%),测试方法:参照GB/T3916-1997;

[0075] 断裂强度(CN/dtex),测试方法:参照GB/T3916-1997。

[0076] 是否出现断点按照对抽丝的纤维进行实时检测,当出现断点时进行记录。

[0077] 表1

[0078]		断裂伸长率 (%)	纤维断裂强度 (CN/dtex)	5000 米抽丝 无断点
	实施例 1	35.2	2.6	无
	实施例 2	35.3	2.7	无
	实施例 3	35.5	2.7	无
[0079]	实施例 4	35.7	2.7	无
	实施例 5	35.6	2.7	无
	实施例 6	41.2	2.6	无
	对比例 1	35.3	2.6	无
	对比例 2	35.2	2.6	无
	对比例 3	32.7	2.5	有
	对比例 4	32.8	2.6	有

[0080] 从表1数据可以看出,本发明得到的导电柔性纤维可纺性好,断裂伸长率和纤维断裂强度均能满足需求。在使用羧基化富勒烯和壳聚糖配合后,本发明智能医疗网联服装在使用时,不会因为纤维断点导致导电率下降,产生生理信号的误传导或者漏传,保证了本发明智能医疗网联服装在用于人体医疗诊断时,能可靠稳定地所需各项人体体征参数进行检测并传输出去,保证了稳定可靠地检测穿戴者的各项体征指标。

[0081] 应用例2

[0082] 将实施例和对比例所得导电纤维用织布机纺织为 $1 \times 1\text{m}$ 的面料,在面料中线位置进行电导率的测试,其中弯折电导率测试是将所得面料在中线位置弯折180度,反复进行1000次,在面料处于弯折状态下,测试弯折处的导电率,电导率的测试方法参照GB T32993-2016,结果如表2所示。

[0083] 表2

[0084]		导电率 10^{-2}S/cm	弯折后导电率 10^{-2}S/cm
	实施例 1	1.75	1.64
[0085]	实施例 2	2.46	2.32
	实施例 3	2.84	2.69
	实施例 4	2.45	2.38
	实施例 5	2.51	2.46
	实施例 6	2.42	2.27
	对比例 1	1.53	0.54
	对比例 2	2.25	0.78
	对比例 3	1.73	0.84
	对比例 4	2.45	1.07

[0086] 通过表2数据可以看出,按照本发明方法制得柔性导电纤维综合性能优异,同时具有良好的导电性和柔性,并且在面料折叠多次情况下,仍保持良好的导电性,保证了该材料制作的服装不会因为折叠,穿戴变形导致电信号缺失,能稳定地通过传感器进行人体体征信号的传输。

[0087] 最后应说明的是,以上实施例涉及的方法仅用以说明本发明的技术方案而非限制。尽管参照实施例对本发明进行了说明,本领域的普通技术人员应当理解,对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,都不脱离本发明技术方案的精神和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

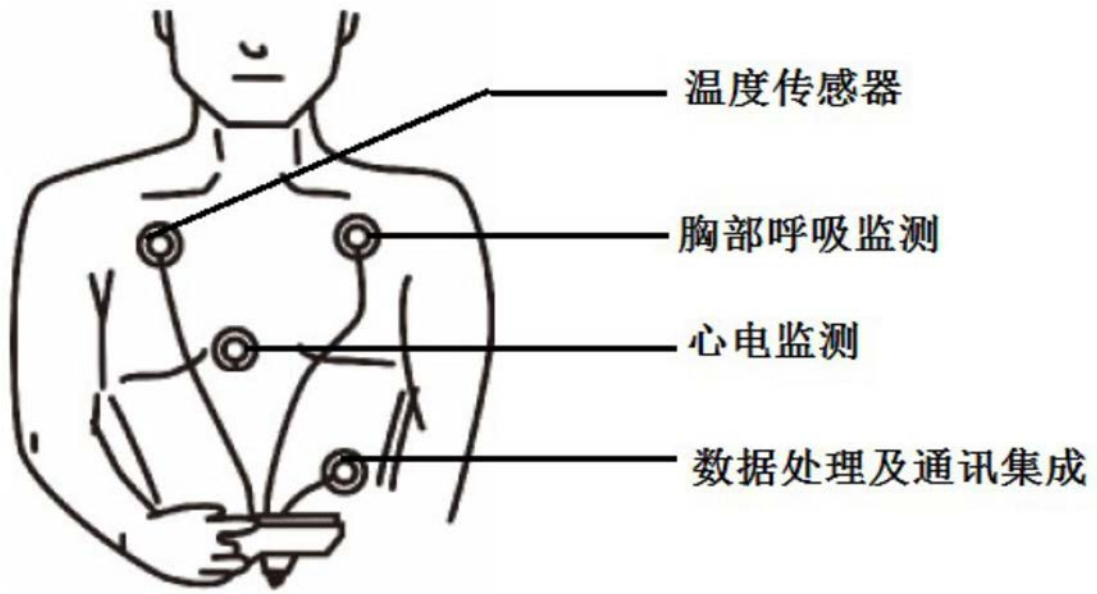


图1

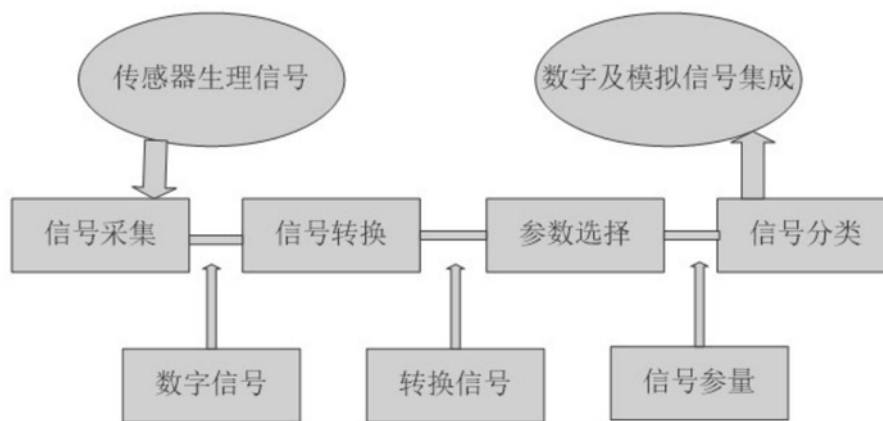


图2

专利名称(译)	一种智能医疗网联服装		
公开(公告)号	CN110720689A	公开(公告)日	2020-01-24
申请号	CN201911142760.5	申请日	2019-11-20
[标]发明人	孙清友 马英		
发明人	孙清友 马英		
IPC分类号	A41D13/12 A41D31/26 D01F6/90 D01F1/09 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A41D13/1281 A41D31/26 A41D2600/20 A61B5/02055 A61B5/6804 D01F1/09 D01F6/90		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种智能医疗网联服，包括柔性导电服装面料，传感器件，数据处理系统，数据传输系统；所述柔性导电服装面料是由柔性导电纤维织布而成，其中所述柔性导电纤维包括羧基化富勒烯和树脂基材，富勒烯占导电纤维的0.05-0.2wt%。本发明导电服装面料满足服装面料的柔性同时，导电性能得到了保证，适合制作为用于医疗诊断的服装面料；柔性导电纤维在连续抽丝达到5000米以上无断点，保证了制作为服装后在面料的各个部位均保证良好的导电性以传输电信号，杜绝了因断点导致的电信号缺失，进而遗漏，误传人体生理指标的现象，不会因为服装包装，放置或者人体穿戴时因动作发生的较大形变而发生导电性变差的现象，可以稳定检测人体体征生理信号。

