

可穿戴传感器进展、挑战和发展趋势

曾天禹, 黄显

天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072

摘要 可穿戴传感器是近年来高速发展的传感器技术。其功能、原理和形态各异,并已经广泛应用于国民生活和生产的多个方面。本文结合大量商业化和处于研究阶段的可穿戴产品和器件,简述了可穿戴传感器的主要形式,列举了可穿戴设备的常用测量方法。根据可穿戴传感器及人体的接触方式,将其划分为皮肤接触式传感器、非直接接触式传感器和植入式传感器,结合现有商业化产品及实验室中研究成果,展示了现今可穿戴设备在日常健康、医疗、运动科学、工业和军事等方面的广泛应用。认为可穿戴传感器技术将会在未来同大数据与精准医疗实现更高层次的结合,更好地服务于长期动态的人体信息和环境信息的采集。

关键词 可穿戴传感器;柔性传感器;表皮传感器;植入式传感器;精准医疗

可穿戴电子技术将电子器件以服装、配件、皮肤粘贴和体内植入等形式与人体集成,实现了在体传感测量、数据存储和移动计算等诸多功能。可穿戴系统中的重要组成部分是功能繁多的可穿戴传感器,它们可以用于测量与人体各种生理特征相关的物理化学参数,如体温、肌电、心率和血糖等,也可以用于测量人体的各种运动状态,如加速度、肌肉延展度和足部压力等。它们还可以测量与周围环境相关的参数,如位置坐标、温度、湿度和大气压等。这些功能和形态各异的可穿戴传感器为解决健康、医疗、运动、工业和军事等领域的传感测量问题提供了重要工具。可穿戴设备正在经历高速发展,全球主要的消费电子公司几乎都推出了各自的可穿戴产品,比如苹果公司的 Apple Watch、微软 Microsoft Band 和华为的 Huawei Watch 等。预计全球智能可穿戴设备的销售量在 2016 年将达到 27460 万台,同比 2015 年增加 18.4%。随着微电子、无线通信和传感器技术的不断创新,及人口老龄化、环境污染、食品安全和疾病爆发等全球性和区域性问题的加剧,可以预见可穿戴技术的市场规模还将得到进一步扩大。据估计到 2020 年全球可穿戴科技市场规模将达到 340 亿美元,发货量将达到 4.1 亿部。

早期的可穿戴设备由于电子技术和材料科学的限制,主要以较大型的背包和腰包为主,其穿戴和携带非常不便。而目前的可穿戴传感器已经实现了小型化,常见于消费类电子产品中,具有腕表、手环、臂带、眼镜或头盔等形式,并可以通过蓝牙技术和无线网络实现与手机或掌上电脑等移动终端

间通讯,再经由这些移动终端中安装的应用程序(App)实现数据的分析、记录和上传等工作。然而目前可穿戴传感技术往往基于刚性基底,传感器需要嵌入到刚性封装中,与柔性的人体存在机械上的不匹配,影响了用户体验和测量结果。改进技术采用了柔性导线连接刚性分布式电路的方式实现了可穿戴设备的整体可重复性弯折,但依然无法实现随意地拉伸、弯曲和扭转等特殊形态,更不能顺应地贴覆于皮肤,极大地限制了测量的稳定性、精度和准确度。新型可穿戴传感器可以集成在人体皮肤表面,具有与皮肤相似的机械性质,并且能够跟随皮肤共同运动,因此被称为表皮传感器^[1]。表皮传感器与电子皮肤的概念相似,这种传感器摆脱了物理配件的束缚,能够通过可逆粘贴固定在皮肤上,从而实现了任意位置的测量。另外可穿戴传感器还能够通过体表织物、口服和植入等方式与人体相互作用。

可穿戴传感器目前主要以测量人体运动、生理参数和环境指标为主,主要功能包括运动和行为监测、生理参数测量、人体成分分析和环境检测等。其中运动和行为监测的传感器以物理量测量为主,通过加速度计、陀螺仪、测角仪和光电传感器等提供健康相关信息,并对诸如步态、跌倒、震颤、运动障碍和睡眠质量等进行监控。可穿戴生理传感器可以与皮肤接触来测量实时生理参数,如血压、心率、血糖、心电和皮肤温度等^[2],因此具有很高的医学应用价值。采集的参数经过收集、分析,并将处理结果提供给用户、护理人员 and 医生,以提高医疗健康管理、护理水平和诊断的准确性。人体

收稿日期:2016-11-02;修回日期:2016-12-18

基金项目:国家自然科学基金项目(61604108)

作者简介:曾天禹,硕士研究生,研究方向为柔性环境传感器,电子信箱:zengtianyu@tju.edu.cn;黄显(通信作者),教授,研究方向为柔性生物传感器,电子信箱:huangxian@tju.edu.cn

引用格式:曾天禹,黄显. 可穿戴传感器进展、挑战和发展趋势[J]. 科技导报,2017, 35(2): 19-32; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2017.02.002

成分分析可以通过芯片实验室技术(Lab-on-a-chip)将化学和生物分析功能集成于小型器件上,可处理痕量样品和并行处理不同样品,并能精确控制实验过程和快速获得试验结果。其中化学分析的可穿戴传感器可以对人体汗液、唾液、血液、尿液、泪液及呼吸等成分进行分析比照^[3]。环境检测包括对有害物质和各类环境条件的检测,以保障用户的健康安全^[4]。

可穿戴传感器种类繁多(图1),形态各异。本文结合商业化可穿戴产品和实验室中的在研技术,简述了可穿戴传感器的主要形式,列举了可穿戴设备的常用测量方法和与人体常用接触形式,展示了可穿戴传感器技术在健康管理、医疗、运动科学、工业和军事等方面的广泛应用。提出基于可穿戴传感器技术进行长期动态人体信息和环境信息的采集,并将所获得的大数据服务于精准医疗。传感器的集成化和测量信号的多元化将成为可穿戴传感器未来发展趋势之一,但依然需要在传感器能量供给技术和数据安全保障上获得突破。同时还需要建立更为统一的标准,使采集的数据能够跨平台共享。可穿戴传感器技术将是解决当前医疗资源区域不平衡和提升国民健康水平的重要工具。只有不断完善整个产业链的建设,实现全链条的解决方案,才能使可穿戴传感器带来的创新为中国经济社会发展发挥更为重要和持久的作用。



图1 典型的可穿戴电子产品和新兴的可穿戴电子技术

1 可穿戴传感器原理和设计

1.1 柔性传感器

刚性传感器和柔性传感器是可穿戴传感器的两种表现形式,这两种形式最大区别在于其机械属性。刚性传感器技术成熟,可靠性高,因此成为目前可穿戴设备中最主要的形式。刚性传感器通常基于刚性基底(如硅、二氧化硅、碳化硅、环氧树脂等),与柔软的人体皮肤和内部器官的机械属性并不匹配,因此无法高效地与人体集成,导致用户体验不佳。近年来,柔性传感器由于可以弯曲和折叠,部分传感器还实现了一定程度的拉伸,因此更适合与人体进行集成。柔性传感器的机械属性由其所使用的材料和材料中特殊结构共同决定。其中柔性传感器中包含了金属、有机物和半导体等材料的薄膜形式。这些材料的可弯曲性和可折叠性取决于材料的厚度,厚度越小,可承受的弯曲曲率也就越大。因此,采用超薄电路材料(厚度从几十 nm 到几十 μm)的柔性传感器可如同纸片般弯曲。一些传感器在使用薄膜材料同时,还引入了可延展材料(硅胶和液态金属)和特殊设计的结构,如空间弯折^[5-7](图2(a))、岛桥结构^[8-9](图2(e))、蛇形结构^[10-12](图2(b))、螺旋结构^[13-14](图2(c))和分形结构^[15-16](图2(d))等,这使得传感器具有了可拉伸的特性。当传感器发生形变时,材料内部应变始终小于材料本身断裂应变,保障了延展性。另外,一些传感器还可以利用纺丝,或直接利用织物作为基底,实现柔性智能传感衣物。

1.2 可穿戴传感器测量原理

1.2.1 物理量测量

可穿戴传感器可对多种物理量进行测量,获得包括生物电^[17-18]、加速度^[19-20]、心率^[21]、温度^[22-24]、湿度^[16, 25-26]、血氧^[27-28]和呼吸频率^[29-30]等多种参数。传感器使用了微机电系统(MEMS)传感器、平面电极、薄膜电极和光电传感器等多种形式。典型的可穿戴生物电测量传感器可用于表皮肌电、心电和脑电信号的采集,通常采用湿式或干式两种电极形式。湿电极使用导电凝胶作为媒介实现皮肤和传感器间的导电连接,然而导电凝胶不支持长时间测量,并且每次测量都需要涂覆,严重影响了用户体验;而干电极可以直接作用于皮肤而无需凝胶耦合,可实现长时间测量。这使得干式电极在可穿戴传感器中具有很大的应用价值。在测量信号较大时,甚至可以采用电容式干电极进行非接触式测量。干电极与皮肤的接触电阻较大,但可以采用输入阻抗较高的测量电路来补偿,或通过改变电极表面材料和结构的方式获得较小接触电阻。目前通过可穿戴设备测量心率主要通过光电容积图(PPG)的方法。该方法利用了血液对绿光的吸收性,通过测量反射光强的变化来反映血流量的变化,即监测心脏的收缩(血流量高,反射光线弱)和舒张(与收缩情况相反)时反射光强得到对应的心率数据。目前,大部分腕带式心率测量设备如Fitbit和Apple Watch都采用了该方法。可穿戴加速度传感器是使用MEMS工艺制成包含机械运动部件(如悬臂梁和薄膜等)

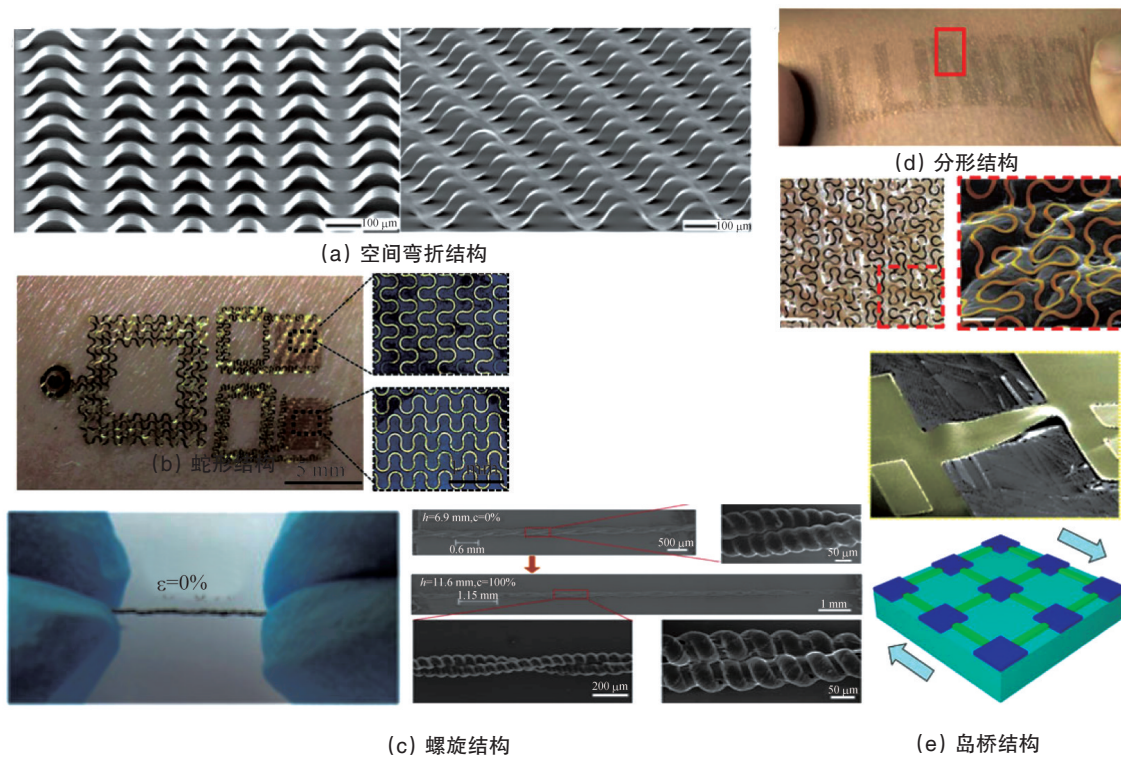


图2 典型的柔性可穿戴传感器的结构

的微型传感器,通过测量电阻、电容和反射光等实现对部件位移或振动的监测。可穿戴温度传感器包括热敏电阻、热电偶和硅温度传感器。其中热敏电阻是由金属、陶瓷、聚合物或半导体等电阻值随温度变化的材料构成,将其接入桥式电路等模拟电路中,获得与温度差值成比例的输出电压。而热电偶则利用不同金属开路端和金属结间温度梯度所产生的热电势,进行大范围的温度测量。基于晶体管的温度传感器可以依据基极和发射极电压与温度的关系进行测量。其他物理量的测量方法也大多基于平面电极、光电传感器和MEMS传感器等。

1.2.2 化学量测量

化学量的测量可以采用包括电化学、光学和微机电测量在内的一系列可微型化的检测方法。其中电化学测量由于结构简单,成为目前最为流行的测量化学量的方法。采用可穿戴电化学传感器已经实现了收集人体皮肤表面的汗液,并测量其中葡萄糖和乳糖等成分^[31-32]的功能。另外,基于比色法或者化学显色法的可穿戴传感器,可以通过肉眼直接观察,定性判断体液中生物分子浓度^[33-34]或者一些环境指标(如挥发性有机物浓度)^[35-37]。与体表传感器相比,植入式传感器能够直接与被测物接触,因此是人体内部化学量测量最常用的方式。通过全植入和半植入式传感器,可以使用荧光^[38]、电化学测量^[32, 39]、亲和力测量^[40-41]等方法及包括微机电系统和微流体芯片等多种测量平台获得人体葡萄糖^[42]、病毒细胞^[43-44]、蛋白质^[45-46]和离子^[47-48]在内的很多生物分子的含量。

1.3 可穿戴传感器形式

可穿戴传感器依据与人体接触形式可分为直接接触式、非接触式和植入式。其中直接接触式传感器主要用于测量皮肤表面的物理参数及部分可以通过人体体液如汗液、泪液和组织液等测量的化学参数;非接触测量主要用于测量与周围环境有关的参数和人体运动参数;而植入式测量主要用于测量人体内的化学成分和重要器官(如心脏和大脑)的物理性质和工作状态。

1.3.1 直接接触

可穿戴传感器最主要的形式为直接与皮肤接触式,用于测量各种皮肤表面参数。通常皮肤接触式的可穿戴传感器需使用外部固定装置^[49-51],如绷带、腕带或腹带等,从而实现更加亲密的皮肤接触。一种创新性的传感器使用柔软和极端轻薄的材料,其机械性质和延展性与人体表皮相似,因此也被称为表皮传感器(图3(a)和图3(c))^[1, 23, 25]。表皮传感器能够自发地附着在皮肤上,顺应皮肤的表面形态。2012年,Rogers课题组率先展示了一个具有多种测量功能的概念性表皮传感器^[1]。随后,表皮传感器还分别以脑机接口^[52-53]、皮肤水分传感器^[16, 25-26]、温度传感器^[22-24]等形式用于各种健康和医学测量的场合。其他形式的皮肤传感器具有一定的厚度,延展性也因此受到了一定的影响。这些皮肤传感器在硅胶粘结剂或可延展织物的辅助下,形成具有透气性的并且更加结实可延展柔性传感器,用于进行表皮和经皮测量^[54],如X2 Biosystems智能贴片(图3(b))。

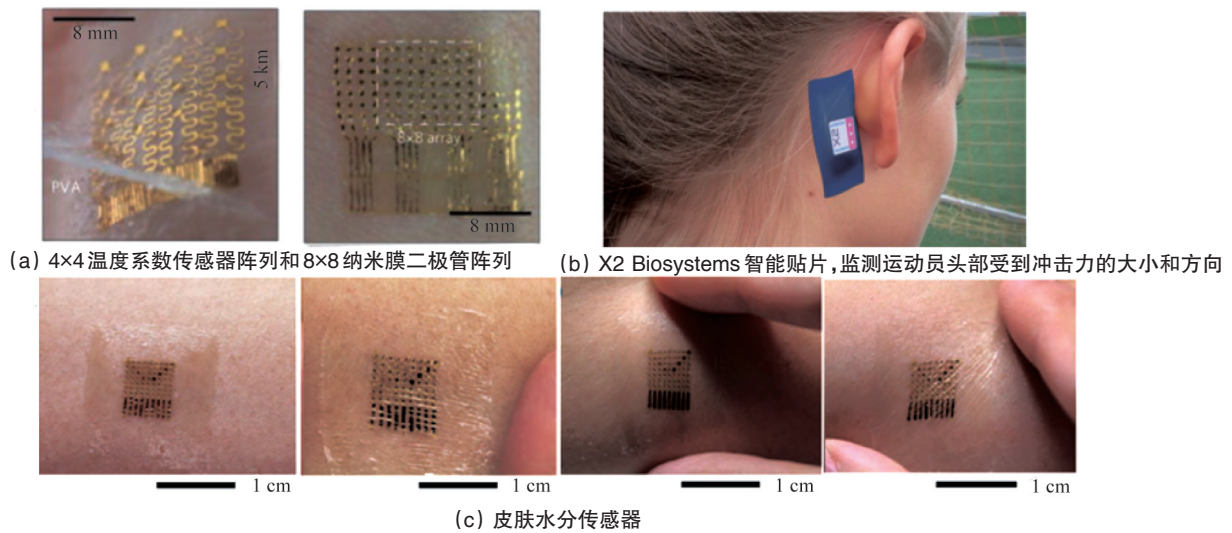


图3 典型的直接接触式传感器

1.3.2 非接触

可穿戴传感器还可以通过织物或其他可穿戴配件与人体结合,实现非直接接触测量。这类传感器最主要的应用是测量人体运动信息和一些体表信息如加速度^[19-20]、肌肉的延展^[55-57]、压力^[58-59]、心率^[21,60]和呼吸^[60]等。另外测量周围环境参数如温度^[61]、紫外线强度^[62]、空气质量^[36]和湿度^[63-64]的可穿戴传

感器也无需与人体皮肤直接接触。这些非接触式可穿戴传感器的主要用途包括了康复治疗、日常健康检测、运动检测和环境测量等。它们可以通过腕带^[65-66]、手套^[56, 59]、袜子^[67]和衣服^[56-57]的形式穿戴在人体上,图4显示的是典型的非接触式传感器,由可拉伸的材料制成的柔性传感器监测不同类型的人体运动。

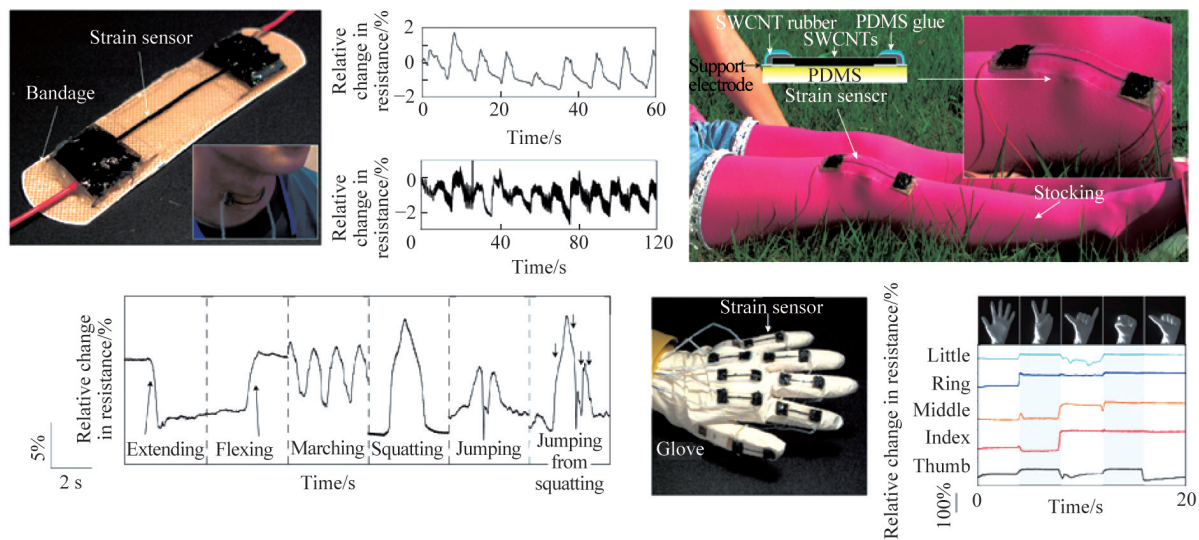


图4 典型的非接触式传感器

1.3.3 植入式

植入式传感器作为可穿戴传感器中的一种特殊形式,通过植入或经消化系统进入人体,实现对人体内部情况的测量。一些代表性器件包括了用于进行内窥的智能胶囊^[68-70]和用于进行连续葡萄糖测量的全植入或半植入式葡萄糖传感器^[71-73](图5(a))。这些传感器能够在人体内进行数天甚至数年的测量。一些植入式柔性可延展传感器的机械属性与人体器官和组织相似,因此能够贴服于器官表面,形成紧密的接触。目前,这类传感器主要用途是进行脑部^[74-75]、神经和心脏外表面的测量^[76](图5(b))。植入式传感器可通过导管^[77]、

手术^[78-79](图5(c))和注射^[74, 80]等形式进入人体内部。这些传感器具有很高的生物兼容性,以适应人体体内环境。

近年来,新型生物可吸收传感器成为研究的热点,有希望替代传统的植入式传感器^[81],这些传感器在完成测量功能后能以可控的方式溶解于体内,而不产生对人体有害的成分,因此无需二次手术将其从体内取出,从而减少二次手术所带来感染的风险。这些生物可吸收传感器能够在体内工作数周直到其表面涂层被水溶解,使得传感器核心部件与人体中的液体接触,从而导致传感器整体功能失效并最终完全溶解。

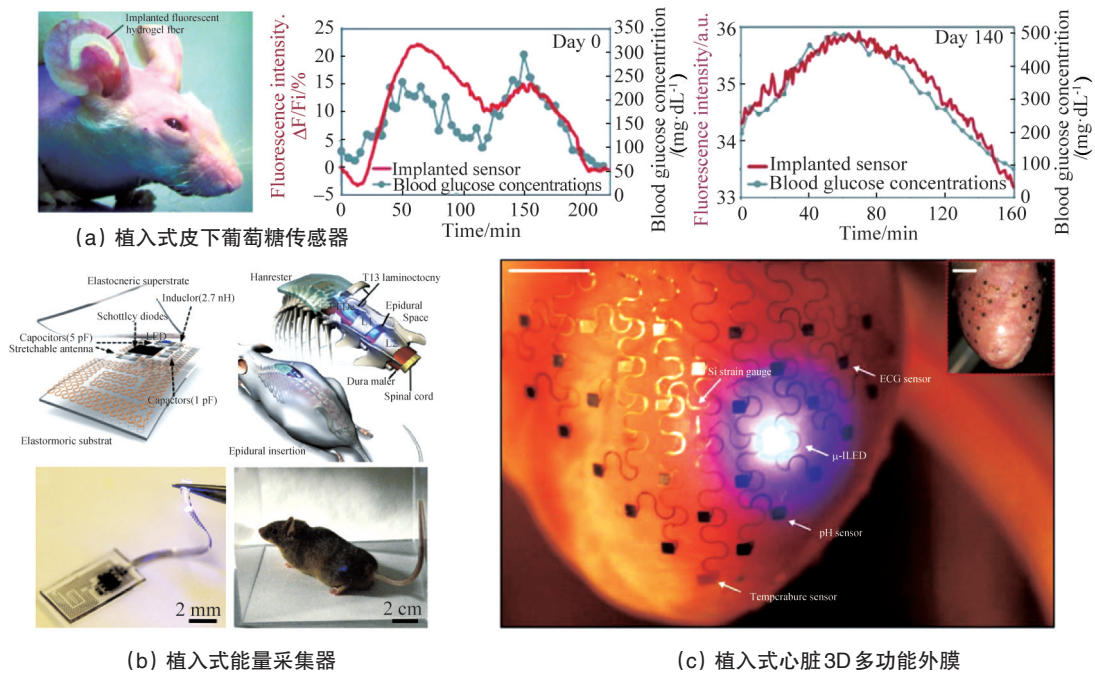


图5 典型的植入式传感器

2 可穿戴传感器的应用领域

可穿戴传感器已广泛应用在日常健康管理、医疗、运动科学、工业和军事等多个方面。就已市场化的可穿戴传感器而言,其代表性的形式、产品和功能如表1所示。从表1中可

以看出,大部分可穿戴传感器主要基于消费电子被应用于日常健康管理和运动测量。实际上,可穿戴传感器在医疗、运动科学、工业和军事领域中的应用也将产生巨大的价值,但相应的产品和技术还需要进一步的开发。

表1 常见的市场化可穿戴产品

| 种类 | 产品名称 | 主要功能 |
|-------|----------------|---|
| 头戴式设备 | LifeBEAM | 智能自行车头盔:提供心率和卡路里测量,并且不受动作,汗液及恶劣天气的影响 |
| | Forcite Alpine | 智能滑雪头盔:内置传感器检测强烈碰撞或位移的大小和方向,紧急时可通过蓝牙连接手机进行求助 |
| | Google Glass | 智能眼镜:实时信息显示,眨眼实现拍照上传、收发短信、查询天气路况等操作,具有声控功能 |
| | Oculus | 虚拟现实眼镜:通过加速度传感器,陀螺仪,地磁传感器,红外光学定位追踪,近红外线CMOS传感器摄影机与显示器内嵌的隐藏光学标记,提供虚拟实境反馈 |
| | HTC Vive | 虚拟现实眼镜:搭配两个无线控制器,具备手势追踪功能;靠激光和光敏传感器确定运动物体的位置 |
| | Hololens | 增强现实眼镜:为用户生成叠加于现实世界之上的虚拟3D世界,可以通过动作/视觉传感器进行与虚拟3D的对象进行交互 |
| | LifeBEAM Vi | 智能耳塞:耳机包含生物传感器,可监测用户心率、体温、运动、环境等参数,并且提供虚拟健身教练的AI助手 |
| 服装 | Bragi Dash | 智能耳塞:内置传感器配合手机端 App 可以监测佩戴者的运动情况如心率、血氧饱和度、体温和热量消耗在内的多种数据 |
| | Verily | 智能隐形眼镜:内置传感器,监测血糖浓度 |
| | DAQRI | 智能工业安全帽:绘制周边环境图并显示在头戴显示器中,通过共享信息数据构建完整现场3D模型,通过传感器可以获得热成像图 |
| | Flexwarm | 智能服装:内置温度传感器,感知外部天气温度和内部人体温度,然后实时显示在APP上;通过柔性发热层,自动将衣服升到最舒适的温度 |
| | iTbra | 智能胸罩:通过分布温度传感器监测乳房温度,预防乳腺癌 |
| | Hexoskin | 智能服装:利用织物传感器和蓝牙进行连接从而实时监测各项运动参数,除去蓝牙模块的衣服可以进行机洗 |
| | Like A Glove | 智能服装:通过传感器监测面料在身上的伸展度,可以准确测量用户的体型尺寸 |
| | Athos | 智能服装:内置肌电运动传感器,能够感应和追踪到肌肉纤维内部的活动及部分肌肉的运动状态 |
| | Ringly | 智能戒指:传感器与蓝牙固定在宝石托盘,可以记录运动数据并与手机互联 |

续表 1 常见的市场化可穿戴产品

| 种类 | 产品名称 | 主要功能 |
|-----------------|------------------------|--|
| 手部 佩戴 | Apple Watch | 智能手表:集成医疗传感器、压力传感器和触觉反馈等 |
| | Pepple | 智能手表:配置心率传感器和麦克风等,电子墨水屏使得续航时间大大提升,一次充电可使用一周 |
| | Fitbit Alta | 运动手环:具有智能追踪功能包括步数追踪、距离记录、卡路里燃烧值、活动时间记录和睡眠监测,并且具有强大的App统计和记录的功能 |
| | Jawbone | 智能手环:具有生物阻抗传感器,可以监测心率、呼吸和皮肤电流反应(GSR)等参数 |
| | Ticwatch 2 | 智能手表:内置了贴片式SIM芯片,可脱离手机直接通讯。搭载中文的语音交互系统,提供更好的交互体验 |
| | Huawei TalkBand B3 | 智能手环:用来记录运动与睡眠的状态及做提醒功能,还可以充当蓝牙耳机,用来快速接听和拨打电话 |
| | Mi Band 2 | 智能手环:使用低功耗蓝牙芯片及加速度传感器,待机可达30天 |
| 腿部和 脚部佩 戴 | GoGlove | 智能手套:拇指指尖内置了磁铁,其余四个指头的指尖分别内置了传感器,可用拇指与其他手指单击或双击来完成对手机音乐的控制 |
| | Digitsole | 智能跑鞋/鞋垫:内置加热装置和传感器,通过手机可以调节温度,记录步数,查看运动量等 |
| | GTX Corp | 智能鞋垫:专门针对老年人和旅行者,内置GPS模块及位置传感器,设置安全范围,可通过报警求助保证用户安全 |
| 电子 纹身 | Lechal | 智能跑鞋:通过蓝牙与手机相连,可以借助手机上的导航应用来指导用户前进,通过振动马达来向用户提供反馈 |
| | Patch+ | 智能贴片:基于离子电渗法减少面部皱纹,无需穿刺,简单的贴片即可,为非侵入式治疗 |
| | Kenzen ECHO H2 | 汗水监测贴片:监测使用者在运动时产生的汗水中包含的乳酸含量、葡萄糖含量、水合物水平和电解质平衡等信息,并将这些信息传输到智能手机上相应的APP中 |
| | sugarBEAT | 血糖监测贴片:贴片会连续12个小时每小时记录4次血糖水平,数据上传到云端或者是直接显示在用户手机端 |
| | X2 Biosystems | 智能贴片:监测运动员头部所受冲击的大小和方向 |
| 植入式 | FitLinx Ampstrip | 胸带式心率追踪器:类似创可贴,可直接贴附在胸口。除追踪心率外,还能够监测当前运动类型、运动强度、运动姿势等数据 |
| | Proteus Digital Health | 智能药丸:药丸一旦到达用户的胃部,内置的传感器会给人体皮肤贴片发送信号,贴片收集传感器在用户体内记录的信息 |
| | LifeVest | 可穿戴心脏除颤系统:集成传感器的背心,监测患者的心率。在紧急时候通过发出一个电流冲击,让患者恢复正常的心跳 |
| | Profuse | 植入式荧光条:通过测量具有生物可容性荧光条发出的荧光光强,获得组织中含氧量、葡萄糖含量和乳酸盐含量等信息 |
| | GlySens | 血糖监测系统:新型连续血糖监测系统,其植入式的传感器可以持续工作长达1年时间 |
| | Micra | 心脏起搏器:无需导线,一英寸长的起搏器直接安装在心脏上,发出电脉冲使得心搏动更加规律 |
| | MEDEL | 耳蜗植入系统:通过在皮下植入振动听骨链重建假体与漂浮传感器来形成听力,是全球唯一的中耳植入系统 |

2.1 健康管理

人的日常行为很大程度上影响着个体的健康状态,因此对于日常生活的记录有助于提高生活水平,这些记录同时也为精准医疗中的个人日常状态和相关环境参数提供了数据支持。目前可穿戴传感器最主要的应用就是日常健康管理,主要功能包括测量行走步数、心率和皮肤电导率等常用参数,及在睡眠时通过加速度传感器测量人体姿态,反映睡眠质量。可穿戴传感器通过蓝牙与手机建立通讯,用户可以通过手机App看到各种基于测量数据的软件分析结果。比如通过分析静态和运动状态的时间比例,提醒用户注意劳逸结合;通过分析皮肤电导率的变化,提醒用户及时补充水分。部分测量和分析结果还可以通过移动网络上传到云端服务器中进行存储,方便用户查看历史数据。由于用于日常健康管理的传感器在功能上具有很多相似性,一些突破性的创新主要集中在App中。如eCAALYX移动App旨在建立针对患

有多种慢性疾病的老年人的远程监测系统,该App为老年人与护理者间建立无线联系,将可穿戴传感器采集的数据和智能电话中的GPS信息发送给护理人员,并结合现有医学知识,利用原始数据来辨识异常情况,如心跳过速和呼吸道感染等,它的用户界面允许用户评估最新医疗细节、进行新的测量或同护理者进行交流^[82]。另外一些App采用沉浸式的体验方式,将用户的运动行为放置于一个虚拟的故事情节中,用户通过适度的运动完成故事体验,同时配合虚拟教练,激励用户从事健康锻炼。还有些App可以计算运动消耗的总热量,并与用户通过饮食获得的热量进行对比,给出推荐的运动强度和饮食结构,并将体重和睡眠质量等数据一同制成图表显示出来^[83]。具有日常健康管理功能的可穿戴设备包括各种智能手表、智能腕带和电子纹身等,但并不局限于体外物理量测量的传感器,一些植入式传感器也可以对人体内分子含量进行测量。如Profusa植入式荧光条测量系统^[84-85](图

6),该系统是由植入式立体多孔智能凝胶和体外光学读取器构成,凝胶长3~5 mm,半径为500 μm ,具有生物兼容性,保证了植入身体时不会产生排斥反应,智能凝胶中附着一些发光分子,这些分子可以同人体一些化学物质,诸如氧、葡萄糖和乳酸盐等结合发出荧光信号。体外光学读取器可以直接放置在皮肤上,读取器发出激发光传递给皮下荧光条,进而激发该荧光条发射与被测量成比例的荧光光强并被读取器所接收。测量结果将会被连续记录到App及云端服务器,形成连续报告,从而对心脏病、高血脂和糖尿病等疾病进行预测。当诊断病情的时候,可以从云端提取数据供医生做出全面诊断。

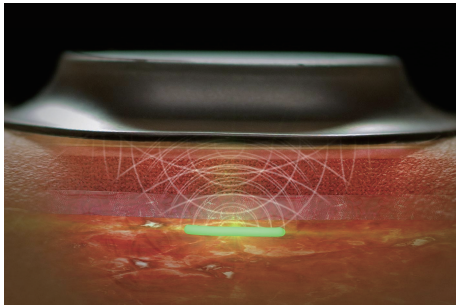


图6 Profusa试纸条

2.2 医疗

可穿戴传感器和医疗相结合,能够为病人提供更加个性化的治疗方案,也使医生能够及时掌握病人的康复情况,从而针对治疗中出现的各种问题,及时调整和优化治疗方案,实现精确和量化的治疗。可穿戴传感器还能对各种疑难疾病的研究提供大数据的支持,为各种因环境、生活习惯和个体差异所造成疾病的溯源提供数据支持。可穿戴传感器已经被应用于多种疾病的监测,它既可以作为突发疾病的预防性手段^[86-87],也可以作为疾病康复中的辅助治疗手段和监测手段^[88-90]。

以帕金森病为例。帕金森病是常见的神经退行性疾病,影响全球3%左右的超过65岁的人群^[91]。治疗帕金森病症主要依靠药物和手术相结合的方式,而最主要的评价指标是依靠主观的统一帕金森氏病评定量表(Unified Parkinson's Disease Rating Scale, UPDRS),主要内容包括对左右侧手脚、肢体、步态、姿态、面部表情和手指活动等运动参数进行综合性的评价。然而基于UPDRS的主观评价无法准确、定量地获得这些运动参数。Ossig等^[92]就根据市场上一些可穿戴运动监测设备,依靠其中的陀螺仪和加速度传感器构建了一个全面监测帕金森患者运动参数的平台,并且与UPDRS进行了对比。这种将可穿戴传感器作为获取数据的基础和临床分析手段的方式可以提高对帕金森患者的护理水平。近年来,以可穿戴加速度传感器和陀螺仪为基础的步态分析系统的快速发展,为更加方便和持续监测帕金森患者的步态做出了很大贡献。这些新系统不仅可以更方便直接地测量标准步态

参数、分析相关数据,还提供了对帕金森病阶段和运动障碍程度进行分级的功能。Klucken等^[93]使用集成加速度传感器和陀螺仪的鞋子在标准步态序列中记录运动信号,将采集的大量传感器特征信号(大于650个)和模式识别算法应用在分类帕金森疾病阶段中。通过将传感器采集分析的结果与帕金森临床评价指标(例如UPDRS part III运动指标)进行对比,发现可穿戴监测系统分类的正确率达到81%~91%。

中国是中风发病率最高的国家,在全球3000万中风患者中约有1/3在中国,约有15%的40岁以上人群具有非常高的中风患病风险,因此对中风监测和预防意义重大。中风的治疗和监测存在几个难点,首先对于潜在中风人群进行定期头部扫描以确定其头部血管状况是目前中风预测中为数不多的方法,但该方法并不能长期连续监测。其次现在还无法实现对潜在中风患者的及时发现和响应。在中风幸存者中受到神经功能障碍后遗症的影响,这类人群更容易发生跌倒,引起导致髋关节或其他骨折。由于大部分中风和跌倒都是发生在家中或是日常环境中,因此,对于潜在中风患者和中风幸存者而言,可穿戴连续测量传感器对他们的生命健康至关重要,跌倒测量和风险分析可以通过测量日常生活中的步态和生活习惯来实现,使用可穿戴运动监测系统获得相关的运动参数,从而提示他们及时休息或尽早治疗。最新的研究采用包含有3轴加速度传感器的PAMSys运动监测系统记录包括步幅、行走速度、身体状态等信息。该系统重量仅有24 g,尺寸为5.1 cm×3 cm×1.6 cm,可以放置在衣物中,它以50 Hz的采样频率采集3轴加速度信息(图7),并存储于内存中,实现长达6天的连续检测。另外还可以通过多传感器的配合(如陀螺仪、应力传感器),测量更为复杂的步态和姿态信息^[94]。

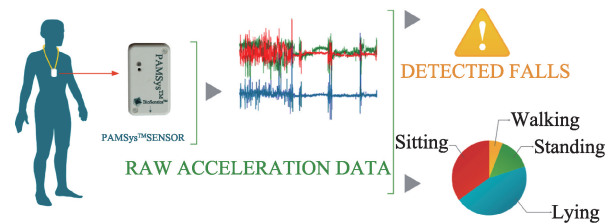


图7 PAMsys运动监测系统

在慢性病监测与治疗中,糖尿病的连续血糖监测技术是目前糖尿病治疗中最迫切的需要。传统的手指穿刺是一种侵入性的方法,高频率的取血监测对患者生理和心理都会造成负担,因此不适合长期连续血糖监测。2010年,伦敦国王学院的研究组发明了一种纳米墨水纹身,与注射在皮肤下面的传感器相配合,实现了血糖值实时监测^[38]。2015年,加州大学圣地亚哥分校的研究人员设计了一种无需抽血就能检测血糖值的设备。这一团队将电极印刷在临时纹身贴上,并与传感器相连,因为葡萄糖是以钠离子为载体,拥有正电荷,传感器测量皮肤下电荷强度,就可以计算出血液中的葡萄糖含量。通过对7例非糖尿病人进行餐前及餐后的血糖测

试,展示了这种无创血糖监测的可行性(图8)^[95]。这一研究组希望能够开发出连续测量的方法,并能扩大适用范围,作为一种非侵入式的血糖检测方法推广开来。



图8 纹身贴纸式葡萄糖传感器

2.3 运动科学

可穿戴传感器在运动科学中的作用也不断受到重视。可穿戴传感器使教练能及时掌握运动员身体状况,并相对应调整训练方案,达到最佳运动和训练效果。可穿戴传感器还可以运用于测量运动员的姿态,使教练员和运动员能够定量获得各种姿态(如击球挥拍^[96]、游泳划水^[97]、跳台滑雪^[98-99])的准确性,通过标准化的训练,促进运动员提高成绩^[100]。在运动科学的研究中,可穿戴传感器还可以定量地收集优秀运动员的姿态、步态和肌肉受力等信息,有助于揭示和建立运动员成绩和身体机能间的内在联系。例如在跑步训练中,研究人员采用绑定在运动员惯用脚鞋面上的惯性传感器,测量在不同运动环境下(如改变跑步方向、改变地势和不同运动时长)踝关节的背曲,监控训练的强度,减少身体受到的伤害,并提升跑步效率,显示了可穿戴传感器用于跟踪运动的可行性。在比赛期间,教练员还可以通过对运动员的心率及汗液分泌速度和成分的监测来判断运动员的身体状况^[101],使得教练员能够及时进行人员调整,控制比赛节奏,同时也使得运动员以最佳的状态来进行比赛^[102]。此外,可穿戴传感器还可以检测威胁运动员安全的突发情况。如美国MC10和锐步公司共同开发的橄榄球运动员头盔可以通过加速度传感器测量运动员在比赛过程中头部受到撞击的大小和方向,使得裁判员和医疗人员能够掌握运动员受伤害的程度,防止因为过度撞击而造成的大脑损伤(图9)。



图9 橄榄球员用的头部撞击测量传感器

2.4 工业人机交互

可穿戴传感器在工业上的应用主要体现在促进人机交互、提高生产效率和安全性上,主要包括了头戴式显示器和

智能手套等。头戴式显示器从早期的笨重和功能单一的传统显示器发展成类似谷歌眼镜的带有摄像和显示功能的轻便型头盔式或眼镜式显示器系统。通过这样的可穿戴显示器,工人能够更方便地查看与其任务相关的信息。比如工人无需动手去翻查操作手册或数据表便能了解仪器操作说明和注意事项;从事显微元件焊接或组装等关键任务的工人也可以通过这类便携装置看到其作业点的放大图像;从事材料切割、弯曲或拉伸的工人可以看到材料的即时状态显示;从事危险流程和有害材料处理任务的工人可以从更加安全的远处来观察任务进展情况。代表性的头戴式工业交互眼镜包括了Vuzix智能眼镜,该眼镜包括了GPS、距离传感器、三轴加速度计和陀螺仪等传感器及显示器,使得操作人员在从事手部工作的同时,依然能够通过该眼镜获得传感器测量结果及通知消息。

此外,工业智能手套也是辅助工业生产和作业的新型工具。手套中内置的传感器能够快速接收并读取工人手指处的动作强度和位置变化,并通过动作力道来影响作业力度。例如,美国通用汽车公司和美国宇航局NASA共同研发了一款带压力传感器等传感元件的机械手套RoboGlov(图10),该手套曾在2011年帮助NASA将航天机器人Robonaut 2送入外太空。手套由5个传感器和制动器组成,可以模仿人类手臂肌肉的伸缩动作,从而帮助使用者以更小的力矩完成同样的工作量。在手套的手指部位设有压力传感器,当佩戴者手部有抓取动作时,压力传感器就会对压力进行智能识别,并做出和手部相同的动作,节省拿取东西时所需要的力量。手套中传感器的功能类似于人的神经、肌肉和肌腱,把它们组合起来能做到像人手一样灵巧,同时又拥有巨大的力量。这种突破性的肌肉模仿技术,可以为医疗业和制造业的人员提供更强大的握持力。



图10 RoboGlov手套

2.5 军事

在现代化高技术战争的背景下,士兵执行任务需要携带的装备和物品越来越多,负荷越来越大,严重影响士兵的行军速度、机动灵活性和持续作战能力,同时士兵生命保障也越来越受到重视。军用可穿戴外骨骼和智能作战服等军用装备便应运而生(图11),这些新式装备的核心都是各种可穿戴传感器。可穿戴传感器作为单兵作战装备,能够支持实时战场状态监测,对周围环境和士兵体征进行测量,有助于及时掌握士兵动向减小伤亡,最终有可能起到影响战争进程和

结果的作用。可穿戴传感器还可以通过感应操作人员的运动来指挥无人机和各种自动化武器,使远程作战人员获得最自然的控制体验。在未来,还可以通过可穿戴传感器实现远程操控武装机器人。目前,军事应用中成熟的可穿戴产品是适用于单兵作战的外骨骼装备,如XOS、Talos、Titan和HAL。通过在外骨骼上集成包括加速度传感器、角度传感器、压力传感器和肌电传感器在内的多种传感器测量人体运动状态,并使用诸如Cybernic Voluntary Control和Cybernic Autonomous Control等算法去分析运动趋势,最终采用液压或气动等方式对运动进行助力,使士兵有更快的行走速度(16 km/h)和更强的负载能力(90 kg)。此外,智能头盔和智能眼镜也是军用可穿戴设备中的一部分。例如英国BAE Systems公司开发了搭载Striker II系统的军用头盔,该头盔可以借助夜视模式下摄像头拍摄获取相关信息,并将信息反馈到头盔的显示屏中。Innovega公司研发了适用于军事应用的智能眼镜,该眼镜以全息三维显示技术将环境图像投影在使用者眼前,为作战人员提供包括地理环境、陆地和空中敌军力量等一系列作战信息。这些可穿戴的军事装备将会在未来战争中起到重要作用,甚至能够决定整个战争的进程。因此,可穿戴军事设备已经成为世界各个军事强国大力发展的领域。

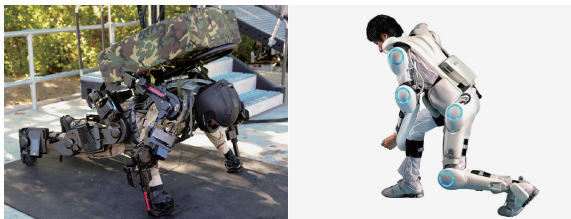


图11 军用外骨骼

3 可穿戴传感器未来发展趋势

3.1 结合精准医疗与大数据

精准医疗是目前着重发展的新兴医疗领域,可穿戴传感器将会为精准医疗的发展提供不可或缺的工具。精准医疗可以被视为个性化医疗的更高层次,在精准医疗中实现精确的诊断是依据各类测量和分析系统所获得的庞大数据,通过对病人的生物研究、临床研究、实验室测试、日常监测和积累的电子健康数据的分析,使得医生能够找到最高效的治疗方案。在精准医疗中,除了采用基因测序等方法获得大量数据以外,另一个重要方面就是对人体各种生理参数、环境因素、兴趣和生活习惯进行全方面的测量、记录和分析,两者结合形成个人大数据,使之作为医生诊断和跟踪疗效的依据(图12)^[103]。而获得这些复杂和庞大的数据,不能靠主观评价的方式,而需要客观、连续的测量,要实现这样的测量只能依靠可穿戴设备,目前主流的可穿戴设备已经实现了对于运动和睡眠的监测,但这仅仅是个人大数据的开始。使用可穿戴传感器对心率、呼吸、心理压力、生活习惯(如抽烟和饮酒等)和

饮食习惯的记录及对周围环境如污染物的测量,大大增加了可用于医疗诊断的数据,而诊断结果必然会随着个人数据的积累变得更加个性化和准确。

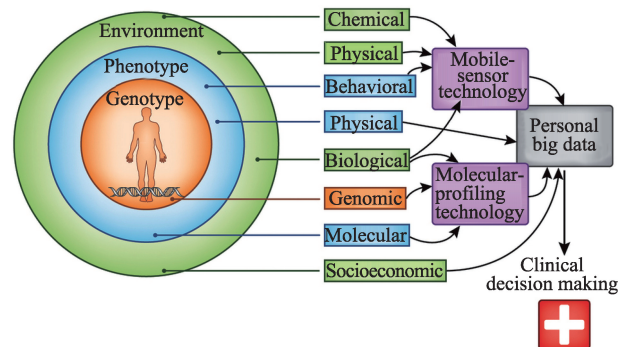


图12 精准医疗中的治疗方案确定的过程

在可穿戴传感器与精准医疗和大数据深度结合的过程中,以手机为代表的移动设备将会起到举足轻重的作用。可穿戴设备与手机间的交互将变得更为频繁,手机将作为数据分析和存储的重要中转站。以移动通讯设备为核心构建可穿戴设备网络具有许多优点,首先手机本身就具有一定的数据测量和记录能力,因此从硬件上都可能成为可穿戴传感器技术发展的核心部件。其次,目前全球每天有超过6亿人通过智能手机访问互联网,随着智能手机的快速发展,数以万计的消费者和保健医生可以通过手机进行便捷和低成本的连接及相关数据的计算。将可穿戴传感器记录的环境参数及人体体征参数,连接手机并上传至云端服务器,有助于提供个性化的闭环治疗。设想中国若有2亿的人口处于这样的闭环治疗中,通过可穿戴传感器收集的数据,就能够预测整个中国一代人甚至下一代人的健康状况,并且影响我们健康、饮食和生活习惯等各种方面。

基于互联网的医疗和健康数据系统目前在中国仍处于初级阶段。一些初创型公司正在从事架构和软件的开发工作,然而产业的发展还需要国家层面和大型企业的介入。在基于大数据的医疗平台建设上,许多国家已经走在了我们的前面,如美国最大的医疗保险公司Wellpoint已经开始通过IBM的超级计算机Watson帮助医生对病人的病情进行诊断,迄今已经服务了7000万人次。以癌症治疗为例,目前需要至少1个月才能制定出针对性的治疗方案,而未来利用Watson的认知计算技术可以将周期缩短至1天,极大提高癌症患者的治愈率。同时Watson在医疗、医药行业可以为肿瘤中心提供多种复杂癌症的诊断和数据分析^[104-105]。中国拥有百度云、阿里云和腾讯云等大型网络云服务平台,因此建立类似于Watson这样的超大型医疗和健康数据系统已经具备了一定的硬件和技术基础。

3.2 高度集成和多元化测量

可穿戴传感器最初以运动传感器为主,集成了加速度传感器和陀螺仪等用于记录人体运动信息。逐渐地更多传感

器被集成在可穿戴系统中,如压力传感器、光电传感器和电导率传感器用于测量血氧、心率和皮肤水分等信息。目前市场上与医疗健康相关的可穿戴式传感器主要有两大类:一类是体外数据采集,主要通过加速度或陀螺仪等三维运动传感器或GPS获取运动状况、运动距离和运动量等参数;另一类是通过监测体征数据(如心率、脉率、呼吸频率、体温、热消耗量、血压、血糖、血氧、激素、BMI指数和体脂含量等)来帮助用户管理重要的生理活动。这些传感器主要集中于物理量的测量,目前在皮肤表面实现化学量即特定生物分子和微粒含量的测量还有一定困难。一方面是受到了经皮体液测量方法的限制,能够实现无创或微创收集人体组织液和血液的方法并不多,导致只能使用汗液和泪液中生物分子的含量来推断人体生理状况,不但测量的生物分子种类有限,还受到相关性的影响;另一方面,依靠光学手段测量人体中成分的方法受到小型化的限制,还不能做到完全的可穿戴,制约了使用光学分析和成像方法对人体内部进行实时监测。但随着电子技术、加工工艺和材料科学等技术的发展,可穿戴设备将会包括更多生物传感器,从而实现不间断的长期测量和更多种类生理参数的测量,为医疗、科学研究和日常健康管理提供更完善的服务。

3.3 传感器的能量供给问题

可穿戴传感器面临的另一个重要挑战是功耗和供电。可穿戴设备两次充电之间的可用时间是影响市场接受程度的关键因素之一,因此除了集成更多传感器和功能之外,增加续航能力,开发新的能量供给方式也是今后可穿戴设备能否进一步普及的关键。就电池技术而言,目前看来最可能的解决方案依然是具有高能量密度的可充电的电化学电池^[10, 106-107],它将使传感器在体积最小化的前提下,具有较长的待机和使用时间。配合其他辅助能源和创新的充电方式,可穿戴传感器将能够进一步延长工作时间。一些辅助能源和充电方式包括采用光伏^[108-109]、热电^[110-111]、振动^[112-113]等技术来提供小而适用的电能,或者通过接收环境中以电磁场或电磁波形式存在的能量并将其转换为直流电作为直接能量来源或者充电电源^[114]。考虑到我们生活的环境周围存在大量电磁辐射,因此无线充电有望成为下一个可靠的能量来源^[10, 115]。采用不同波长的分布式天线,在单一无线信号源不足的情况下,可接收环境中众多不同频率的无线信号,使用这些能量的组合为可穿戴传感器供电。

3.4 数据安全和标准

可穿戴传感器具有获得大量涉及个人生活习惯和隐私数据的能力,因此构建一个数据安全的监管框架,有助于可穿戴传感器良性发展。智能手机健康App的监管方式最近在《新英格兰医学杂志》(《The New England Journal of Medicine》)中讨论,作者提出在促进创新、保护患者安全、避免重复监管的原则下,按照风险程度将健康App划分为执行类App、健康管理类App和医疗类App,并提出高风险的医疗类App应由美国食品药品监督管理局(FDA)监管^[116]。英国国家

卫生服务部门(NHS)采用了类似的处理办法,医疗App被英国药检机构(MHRA)归类为“医疗设备”进行监管^[117]。将这样的分类方法和监管办法用于软件开发中,可以迫使私营部门对其数据收集,分析方法和测量问题等提供开放的接口。这不仅解决了软件可靠性问题,还可以减少人们对于数据存储安全和隐私问题的担忧。

目前,手机软件和可穿戴传感器的数据还缺乏统一标准。这造成不同开发者的手机App和可穿戴产品无法做到数据共享,在云端服务器存储的数据也都是依据开发者各自的标准。苹果公司最近宣布开发旨在医学研究的基于智能手机App和可穿戴设备的一个开源软件框架,这被认为是苹果公司将加速医疗研究App和可穿戴设备的标准化。其他智能手机和可穿戴制造厂商将追随苹果公司的做法,通过这种标准化解决数据的可靠性、安全性、保密性等问题。将制造商建立标准化的解决方案与合理的监管平台相结合,可以加快高质量和大规模的对照试验解释疾病中的复杂因果关系,使可穿戴设备在健康管理和医疗中发挥更安全高效的作用。

4 结论与展望

通过对可穿戴传感器的基本原理、形式和应用领域的介绍可以看出,目前市场上广为流行的智能手表和手环等可穿戴产品是可穿戴设备的众多表现形式的一种,这类产品技术成熟、开发周期较短,造成了目前这类产品同质化明显,很多产品主打外观的区别,而内在的硬件并无本质上的区别。然而销售市场的火爆预示着人们对于可穿戴产品的接受程度不断提高,未来还会有更具深刻变革的可穿戴设备诞生。可以预计随着科技的进步,植入式可穿戴设备和更为轻薄的表皮式传感器将会成为新的突破方向。

若干限制可穿戴传感器发展的瓶颈仍然需要不断突破,其中最突出的问题就是能量供给问题。目前,可穿戴传感器大多依靠电池供电,电池寿命取决于传感器采集参数的数量和频率,反之,传感器的工作模式受到电池寿命的制约。为适应精准医疗的需要,可穿戴传感器需要对众多生理和运动参数进行实时的测量,然而目前电池技术水平尚不能支持长期的大数据流。新兴的供电方式还在不断探索中,未来有可能投入使用的供电方法包括了无线供电、太阳能和机械能等方式,供电技术的突破将使可穿戴传感器能够完全脱离电池的束缚,实现在人体上长期工作。另外,目前可穿戴传感器依然依靠腕带、手环等方式实现在人体上的集成,这些固定装置可能会对人体的正常运动和生理活动造成影响,也不适合长期佩戴,特别是很多可穿戴传感器都是针对行动不便的老年或低龄人群。因此可重点发展柔性可延展的可穿戴传感器,改变现有传感器的形式,使得传感器能够更方便有效地与人体集成。另外一些检测区域的传感问题还没有得到很好解决,比如在存在毛发的头部区域,目前依靠头戴式电极帽和导电凝胶作为媒介的检测方法,测量重复性和准确性

并不高,且易受到外界干扰。最后可以长期在人体上集成,不受外界机械摩擦和水冲洗干扰的传感器依然不多。

此外,还应该认识到中国的可穿戴产业生态链还不够成熟。主要表现为数据分析与医院和医生的接口并不完善。另外传感器测量的数据较为单一,主要以运动参数为主,适合日常健康管理,并不适合长期疾病监控与预防。可穿戴传感器的开发作为整个产业链中的前端重要一环,其最终的发展终究受到整个健康医疗产业大生态系统的影响。在大力研究新型传感器,用于大规模数据采集的同时,相应的网络传输、数据分析和数据利用等技术也需不断完善,才能使可穿戴传感器发挥最大的价值。因此只有建设好可穿戴产业生态链,让可穿戴设备的使用者通过物联网得到更多的附加使用价值,可穿戴设备的消费热点才能够持续下去。

建立可穿戴传感器为主要辅助手段的医疗体系适合中国当前国情,能够减小医院的运行压力,同时提高全社会人民的健康水平。目前中国的社会老龄化趋势明显,医疗设施相对发达,但由于人口众多,人均医疗资源十分不足,人满为患的医疗设施使得医院的运行压力大增,也使得民众的时间成本加剧。其次地区间的医疗水平差异明显,特别是中国广大的农村地区,医疗卫生水平相对落后。而与医疗资源和地区差异相对的是中国无线通讯网络的相对发达,手机和互联网已经大规模进入普通家庭。可穿戴传感器可以借助这些平台消除医疗资源分配不均的差异,使城乡居民都能公平地享受医疗资源。医生可以通过可穿戴传感器采集的数据对病人的情况进行综合判断,解决看病难的问题,提高社会的整体生产效率。

参考文献(References)

- [1] Kim D H, Lu N, Ma R, et al. Epidermal electronics[J]. *Science*, 2011, 333(6): 838-843.
- [2] Hung K, Lee C, Choy S O. Ubiquitous health monitoring: Integration of wearable sensors, novel sensing techniques, and body sensor networks [M]. *Gewerbestrasse: Springer International Publishing*, 2015: 319-342.
- [3] Sackmann E K, Fulton A L, Beebe D J. The present and future role of microfluidics in biomedical research[J]. *Nature*, 2014, 507(7491): 181-189.
- [4] Konvalina G, Haick H. Sensors for breath testing: From nanomaterials to comprehensive disease detection[J]. *Accounts of Chemical Research*, 2013, 47(1): 66-76.
- [5] Qi D, Liu Z, Liu Y, et al. Suspended wavy graphene microribbons for highly stretchable microsupercapacitors[J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(37): 5559-5566.
- [6] Yao S, Zhu Y. Nanomaterial-enabled stretchable conductors: Strategies, materials and devices[J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(9): 1480-1511.
- [7] Xu F, Wang X, Zhu Y, et al. Wavy ribbons of carbon nanotubes for stretchable conductors[J]. *Advanced Functional Materials*, 2012, 22(6): 1279-1283.
- [8] Li R, Li M, Su Y, et al. An analytical mechanics model for the island-bridge structure of stretchable electronics[J]. *Soft Matter*, 2013, 9(35): 8476-8482.
- [9] Zhang Y, Xu S, Fu H, et al. Buckling in serpentine microstructures and applications in elastomer-supported ultra-stretchable electronics with high areal coverage[J]. *Soft Matter*, 2013, 9(33): 8062-8070.
- [10] Xu S, Zhang Y, Cho J, et al. Stretchable batteries with self-similar serpentine interconnects and integrated wireless recharging systems[J]. *Nature communications*, 2013, 4(2): 1543.
- [11] Zhang Y, Fu H, Su Y, et al. Mechanics of ultra-stretchable self-similar serpentine interconnects[J]. *Acta Materialia*, 2013, 61(20): 7816-7827.
- [12] Liu Y, Norton J J S, Qazi R, et al. Epidermal mechano-acoustic sensing electronics for cardiovascular diagnostics and human-machine interfaces[J]. *Science Advances*, 2016, 2(11): e1601185-e1601185.
- [13] Yun D, Park J, Yun K S. Highly stretchable energy harvester using piezoelectric helical structure for wearable applications[J]. *Electronics Letters*, 2015, 51(3): 284-285.
- [14] Shang Y, Wang C, He X, et al. Self-stretchable, helical carbon nanotube yarn supercapacitors with stable performance under extreme deformation conditions[J]. *Nano Energy*, 2015, 12: 401-409.
- [15] Zhang Y, Huang Y, Rogers J A. Mechanics of stretchable batteries and supercapacitors[J]. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 2015, 19(3): 190-199.
- [16] Huang X, Liu Y, Cheng H, et al. Materials and designs for wireless epidermal sensors of hydration and strain[J]. *Advanced Functional Materials*, 2014, 24(25): 3846-3854.
- [17] Nemati E, Deen M J, Mondal T. A wireless wearable ecg sensor for long-term applications[J]. *IEEE Communications Magazine*, 2012, 50(1): 36-43.
- [18] Choi S, Jiang Z. A novel wearable sensor device with conductive fabric and pvd film for monitoring cardiorespiratory signals[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2006, 128(2): 317-326.
- [19] Yang C C, Hsu Y L. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring[J]. *Sensors*, 2010, 10(8): 7772-7788.
- [20] Khan A M, Lee Y K, Lee S Y, et al. A triaxial accelerometer-based physical-activity recognition via augmented-signal features and a hierarchical recognizer[J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, 14(5): 1166-1172.
- [21] Paradiso R, Caldani L. Electronic textile platforms for monitoring in a natural environment[J]. *Research Journal of Textile and Apparel*, 2010, 14(4): 9-21.
- [22] Yeo W H, Kim Y S, Lee J W, et al. Multifunctional epidermal electronics printed directly onto the skin[J]. *Advanced Materials*, 2013, 25(20): 2773-2778.
- [23] Webb R C, Bonifas A P, Behnaz A, et al. Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin[J]. *Nature Materials*, 2013, 12(10): 938-944.
- [24] Chen Y, Lu B, Chen Y, et al. Breathable and stretchable temperature sensors inspired by skin[J]. *Scientific reports*, 2015, 5: 11505.
- [25] Huang X, Yeo W H, Liu Y, et al. Epidermal differential impedance sensor for conformal skin hydration monitoring[J]. *Biointerphases*, 2012, 7(1): 52.
- [26] Huang X, Cheng H, Chen K, et al. Epidermal impedance sensing sheets for precision hydration assessment and spatial mapping[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(10): 2848-2857.
- [27] Pantelopoulos A, Bourbakis N G. A survey on wearable sensor-based

- systems for health monitoring and prognosis[J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 2010, 40(1): 1–12.
- [28] Chen W, Ayoola I, Oetomo S B, et al. Non-invasive blood oxygen saturation monitoring for neonates using reflectance pulse oximeter[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2010, 255(7): 1530–1535.
- [29] Yilmaz T, Foster R, Hao Y. Detecting vital signs with wearable wireless sensors[J]. *Sensors*, 2009, 10(12): 10837–10862.
- [30] Corbishley P, Rodríguezvillegas E. Breathing detection: Towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55(1): 196–204.
- [31] Kudo H, Sawada T, Kazawa E, et al. A flexible and wearable glucose sensor based on functional polymers with soft-MEMS techniques[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2006, 22(4): 558–562.
- [32] Pu Z, Wang R, Wu J, et al. A flexible electrochemical glucose sensor with composite nanostructured surface on the working electrode[J]. *Sensors and Actuators B(Chemical)*, 2016, 230: 801–809.
- [33] Sharma A C, Jana T, Kesavamoorthy R, et al. A general photonic crystal sensing motif: Creatinine in bodily fluids[J]. *Journal of the American Chemical Society*, 2004, 126(9): 2971–2977.
- [34] Oncescu V, O'Dell D, Erickson D. Smartphone based health accessory for colorimetric detection of biomarkers in sweat and saliva[J]. *Lab on a Chip*, 2013, 13(16): 3232–3238.
- [35] Paska Y, Stelzner T, Christiansen S, et al. Enhanced sensing of nonpolar volatile organic compounds by silicon nanowire field effect transistors[J]. *American Chemical Society Nano*, 2011, 5(7): 5620–5626.
- [36] Tsow F, Forzani E, Rai A, et al. A wearable and wireless sensor system for real-time monitoring of toxic environmental volatile organic compounds[J]. *Sensors Journal IEEE*, 2009, 9(12): 1734–1740.
- [37] Feng L, Musto C J, Kemling J W, et al. A colorimetric sensor array for identification of toxic gases below permissible exposure limits[J]. *Chemical Communications*, 2010, 46(12): 2037–2039.
- [38] Saxl T, Khan F, Matthews D R, et al. Fluorescence lifetime spectroscopy and imaging of nano-engineered glucose sensor microcapsules based on glucose/galactose-binding protein[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2009, 24(11): 3229–3234.
- [39] Ahmadi M M, Jullien G A. A wireless-implantable microsystem for continuous blood glucose monitoring[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2009, 3(3): 169–180.
- [40] Huang X, Li S, Schultz J S, et al. A MEMS affinity glucose sensor using a biocompatible glucose-responsive polymer[J]. *Sensors and Actuators B(Chemical)*, 2009, 140(2): 603–609.
- [41] Barone P W, Strano M S. Reversible control of carbon nanotube aggregation for a glucose affinity sensor[J]. *Angewandte Chemie International Edition*, 2006, 45(48): 8138–8141.
- [42] Yu B, Long N, Moussy Y, et al. A long-term flexible minimally-invasive implantable glucose biosensor based on an epoxy-enhanced polyurethane membrane[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2006, 21(12): 2275–2282.
- [43] Aurel Y, Jan G, Paul V L, et al. Fast, ultrasensitive virus detection using a young interferometer sensor[J]. *Nano Letters*, 2007, 7(2): 394–397.
- [44] Isella L, Romano M, Barrat A, et al. Close encounters in a pediatric ward: Measuring face-to-face proximity and mixing patterns with wearable sensors[J]. *Public Library of Science One*, 2011, 6(2): 17144.
- [45] Tantama M, Yin P H, Yellen G. Imaging intracellular PH in live cells with a genetically encoded red fluorescent protein sensor[J]. *Journal of the American Chemical Society*, 2011, 133(26): 10034–10037.
- [46] He Q. Graphene-based electronic sensors[J]. *Chemical Science*, 2012, 3(6): 1764–1772.
- [47] James S S, Yi X, Brian S F, et al. Continuous, real-time monitoring of cocaine in undiluted blood serum via a microfluidic, electrochemical aptamer-based sensor[J]. *Journal of the American Chemical Society*, 2009, 131(12): 4262–4266.
- [48] Qu K, Wang J, Ren P J, et al. Carbon dots prepared by hydrothermal treatment of dopamine as an effective fluorescent sensing platform for the label-free detection of iron(III) ions and dopamine[J]. *Chemistry*, 2013, 19(22): 7243–7249.
- [49] Mostafalu P, Lenk W, Dokmeci M R, et al. Wireless flexible smart bandage for continuous monitoring of wound oxygenation[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2015, 9(5): 670–677.
- [50] Kwak M K, Jeong H E, Suh K Y. Rational design and enhanced biocompatibility of a dry adhesive medical skin patch[J]. *Advanced Materials*, 2011, 23(34): 3949–3953.
- [51] Joseph W M, Yang W, Russel T, et al. Wearable EEG headband using printed electrodes and powered by energy harvesting for emotion monitoring in ambient assisted living[J]. *Smart Materials and Structures*, 2015, 24(12): 125028.
- [52] Lee A Y, Eun H C, Kim H O, et al. Multicenter study of the frequency of contact allergy to gold[J]. *Contact dermatitis*, 2001, 45(4): 214–216.
- [53] Möller H. Contact allergy to gold as a model for clinical-experimental research[J]. *Contact Dermatitis*, 2010, 62(4): 193–200.
- [54] Jang K I, Han S Y, Xu S, et al. Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring[J]. *Nature Communications*, 2014, 5(5): 4779–4779.
- [55] Pang C Y, Lee G Y, Kim T I, et al. A flexible and highly sensitive strain-gauge sensor using reversible interlocking of nanofibres[J]. *Nature Materials*, 2012, 11(9): 795–801.
- [56] Kim J, Lee M, Shim H J, et al. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis[J]. *Nature Communications*, 2014, 5(5): 5747–5747.
- [57] Du D, Li P, Ouyang J. Graphene coated nonwoven fabrics as wearable sensors[J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2016, 4(15): 3224–3230.
- [58] Ge J, Sun L, Zhang F R, et al. A stretchable electronic fabric artificial skin with pressure-, lateral strain-, and flexion-sensitive properties [J]. *Advanced Materials*, 2015, 28(4): 722–728.
- [59] Lee J, Kwon H, Seo J, et al. Conductive fiber-based ultrasensitive textile pressure sensor for wearable electronics[J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(15): 2433–2439.
- [60] Paradiso R, Loriga G, Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors[J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2005, 9(3): 337–344.
- [61] Malhi K, Mukhopadhyay S C, Schnepfer J, et al. A zigbee-based wearable physiological parameters monitoring system[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2012, 12(3): 423–430.
- [62] Bai S, Zhang L, Xu Q, et al. Two dimensional woven nanogenerator[J]. *Nano Energy*, 2013, 2(5): 749–753.
- [63] Coyle S, Lau K T, Moyna N, et al. Biotex—biosensing textiles for personalised healthcare management[J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, 14(2): 364–370.

- [64] Borini S, White R, Wei D, et al. Ultrafast graphene oxide humidity sensors[J]. *American Chemical Society Nano*, 2013, 7(12): 11166–11173.
- [65] Zheng Y L, Yan B P, Zhang Y T, et al. An armband wearable device for overnight and cuff-less blood pressure measurement[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61(7): 2179–2186.
- [66] Jung S, Hong S, Kim J, et al. Wearable fall detector using integrated sensors and energy devices[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 17081.
- [67] Yamada T, Hayamizu Y, Yamamoto Y, et al. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection[J]. *Nature Nanotechnology*, 2011, 6(5): 296–301.
- [68] Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy [J]. *Nature*, 2000, 52(7): iv48–iv50.
- [69] Swain P. The future of wireless capsule endoscopy[J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2008, 14(26): 4142–4145.
- [70] Ciuti G, Menciasci A, Dario P. Capsule endoscopy: From current achievements to open challenges[J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2011, 4: 59–72.
- [71] Gough D A, Kumosa L S, Routh T L, et al. Function of an implanted tissue glucose sensor for more than 1 year in animals[J]. *Science Translational Medicine*, 2010, 2(42): 42ra53–42ra53.
- [72] Kwak Y H, Choi D S, Kim Y N, et al. Flexible glucose sensor using CVD-grown graphene-based field effect transistor[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2012, 37(1): 82–87.
- [73] Heo Y J, Takeuchi S. Towards smart tattoos: Implantable biosensors for continuous glucose monitoring[J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2013, 2(1): 43–56.
- [74] Kim T I, McCall J G, Jung Y H, et al. Injectable, cellular-scale optoelectronics with applications for wireless optogenetics[J]. *Science*, 2013, 340(6129): 211–216.
- [75] Xie C, Liu J, Fu T M, et al. Three-dimensional macroporous nanoelectronic networks as minimally invasive brain probes[J]. *Nature Materials*, 2015, 14(12): 1286–1292.
- [76] Park S I, Brenner D S, Shin G, et al. Soft, stretchable, fully implantable miniaturized optoelectronic systems for wireless optogenetics[J]. *Nature Biotechnology*, 2015, 33(12): 1280–1286.
- [77] Kim D H, Lu N, Ghaffari R, et al. Materials for multifunctional balloon catheters with capabilities in cardiac electrophysiological mapping and ablation therapy[J]. *Nature Materials*, 2011, 10(4): 316–323.
- [78] Kim D H, Ghaffari R, Lu N, et al. Electronic sensor and actuator webs for large-area complex geometry cardiac mapping and therapy[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2012, 109(49): 19910–19915.
- [79] Xu L, Gutbrod S R, Bonifas A P, et al. 3d multifunctional integumentary membranes for spatiotemporal cardiac measurements and stimulation across the entire epicardium[J]. *Nature Communications*, 2014, 5: 3329.
- [80] Koh A, Gutbrod S R, Meyers J D, et al. Ultrathin injectable sensors of temperature, thermal conductivity, and heat capacity for cardiac ablation monitoring[J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2016, 5(3): 373–381.
- [81] Hwang S W, Tao H, Kim D H, et al. A physically transient form of silicon electronics[J]. *Science*, 2012, 337(6102): 1640–1644.
- [82] Boulos M N K, Wheeler S, Tavares C, et al. How smartphones are changing the face of mobile and participatory healthcare: An overview, with example from ecaalyx[J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2011, 10(1): 24.
- [83] Higgins J P. Smartphone applications for patients' health and fitness [J]. *American Journal of Medicine*, 2016, 129(1): 11–9.
- [84] Register J K, Fales A M, Wang H N, et al. In vivo detection of SERS-encoded plasmonic nanostars in human skin grafts and live animal models[J]. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 2015, 407(27): 8215–8224.
- [85] Unruh R M, Roberts J R, Nichols S P, et al. Preclinical evaluation of poly (hema-co-acrylamide) hydrogels encapsulating glucose oxidase and palladium benzoporphyrin as fully implantable glucose sensors[J]. *Journal of Diabetes Science And Technology*, 2015, 9(5): 985–992.
- [86] Jin H, Huynh T P, Haick H. Self-healable sensors based nanoparticles for detecting physiological markers via skin and breath: Toward disease prevention via wearable devices[J]. *Nano Letters*, 2016, 16(7): 4194–4202.
- [87] Rai P, Oh S, Shyamkumar P, et al. Nano-bio-textile sensors with mobile wireless platform for wearable health monitoring of neurological and cardiovascular disorders[J]. *Journal of The Electrochemical Society*, 2014, 161(2): B3116–B3150.
- [88] Mariani B, Jiménez M C, Vingerhoets F J, et al. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with parkinson's disease[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(1): 155–158.
- [89] Maetzler W, Domingos J, Srujijes K, et al. Quantitative wearable sensors for objective assessment of parkinson's disease[J]. *Movement Disorders*, 2013, 28(12): 1628–1637.
- [90] Cobelli C, Renard E, Kovatchev B P, et al. Pilot studies of wearable outpatient artificial pancreas in type 1 diabetes[J]. *Diabetes Care*, 2012, 35(9): e65–e67.
- [91] Cannon J G. Goodman and Gilman's the pharmacological basis of therapeutics. 11th edition[J]. *Journal of Medicinal Chemistry*, 2006, 49(3): 1222.
- [92] Ossig C, Antonini A, Buhmann C, et al. Wearable sensor-based objective assessment of motor symptoms in Parkinson's disease[J]. *Journal of Neural Transmission*, 2015, 123(1): 1–8.
- [93] Klucken J, Barth J, Kugler P, et al. Unbiased and mobile gait analysis detects motor impairment in Parkinson's disease[J]. *PLOS ONE*, 2013, 8(2): e56956.
- [94] Taylorpillai R E, Mohler M J, Najafi B, et al. Objective fall risk detection in stroke survivors using wearable sensor technology: A feasibility study[J]. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2015, 23(6): 393–399.
- [95] Bandodkar A J, Jia W, Wang X, et al. Tattoo-based noninvasive glucose monitoring: A proof-of-concept study[J]. *Analytical Chemistry*, 2015, 87(1): 394–398.
- [96] Ghasemzadeh H, Jafari R. Coordination analysis of human movements with body sensor networks: A signal processing model to evaluate baseball swings[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2011, 11(3): 603–610.
- [97] Rowlands D D, James D A, Lee J B. Visualization of wearable sensor data during swimming for performance analysis[J]. *Sports Technology*, 2013, 6(3): 130–136.
- [98] Brock H, Ohgi Y, Seo K. Development of an automated motion evaluation system from wearable sensor devices for ski jumping[J]. *Procedia Engineering*, 2016, 147: 694–699.
- [99] Chardonens J, Favre J, Cuendet F, et al. Measurement of the dynamics in ski jumping using a wearable inertial sensor-based system[J]. *Journal of Sports Sciences*, 2014, 32(6): 591–600.

- [100] Chambers R, Gabbett T J, Cole M H, et al. The use of wearable micro-sensors to quantify sport-specific movements[J]. *Sports Medicine*, 2015, 45(7): 1065-1081.
- [101] Driller M, Borges N, Plews D. Evaluating a new wearable lactate threshold sensor in recreational to highly trained cyclists[J]. *Sports Engineering*, 2016, 19(4): 1-7.
- [102] Zhou Y, Han H, Naw H P P, et al. Real-time colorimetric hydration sensor for sport activities[J]. *Materials and Design*, 2016, 90: 1181-1185.
- [103] Chaussabel D, Pulendran B. A vision and a prescription for big data-enabled medicine[J]. *Nature Immunology*, 2015, 16(5): 435-439.
- [104] Raj P, Raman A, Nagaraj D, et al. Big data analytics for healthcare [M]. *Gewerbestrasse: Springer*, 2015: 391-424.
- [105] Miller A. The future of health care could be elementary with watson [J]. *Canadian Medical Association Journal*, 2013, 185(9): E367-E368.
- [106] Bae J, Song M K, Park Y J, et al. Fiber supercapacitors made of nanowire-fiber hybrid structures for wearable/flexible energy storage [J]. *Angewandte Chemie*, 2011, 50(7): 1683-1687.
- [107] Fu Y, Cai X, Wu H, et al. Fiber supercapacitors utilizing pen ink for flexible/wearable energy storage[J]. *Advanced Materials*, 2012, 24(42): 5713-5718.
- [108] Kim B J, Dong H K, Lee Y Y, et al. Highly efficient and bending durable perovskite solar cells: Toward a wearable power source[J]. *Energy and Environmental Science*, 2014, 8(3): 677-1048.
- [109] Jung H S, Park N G. Perovskite solar cells: From materials to devices [J]. *Small*, 2015, 11(1): 10-25.
- [110] Weber J, Potje K K, Haase F, et al. Coin-size coiled-up polymer foil thermoelectric power generator for wearable electronics[J]. *Sensors and Actuators A(Physical)*, 2006, 132(1): 325-330.
- [111] Wang Z, Leonov V, Fiorini P, et al. Realization of a wearable miniaturized thermoelectric generator for human body applications[J]. *Sensors and Actuators A Physical*, 2009, 156(1): 95-102.
- [112] Cao X, Chiang W J, King Y C, et al. Electromagnetic energy harvesting circuit with feedforward and feedback DC-DC PWM boost converter for vibration power generator system[J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2007, 22(2): 679-685.
- [113] Liu J Q, Fang H B, Xu Z Y, et al. A MEMS-based piezoelectric power generator array for vibration energy harvesting[J]. *Microelectronics Journal*, 2008, 39(5): 802-806.
- [114] Huang X, Liu Y, Kong G W, et al. Epidermal radio frequency electronics for wireless power transfer[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2016, 2: 16052.
- [115] Ho J S, Yeh A J, Neofytou E, et al. Wireless power transfer to deep-tissue microimplants[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2014, 111(22): 7974-9.
- [116] Cortez N G, Cohen I G, Kesselheim A S. FDA regulation of mobile health technologies[J]. *New England Journal of Medicine*, 2014, 371(4): 372-379.
- [117] McCartney M. How do we know whether medical apps work?[J]. *British Medical Journal*, 2013, 346(6): f1974.

Development, challenges, and future trends of wearable sensors

ZENG Tianyu , HUANG Xian

School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract Wearable sensors are under a rapid development in recent years with various sensing functions, principles, and formats. They can be widely used in many aspects of daily life and industry. This paper introduces various wearable electronic sensors and their typical measurement approaches based on a comprehensive review of the state-of-the-art commercial products and devices under exploration. The wearable sensors can be further categorized as the skin sensors, the indirect skin contact sensors, and the implantable sensors, as can be demonstrated by a large number of commercialized devices and laboratorial prototypes used in areas such as the daily health management, the healthcare, the sports science, the industry, and the military fields. This paper proposes a combination of the wearable sensing technology and the big data and the precision medicine for the long term dynamic information collection of both human bodies and environment. Highly integrated wearable sensors and the multi signal detection will be one of the future development trends for wearable sensors, but several challenges such as the energy supplies, the data security, and the establishment of the standards still require a further breakthrough. The development of the wearable sensor industry in China demands the support of the entire industrial chain. In completing the chain, wearable devices have important and persistent influence on the economic and social development in China.

Keywords wearable sensors; flexible sensors; epidermal sensors; implantable sensors; precision medicine

(责任编辑 田恬)