



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105380602 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 09

(21) 申请号 201510776316. 4

G06F 19/00(2011. 01)

(22) 申请日 2015. 11. 13

(71) 申请人 汪毅

地址 100084 北京市海淀区信息路 48 号

申请人 孔振兴 郭娴 北京体育大学

(72) 发明人 汪毅 孔振兴 郭娴 张一民

谢敏豪 王丽萍 于晶晶

(74) 专利代理机构 北京市卓华知识产权代理有限公司 11299

代理人 蔡勤增

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/103(2006. 01)

A61B 5/22(2006. 01)

A61B 5/0205(2006. 01)

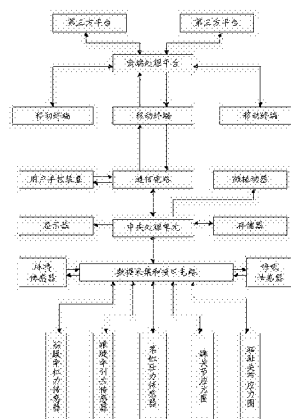
权利要求书3页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统

(57) 摘要

本发明涉及一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，包括袜套、人跟腱信息采集器、人生理参数采集器、微振动器、数据采集和控制装置、用户手控装置、移动终端和开放式云端处理平台，各所述采集器均设置在所述脚套上并优选采用相应的柔性纺织传感器，通过采集器获得的跟腱相关信号和 / 或生理参数信息经移动终端初步处理后传送至云端处理平台，通过数据分析及特征提取算法进行分析处理后，自动生成包含分析结果的总结报告，当运动时出现不适症状时，用户可以通过用户手控装置手动记录不适程度，通过时间轴对比此时各指标的变化，制定损伤预警波形图谱。本发明的分析结果更为全面、详细和准确，并且极大地方便了受试者使用。



1. 一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于包括：

一个或多个能够穿在脚上的脚套；

一个或多个适于设置在所述脚套上的人跟腱信息采集器，设置在对应的所述脚套上，用于采集跟腱相关信息；

一个或多个适于设置在所述脚套上的人生理参数采集器，设置在对应的所述脚套上，用于采集生理参数信息；

一个或多个适于设置在所述脚套上的电控微振动器，设置在所述脚套上；

一个或多个与脚套对应的数据采集和控制装置，与设置在相应脚套上的所述人跟腱信息采集器、人生理参数采集器和微振动器通信连接，用于接收所述人跟腱信息采集器和人生理参数采集器采集的信号，并用于控制所述微振动器的工作；

至少一个用户手控装置，设有输入装置，用于接收人工输入的身体状况信息，接收来自数据采集和控制装置的生理参数信息和 / 或跟腱相关信息，根据人工输入的指令，通过时间轴比对人工输入指令时点各指标的变化，制定损伤预警波形图谱；

至少一台移动终端，用于与所述数据采集和控制装置进行通讯，获取通过人跟腱信息采集器采集的跟腱相关信息和 / 或人生理参数采集器采集的生理参数信息并进行处理，形成相关的跟腱信息数据和 / 或生理参数数据，对生理参数数据进行分析，当出现需要唤醒的情形时，向所述数据采集和控制装置发出唤醒指令，所述数据采集和控制装置根据接收到的唤醒指令控制所述微振动器振动；

至少一个开放式云端处理平台，用于与所述移动终端进行通讯，通过数据分析及特征提取算法对来自所述移动终端的跟腱信息数据和 / 或生理参数数据进行分析处理，生成包含分析结果的总结报告。

2. 如权利要求1所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于所述人跟腱信息采集器包括若干用于采集足底压力信号的柔性压力传感器，所述柔性压力传感器设置在所述脚套的底部且与所述数据采集和控制装置连接。

3. 如权利要求2所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于所述脚套的底部采用由顶层和底层组成的双层结构，所述柔性压力传感器夹在两层之间并分别与顶层和底层贴合在一起，所述柔性压力传感器采用柔性片状的压电薄膜传感器，所述鞋套内还设有能够环绕足底和足背的一个或多个足底导力圈，所述足底导力圈内设置柔性的拉力传感器和位置传感器，所述足底导力圈内的拉力传感器的数量可以为一个或多个，所述足底导力圈内的位置传感器的数量为多个，依据拉力传感器的形变信号和位置传感器之间的相对位置变化信号分析判断脚在运动过程中的屈伸变化及变化程度，进而判断足底屈伸灵活度及足弓状态。

4. 如权利要求3所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于所述压电薄膜传感器采用高分子薄膜制成，所述压电薄膜传感器设有信号调理电路并通过所述信号调理电路连接所述数据采集和控制装置，所述信号调理电路包括依次连接的积分放大电路和低通滤波电路，用于将薄膜上的电荷量转换为具有一定幅度的电压且消除高频噪音干扰。

5. 如权利要求2所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于所述人跟腱信息采集器还包括设置所述脚套上的一个条形的柔性跟腱牵拉感应束带、一个条形的柔性跖趾筋膜牵拉感应束带、两个用于采集跖趾关节活动度信号的应变导力圈和两个用于采集

踝关节活动度信号的应变导力圈,所述跟腱牵拉感应束带设有用于采集跟腱牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器,所述用于采集跟腱牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器贴附在所述脚套的跟腱部且与所述数据采集和控制装置信号连接,将所采集的跟腱牵拉力信号传给所述数据采集和控制装置,所述跟腱牵拉感应束带上设置有阵列式透气孔,束带的两端设置有魔术贴,所述跖趾筋膜牵拉感应束带设有用于采集跖趾筋膜牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器,所述用于采集跖趾筋膜牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器贴附在所述脚套的跖趾筋膜部且与所述数据采集和控制装置信号连接,将所采集的跟腱牵拉力信号传给所述数据采集和控制装置,所述跖趾筋膜牵拉感应束带上设置有阵列式透气孔,束带的两端设置有魔术贴,所述用于采集跖趾关节活动度信号的应变导力圈设置于所述脚套的跖趾关节部且与所述数据采集和控制装置信号连接,其中一个沿跖趾关节轴向安装,用于采集跖趾关节轴向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置,另一个沿跖趾关节周向安装,用于采集跖趾关节周向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置,所述用于采集踝关节活动度信号的应变导力圈设置于所述脚套的踝关节部且与所述数据采集和控制装置信号连接,其中一个沿踝关节轴向安装,用于采集踝关节轴向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置,另一个沿踝关节周向安装,用于采集踝关节周向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置。

6. 如权利要求1所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,其特征在于所述人生理参数采集器包括下列任意一种或多种:脉搏传感器、心率传感器、血压传感器、血氧传感器和呼吸传感器。

7. 如权利要求1、2、3、4、5或6所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,其特征在于所述数据采集和控制装置采用采集卡形式或者直接嵌入所述移动终端,所述数据采集和控制装置包括数据采集和接口电路、中央处理单元、存储器和通信电路,所述中央处理单元采用微处理器,所述数据采集和接口电路设有预处理电路和模数转换电路,所述预处理电路设有相应的传感信号输入端,所述模数转换电路用于将经过预处理的传感信号转换为能够为中央处理单元处理的数字信号形式,所述中央处理单元用于控制和协调其他各部分电路的工作,通过所述通信模块将相应的跟腱信息数据传送给所述的移动终端,所述存储器为本地非易失性存储模块,用于在所述中央处理单元的控制下存储结合时间戳的跟腱信息数据。

8. 如权利要求7所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,其特征在于所述数据分析及特征提取算法包括如下步骤:

步骤 S51:接收来自移动终端的跟腱信息数据,剔除其中的无效数据;

步骤 S52:对于所述步骤 S51 接收数据中的有效数据,通过干扰消除及增益控制电路消除误差,然后进行特征提取,所述干扰消除及增益控制电路根据不同用户的皮肤状况、骨骼形态、关节移动状况进行参数调节,以消除或减少其他因素导致的误差;

步骤 S53:将提取的特征数据与用户历史数据及各种跟腱运动特征进行比对分析,并利用计算用跟腱数据模型来预测用户未来跟腱健康状况,与实际所采集的数据进行比对,通过模型特征参数的调整使计算后的特征模型与所采集的数据匹配,根据匹配结果生成所述包含分析结果的总结报告。

9. 如权利要求8所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,其特征在于建立所述计

算用跟腱数据模型的具体过程如下：

步骤 S71：通过获取跟腱的核磁共振影像及 B 超影像，对跟腱长度、宽度、体积等进行定量测量；

步骤 S72：通过对跟腱运动过程的连续影像的分析，确定跟腱的弹性系数及跟腱的强度系数的模型参数，并可通过关节液和 / 或跟腱采集和分析确定跟腱的分子生物学参数；

步骤 S73：基于所述步骤 S71 及步骤 S72 获取的参数为用户建立起计算用跟腱数据模型，且用户可定期重复上述过程来修正自己的计算用跟腱数据模型；

步骤 S74：利用用户的计算用跟腱数据模型来预测用户的未来跟腱健康状况，并与源自人跟腱信息采集器的相关跟腱信息数据进行比对，若两者不匹配，重新调整计算用的参数，并重新计算，再进行匹配，直到两者匹配一致为止，若经过多次调整，两者始终无法匹配，则通知用户重新做医学检查以便建立新的计算用跟腱数据模型。

10. 如权利要求 9 所述的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统，其特征在于在所述生成总结报告之前或之后，用户可根据匹配结果，决定是否采用第三方跟腱检测算法，若是，则通过第三方跟腱检测算法进行数据分析及特征提取，生成依据第三方算法的总结报告并通知用户，采用所述第三方跟腱检测算法的具体过程如下：

步骤 S81：第三方向开放式云端处理平台提出申请，并由开放式云端处理平台对第三方进行验证，若验证通过，则执行步骤 S82，若验证不通过，则需重新提交申请；

步骤 S82：开放式云端处理平台将来自移动终端的所述跟腱信息数据发送至第三方，第三方基于这些数据采用第三方跟腱检测算法进行数据分析及特征提取，并向开放式云端处理平台提供所依据的第三方跟腱检测算法及所得出的测试结果；

步骤 S83：开放式云端处理平台判断第三方提交的第三方跟腱检测算法及所得出的测试结果是否通过审查和检测，若是，执行步骤 S84，若否，通知第三方重新执行步骤 S82；

步骤 S84：第三方跟腱检测算法投入试运行，开放式云端处理平台判断其是否通过审查和检测，若是，则该第三方跟腱检测算法投入正式运行，若否，通知第三方重新执行步骤 S82。

可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用可穿戴传感器采集人体跟腱数据信息,并通过智能设备将所采集的数据传送到开放式云端处理中心进行数据分析和特征提取,再将分析的结果传送回智能设备供用户浏览的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统。

背景技术

[0002] 跟腱的主要功能是负责踝关节的跖屈,对于行走、跑步、跳跃等动作的完成起着重要作用。跟腱断裂常是一种常见运动损伤,近年来其发生率不断增加,而跟腱断裂后患者的行走功能将受到严重影响。

[0003] 国内外众多研究表明,穿高跟鞋后人体的负重力线改变,脚后跟被抬高,使得足部的压力重新分配,下肢乃至全身的骨骼肌系统受力状态都会与穿着平底鞋时有明显的不同。长期穿着高跟鞋可能导致人体小腿肌肉-肌腱组织的结构形态以及功能作用的改变,最终会改变下肢的力学特性,带来一些生理疾病。有关报导通过运用核磁共振成像技术、超声成像技术以及等速肌力测试仪等技术,证明了长期穿高跟鞋将导致小腿肌肉的结构和功能改变,如跟腱强度的增加,降低了踝关节的活动范围。国外有关研究小组通过研究在行走过程中的足底压力以及踝关节膝关节的运动特性变化,观察跟腱活动状态,测量跟腱纤维长度,来探讨行走过程中人的神经力学特性变化,结果表明长期穿着高跟鞋会加大跟腱损伤风险,导致肌肉不适和肌肉疲劳。

[0004] 足底压力分布特征是影响人体跟腱健康的重要指标之一。足底压力分布测量在康复医学、矫形外科、体育训练、制鞋业等领域有着重要的指导意义。目前临床使用的压力测试板和测试台技术存在极大的空间局限性,不具备可穿戴性。因此,开发具有可穿戴的足底压力装置的跟腱信息采集及监控系统成为该技术领域的重要工作。

[0005] 踝关节和跖趾关节作为下肢活动的重要关节,对跟腱的受力大小和方向起重要的作用。因此在这些运动中都需要踝关节和跖趾关节有一个正常的活动范围。在目前的运动训练中,运动员的动作是否合理,通常是通过肉眼观察和视频回放的方法,这两种方法都只能靠人的主观判断,不能提供客观的判断依据。

[0006] 在过去的医学研究和发展过程中,研发人员发明和使用了许多人体特征传感器。但是这些装置都是设计用在医院诊室环境中,设备体积庞大笨重,操作和使用需要专业人士进行。数据处理和分析同样需要专业人士手工进行。近年来,研发人员开始利用微处理器和数据采集系统去采集和数字化人体特征信息,并把数据通过网络远程传输,供专业人士分析诊断。

[0007] 综合前人的工作,现有技术主要存在如下缺陷:许多传感器,如心电图仪,需要把多个探头放置在人体的不同部位。有些仪器,如超声波成像仪,需要在人体上涂传导液。这些仪器适用于诊室环境下,由专业医学人士来操作。但对于普通用户的日常使用,这些设备就变得非常不便,甚至无法使用。另一个挑战是如何将这些传感器长时间放置在人身体上并且不给使用者带来不适。理想的设计是让普通用户佩戴以后,仍可以进行正常工作和从

事各种活动。此外针对广大普通用户的传感器及其配套的数据采集和传输系统不但要价格便宜,而且要能让广大普通用户每一到两年就可以更换。另外,在远程服务器端,前期发明仅利用其存储数据。数据分析主要由专业人士手工分析解读。这种方法仅适用于专业医疗机构为有限的病人服务。但当有数以万计,甚至数以百万计的用户把自己的人体跟腱数据定期上传到服务器依靠人工来分析显然是不现实的。整个数据采集、上传、分析和结果汇报都必须实现自动化。虽然也有数据分析自动化和专家系统,但这些系统都是封闭式结构。即只有系统的设计者可以更改或添加新的分析方法。但是一个公司或研究机构的智慧和能力毕竟是有限的。理想的做法是将数据分析平台开放给全球有经验和资质的专家学者。鼓励他们充分利用这些数据来开发更好的分析和预测方法。

[0008] 如今数据挖掘技术被广泛应用于医学临床,针对每个人的日常身体活动数据进行分析 and 挖掘,并提出健康建议或疾病预警,已经成为现实。

[0009] 另一方面,工业进步使各种半导体芯片和传感器做得越来越小,越来越省电,功能越来越强大,而价格越来越便宜,使得越来越多的普通消费者可以在日常生活中广泛使用。同时,随着即时通讯和社交媒体的普及,越来越多的人利用云端中心来存储和交换信息及数据。

发明内容

[0010] 为了克服现有技术的上述缺陷,申请人基于上述技术进步和移动互联网的广泛使用,研发了一个基于移动互联网和开放式云端处理的可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,该系统利用可穿戴传感器采集人体跟腱信息并将其数字化,通过局域无线网传送到智能设备(移动终端),如智能手机、平板电脑等,智能设备通过移动或非移动互联网将数据传输到开放式云端处理中心进行分析和特征提取,并将结果自动传送给用户,上传的数据在云端处理中心分类,归档。所谓开放式云端处理中心(也称为开放式云端处理平台)是指数据分析和特征提取方法,数据统计及数据挖掘方法可以来自各种不同国家,不同研究机构的专家学者的有偿或无偿贡献,而非仅限于服务提供商一家的方法。在用户认可并授权的情况下,所采集的数据和分析结果可以供专业医疗人员和体质监测专家作为医学分析及运动诊断的参考。同时,基于海量人体跟腱信息进行数据统计及数据挖掘,从而发现跟腱损伤在各个阶段的特征,进而实现跟腱疾病的早期预警。

[0011] 本发明所采用的技术方案:一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,其包括:一个或多个能够穿在脚上的脚套;一个或多个适于设置在所述脚套上的人跟腱信息采集器,设置在对应的所述脚套上,用于采集跟腱相关信息;一个或多个适于设置在所述脚套上的人生理参数采集器,设置在对应的所述脚套上,用于采集生理参数信息;一个或多个适于设置在所述脚套上的电控微振动器,设置在所述脚套上;一个或多个与脚套对应的数据采集和控制装置,与设置在相应脚套上的所述人跟腱信息采集器、人生理参数采集器和微振动器通信连接,用于接收所述人跟腱信息采集器和人生理参数采集器采集的信号,并用于控制所述微振动器的工作;至少一个用户手控装置,设有人工输入装置,用于接收人工输入的身体状况信息,接收来自数据采集和控制装置的生理参数信息和/或跟腱相关信息,根据人工输入的指令,通过时间轴比对人工输入指令时点各指标的变化,制定损伤预警波形图谱;至少一台移动终端,用于与所述数据采集和控制装置进行通讯,获取通过人跟腱信息

采集器采集的跟腱相关信息和 / 或人生理参数采集器采集的生理参数信息并进行处理, 形成相关的跟腱信息数据和 / 或生理参数数据, 对生理参数数据进行分析, 当出现需要唤醒的情形时, 向所述数据采集和控制装置发出唤醒指令, 所述数据采集和控制装置根据接收到的唤醒指令控制所述微振动器振动; 至少一个开放式云端处理平台, 用于与所述移动终端进行通讯, 通过数据分析及特征提取算法对来自所述移动终端的跟腱信息数据和 / 或生理参数数据进行分析处理, 生成包含分析结果的总结报告。

[0012] 本发明的有益效果: 由于采用了人跟腱信息采集器和人生理参数采集器, 将采集器穿戴在受试者身上就能够在相应的运动或非运动状态下采集到涉及跟腱的相关信息(传感信号)和生理信号, 即使在睡眠中也可以实时检测并获得人的生理状况, 极大地方便了信息的采集; 由于设置了电控微振动器, 但人睡眠过程中出现呼吸暂停等需要唤醒的情形时, 可以通过微振动器的振动将睡眠者唤醒; 由于利用了能够分别与采集器和云端处理平台通信的移动终端, 可以通过移动终端获得采集器输出的信号, 利用移动终端的处理能力对相应信号进行初步分析处理后, 发送给具有强大处理能力的开放式云端处理平台, 通过开放式云端处理平台建立和修正计算用跟腱数据模型, 依据计算用跟腱数据模型和相关的跟腱信息数据计算和分析受试者的跟腱状况, 使相关分析建立在更为科学的基础上, 使分析结果更为全面、详细和准确, 也使得相关分析及结果传送更为快捷和便利, 极大地方便了受试者。

附图说明

[0013] 图 1 是涉及采集器和移动终端使用方式的示意图(脚套和压力传感器未画出);
图 2 是涉及采集器和数据传输与处理的流程示意图;
图 3 是涉及柔性压力传感器在脚套底部安装构造的剖视示意图;
图 4 是涉及脚套及相关传感器在使用状态下的透视示意图;
图 5 是涉及数据采集、接收、处理的流程示意图;
图 6 是涉及数据分析及特征提取算法的流程示意图;
图 7 是涉及计算用跟腱数据模型建立的流程示意图;
图 8 是涉及第三方跟腱检测算法验证和使用的流程示意图;
图 9 是一种通过梭织方式织造的柔性拉力传感器的结构示意图;
图 10 是一种通过针织方式织造的柔性拉力传感器的结构示意图。

具体实施方式

[0014] 参见图 1-10, 本发明涉及一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统, 其一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统, 其包括: 一个或多个能够穿在脚上的脚套 200; 一个或多个适于设置在所述脚套上的人跟腱信息采集器, 设置在对应的所述脚套上, 用于采集跟腱相关信息; 一个或多个适于设置在所述脚套上的人生理参数采集器, 设置在对应的所述脚套上, 用于采集生理参数信息; 一个或多个适于设置在所述脚套上的电控微振动器, 设置在所述脚套上; 一个或多个与脚套对应的数据采集和控制装置, 与设置在相应脚套上的所述人跟腱信息采集器、人生理参数采集器和微振动器通信连接, 用于接收所述人跟腱信息采集器和人生理参数采集器采集的信号, 并用于控制所述微振动器的工作; 至少一个用户

手控装置,设有人工输入装置,用于接收人工输入的身体状况信息,接收来自数据采集和控制装置的生理参数信息和/或跟腱相关信息,根据人工输入的指令,通过时间轴比对手工输入指令时点各指标的变化,制定损伤预警波形图谱;至少一台移动终端 500,用于与所述数据采集和控制装置进行通讯,并可以用于控制所述人跟腱信息采集器和/或人生理参数采集器进行跟腱相关信息和/或生理参数信息的采集,获取通过人跟腱信息采集器采集的跟腱相关信息和/或人生理参数采集器采集的生理参数信息并进行处理,形成相关的跟腱信息数据和/或生理参数数据,对生理参数数据进行分析,当出现需要唤醒的情形时,向所述数据采集和控制装置发出唤醒指令,所述数据采集和控制装置根据接收到的唤醒指令控制所述微振动器振动;至少一个开放式云端处理平台,用于与所述移动终端进行通讯,通过数据分析及特征提取算法对来自所述移动终端的跟腱信息数据和/或生理参数数据进行分析处理,生成包含分析结果的总结报告并通知用户,所述通知用户的方式为将所述总结报告传送至相应的移动终端,也可以采用其他方式。由此,通过移动终端作为中间处理和传送手段,使个人用的人跟腱信息采集器和人生理参数采集器与开放式云端处理平台结成网络,即充分利用了可穿戴式传感器的便利,又充分利用了云服务的强大处理能力,而手机的普及和现代通信网络的发展,为本发明的实施提供了极大的便利,有助于大幅度降低投资成本和建设时间,所述云端处理平台可以通过建立专业的服务器/服务器组合实现,也可以利用通信网络将若干相关服务器联合起来,汇集各方面的资源,形成更为强大的处理能力。

[0015] 所述脚套也可称为袜套,其形状及穿戴方式可以与现有普通袜子、袜套或脚套相同或相仿,所述脚套上设有若干用于采集足底压力信号的柔性压力传感器 320,所述柔性压力传感器设置在所述脚套的底部(脚套中对应于足底的部分)且与数据采集和控制装置信号连接,可以依据生物力学原理和实际需要确定所述若干柔性压力传感器的分布方式,使人体行走过程中足底各相位(依据需要和/或生物力学确定的足底压力采集部位或采集点)的足底压力信息都能够被各该相位的柔性压力传感器采集到,由此获得充实和全面的跟腱相关信息。由于设置了脚套并将柔性压力传感器设置在脚套底部,可以像穿普通袜子/袜套一样穿在脚上,可以根据测试需要方便地进行走步、跳跃或其他方式的活动,也可以站立或躺着。

[0016] 图 2 显示了柔性压力传感器在脚套底部的一种优选设置方式,所述脚套的底部采用由顶层 211 和底层 212 组成的双层结构,所述柔性压力传感器夹在两层之间并分别与顶层和底层贴合(例如面与面粘结)在一起,这种构造可以使柔性压力传感器连接得更为牢固,并且有利于对柔性压力传感器的保护。

[0017] 所述脚套可以采用任意能够穿在脚上的结构,可以采用纤维布或其他类似材料制成,也可以通过针织等方式制成。所述脚套优选具有一定的弹性,受试者穿上后,弹性脚套能够以适度的张力贴附或勒在脚上,这样有利于脚套在脚上的固定,避免因脚套移动使相关传感器的位置发生变化,同时也可以更好地保证脚的局部活动或受力能够有效地传递到脚套和相应传感器上,有利于提高测量精度,也有利于提高传感器的响应速度。

[0018] 优选的,所述柔性压力传感器采用柔性片状的压电薄膜传感器,以改善受试者体检,减少或避免因压力传感器带来的不适感。所述压电薄膜传感器包括压电薄膜,所述压电薄膜在所受压力的作用下产生与压力正相关的电荷量,将该电荷量作为与所受压力相关的

原始传感信号,经过一定的信号处理后形成与压力值成正比的电信号(电压信号和/或电流信号),该电信号就构成所需的压力信号。

[0019] 优选的,所述压电薄膜传感器采用 PVDF (聚偏氟乙烯)、TPO (2, 4, 6- 三甲基苯甲酰基 - 二苯基氧化膦) 或其他适宜的高分子薄膜制成,例如在双层 PVDF (聚偏氟乙烯) 薄膜片之间设置一层硬质隔层,所述压电薄膜传感器设有信号调理电路并通过所述信号调理电路连接所述数据采集和控制装置,所述信号调理电路包括依次连接的积分放大电路和低通滤波电路,用于将薄膜上的电荷量转换为具有一定幅度的电压且消除高频噪音干扰。

[0020] 优选的,所述鞋套内还设有能够环绕足底和足背的一个或多个足底导力圈,所述足底导力圈内设置弹性(柔性)的拉力传感器和位置传感器,所述足底导力圈内的拉力传感器的数量可以为一个或多个,所述足底导力圈内的位置传感器的数量为多个,依据拉力传感器的形变信号和位置传感器之间的相对位置变化信号分析判断脚在运动过程中的屈伸变化及变化程度,进而判断足底屈伸灵活度及足弓状态。所述柔性拉力传感器和位置传感器均可以采用现有技术,例如,片状且可以贴附在脚套上的拉力传感器(俗称魔力贴),所述位置传感器可以采用微型陀螺仪或其他适宜的能够检测位置或者能够通过检测运动或加速度信号获得位置变化信号的传感器,所述拉力传感器和位置传感器在脚套上的具体位置可以依据现有技术和测试目的确定。

[0021] 优选的,所述脚套上还设有一个条形的柔性跟腱牵拉感应束带,所述跟腱牵拉感应束带设有用于采集跟腱牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器(跟腱牵引力传感器) 360,所述用于采集跟腱牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器贴附在所述脚套的跟腱部(脚套上对应于跟腱的部分)且与所述数据采集和控制装置信号连接,将所采集的跟腱牵拉力信号传给所述数据采集和控制装置,所述跟腱牵拉感应束带上设置有阵列式透气孔,束带的两端设置有魔术贴,由此增强透气性,改善受试者体验,减小或避免不适感,并便于束带在脚套上的粘结。

[0022] 所述电容式弹性牵拉传感器为能够采集牵拉力信号的传感器,设有由柔性材料(例如 PVDF 薄膜)制成的电容,在受到外部牵拉力时发生相应的形变,导致电容量变化,形成与所受牵拉力/形变程度相关的电容量,由此可以将该电容量作为与所受牵拉力相关的原始传感信号,经过一定的信号处理后形成具有适宜幅值范围的与牵拉力值成比例的电信号(电压信号和/或电流信号),该电信号就构成所需的牵拉力信号。将这种传感器设置在袜套的相应部位,束带随该部位的相对活动而产生形变,同时由于束带和/或相应部位的脚套通常具有一定的弹力,脚的局部活动需要克服束带/脚套因形变产生的弹力,通过适当设定弹力强度,就可以根据束带形变测定脚相应部位进行相应活动的力量。

[0023] 优选的,所述脚套上还设有一个条形的柔性跖趾筋膜牵拉感应束带,所述跖趾筋膜牵拉感应束带设有用于采集跖趾筋膜牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器(筋膜牵拉力传感器) 350,所述用于采集跖趾筋膜牵拉力信号的电容式弹性牵拉传感器贴附在所述脚套的跖趾筋膜部(脚套上对应于跖趾筋膜的部分)且与所述数据采集和控制装置信号连接,将所采集的跟腱牵拉力信号传给所述数据采集和控制装置,所述跖趾筋膜牵拉感应束带上设置有阵列式透气孔,束带的两端设置有魔术贴,由此增强透气性,改善受试者体验,减小或避免不适感,并便于束带在脚套上的粘结。

[0024] 优选的,所述脚套上还设有两个用于采集跖趾关节活动度信号的应变导力圈(跖

趾关节应力圈) 330, 所述用于采集跖趾关节活动度信号的应变导力圈设置于所述脚套的跖趾关节部(脚套上对应于跖趾关节的部分) 且与所述数据采集和控制装置信号连接, 其中一个沿跖趾关节轴向安装, 用于采集跖趾关节轴向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置, 另一个沿跖趾关节周向安装, 用于采集跖趾关节周向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置。所述应变导力圈内设有弹性(柔性) 的拉力传感器和位置传感器, 所述应变导力圈内的拉力传感器的数量可以为一个或多个, 所述应变导力圈内的位置传感器的数量为多个, 依据拉力传感器的形变信号和位置传感器之间的相对位置变化信号分析判断相应关节在运动过程中的活动状况, 进而判断在相应运动下关节的灵活性、运动姿态的正确性以及整体动作的协调性。所述应力导力圈可以采用与所述足底导力圈相同的构造和检测技术。

[0025] 将这种弹性的应变导力圈套在跖趾关节处或踝关节处, 当跖趾关节或踝关节的活动时, 应变导力圈将发生相应的形变, 由此在拉力传感器上获得拉伸或收缩信号, 在各位置传感器之间形成相对位移或距离变化的信号, 将这些信号作为基础传感信号, 经过一定的信号处理后形成具有适宜幅值范围的与跖趾关节或踝关节活动度成比例的电信号(电压信号和/或电流信号), 该电信号就构成所需的跖趾关节或踝关节活动度信号。

[0026] 优选的, 所述脚套上还设有两个用于采集踝关节活动度信号的应变导力圈(踝关节应力圈) 340, 所述用于采集踝关节活动度信号的应变导力圈设置于所述脚套的踝关节部(脚套上对应于踝关节的部分) 且与所述数据采集和控制装置信号连接, 其中一个沿踝关节轴向安装, 用于采集踝关节轴向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置, 另一个沿踝关节周向安装, 用于采集踝关节周向的活动度信号并传给所述数据采集和控制装置。

[0027] 除了对运动中跟腱相关信息的采集或为了进行相关检测, 还可以对其他特殊人员或普通人员进行相关数据的采集, 例如, 通过对卧床病人的跟腱信息采集, 及时预警病人的肌肉衰减状况, 为康复医学提供数据支持。

[0028] 所述人生理参数采集器可以包括下列任意一种或多种: 脉搏传感器、心率传感器、血压传感器、血氧传感器和呼吸传感器, 还可以包括其他适应于设置在袜套上或者穿戴在人身上的生理参数采集器。

[0029] 所述人生理参数采集器和跟腱信息采集器优选相应的柔性纺织传感器, 柔性纺织传感器采用电脑纺织技术, 通过将金属导电纤维与普通的纤维材料, 按照独特的编织方法织成的电路, 这种织物电路, 能够进行水洗、甩干、烘干, 也能够进行拼接和编织。在材料应用上, 能够用于单层、双层甚至多层结构, 能保证一定的舒适性, 适合制造与皮肤接触的电子设备, 借助这种材料, 能够与脚套融为一体的可穿戴设备和更加智能、耐用的装备, 从外观上看起来就和普通的布料一样, 能够进行水洗、甩干、烘干, 也能够进行拼接、编织和刺绣, 在材料应用上, 也和普通布料一样, 能够用于单层、双层甚至多层结构, 能够很方便地将其制成多种款式的服装。在穿着上虽说比不上真正的布料, 但也能保证一定的舒适性。

[0030] 图 9 和图 10 给出了以纺织方式制成的两种柔性拉力传感器, 其中图 9 所示的实施例采用的是梭织织物, 图 10 所示的实施例采用的是针织织物形式, 所述织物中的纱线包括电阻随其拉伸状态变化的导电纱线, 通过采集或测量这些纱线两端的电阻或与电阻相关的电流、电压等电参数, 就可以依据这些电参数的变化分析获得相应纱线或织物相应区域的拉伸程度, 根据不同位置的相应纱线拉伸程度或织物相应区域的拉伸程度, 就可以分析获

得人体相应部位的运动情况或运动轨迹,这种传感器质地柔和,给使用者的感觉基本上与普通织物相同,由此避免了因设置硬质传感器带来的生理上和/或心理上的不适。这种传感器的具体技术方案为:

一种柔性的拉力传感器,其主体部分为织物,用于织造所述织物的纱线中包括电阻随其拉伸状态变化的导电纱线 801,除此之外的纱线(如果有的话)为非导电纱线 802。

[0031] 可选的,所述织物采用梭织方式织造而成,为梭织织物。

[0032] 可选的,所述梭织织物的全部经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线 801,全部纬纱为非导电纱线 802。

[0033] 可选的,所述梭织织物的全部经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,部分纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,其余纬纱为非导电纱线。

[0034] 可选的,所述梭织织物的全部经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,全部纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线。

[0035] 可选的,所述梭织织物的部分经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,其余经纱为非导电纱线,全部纬纱为非导电纱线。

[0036] 可选的,所述梭织织物的部分经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,其余经纱为非导电纱线,部分纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线,其余纬纱为非导电纱线。

[0037] 可选的,所述梭织织物的部分经纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线,其余经纱为非导电纱线,全部纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线。

[0038] 可选的,所述梭织织物的全部经纱为非导电纱线,全部纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线。

[0039] 可选的,所述梭织织物的全部经纱为非导电纱线,部分纬纱为电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线,其余纬纱为非导电纱线。

[0040] 可以根据实际需要,选择不同方向的纱线(经纱或纬纱)的电阻特性,选择同一方向纱线中导电纱线的分布密度,由此获得不同特性的传感器。

[0041] 通常,同一方向纱线中的导电纱线可以按同一种分布规律规则分布。

[0042] 可选的,所述织物采用针织方式织造而成,为织针织物。

[0043] 可选的,所述织针织物中所有圈的纱线都是电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线 801,或者部分圈的纱线是电阻随其拉伸状态变化的导电纱线非导电纱线 801,其余圈的纱线为非导电纱线 802。

[0044] 通常,当只有部分圈的纱线为导电纱线时,导电纱线可以按同一种分布规律规则分布。

[0045] 所称非导电纱线为其电阻值超过可供测试的电阻范围的纱线,普通纺织用纱线都是这种所称的非导电纱线。

[0046] 优选的,所述数据采集和控制装置包括数据采集和接口电路、中央处理单元、存储器和通信电路,所述中央处理单元可以采用微处理器或相应的芯片,所述数据采集和接口电路通常可以设有预处理电路和模数转换电路,所述预处理电路设有相应的传感信号输入端,所述预处理电路可以根据实际需要进行滤波、降噪和放大等预处理,所述模数转换电路用于将经过预处理的传感信号转换为能够为中央处理单元处理的数字信号形式,所述中央

处理单元用于控制和协调其他各部分电路的工作,通过所述通信模块将相应的跟腱信息数据传送给所述的移动终端,所述存储器为本地非易失性存储模块,用于在所述中央处理单元的控制下存储结合时间戳的跟腱信息数据,所述跟腱信息数据是指所述传感器电路对相应的传感信号进行处理后形成的数字化信号。

[0047] 优选的,所述数据采集和控制装置采用采集卡 410 形式或者直接嵌入所述移动终端,设置在脚套上的各传感器的输出可以通过相应的信号线缆 430 接入所述采集卡的相应接口,所述采集卡可以通过蓝牙通信模块等于移动终端进行通信,将相关数据传送给移动终端。

[0048] 优选的,所述采集卡上可以设有液晶显示器,以便受试者随时观察检测情况。

[0049] 优选的,所述数据采集和控制装置还可以连接有运动传感器 310,以获得脚、腿或人体其他部分的运动信号,将人体运动信号作为后续处理分析的依据,以便分析出在不同运动状态下的相应结果。例如,站立、走步、跑步和跳远等不同运动状态足底的受力状态是不同的,通过运动传感器获得的运行信号建立在不同运动状态和 / 或运动强度下的计算用跟腱数据模型,可以是分析结果更为精准。

[0050] 优选的,所述数据采集和控制装置还可以连接有用于采集膝关节活动度信号的应变导力圈等涉及膝关节和 / 或腿部的运动 / 受力信号传感器 710,以便在后续的数据分析上同时考虑膝关节和 / 或腿部的运动和 / 或受力状况,由于这些状况也将影响跟腱相关的各种受力和运行状态,由此将使得分析结果更为精准。

[0051] 优选的,当所述数据采集和控制装置采用采集卡形式时,可以设置一个采集卡壳体,将相关电路安装在采集卡壳体内,所述采集卡壳体上设置有相应的接口,用于进行相应线缆的连接;当所述数据采集和控制装置直接嵌入移动终端时,可以采用插入式结构,将制成卡片状的所述数据采集和控制装置插入移动终端,并可以在需要时拔出。

[0052] 优选的,所述数据分析及特征提取算法包括如下步骤:

步骤 S51:接收来自移动终端的跟腱信息数据,剔除其中的无效数据;

步骤 S52:对于所述步骤 S51 接收数据中的有效数据,通过干扰消除及增益控制电路消除误差,然后进行特征提取,所述干扰消除及增益控制电路根据不同用户的皮肤状况、骨骼形态、关节移动状况进行参数调节,以消除或减少其他因素导致的误差;

步骤 S53:将提取的特征数据与用户历史数据及各种跟腱运动特征进行比对分析,并利用计算用跟腱数据模型来预测用户未来跟腱健康状况,与实际所采集的数据进行比对,通过模型特征参数的调整使计算后的特征模型与所采集的数据匹配,根据匹配结果生成所述包含分析结果的总结报告。

[0053] 优选的,建立所述计算用跟腱数据模型的具体过程如下:

步骤 S71:通过获取跟腱的核磁共振影像及 B 超影像,对跟腱长度、宽度、体积等进行定量测量;

步骤 S72:通过对跟腱运动过程的连续影像的分析,确定跟腱的弹性系数及跟腱的强度系数的模型参数,并可通过关节液和 / 或跟腱采集和分析确定跟腱的分子生物学参数;

步骤 S73:基于所述步骤 S71 及步骤 S72 获取的参数为用户建立起计算用跟腱数据模型,且用户可定期重复上述过程来修正自己的计算用跟腱数据模型;

步骤 S74:利用用户的计算用跟腱数据模型来预测用户的未来跟腱健康状况,并与源

自人跟腱信息采集器的相关跟腱信息数据进行比对,若两者不匹配,重新调整计算用的参数,并重新计算,再进行匹配,直到两者匹配一致为止,若经过多次调整,两者始终无法匹配,则通知用户重新做医学检查以便建立新的计算用跟腱数据模型。

[0054] 优选的,在所述生成总结报告之前或之后,用户可根据匹配结果,决定是否采用第三方跟腱检测算法,若是,则通过第三方跟腱检测算法进行数据分析及特征提取,生成依据第三方算法的总结报告并发送至相应的移动终端,或依其他方式通知用户,若否,则只以生成所述的总结报告通知用户。通过引入第三方算法或第三方平台,可以有效地扩大跟腱信息数据的应用范围,特别是当相关的跟腱信息数据或依据所述数据分析及特征提取算法得出的分析结果提示受试者可能存在疾病等其他问题时。

[0055] 所述第三方跟腱检测算法可以是用于任何用途的涉及跟腱的检测算法,例如用于诊断跟腱疾病或与跟腱相关疾病的跟腱疾病检测算法,可以根据需要建立相关专业的专门的第三方服务器提供相应的服务,也可以利用现有的相关计算机诊断系统,例如现有医疗机构提供的相关诊断检测服务,由此,可以借助第三方提供更多更专业化的服务,获得更为专业的分析结果和专家建议。

[0056] 优选的,采用所述第三方跟腱检测算法的具体过程如下:

步骤 S81:第三方向开放式云端处理平台提出申请,并由开放式云端处理平台对第三方进行验证,若验证通过,则执行步骤 S82,若验证不通过,则需重新提交申请;

步骤 S82:开放式云端处理平台将来自移动终端的所述跟腱信息数据发送至第三方,第三方基于这些数据采用第三方跟腱检测算法进行数据分析及特征提取,并向开放式云端处理平台提供所依据的第三方跟腱检测算法及所得出的测试结果;

步骤 S83:开放式云端处理平台判断第三方提交的第三方跟腱检测算法及所得出的测试结果是否通过审查和检测,若是,执行步骤 S84,若否,通知第三方重新执行步骤 S82;

步骤 S84:第三方跟腱检测算法投入试运行,开放式云端处理平台判断其是否通过审查和检测,若是,则该第三方跟腱检测算法投入正式运行,若否,通知第三方重新执行步骤 S82。

[0057] 通常,所述开放式云端处理平台和第三方平台(如果有的话)应将各种跟腱信息数据都作为进行分析处理的基础,对来自所述移动终端的全部种类的跟腱信息数据进行分析处理并据以生成包含分析结果的总结报告,由此可以综合考虑各种跟腱相关信息的相互依赖和影响,通过各种数据的关系和组合方式获得更为精准的分析结果,相应的,开放式云端处理平台采用的数据分析及特征提取算法和第三方平台采用的第三方跟腱检测算法(如果有的话)应考虑各种跟腱信息数据,相应模型中应包含在相应人跟腱信息采集器设置下的全部跟腱信息数据,由于人跟腱信息采集器可以设置不同的传感器或传感器组合,由此,相应的各算法和模型应适应于相应的传感器或传感器组合。

[0058] 本发明公开的各优选和可选的技术手段,除特别说明外及一个优选或可选技术手段为另一技术手段的进一步限定外,均可以任意组合,形成若干不同的技术方案。

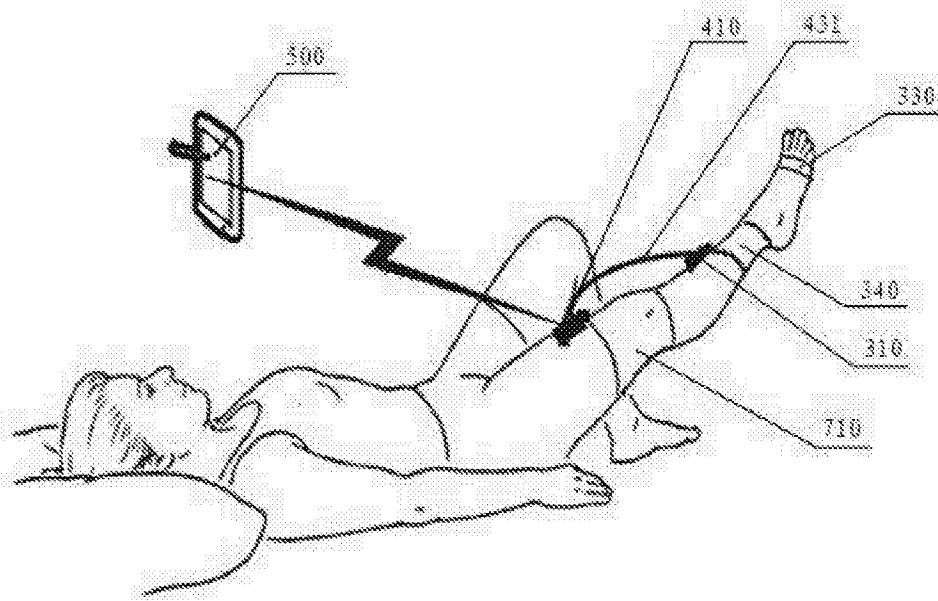


图 1

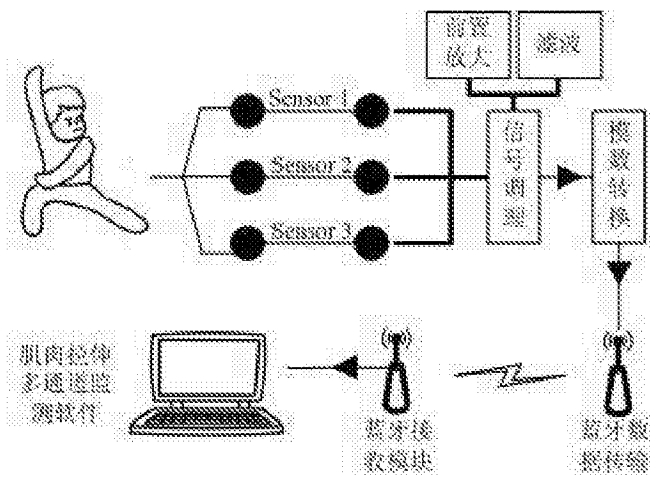


图 2

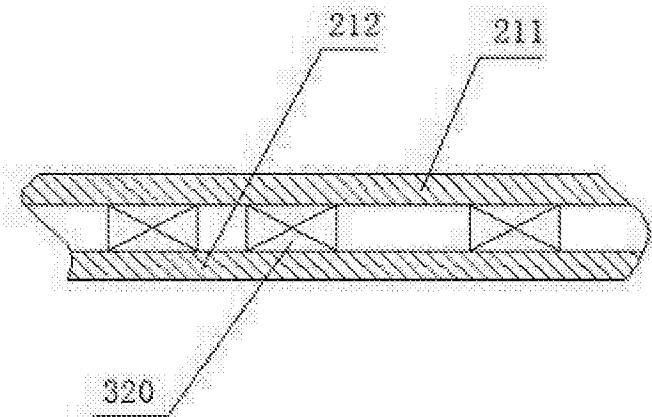


图 3

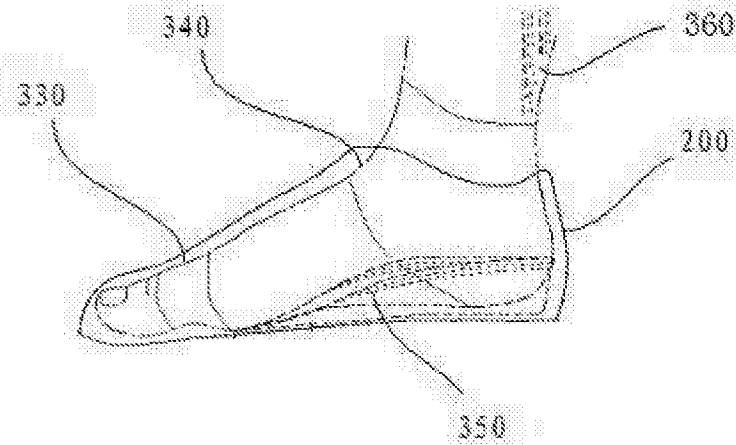


图 4

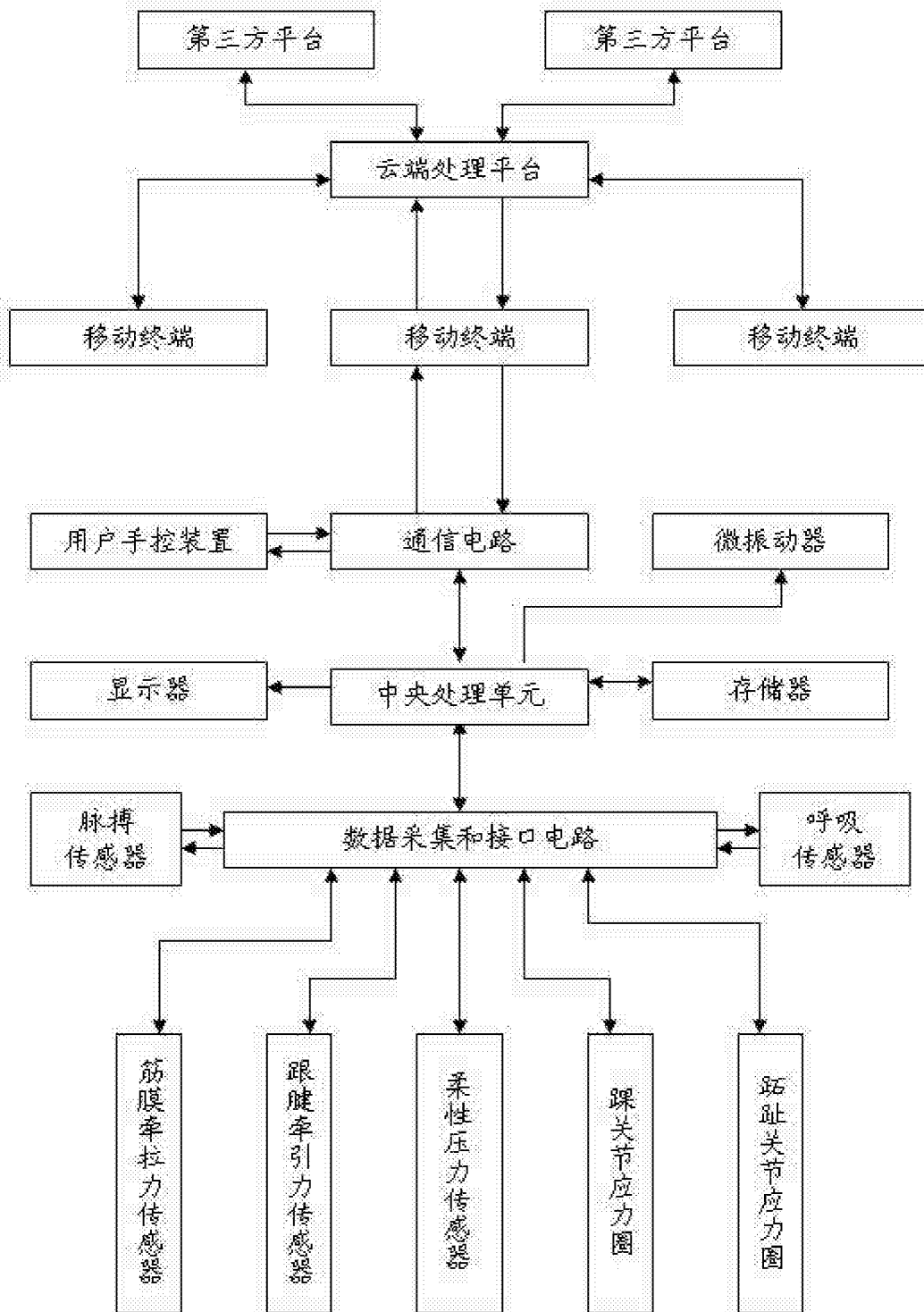


图 5

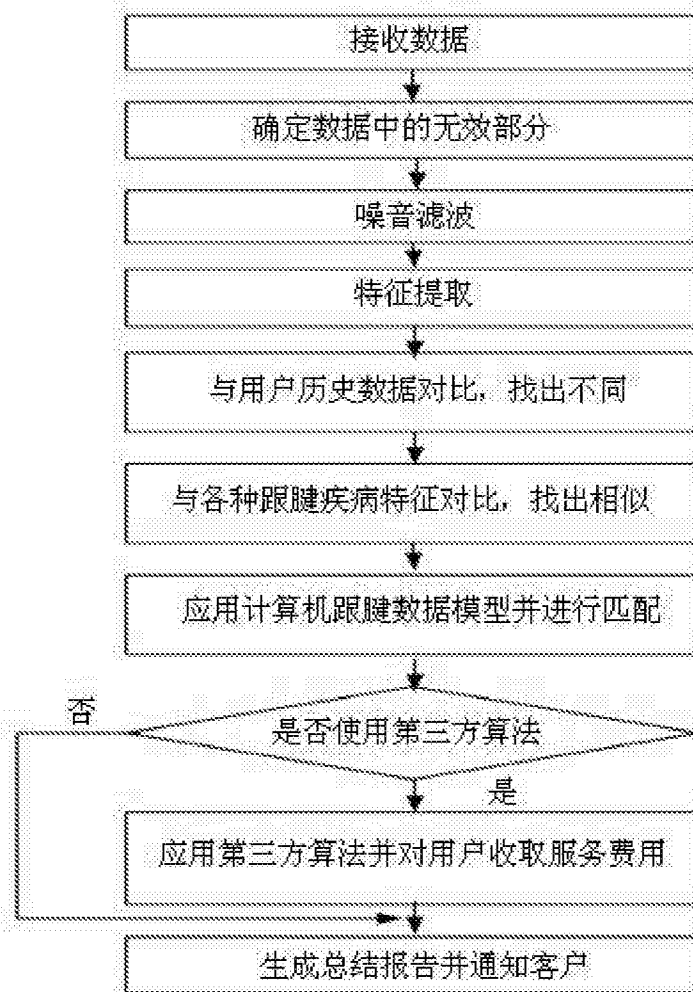


图 6

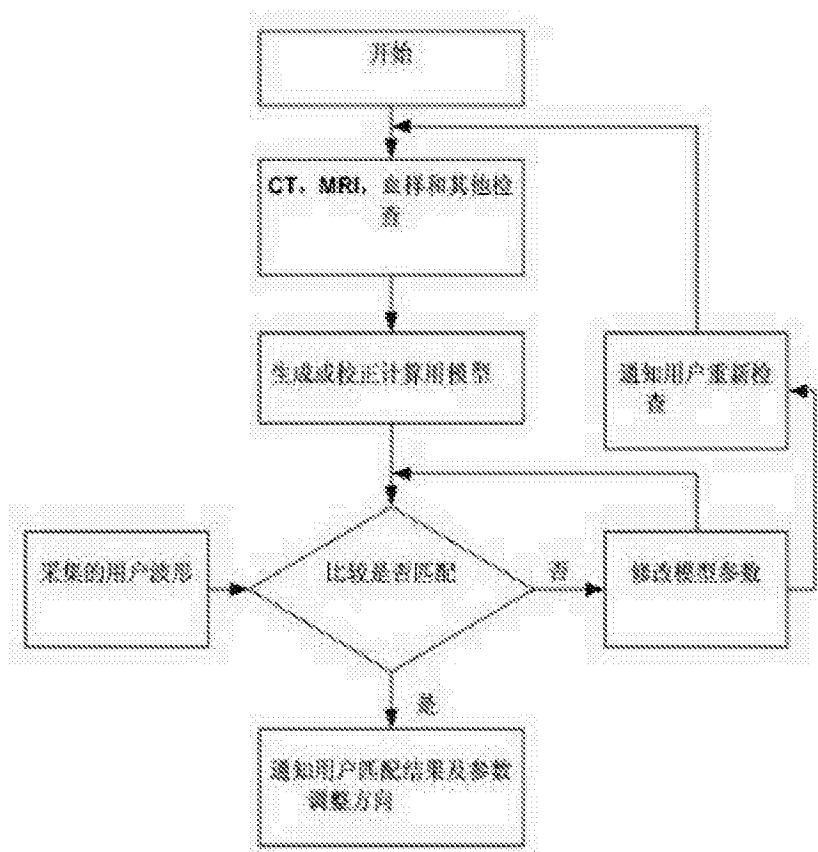


图 7

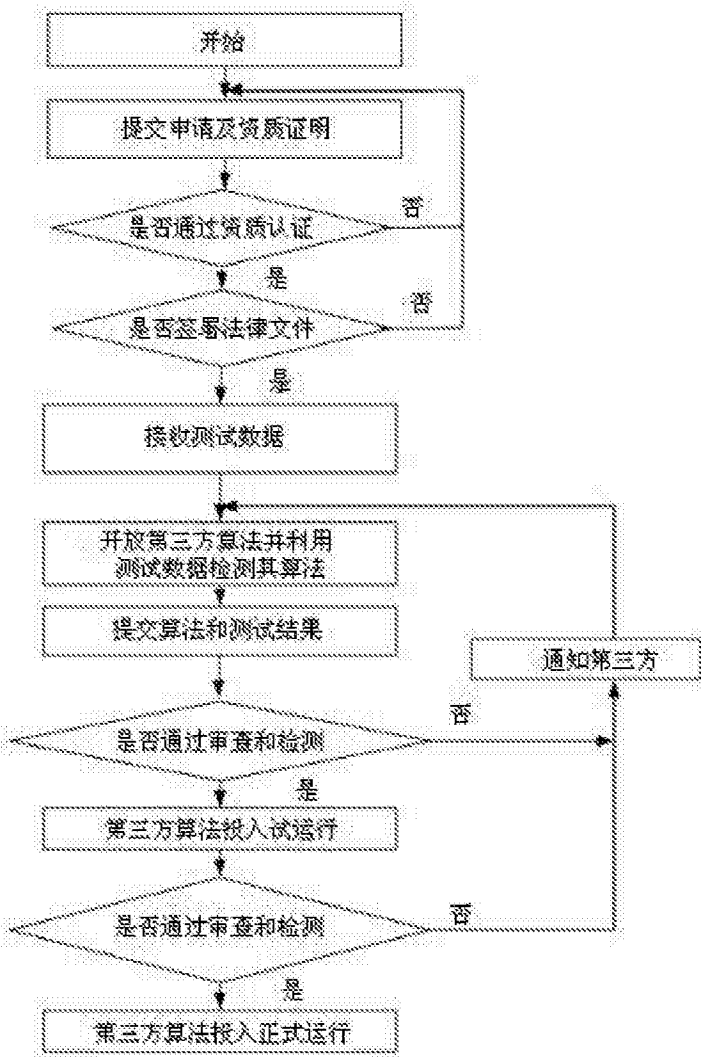


图 8

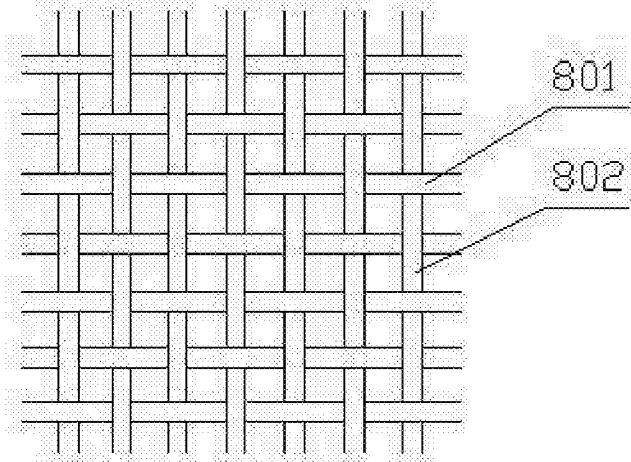


图 9

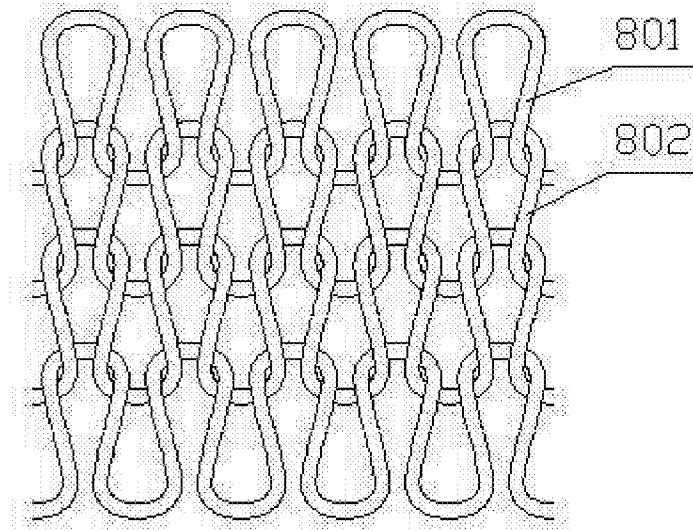


图 10

专利名称(译)	可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统		
公开(公告)号	CN105380602A	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	CN201510776316.4	申请日	2015-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	汪毅 孔振兴 郭娴 北京体育大学		
申请(专利权)人(译)	汪毅 孔振兴 郭娴 北京体育大学		
当前申请(专利权)人(译)	汪毅 孔振兴 郭娴 北京体育大学		
[标]发明人	汪毅 孔振兴 郭娴 张一民 谢敏豪 王丽萍 于晶晶		
发明人	汪毅 孔振兴 郭娴 张一民 谢敏豪 王丽萍 于晶晶		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/103 A61B5/22 A61B5/0205 G06F19/00		
代理人(译)	蔡勤增		
其他公开文献	CN105380602B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种可穿戴人体跟腱信息采集及监控系统,包括袜套、人跟腱信息采集器、人生理参数采集器、微振动器、数据采集和控制装置、用户手控装置、移动终端和开放式云端处理平台,各所述采集器均设置在所述脚套上并优选采用相应的柔性纺织传感器,通过采集器获得的跟腱相关信号和/或生理参数信息经移动终端初步处理后传送至云端处理平台,通过数据分析及特征提取算法进行分析处理后,自动生成包含分析结果的总结报告,当运动时出现不适症状时,用户可以通过用户手控装置手动记录不适程度,通过时间轴比对此对各指标的变化,制定损伤预警波形图谱。本发明的分析结果更为全面、详细和准确,并且极大地方便了受试者使用。

