科学训练辅助: 柔性可穿戴传感器运动监测应用

苏炳添^{1,3†}, 李健良^{2†}, 徐慧华², 徐泽³, 孟建新², 陈小平^{1,4*}, 李风煜^{2*}

1. 北京体育大学体能训练学院, 北京 100084

2. 暨南大学化学与材料学院, 广东省功能配位超分子材料及应用重点实验室, 广东省石墨烯类功能及高性能材料与制品(器件)工程技术研究中心, 广州 510632

3. 暨南大学体育学院, 广州 510632

4. 国家体育总局体育科学研究所, 北京 100061

* 通信作者. E-mail: chenxiaoping@ciss.cn, lifengyu@jnu.edu.cn

† 同等贡献

收稿日期: 2021-08-24; 修回日期: 2021-10-07; 接受日期: 2021-10-15; 网络出版日期: 2022-01-04

国家自然科学基金(批准号: 21874056, 52003103)和科技部重点研发计划(批准号: 2016YFC1100502)资助项目

摘要 竞技体育是国家体育发展水平的核心竞争力. 现代竞技体育训练追求运动成绩不断提高, 高水平运动员越来越依赖科学定制的个性化训练规划. 随着柔性电子、多功能器件集成、人工智能等技术不断进步, 运动传感器逐渐向智能化、多元化、微型化、柔性可穿戴化发展, 可以对运动员训练过程产生的信号进行全方位、多角度、多层次采集, 通过构建高水平运动员运动数据库, 运用大数据分析, 实时监控运动员的各项生理指标, 预测运动员训练存在的风险, 进行合理规避运动损伤, 为运动员以及教练团队提供科学化的训练方案. 本文从运动员训练中对各种体征信号采集、分析的需求出发, 综述了近近年来柔性电子、光电可穿戴传感器的最新研究进展, 介绍了不同种类的运动信号检测方法, 包括电生理信号监测、电化学传感监测、光电容积描记法监测等, 为我国运动员与体育工作者提供最新、最前沿的可穿戴传感器技术总结, 为制定更为精准、可量化的科学训练方法与理论提供知识与技术支持, 推动我国体育强国建设.

关键词 竞技训练辅助, 可穿戴传感器, 生理信号, 运动监测与评估

1 引言

百米短跑被誉为竞技体育“皇冠上的宝石”, 是国家体育发展水平的核心竞争力项目之一. 近几年我国以刘翔、笔者苏炳添等为代表的运动员在短跑竞技中不断取得突破, 在引进发达国家先进训练理念的同时, 系统性地引进 Freelap 计时系统、Keiser 力量训练、BSXinsigh、肌氧监测、Polar 心率监

引用格式: 苏炳添, 李健良, 徐慧华, 等. 科学训练辅助: 柔性可穿戴传感器运动监测应用. 中国科学: 信息科学, 2022, 52: 54–74, doi: 10.1360/SSI-2021-0294
Su B T, Li J L, Xu H H, et al. Scientific athletics training: flexible sensors and wearable devices for kineses monitoring applications (in Chinese). Sci Sin Inform, 2022, 52: 54–74, doi: 10.1360/SSI-2021-0294

测、Cosmed 气体代谢监测等先进的可穿戴式训练分析、评估仪器. 通过内部的传感器实时检测和反馈人体活动, 对肌肉发力、速度、身体协调性等训练效果进行评估, 同时对呼吸、心率、肌氧、血乳酸等体征信息进行量化的实时监测与分析, 从而监测运动员疲劳度, 防止训练损伤并制定科学的体能恢复与训练计划^[1~3]. 生化传感主要监测生物化学信号, 比如代谢物、电解质等, 并将其转化为可分析数字化信号. 运动传感监测人的体表微动或全身运动, 比如脉搏跳动、心率、关节活动、肌肉活动等^[4~8], 并将其转化为电信号等数据化信息. 可穿戴传感器是决定当前智能设备功能的关键单元^[9~13]. 在短跑运动员后程跑的训练中(后程降速问题是目前我国短跑相比于世界顶级运动员的关键短板), 需要对 80~90 m 处的步长、步频、触地时间、爆发力进行精细定量分析, 同时, 更需要对运动员的呼吸、血乳酸、肌电等生物体征信号进行全程实时记录与分析. 现有的基于视频技术的动作分析在发力、体征监测方面无法进行量化分析, 而目前的爆发力、呼吸、乳酸、血氧饱和度、肌电等体征监测设备佩戴舒适性差、灵敏度低, 无法实时监测运动员自由状态下的体征信息, 也无法获取准确运动参数信息, 从而严重影响训练效果.

研究调查表明, 可穿戴市场份额每年能达到 350 亿美元. 我国的可穿戴的市场缺口巨大, 达到 7 亿台^[14]. 然而, 上海体育学院与美国运动医学学会 (American College of Sports Medicine, ACSM) 共同发布的《2019 年中国健身趋势——针对国内健身行业从业人员的网络问卷调查》发现^[15], 可穿戴设备关注度明显下降, 原因主要是: (1) 市场同类产品多, 但功能单一; (2) 市场推广的可穿戴设备材料多为硬性材料, 佩戴舒适性差; (3) 现有可穿戴设备的检测灵敏度、准确性不高, 不能给出体征关联性等更深层的体征信息. 随着柔性电子、微加工封装技术、大数据人工智能等新技术的巨大进步, 柔性可穿戴传感设备获得了极大促进与蓬勃发展. 传感器逐渐向微型化、集成化、智能化、多元化的方向发展.

在运动过程中, 人体会产生各种类型的运动生理信号. 常见的运动生理信号包括运动生物姿态信号、电生理信号、分子标记的生物化学信号、生物组织动力学信号等^[16]. 不同类型的信号蕴含着特定的生理体征信息, 通过对这些信号进行实时监测, 实现对运动员的训练效果与身体状况的客观评价. 本文针对运动监测特别是竞技训练辅助的巨大需求, 总结近年来可穿戴柔性传感器相关的新技术, 及其在电生理 (electrophysiology)^[17]、光电感知 (photoelectric sensing)^[18]、生化分子 (biochemical molecule)^[19] 等信号检测分析方面的应用. 针对目前运动员还无法同时进行多项生理指标的监测, 提出新的解决方案, 为相关科研技术产业化转化提供相应的指导建议 (如图 1^[20~27]). 另外, 为运动员制定更为科学、详细的训练计划, 提供合理的技术指导, 推进运动辅助系统不断完善, 通过实时监控运动生理信号, 实现运动员训练水平提高^[28].

2 运动信号类型

高水平运动员能够取得优异的成绩, 主要取决于: 首先, 制定及完善科学的训练方案, 设立专业的训练团队, 根据高水平运动员个体的身体特征、体能状况, 及时调整自身训练方案; 其次, 基于完整及科学化的训练监测设备, 对运动员的生理指标进行分析, 纠正运动姿态, 制定合理训练计划, 判定个人对训练的适应性与不良反应等, 最大限度地避免疲劳受伤的发生, 从而提高运动员整体的竞技水平^[29]. 通过对运动过程中产生的各种类型信号的实时监控, 可以得出运动员的不同体征与生理信息, 根据信号类型可以分为: 运动生物化学信号 (biochemical signal)、运动电生理信号 (electrophysiological signal)、运动生物姿态信号 (kinematic signal)、生物组织动力学信号 (tissue dynamics signal) (如图 2 所示). 其中, 运动生物化学信号、运动电生理信号和生物组织动力学信号主要用于衡量运动员的身体

图 1 (网络版彩图) 基于不同传感、分析原理设计的传感器, 针对运动生理信号进行运动监测与科学分析。(a) 多功能表皮电子测试系统 (EES) 可检测多种电生理信号^[20]; (b) 聚合物电极可附着测试心电 (ECG)、肌电 (EMG) 信号^[21]; (c) 光电容积描记法 (PPG) 用于心率检测^[22]; (d) 有机光电二极管可以用作光电血氧计^[23]; (e) 微流体电极进行汗液电化学传感器监测^[24]; (f) 集成的电化学传感绷带可实现实时、多底物的汗液分析^[25]; (g) 在运动期间, 汗液收集贴片用于连续汗液监测^[26]; (h) 可穿戴电化学平台用于生理指标监测^[27] (图片部分素材: 中国体育图片, 安灵均)

Figure 1 (Color online) The kineses monitoring and scientific analysis based on different response or sensing principles. (a) The multifunctional epidermal electronics system (EES) for measuring electrophysiological signals on the skin [20] Copyright 2011 AAAS; (b) polymer electrodes for electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG) [21] Copyright 2020 Nature Publishing Group; (c) the photoplethysmogram sensor for monitoring heart rate [22] Copyright 2017 American Chemical Society; (d) an oximeter composed of two printed organic photodiodes for monitoring blood oxygen saturation [23] Copyright 2020 Wiley-VCH; (e) an electrochemical sensor based on a microfluidic system for sweat analysis [24] Copyright 2019 AAAS; (f) an electrochemical sensor based on a patch for detecting biomarkers of sweat [25] Copyright 2019 AAAS; (g) a sweat-collecting patch for continuous sweat monitoring during exercise [26] Copyright 2021 Wiley-VCH; (h) the wearable electrochemical platform for physiological indices monitoring [27] Copyright 2016 American Chemical Society (the part of picture materials: Sportsphoto by An Lingjun)

机能; 运动生物姿态信号主要对运动员的技术动作进行评价。对优秀运动员的运动信号数据进行采集整理, 构建高水平运动员运动信号数据库; 利用大数据分析技术, 为每个运动员提供最为合理的训练计划, 全面提高运动员的竞技水平, 推进相关领域的持续发展。

运动生物化学信号是指在人体运动过程中, 人体机能各项生化指标变化产生的信号。从分子层面, 对葡萄糖^[30]、乳酸^[31]、蛋白质^[32]、尿素^[33]等进行分析, 研究相应化学成分的含量变化规律, 从而反映运动员运动过程的机能变化、能量代谢等生理信息。在运动训练监控领域中, 葡萄糖和乳酸是目前最为常见的生物化学监测信号。这两种成分分布在人体的各种生物体液中, 如血液、汗液、组织液、唾液、泪液等, 且较为容易采集与检测; 同时, 这两种小分子的检测对于判断运动员的训练状态具有重要意义。葡萄糖浓度是衡量运动员耐力及代谢的重要指标。通过监测葡萄糖浓度变化, 可以实时评价运动员体能状态, 为运动员提供合理化训练方案。乳酸是糖原在无氧条件下酵解供能的代谢产物, 乳酸积累是运动员肌肉疲劳、疼痛的一个重要因素。乳酸阈是评价运动的耐受能力的一个重要指标, 也是教练

图 2 (网络版彩图) 基于运动电生理信号、运动生物姿态信号、生物组织动力学信号、运动生物化学信号进行运动生理体征监测

Figure 2 (Color online) The kinematic monitoring based on electrophysiological, kinematic, tissue dynamics, and biochemical signals

员为运动员调整训练强度的依据. 通过对乳酸的监测可以实现对运动员疲劳状态的科学评估^[34~36]. 目前, 专业运动员的生化指标监测主要采用生化分析仪、血乳酸仪、气体代谢仪等. 主要采取运动员在训练前后以及高强度比赛后的血液样品进行相关生化指标分析, 从而了解运动员的身体状况. 该方法在目前体育领域应用最为广泛且是最准确的. 此方法只能实现训练前后生化指标水平的监测, 但无法实现动态持续的监测, 导致无法获取运动员在运动过程中实时的身体状况. 如何实现连续监测运动过程中的动态生化指标是目前亟需解决的问题.

运动电生理信号是在运动过程中, 人体各种细胞和组织, 尤其是神经元和神经元组织产生的动作电势的总和^[37,38]. 主要包括脑电信号、心电信号、肌电信号等. 心电信号 (electrocardiogram, ECG)^[39] 是反映心脏规律性变化的信号; 肌电信号^[40,41] (electromyography, EMG) 是肌肉收缩时伴随的电信号, 是检测肌肉活动的手段; 脑电信号 (electroencephalography, EEG)^[42] 是由脑神经活动产生电位活动的电信号, 是脑神经细胞的电生理活动在大脑的反映. 运动电生理信号在监测运动负荷、了解疲劳与恢复程度中起到重要的作用. 通过监测肌电信号, 可以监测肌肉组织的发力运动情况, 指导训练动作优化以及运动康复与诊断等; 通过监测心电信号, 可以及时发现运动员心脏相关情况, 避免运动员心肌梗死等危险事故的发生; 通过监测脑电信号, 可以实时反馈运动员的情绪状态以及睡眠状态等. 运动电生理信号的监测在短跑运动员技术分析中具有重要的意义. 在短跑运动比赛过程中, 肌电信号是监测较为常用的信号指标. 肌电信号采集方法以针电极或表面电极为电极, 通过肌电系统传输电信号实现采集^[43]. 肌电信号采集具体方法是在运动员相关肌肉部位贴附表面电极, 然后通过肌电采集系统进行实时无线数据传输, 可以得到短跑运动员运动过程的实时数据. 表面肌电信号采集的方式通常需要表面电极、肌电采集系统、高速摄像机等设备. 目前, 商业的肌电采集系统主要有美国 Noraxon 和 Delsys^[44]、德国 FreeEMG 等系统. 随着无线通讯技术的发展, 肌电信号采集系统可以实现 100 m 范围内的无线数据传输. 肌电采集过程较为复杂, 难以实现独自监测. 所以肌电设备逐渐向

可穿戴化发展. 除此之外, 运动电生理信号的监测存在一个共同问题: 在高强度运动条件下, 会产生严重的运动伪影, 导致准确性下降.

运动生物姿态信号是反映运动过程中的人体姿态, 衡量动作变化的物理信号. 通过对运动姿态发生的变化进行分析, 获得运动参数, 如步频、步长、动作幅度、关节角度等的变化规律^[45]. 如在步态分析过程中, 通常一个步行周期中, 测量每个关节角度在各个运动平面的变化来衡量运动员的步态. 通过分析世界上顶尖运动员在跑步比赛过程中的步频、步长, 总结出他们具有合理的跑步步频策略^[46]. 对运动生物姿态信号进行分析, 可以及时发现运动员存在的错误姿势, 从而改进训练效果, 提高运动成绩, 同时减少受伤发生的概率. 目前, 运动生物姿态信号的监测主要是基于视频分析的原理, 它可以快速帮助运动员获取运动过程中相关运动参数, 如关节角度、动作、步频、步长, 并对自己的技术动作分析, 及时调整训练方案. Vicon 是目前商业运动系统中, 比较成熟的三维视觉捕捉分析系统, 主要通过多台摄像机对一个运动对象进行跟踪分析. 其优点是可以得到运动对象的准确空间位置, 缺点是成本较高, 需要多台摄像机^[47]. 基于视觉分析技术的设备暂时还无法实现可穿戴化, 不利于实时监测. 所以, 实现摄像设备的智能化、微型化以及与无人机的结合, 发展智能跟随、宽视野、第三视角视觉分析技术, 以提供多视角、实时的运动姿态分析, 是未来发展方向.

生物组织动力学信号是指运动中人体组织的动力学特性信号. 血管动力学信号是主要的组织动力学信号, 是指心血管系统产生的生物物理信号, 如血压、脉搏波速、心输出量等^[16]. 血压 (blood pressure, BP) 是其中最为常见的生理指标, 指血液在血管内流动时, 对血管壁产生的压力. 血压包括收缩压 (systolic blood pressure, SBP) 和舒张压 (diastolic blood pressure, DBP) 两种. 一般而言, 经过剧烈的运动后, 运动性骨骼肌内小动脉的血管会发生扩张, 中心输出量增加而外周血管阻力降低. 研究发现, 人在运动过程中, 血压会发生相应的变化, 其中 SBP 和 DBP 都相应升高^[48, 49]. 通过对运动员运动过程中血压的全程监控, 制定合理的训练方案, 避免运动员因过度训练导致身体的损伤^[50]. 生物组织动力学信号, 在运动生理体征监测中具有重要的生理意义, 可作为预警信号对心脏疾病进行提前预测.

3 运动信号的采集、传感与分析方法

3.1 基于电生理信号监测

3.1.1 肌电信号

肌电信号可以有效进行动作分析, 侦测不同肌肉间的协调性与时序性, 已经广泛运用在体育运动中, 用于指导运动康复与训练诊断. 肌电信号采集的原理是通过体表附着电极, 对肌肉系统的神经细胞所产生的电生理信号进行监测. 通过监测运动过程中的肌电信号变化, 可以对肌肉疲劳发出预警^[51]. 运动员可以根据其肌电信号情况, 适当调整训练方法以及训练量, 进而科学地提高运动成绩. 传统的肌电信号采集方法是利用胶带或者绷带, 在皮肤表面粘贴电极, 然后通过导线连接到相应的分析传感设备. 这种方法存在 3 个问题: (1) 测量过程需要大量繁琐的设备, 不利于实时监测运动过程中的肌电信号; (2) 所采用电极大多是刚性电极, 与皮肤的贴合性不好; (3) 抗疲劳性差, 不能实现重复监测. 随着可穿戴设备的快速发展, 实现将相关功能器件集成到微型器件中, 再结合能与皮肤进行良好贴合的柔性干电极, 可以为肌电信号实时监控在高灵敏度和便携度方面提供解决方案.

针对电极与皮肤的贴合性问题, 新加坡国立大学 (National University of Singapore) 的欧阳建勇^[21]通过引入基于山梨醇修饰的聚 (3, 4- 亚乙二氧基噻吩)- 聚 (苯乙烯磺酸) (Poly(3, 4-ethylenedioxythio-

图 3 (网络版彩图) 电生理信号传感器在肌电信号监测中的应用. (a) 导电聚合物薄膜电极的制备过程^[21]; (b) 采用打印石墨烯制备的柔性电极照片; (c) 印刷电极的扫描电镜截面照片, 该电极是由石墨烯、银、聚酰亚胺、柔性弹性体组成的; (d) 柔性电子器件用于肌电信号采集; (e) 商业凝胶电极与打印电极采集肌电信号的信噪比比图^[52]

Figure 3 (Color online) Application of electrophysiological signal monitoring sensor in electromyographic signal monitoring. (a) The preparation process of PWS film electrodes^[21] Copyright 2020 Nature Publishing Group; (b) the photograph of electrodes printed by an aerogel inkjet; (c) SEM characterization of the multilayered circuit electrode; (d) the photograph of flexible electronic devices attached on the skin; (e) SNR comparison of the commercial device and printed electronics^[52] Copyright 2020 American Chemical Society

phene)/poly(styrenesulfonate), PEDOT:PSS) 与水性聚氨酯复合的有机干电极薄膜 (PEDOT:PSS, Waterborne polyurethane, and D-sorbitol, PWS), 实现了在皮肤湿润条件下, 电极与皮肤仍能良好地贴合. 该聚合物薄膜电极的导电率为 $545 \text{ S} \cdot \text{cm}^{-1}$, 在 30% 的压力应变情况下, 电阻变化率少于 5.5% (见图 3(a)^[21]). 与传统的电极相比, 在运动出汗过程中, 使用该电极能采集到高质量的肌电信号. 为实现便携式的实时监测肌电信号, 佐治亚理工学院 (Georgia Institute of Technology) 的 Yeo 等^[52] 提出了基于石墨烯、银、聚酰亚胺 (PI) 等多种纳米材料合成制备可拉伸的传感器, 用于肌电信号的监测, 将石墨烯、PI、Ag 三种墨水按照气凝胶打印的方法进行层层打印, 制备柔性电极以及柔性电路 (见图 3(b)~(e)^[52]). 该方法打印制备的柔性电极能够与皮肤形成良好的贴合, 所监测肌电信号的信噪比达到 12.3 dB, 并在循环多次使用情况下, 仍然能够采集高质量的信号. 此外, 新加坡南洋理工大学 (Nanyang Technological University) 的陈晓东等^[53] 采用水凝胶与 TPU-Au 导电复合材料制备的电极, 具有机械柔软性以及高导电性, 可以在电生理信号的监测中获得质量稳定的信号, 电极在 150 次循环使用后, 采集信号的信噪比仍保持在 45 dB, 电极具有极佳的耐疲劳性. 综上, 通过对新型导电材料的开发, 大力发展绿色印刷技术, 制备柔性电极, 可解决肌电信号监测中器件集成与贴附的问题, 有助于更为灵敏、便捷、可穿戴、可附着式传感设备的开发.

3.1.2 心电信号

心电信号是心脏规律性变化的电生理信号, 其信号的频率范围较宽, 为 0.05~100 Hz, 信号规律性强, 在运动电生理信号监测中, 心电信号监测相对较为容易^[54,55]. 目前, 在可穿戴器件中应用较为广泛的电极为 Ag/AgCl 凝胶电极, 但存在以下两个难以解决的问题: (1) 在佩戴过程中, 与皮肤进行长期接触的部位会出现过敏现象; (2) 在运动过程中, 会产生汗液, 导致与皮肤接触不好, 表面阻抗增大. 为了解决以上问题, 陈晓东等^[56] 以丝素蛋白和聚吡咯进行界面聚合制备出具有生物相容性的复合电极, 采用丝素蛋白作为电极材料, 出汗过程中, 随着湿度增加, 丝素蛋白的杨氏模量会下降, 从而能够与皮

图 4 (网络版彩图) 基于电生理信号原理传感器在心电信号、脑电信号监测的应用。(a) 基于 pDAM/Au/PDMS 聚合物的水下电极结构示意图 (左); 在水下环境下, 采用 DAM 电极监测人体心电信号 (右) [58]。(b) 多孔糖支架的制备过程和多孔导电网络的微观结构示意图。(c) 通过传感器监测不同状态下的脑电信号 [63]

Figure 4 (Color online) Application of sensors based on electrophysiological signal principle in ECG and EEG signal monitoring. (a) Schematic structure of the water-resistant pDAM/Au/PDMS polymer electrode (left); schematic illustration of monitoring ECG signals underwater with DAM electrodes (right) [58] Copyright 2020 Wiley-VCH. (b) Schematic diagram for the preparation of the porous sugar scaffold and the conductive network. (c) EEG signals in different states detected and tracked by EEG sensors [63] Copyright 2019 Wiley-VCH

肤实现很好的贴合. 该电极制备的可穿戴器件可以实现连续两小时稳定监测心电信号. 另外, 受贻贝启发, 鲁雄的团队 [57] 采用自组装 (PEDOT) 修饰氧化石墨烯模板的方法, 制备导电水凝胶用于电生理信号的监测. 该水凝胶具有优异的导电性能以及黏附性, 与皮肤的黏附强度能达到 20 kPa.

随着柔性电极的不断研发, 电极可以承受各种极端环境, 性能可以保持稳定. 基于心电信号监测也被应用于多个运动场景的监测, 除了可以对陆地运动项目监测以外, 目前也有对游泳、跳水、潜水等水下项目的相关研究. 上文提到的针对运动员出汗所导致的与皮肤黏合度问题所设计的电极并不完全适用于水下运动员的运动监测, 因为电极在水下条件的导电性及稳定性无法满足心电信号采集的要求. 天津大学的杨辉等 [58] 提出了防水水下电极结构, 实现在水下监测人体的心电信号 (见图 4(a)). 电极由可拉伸的 Au/PDMS 复合膜和含多巴胺的离子导电聚合物组成. 多巴胺的离子导电聚合物作为胶黏剂为 Au/PDMS 复合膜电极与皮肤连接构建了一个良好贴合且防水的桥梁. 与传统商业凝胶电极相比, 该电极采集水下心电信号更灵敏, 且输出信号的质量更高、更稳定. 该方法为实现在水下环境监测电生理信号提供了新思路.

3.1.3 脑电信号

脑电信号是大脑中的神经元电活动产生的电生理信号, 主要通过头皮表面的多位点电极进行采集 [59]. 在运动监测中可以对脑电信号反馈的信息进行分析, 从而训练运动员提高在比赛过程中的专注能力. 例如, 针对 2006 年世界杯冠军意大利足球队, 研究者 [59, 60] 在赛前使用脑电神经信号反馈训练帮助队员提高专注力. 脑电信号幅度小, 只有 5~100 μV , 信号极易受到外界环境的干扰, 很容易产生

运动伪影. 目前, 脑电生理信号的采集与精准分析仍然存在很大困难^[61].

为了提高收集脑电信号的质量, 瑞士苏黎世联邦理工学院 (Swiss Federal Institute of Technology in Zurich) 的 Vörös 等^[62] 提出了一种基于导电的软微柱聚合物电极, 实现了脑电信号高质量采集. 该电极主要由 15 mm 直径的导电底座以及 12 个软微柱构成, 并采用仿生蚱蜢脚结构进行设计加强电极与皮肤表面的范德华作用力, 在测试者具有浓密毛发的情况下, 仍然可以与头皮完美贴合, 进而监测脑电信号的 α 波活性. 韩国延世大学 (Yonsei University) 的 Ho 等^[63] 以糖粒作为原料, 利用 3D 打印技术打印支架模板, 然后把硅弹性体 (PDMS) 注入多孔的糖粒骨架结构中, 最后通过溶解糖粒, 得到相应的模板 (见图 4(b) 和 (c)). 表面涂覆的修饰性单壁碳纳米管赋予了该结构导电性. 三维多孔导电网络结构 (3D OCS) 具有柔性、轻便性、导电性、高分辨率等特点. 将该传感器应用到脑电信号的监测, 可以监测出不同阶段 (快速眼动睡眠阶段、非快速眼动睡眠阶段、舒适阶段) 的脑电信号原始数据. 对数据进行一维快速傅里叶 (Fourier) 变换和多维小波分解法处理, 可以有效区分 3 种睡眠阶段. 该研究可以对运动员的睡眠状态进行全程监测, 为提高运动员睡眠质量及制定体能恢复计划提供科学依据.

3.2 基于光电感知的体征监测

光电感知的核心是光电传感器. 它主要通过光电容积描记法 (photoplethysmogram, PPG), 采用非侵入式光学技术监测血容量的变化, 实现人体生命体征的监测^[64,65]. 光电传感器主要由两部分组成, 包括发光二极管 (light emitting diode, LED) 和光电探测器. 利用 LED 灯发出绿、红不同波长的光, 经过皮肤组织的透射、反射, 由光电探测器将捕获的光信号转成电信号, 对数据进行处理、分析, 实现对人体的心率、心率变异性、血氧饱和度、乳酸阈值等生理信号进行监测、分析^[66] (见图 5(a)).

3.2.1 心率

心率是最为重要的人体体征信息^[67]. 心率的监测主要有两种方法: 一种是基于 ECG 黄金标准法^[68], 另外一种是基于 PPG 原理的方法. 目前, 大部分商用智能手表、健康监测手环都是采用 PPG 监测心率变化的. 特定波长光 (500~600 nm 黄绿光) 透过人体皮肤组织时, 静脉对光的吸收是恒定的, 将其光信号转换成电信号, 其信号也是恒定的, 即直流信号; 而动脉里有血液的脉冲流动, 会导致对光吸收的变化, 所以转换成电信号也是变化的, 即交流信号, 其主要表现为心脏活动引起的周期收缩和舒张^[66,69]. 目前, 市面上销售的 PPG 传感器, 多数基于传统集成电路与光电二极管技术, 其体积较大、材质坚硬, 不适合长期佩戴. 另外, 佩戴者的剧烈运动或者强烈的环境光噪声干扰会严重影响光电传感器提取生理信息的准确性, 进而影响相应信号监测.

香港中文大学的赵锐等^[70] 基于有机光电晶体管和无机 LED 掺杂, 研制了基于光电容积扫描原理的超薄柔性传感器, 并应用于心率、脉搏、血压等生理信号检测, 首次搭建了柔性生物传感器的生理信号检测平台. 可以解决运动过程中产生的运动伪影导致采集光电信号数据失真的问题 (见图 5(b)). 随着柔性材料的不断发展, 超轻薄可穿戴传感器的设计与制造, 可以解决电极材料的重量体积问题, 同时也可解决皮肤的贴合性问题. 美国西北大学 (Northwestern University) 的 Rogers 团队^[71] 研发了一种柔性平台的材料和设备, 在指甲片上安装柔性薄膜光电传感器, 利用先进的光电转换结构, 进行光电容积图的无线捕获和传输, 采用双层环形天线布局, 可最大限度地提高能量收集效率和无线数据通信的距离, 实现心率等生理信号的实时监测 (见图 5(c)). 与传统的商业手环相比, 该器件贴合的人体部位是指甲, 减少了运动伪影导致的信号衰减, 降低了采集数据失真, 能够长期进行心率监测, 且准确性较高. 随着柔性电子器件以及电子封装技术的快速发展, 采用 PPG 原理测量的心率准确性已经得到

图 5 (网络版彩图) 基于 PPG 传感器运动信号监测应用。(a) 基于 PPG 原理传感器的结构以及监测过程的原理^[66]; (b) 有机光电晶体管的实物照片以及结构^[70]; (c) 基于 PPG 可穿戴传感器在心率检测的应用^[71]; (d) 基于 PPG 可穿戴传感器在血氧饱和度检测的应用; (e) 红绿两种 OLED 灯亮度与外量子效率特征曲线^[82]

Figure 5 (Color online) Application of photoplethysmogram sensors in motion signal monitoring. (a) The principle and structure of PPG sensor [66] Copyright 2014 Multidisciplinary Digital Publishing Institute. (b) Schematic structure and photograph of the organic phototransistor used in photoplethysmogram sensors [70] Copyright 2017 Wiley-VCH. (c) Application of PPG wearable sensor in heart rate detection [71] Copyright 2017 Wiley-VCH. (d) Application of PPG wearable sensor in blood oxygen saturation detection. (e) External quantum efficiency with luminance characteristics curve of different OLEDs [82] Copyright 2018 AAAS

大幅度的提高, 但除了受外界环境干扰影响外, PPG 心率监测的准确性还与运动强度、运动方式有关。

当运动员进行高强度运动时, 基于光电容积描记法进行心率监测会受到干扰, 准确性会下降, 这是由于运动伪影产生的信号与心率信号的频率与幅度发生重合导致心率信号的提取受到影响。随着人工智能技术快速发展, 采用深度学习的方法可以实现对采集的信号进行数据处理, 提取有效的特征值, 进而获得高质量的信号。由于深度学习进行数据处理, 采集过程对外界环境要求降低, 该方法有望解决长期高强度运动训练监测的问题。Motin 等^[72] 提出了在高强度运动条件下基于 PPG 原理得到心率情况。该研究提出一种基于维纳滤波的算法, 在高强度运动情况下, 从 PPG 信号中提取信息, 并估算此时心率情况。在相应的实验组对比中, 该算法最终的错误率仅为 1.78 BPM (beats per minute, 每分钟拍数)。

3.2.2 心率变异性

心率变异性 (heart rate variability, HRV) 是指逐次心跳周期差异的变化情况^[73], 是反映神经系统健康的重要指标, 可以提供有关运动个体健康状况的临床信息^[74], 比如反映运动员的训练状态。Kiviniemi 及其团队^[75] 通过一系列实验证明: 在运动员的耐力训练中, 使用 HRV 作为指标, 可以有效提高运动员心肺适应能力。当运动员的 HRV 值较低时, 可以降低训练强度, 从而对运动员状态进行调整; 当 HRV 值较高时, 可以通过加大训练量提高运动员耐力。HRV 的监测方法主要是检测人体心电信号的心脏搏动 (ECG, RR interval) 区间。传统的监测方法主要通过 ECG 的信号采集实现 HRV 的监测, 但是采集的方法较为复杂繁琐。随着单点光学传感器的不断发展, 光电容积描记法技术得到快

速发展, PPG 传感器可以准确捕捉心跳变化, 并绘制详细的心跳脉冲信息, 分析心跳脉冲之间的差异, 即脉冲变异性 (pulse rate variability, PRV) [76, 77]. 由于 HRV 与 PRV 存在一定的定量关系, 将采集的 PRV 数据经过相应的转换, 从而实现 HRV 的监测. 基于 PPG 原理传感器具有便携性以及可穿戴的优点, 将有望成为新一代 HRV 监测设备.

为了评价基于 PPG 原理传感器的数据可靠性, Plews 及其团队 [78] 对基于 PPG 原理传感器、Polar H7 以及心电图 (ECG) 这三者获得的 HRV 数据的准确性和有效性进行比较. 结果表明, 基于 PPG 原理传感器与其他方法的测量数据的差值均方根值 (root mean square of successive differences, RMSD) 具有一致性. 该项研究为传统的 HRV 监测提供替代参考方法, 有望应用于运动员的日常生理监测.

3.2.3 血氧饱和度

血氧饱和度是血液中氧合血红蛋白占有所有可结合的血红蛋白的容量百分比, 反映血液中的血氧浓度 [79, 80]. 光电容积描记法利用氧合血红蛋白以及脱氧血红蛋白对不同光的吸收能力, 利用波长为 600~700 nm 的红光以及波长为 800~1000 nm 的近红外光照射皮肤组织, 所得到的 PPG 信号, 通过计算两种光源下的 PPG 信号的 DC 分量和 AC 分量, 得出两种组分的比值, 用以表达血氧饱和度 [81]. 由于不需要进行采血操作, 基于 PPG 原理的方法是目前较常用的血氧饱和度监测的方法.

针对便携、可穿戴式、高灵敏的血氧监测, 韩国先进科学技术研究所电气工程学院 (Korea Advanced Institute of Science and Technology) 的 Yoo 等 [82] 提出了一种基于反射贴片式超低功耗脉搏血氧传感器. 传感器由柔性有机发光二极管和有机光电二极管组成 (见图 5(d) 和 (e)). 另外, 该传感器巧妙地将半径为 0.4 mm 的红色 OLED (organic light-emitting diode) 灯以及绿色 OLED 灯并排放置在柔性 PET 基底, 并将有机光电二极管 (organic photodiode, OPD) 以“8”字分布在 OLED 灯周围, 这样设计确保 OLED 灯发出的光经过反射后, 可以尽可能多地被 OPD 吸收. 该结构的设计有利于与其他模块的传感器结合, 形成多模块监测系统. 该传感器的平均功耗为 24 μ W, 满足低功率长期监测血氧饱和度的要求. 美国西北大学的 Rogers 等 [83] 提出了一种无线状态下的有源光电子系统, 制备超薄、超轻的可穿戴器件, 进一步解决了血氧饱和度可穿戴器件的能量供给问题.

基于 PPG 原理传感器, 虽然具有便携性以及可穿戴性等优点, 但是在实际的监测过程中, 仍然存在的问题, 比如在运动过程中, 会产生运动伪影, 严重影响测试数据的结果 [84]. Lin 及其团队 [85] 对比分析了基于 ECG 与 PPG 原理的两种传感器监测 HRV 的结果. 实验结果表明: 在休息状态下, 基于 PPG 原理与 ECG 方法测量的数据具有较好的一致性, 但是在运动等外界刺激情况下, 一致性有所下降, 这可能是运动伪影导致的结果. 总而言之, 基于 PPG 原理, 监测心率、心率变异性、乳酸等可以集成到同一个传感器, 实现多种体征指标同时监测. 此外, 通过建立大数据库, 利用信号处理以及人工智能算法分析, 也可以在一定程度上减少运动伪影, 从而有针对性地提取体征信号. 但是该方法的计算成本较高, 局限性较大, 只能通过算法估算体征信号 [86]. 所以如何有效解决基于 PPG 原理传感器的运动伪影还将是今后的研究主题.

基于 PPG 原理传感器除了可以实现心率、心率变异性、血氧饱和度的监测外, 还可以进行乳酸阈值的测定. 乳酸阈值是指当运动强度达到某一强度值时, 乳酸在血液中以指数形式积累时的起点. BSXinsight 公司 2014 年开发出可穿戴式乳酸阈值传感器, 包含一个 LED 发光装置和一个光检测器. 光线会射入肌肉, 部分光线会反射回来被检测器接收. 光信号经过光电二极管转换成电信号, 通过相关检测单元, 最后输出乳酸阈值数据 [87~89]. 基于 PPG 原理可以实现运动员的乳酸阈值实时监测, 与传统血样分析的相关性达到 $R > 0.96$, 误差在 4% 以内 [90].

3.3 基于电化学生物传感监测

在众多的生理指标中, 身体机能产生的生物化学分子的检测尤为重要, 每种生物化学分子具有特定的指标, 反映身体的机体代谢和供能能力. 传统的生化分子检测方法主要是通过生化分析仪检测, 这种方法存在较为明显的缺陷. 首先, 一般需要在运动员每次训练结束或训练开始前采集血液进行分析, 过高频率的检测会给运动员带来极大的痛苦; 其次, 传统的检测仪器体积大, 需要在特定的地方由专业人员进行检测, 不适合实时连续监测^[91]. 随着柔性器件制造技术的进步, 电化学传感器已向微型化、可穿戴化、高性能化发展. 各国科研人员开发出各种电化学生物传感器, 可以实现人体体液中的代谢物、电解质、离子等成分的检测.

电化学传感器通常由受体和电化学转换元件组成^[92,93]. 一般而言, 受体是酶、DNA 分子、抗体等. 由于生物体液 (如汗液、组织液、唾液等) 中具有能被受体识别的分子^[94], 这些分子通常作为生化检测的对象, 如葡萄糖、乳酸等. 经过特异性结合后, 将得到高灵敏度的电信号. 目前, 构成传感器的电极材料大多具有柔性与生物相容性, 可以与皮肤直接接触实现对葡萄糖、乳酸以及电解质等生理代谢产物的连续、稳定、实时监测.

3.3.1 乳酸

乳酸是无氧糖酵解的最终产物, 当供氧不足时, 乳酸堆积, 从而导致乳酸酸中毒. 作为衡量运动员运动量以及新陈代谢的重要指标, 在运动生理学中, 乳酸的检测具有重要的作用^[95]. 目前传统的乳酸检测的主要方法是通过采集人体的血样或者活检等破坏性介入检测^[96]. Baruzzi 及其团队^[97] 开发了一种基于血液检测的安培乳酸传感器, 实现血液乳酸检测 (见图 6(b)). 由于血液采集比较麻烦, 不利于实时监测. 随着可穿戴设备的不断发展, 非侵入式检测的方法在运动科学领域得到应用. 其中汗液中乳酸的检测较为广泛. 另外, 汗液乳酸浓度还可以作为组织受损的预警指标^[98], 有望在运动科学领域发挥更重要的作用^[99].

汗液乳酸的测定可以为血液乳酸测定提供一种无创的检测方法 (见图 6(a))^[100], 但是目前报道中汗液乳酸与血液乳酸相关性较小^[101]. 为了进一步拓宽汗液中乳酸检测的实际应用, 研究人员尝试进一步探讨汗液中测量到的乳酸水平与血液中乳酸水平的关系. Karpova 及其团队^[99] 研究了在高强度的体育锻炼下, 汗液乳酸与血液乳酸的联系. 结果表明: 在高强度的运动情况下, 运动区域肌肉的汗液乳酸增加的同时, 血液的乳酸含量有所增加; 另外, 肌肉收集的汗液乳酸变化率与血液乳酸水平呈正相关, 不同区域肌肉收集汗液乳酸与血液乳酸相关性不同 (运动区域肌肉: $R > 0.8$; 潜在运动区域肌肉: $R = 0.7$).

对可穿戴传感器而言, 乳酸的主要检测方法有两种: 基于光学感知与基于电化学生物传感. 与前者相比, 基于电化学生物传感器具有较低的检出限 (limit of detection, LOD) 以及较宽的线性范围. 所以采用后者原理检测乳酸含量, 目前应用较为广泛. 加州大学 (University of California) 的 Jia 等^[101] 第一个提出将基于柔性打印的纹身电极电化学传感器用于汗液乳酸的检测 (见图 6(c)). 由于无创的乳酸检测对实际运动比赛具有重要意义, 其引起了世界各国科研工作者广泛关注. 加州大学伯克利分校 (University of California, Berkeley) 的高伟^[102] 提出了一种实时可穿戴汗液分析传感阵列 (flexible integrated sensing array, FISA), 该传感阵列可以实现选择性筛选汗液中的各种代谢物以及电解质, 将乳酸氧化酶固定在壳聚糖渗透膜上, 通过传感器产生的电流与代谢产物成比例关系, 进行乳酸浓度分析, 乳酸检测器件的灵敏度为 $220 \text{ nA} \cdot \text{mM}^{-1}$. 该传感阵列的抗干扰能力较强, 有望应用在体育运动过程中的乳酸监测. 另外, 传感器阵列在外界情况的影响下依旧能够保持较好的机械性能和稳定性, 具有在运动过程中

图 6 (网络版彩图) 基于电化学生物传感器对乳酸分子监测的应用. (a) 基于可穿戴传感器用于运动实时乳酸监测^[100]; (b) 一种侵入式血乳酸监测传感器的结构^[97]; (c) 基于非侵入式的电化学生物乳酸传感器, 用于实时连续监测汗液乳酸动态变化^[101]; (d) 基于多功能的比色汗液分析微流控装置, 实现汗液中多成分的监测^[105]

Figure 6 (Color online) Application of electrochemical biosensors in lactate monitoring. (a) Wearable lactate biosensor in sweat for real-time movement monitoring^[100] Copyright 2021 American Chemical Society; (b) schematic structure of the invasive blood lactate sensor^[97] Copyright 2010 American Chemical Society; (c) a non-invasive electrochemical lactate sensor to monitor of sweat lactate^[101] Copyright 2013 American Chemical Society; (d) colorimetric sweat analysis microfluidic device to monitor of multiple components in sweat. Reproduced with permission Copyright 2019 American Chemical Society

检测的潜力. 美国加州大学 (University of California) 的 Wang 等^[103] 开发了一种集成多功能眼镜传感器, 可以实时地对人活动过程中汗液中的电解质和代谢产物检测. 将乳酸传感器集成到眼镜的鼻梁垫中, 从而实现对运动过程中的乳酸的监测. 该传感器的检出限为 0.39 mM, 在运动过程中, 可以通过无线模块实时传送数据. 由于其便携且佩戴舒适的特点, 有望成为运动员实际比赛中的运动监测设备. 澳大利亚莫纳什大学 (Monash University) 的程文龙等^[104] 提出了一种可穿戴智能纺织乳酸生物传感器, 该传感器可以集成到运动装备, 从而实现全方位长时间的监测, 其对人工汗液中的乳酸检测灵敏度为 $14.6 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$. 另外, 在高达 100% 的高拉伸应变情况下, 传感器的性能仍然保持不变. 该传感器具有柔性、便携性、贴附式、灵敏度高的特点. 除了实现汗液中乳酸的监测外, 检测多种汗液成分以及获取更有价值的生理指标一直是科学工作者的研究方向. 美国西北大学的 Rogers 等^[105] 开发了一种柔性微流控多功能比色汗液检测平台 (见图 6(d)), 该平台除了可以实现汗液中的乳酸监测, 还可以进行汗液温度、出汗率、氯离子和葡萄糖的检测. 该平台的特点是采用毛细爆破阀进行汗液顺序收集, 使汗液流通到各个微通道中, 实现平台对各物质检测与监测互不干扰.

3.3.2 葡萄糖

利用汗液检测葡萄糖具有独特的优势, 一方面非侵入式的样本采集可以减少采集时人的疼痛感, 另一方面人体布满汗腺, 可以实现实时收集^[106]. 血液的葡萄糖水平与非侵入式生物体液的葡萄糖水平具有一定相关性^[107], 可以通过监测汗液、组织液、泪液、唾液的葡萄糖水平评价人体血糖的水平. 目前, 该方法运用到实际中仍有些亟需解决的问题. (1) 采集汗液中葡萄糖的数据难以保证高保真度.

图 7 (网络版彩图) 基于电化学生物传感器在汗液、唾液中葡萄糖分子监测的应用。(a) FESS 电化学传感系统设计、原理、性能^[109]; (b) 用于唾液中葡萄糖检测的可穿戴牙套电化学传感器^[112]

Figure 7 (Color online) Application of electrochemical biosensor in glucose monitoring. (a) FESS design, principle, and performance^[109] Copyright 2020 AAAS; (b) a wearable mouthguard electrochemical sensor for glucose detection in saliva^[112] Copyright 2020 American Chemical Society

绝大多数传感系统都是由平面内互联或者采用刚性连接器构成的, 在运动过程中会导致信号采集不稳定。(2) 在较低葡萄糖浓度 (0.02~0.6 mM) 下, 传感器的灵敏度较差。(3) 大多数电化学传感器在实验室条件下具有良好的性能, 但在实际场景中的性能不稳定, 无法满足运动员的需求^[108]。加州大学洛杉矶分校 (University of California, Los Angeles) 的 Zhao 等^[109] 研发了一种集成多功能的智能手表, 该手表具有汗液采样、电化学传感、葡萄糖检测等功能, 能实现在高强度的运动条件下进行物质检测。该智能手表的核心部分为独立式电化学传感系统 (freestanding electrochemical sensing system, FESS), 该系统具有双面黏合性, 可以实现皮肤与电子器件的完好贴合 (见图 7(a))。传感器包括一个酶层, 偶联到聚间苯二胺 (PPD) 层上, 其中 PPD 层作为渗透选择性膜, 可以实现干扰物的排除, 汗液的葡萄糖含量不同, 可以产生不同的响应值, 灵敏度为 $22.8 \pm 0.7 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$, 检出限为 $1.7 \pm 0.7 \mu\text{M}$ 。实验结果表明, 在高强度的运动条件下, 传感器的响应值波动变化不大 (小于 6%), 证明该手表能够有望应用在实际体育运动中汗液的葡萄糖检测。

唾液是由唾液腺产生的生物体液, 其成分包含电解质、葡萄糖、多肽等, 可应用于各项生理指标的监测^[110]。唾液中的葡萄糖含量与血液中葡萄糖含量也具有相关性。唾液检测葡萄糖同样具有采样便捷、灵活的优势^[111]。东京医科齿科大学 (Tokyo Medical and Dental University) 的 Arakawa 等^[112] 提出了一种采用醋酸纤维素膜 (cellulose acetate membrane, CA) 作为干扰膜的葡萄糖传感器。将 CA 膜涂敷在电极表面上, 由于 CA 膜含有较大的醋酸基团, 可以产生尺寸效应和静电斥力, 从而减少唾液中抗坏血酸 (ascorbic acid, AA) 和尿酸 (uric acid, UA) 等干扰物质对测定的干扰 (见图 7(b))。可以对 $1.75 \sim 10000 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ 浓度范围的葡萄糖进行检测。开发基于 Android 操作系统的移动终端应用程序集成到传感器, 可实现唾液中葡萄糖含量的无线实时监测。

泪液同样是一种可以反映各种生理状态的生物液体^[113, 114], 泪液的主要组分有蛋白质、电解质、葡萄糖、代谢产物以及水, 泪液中的葡萄糖含量同样与血液的葡萄糖含量密切相关。英国帝国理工学

图 8 (网络版彩图) 基于电化学生物传感器在泪液、组织液中葡萄糖分子监测的应用。(a) 泪液中葡萄糖的监测: 基于光学摄像系统与智能算法结合, 隐形眼镜嵌入纳米颗粒颜色变化确定泪液葡萄糖含量^[118]。(b) 组织液中葡萄糖的监测: 一种基于非侵入式组织液葡萄糖检测传感器的原理、性能^[122]

Figure 8 (Color online) Application of electrochemical biosensor for glucose monitoring in interstitial fluid or tear. (a) Glucose monitoring in tear: the color changes of contact lens embedded nanoparticles for determining the glucose content of tears based on the optical camera system and intelligent algorithm^[118] Copyright 2021 American Chemical Society. (b) The principle and performance of a non-invasive interstitial fluid glucose detection sensor^[122] Copyright 2021 American Chemical Society

院 (Imperial College London) 的 Moreddu 等^[115,116] 提出了一种纸基微流控芯片集成到隐形眼镜中, 可以实现泪液中葡萄糖、蛋白质分子的检测. 该传感器可以在 35 s 内检测到 2 μL 人造泪液中的葡萄糖浓度发生微小变化. 该研究可以解决泪液检测取样困难, 泪液易受到外界污染以及泪液分析方法复杂等缺点. 哈佛大学 (Harvard University) 的 Zhao 等^[117] 研发了一种基于 MoS_2 晶体管的集成式隐形眼镜的传感器系统. 将超薄 MoS_2 晶体管蛇形网状传感器系统直接集成到软性隐形眼镜中. 该传感器对于血糖监测具有高灵敏度 ($< 0.1 \text{ mM}$)、快速响应 ($< 1 \text{ s}$) 的优点. 随着人工智能算法的不断发展, 越来越多的传感技术与人工智能进行结合. 韩国光州科学技术学院 (Gwangju Institute of Science and Technology) 的 Chung 等^[118] 提出了一种基于纳米颗粒嵌入隐形眼镜片, 通过监测比色隐形镜片的颜色变化, 实现泪液葡萄糖检测 (见图 8(a)). 基于光学监控系统与图形处理算法相结合, 实现了血糖水平的可视化过程. 图形处理算法的引入, 使检测的精度大大提高. 微孔板分光光度法与该方法检测的相关性为 0.82. 目前, 泪液的检测都是通过采集人体泪液间接估算原位泪液小分子的相对浓度的, 实现可穿戴式泪液葡萄糖的检测是未来的研究方向.

组织液占细胞外液的 3/4, 其他大多数细胞外液为血浆. 组织液存在于大部分真皮、唾液腺、汗腺中, 具备实现连续监测的条件^[119,120]. 在非侵入式生物液体中, 组织液的葡萄糖含量检测技术是较为成熟的. 这主要是组织液的葡萄糖浓度与血液的葡萄糖浓度一致性较高^[114]. 英国巴斯大学 (University of Bath) 的 Ilie 等^[121] 提出了一种基于石墨烯薄膜和丝网印刷技术, 采用柔性弹性体作为衬底, 制备出微型像素器件阵列用于检测组织液葡萄糖. 该阵列主要由葡萄糖氧化酶水凝胶储层库、电化学葡萄糖传感器、微型电极组成, 通过对石墨烯表面修饰纳米 Pt, 实现检测灵敏度提高. 传感器检出限为

2.8 μM , 灵敏度为 $2.2 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$, 能够实现 6 h 连续葡萄糖监测。另外, 为了进一步提高传感器的续航能力以及传输数据能力, 实现长期监测体内葡萄糖的浓度, 加州大学圣地亚哥分校 (University of California, San Diego) 的 Wang 等^[122] 提出了一种无线传输电化学传感器用于组织液间葡萄糖监测 (见图 8(b))。该传感器主要由无线数据传输电极、基于丝网印刷电极以及电化学传感器组成。其中丝网印刷电极用于反向电渗法提取组织液中的葡萄糖。实验表明, 该器件实现长达 8 h 组织液中葡萄糖的监测。另外, 还监测了食物摄取后, 葡萄糖浓度的动态变化过程。该传感器的性能优异且成本低, 有望成为下一代无创葡萄糖检测设备。

4 总结与展望

在竞技体育快速发展的今天, 世界各国运动员都在不断完善自身的训练方案, 力求成绩上的新突破。随着柔性电子、集成微电子、人工智能等技术不断进步, 运动传感器逐渐向智能化、多元化、微型化、可穿戴化发展^[123], 可以实现对运动员在运动过程中产生的信号全方位、多角度、多层次采集, 通过构建高水平运动员运动数据库, 运用大数据分析, 实时监控运动员的各项生理指标, 对运动员训练过程中潜在的风险进行合理预判, 进而更加高效避免运动损伤, 为科学化训练方案的制定提供充足的理论依据。近年来, 随着大数据的技术不断发展, 柔性可穿戴设备将向万物互联方向发展。在人工智能的技术协助下, 柔性可穿戴传感器获取的数据将从原来的单一化、孤立化向大容量、多样化转变^[124]。

运动监控是一个复杂多维度的分析过程, 因而运动员训练监控需要一个庞大的运动监控系统进行支撑, 运动监控是对相关的生理指标进行一个量化与分析的过程^[125]。这个过程需要不同类型传感器的协调运作并各自发挥相应的作用。每种类型传感器的性能提升, 将会对整个运动监控系统性能实现跨越式提高。本文综述了运动信号的作用以及学术界可穿戴传感器的最新研究进展。其中包括运动电生理信号、运动生物化学信号、运动生物姿态信号、生物组织动力学信号等在运动监控过程中的作用, 概括了基于电生理信号、基于电化学传感、基于光电容积描记运动传感器的相应原理与采集信号方法, 提出了在高强度运动条件下, 运动生理信号受到相应的干扰问题, 柔性可穿戴传感器监测的准确性与可靠性有待进一步提高。

通过对电生理信号的实时监测, 可以分析运动过程中心脏、肌肉等情况, 为运动康复以及运动动作分析提供依据。随着各学科领域交叉融合, 传感器的性能、功能都得到显著的提高。目前, 基于电生理信号的传感器可以采集质量较高的电生理信号, 用于各类运动分析。其中, 采集高质量信号的关键是电极。电极的结构以及设计是否合理直接影响采集信号的信噪比。电极最好同时具备生物相容性、柔软性、黏合性、导电性、透气性等性质^[126]。但是, 目前电极很难同时满足以上的性质, 这也将是未来技术亟需攻克的难题。另外, 基于电生理的传感器针对某一生理信号进行监测准确性较高, 如脑电信号、肌电信号、心电信号等, 但是如果需要实现多信号同时采集, 则需要解决不同的电生理信号的频率不同、电极性质差异性等科学问题。随着智能制造的发展, 传感器将变得更加多元化、集成化, 通过不同功能的传感器集成阵列, 将有望解决传感器单一因素检测的问题, 有利于实现多元运动监控。

基于光电容积描记法传感器, 可以实现多项生理指标的监测, 比如血氧饱和度、心率、心率变异性等。基于其便携性、灵活性的优势, 目前被广泛应用于体育运动、医疗监测等领域。但是, 在高强度训练中的信号稳定性和可靠性都会大打折扣, 所以对于基于 PPG 原理的传感器提出了更高的要求, 需要解决以下问题, 才能有望实现实际运动的监测。(1) 电极问题: 电极与生理界面的贴附问题是导致运动伪影的主要原因。一方面, 通过对电极的设计, 制作更轻薄的电极, 实现与皮肤贴附; 另一方面, 利用高黏高分子的表面界面与皮肤实现完好黏合。(2) 器件设计问题: 外界环境光的干扰同样会造成运动伪

影. 器件的有效布局,可以减少外界环境光信号对于 PPG 反射信号的采集. (3) 器件间的干扰: 基于 PPG 原理的传感器是由无线数据传输模块、传感器以及电极等组成的,各个器件会存在一定频率的干扰,会对 PPG 信号采集产生一定影响. (4) 数据处理方法: 随着人工智能不断发展,可以借助人工智能,对采集的数据进行处理,实现 PPG 数据分析. 但是算法的正确率仍有待提高. 基于 PPG 原理的生理体征监测,目前应用范围有比较大的局限性,实现高强度运动的监测,还需要解决很多的问题. 不过随着可穿戴传感器的不断发展,以上的问题应都能得到有效的解决.

基于电化学传感器已经广泛应用到生物化学分子的检测中,对葡萄糖、乳酸分子等的检测较为普遍,尤其是采用无创检测取得了较大的进步^[127,128]. 在运动训练监测方面具有重要的意义,可以实现运动员生理指标的定量分析. 但是,在某些生理指标检测与传统的血样生化分析准确性上仍然存在差距,另外,还需要解决不同检测物之间存在的干扰导致灵敏度下降等问题. 今后的电化学传感器应该往高灵敏度、宽检测范围、多底物分析、柔性可穿戴方向发展.

科学化运动训练需要一个完整的运动监控系统,这个系统需要多种柔性可穿戴运动传感器的整合,随着可穿戴传感器以及集成技术不断发展,构建一个多功能化运动监控平台将成为可能. 该平台将具备运动训练生理指标监测、运动技术战术分析、运动心理情况分析、运动损伤预测等功能. 该平台的研发将有望解决运动员运动训练需要多台监控设备、多位技术人员等问题,大大降低成本,节约时间. 科学化运动训练监控系统的发展将会成为竞技体育成绩突破的新科技,助力运动员取得新突破,为青少年运动员培养与优秀运动员选拔提供更精细、准确的参考与指导,推动我国体育强国建设.

参考文献

- 1 Shim B S, Chen W, Doty C, et al. Smart electronic yarns and wearable fabrics for human biomonitoring made by carbon nanotube coating with polyelectrolytes. *Nano Lett*, 2008, 8: 4151–4157
- 2 Matzeu G, Florea L, Diamond D. Advances in wearable chemical sensor design for monitoring biological fluids. *Sens Actuat B-Chem*, 2015, 211: 403–418
- 3 Su B T, Deng M W, Xu Z, et al. The 100 m men sprint of China in the new era: retrospect and prospect. *China Sport Sci*, 2019, 39: 22–28 [苏炳添, 邓民威, 徐泽, 等. 新时代中国男子 100 m 短跑: 回顾与展望. *体育科学*, 2019, 39: 22–28]
- 4 Wang Y, Wang L, Yang T, et al. Wearable and highly sensitive graphene strain sensors for human motion monitoring. *Adv Funct Mater*, 2014, 24: 4666–4670
- 5 Paradiso R, Loriga G, Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Trans Inform Technol Biomed*, 2005, 9: 337–344
- 6 Gong S, Schwalb W, Wang Y, et al. A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin gold nanowires. *Nat Commun*, 2014, 5: 3132
- 7 Haahr R G, Duun S B, Toft M H, et al. An electronic patch for wearable health monitoring by reflectance pulse oximetry. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, 2012, 6: 45–53
- 8 Sanvito S. Organic electronics: spintronics goes plastic. *Nat Mater*, 2007, 6: 803–804
- 9 Zang Y, Zhang F, Di C, et al. Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. *Mater Horiz*, 2015, 2: 140–156
- 10 Pantelopoulous A, Bourbakis N G. A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Trans Syst Man Cybern C*, 2010, 40: 1–12
- 11 Fratzl P, Barth F G. Biomaterial systems for mechanosensing and actuation. *Nature*, 2009, 462: 442–448
- 12 Patel S, Park H, Bonato P, et al. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 2012, 9: 1–17
- 13 Hozumi S, Honda S, Arie T, et al. Multimodal wearable sensor sheet for health-related chemical and physical monitoring. *ACS Sens*, 2021, 6: 1918–1924
- 14 Yang Y H, Li Y, Zhao W Y, et al. Focusing on the four core sensing technologies, mining new growth poles of

- wearable devices (in Chinese). *High Tech Comm*, 2019, 4: 36–47 [杨雨寒, 李扬, 赵婉雨, 等. 聚焦四大核心传感技术挖掘可穿戴设备新增长极——可穿戴传感器产业技术分析报告. *高科技与产业化*, 2019, 4: 36–47]
- 15 Li Y M, Wang R, Liu Y, et al. 2019 China fitness trends—an online survey for fitness professionals in China (in Chinese). *J Shanghai Univ Sport*, 2019, 43: 86–92 [黎涌明, 王然, 刘阳, 等. 2019 年中国健身趋势——针对国内健身行业从业人员的网络问卷调查. *上海体育学院学报*, 2019, 43: 86–92]
- 16 Ray T R, Choi J, Bandodkar A J, et al. Bio-integrated wearable systems: a comprehensive review. *Chem Rev*, 2019, 119: 5461–5533
- 17 Machemer H. *Electrophysiology*. Berlin: Springer, 1998. 185–215
- 18 Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Curr Cardiol Rev*, 2012, 8: 14–25
- 19 Gordonov T, Kim E, Cheng Y, et al. Electronic modulation of biochemical signal generation. *Nat Nanotech*, 2014, 9: 605–610
- 20 Kim D H, Lu N, Ma R, et al. Epidermal electronics. *Science*, 2011, 333: 838–843
- 21 Zhang L, Kumar K S, He H, et al. Fully organic compliant dry electrodes self-adhesive to skin for long-term motion-robust epidermal biopotential monitoring. *Nat Commun*, 2020, 11: 4683
- 22 Kim J, Kim N, Kwon M, et al. Attachable pulse sensors integrated with inorganic optoelectronic devices for monitoring heart rates at various body locations. *ACS Appl Mater Interf*, 2017, 9: 25700–25705
- 23 Han D, Khan Y, Ting J, et al. Pulse oximetry using organic optoelectronics under ambient light. *Adv Mater Technol*, 2020, 5: 1901122
- 24 Bandodkar A J, Gutruf P, Choi J, et al. Battery-free, skin-interfaced microfluidic/electronic systems for simultaneous electrochemical, colorimetric, and volumetric analysis of sweat. *Sci Adv*, 2019, 5: eaav3294
- 25 He W, Wang C, Wang H, et al. Integrated textile sensor patch for real-time and multiplex sweat analysis. *Sci Adv*, 2019, 5: eaax0649
- 26 Son J, Bae G Y, Lee S, et al. Cactus-spine-inspired sweat-collecting patch for fast and continuous monitoring of sweat. *Adv Mater*, 2021, 33: 2102740
- 27 Nyein H Y Y, Gao W, Shahpar Z, et al. A wearable electrochemical platform for noninvasive simultaneous monitoring of Ca^{2+} and pH. *ACS Nano*, 2016, 10: 7216–7224
- 28 Li H P, Chen X P, He W, et al. Competition sports under the assistance of technology: the application and trend of wearable devices in sports training (in Chinese). *J Chengdu Sport Univ*, 2020, 46: 19–25 [李海鹏, 陈小平, 何卫, 等. 科技助力竞技体育: 运动训练中可穿戴设备的应用与发展. *成都体育学院学报*, 2020, 46: 19–25]
- 29 Bourdon P C, Cardinale M, Murray A, et al. Monitoring athlete training loads: consensus statement. *Int J Sports Physiol Perform*, 2017, 12: 2161–2170
- 30 Kim J, Campbell A S, Wang J. Wearable non-invasive epidermal glucose sensors: a review. *Talanta*, 2018, 177: 163–170
- 31 Brooks G A. Lactate: link between glycolytic and oxidative metabolism. *Sports Med*, 2007, 37: 341–343
- 32 Tarnopolsky M. Protein requirements for endurance athletes. *Nutrition*, 2004, 20: 662–668
- 33 Premanode B, Toumazou C. A novel, low power biosensor for real time monitoring of creatinine and urea in peritoneal dialysis. *Sens Actuat B-Chem*, 2007, 120: 732–735
- 34 Billat L V. Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training. Recommendations for long-distance running. *Sports Med*, 1996, 22: 157–175
- 35 Messonnier L, Freund H, Denis C, et al. Effects of training on lactate kinetics parameters and their influence on short high-intensity exercise performance. *Int J Sports Med*, 2006, 27: 60–66
- 36 van Hall G. Lactate kinetics in human tissues at rest and during exercise. *Acta Physiol*, 2010, 199: 499–508
- 37 Yoo H-J, van Hoof C. *Bio-Medical CMOS ICs*. Boston: Springer Science & Business Media, 2010
- 38 Yazicioglu R F, van Hoof C, Puers R. *Biopotential Readout Circuits for Portable Acquisition Systems*. Boston: Springer Science & Business Media, 2008
- 39 Koo J H, Jeong S, Shim H J, et al. Wearable electrocardiogram monitor using carbon nanotube electronics and color-tunable organic light-emitting diodes. *ACS Nano*, 2017, 11: 10032–10041
- 40 Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman D F, et al. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *J Electromyogr Kines*, 2010, 20: 375–387
- 41 Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force

- relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech*, 2009, 24: 225–235
- 42 Kumar J S, Bhuvaneswari P. Analysis of electroencephalography (EEG) signals and its categorization—a study. *Procedia Eng*, 2012, 38: 2525–2536
 - 43 Ahlgren J, Lewis G R, Yemm R. A comparison in man of the performance of two types of surface electrode used for electromyography. *Archives Oral Biol*, 1980, 25: 477–480
 - 44 George L S, Hobbs S J, Richards J, et al. The effect of cut-off frequency when high-pass filtering equine sEMG signals during locomotion. *J Electromyogr Kines*, 2018, 43: 28–40
 - 45 Salo A I T, Bezodis I N, Batterham A M, et al. Elite sprinting: are athletes individually step-frequency or step-length reliant? *Med Sci Sports Exerc*, 2011, 43: 1055–1062
 - 46 Hanon C, Gajer B. Velocity and stride parameters of world-class 400-meter athletes compared with less experienced runners. *J Strength Cond Res*, 2009, 23: 524–531
 - 47 Eltoukhy M, Asfour S, Thompson C, et al. Evaluation of the performance of digital video analysis of human motion: Dartfish tracking system. *Int J Sci Eng Res*, 2012, 3: 1–6
 - 48 Kim J, Chou E F, Le J, et al. Soft wearable pressure sensors for beat-to-beat blood pressure monitoring. *Adv Healthcare Mater*, 2019, 8: 1900109
 - 49 Shahraki M R, Mirshekari H, Shahraki A R, et al. Arterial blood pressure in female students before, during and after exercise. *ARYA Atheroscler*, 2012, 8: 12–15
 - 50 Rowell L B. *Human Cardiovascular Control*. Oxford: Oxford University Press, 1993
 - 51 Cardinale M, Varley M C. Wearable training-monitoring technology: applications, challenges, and opportunities. *Int J Sports Physiol Perform*, 2017, 12: 55–62
 - 52 Kwon Y T, Kim H, Mahmood M, et al. Printed, wireless, soft bioelectronics and deep learning algorithm for smart human-machine interfaces. *ACS Appl Mater Interf*, 2020, 12: 49398–49406
 - 53 Pan S, Zhang F, Cai P, et al. Mechanically interlocked hydrogel-elastomer hybrids for on-skin electronics. *Adv Funct Mater*, 2020, 30: 1909540
 - 54 Israel S A, Irvine J M, Cheng A, et al. ECG to identify individuals. *Pattern Recogn*, 2005, 38: 133–142
 - 55 Chandrakar B, Yadav O P, Chandra V K. A survey of noise removal techniques for ECG signals. *Int J Adv Res Comput Commun Eng*, 2013, 2: 1354–1357
 - 56 Yang H, Ji S B, Chaturvedi I, et al. Adhesive biocomposite electrodes on sweaty skin for long-term continuous electrophysiological monitoring. *ACS Mater Lett*, 2020, 2: 478–484
 - 57 Gan D, Huang Z, Wang X, et al. Graphene oxide-templated conductive and redox-active nanosheets incorporated hydrogels for adhesive bioelectronics. *Adv Funct Mater*, 2020, 30: 1907678
 - 58 Ji S, Wan C, Wang T, et al. Water-resistant conformal hybrid electrodes for aquatic durable electrocardiographic monitoring. *Adv Mater*, 2020, 32: 2001496
 - 59 Thompson T, Steffert T, Ros T, et al. EEG applications for sport and performance. *Methods*, 2008, 45: 279–288
 - 60 Vernon D J. Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2005, 30: 347–364
 - 61 Stephygraph L R, Arunkumar N, Venkatraman V. Wireless mobile robot control through human machine interface using brain signals. In: *Proceedings of International Conference on Smart Technologies and Management for Computing, Communication, Controls, Energy and Materials (ICSTM)*, 2015. 596–603
 - 62 Stauffer F, Thielen M, Sauter C, et al. Skin conformal polymer electrodes for clinical ECG and EEG recordings. *Adv Healthcare Mater*, 2018, 7: 1700994
 - 63 Ho D H, Hong P, Han J T, et al. 3D-printed sugar scaffold for high-precision and highly sensitive active and passive wearable sensors. *Adv Sci*, 2020, 7: 1902521
 - 64 Lazazzera R, Belhaj Y, Carrault G. A new wearable device for blood pressure estimation using photoplethysmogram. *Sensors*, 2019, 19: 2557
 - 65 Park S, Fukuda K, Wang M, et al. Ultraflexible near-infrared organic photodetectors for conformal photoplethysmogram sensors. *Adv Mater*, 2018, 30: 1802359
 - 66 Tamura T, Maeda Y, Sekine M, et al. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 2014, 3: 282–302
 - 67 Achten J, Jeukendrup A E. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med*, 2003, 33: 517–538

- 68 Cheatham S W, Kolber M J, Ernst M P. Concurrent validity of resting pulse-rate measurements: a comparison of 2 smartphone applications, the polar H7 belt monitor, and a pulse oximeter with bluetooth. *J Sport Rehabilitation*, 2015, 24: 171–178
- 69 Castaneda D, Esparza A, Ghamari M, et al. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *Int J Biosens Bioelectron*, 2018, 4: 195–202
- 70 Xu H, Liu J, Zhang J, et al. Flexible organic/inorganic hybrid near-infrared photoplethysmogram sensor for cardiovascular monitoring. *Adv Mater*, 2017, 29: 1700975
- 71 Kim J, Gutruf P, Chiarelli A M, et al. Miniaturized battery-free wireless systems for wearable pulse oximetry. *Adv Funct Mater*, 2017, 27: 1604373
- 72 Motin M A, Karmakar C K, Palaniswami M. PPG derived heart rate estimation during intensive physical exercise. *IEEE Access*, 2019, 7: 56062–56069
- 73 Tarvainen M P, Niskanen J P, Lipponen J A, et al. Kubios HRV—heart rate variability analysis software. *Comput Methods Programs Biomed*, 2014, 113: 210–220
- 74 Makivić B, Willis M S, Nikić M. Heart Rate Variability (HRV) as a tool for diagnostic and monitoring performance in sport and physical activities. *J Exerc Physiol Online*, 2013, 16: 103–131
- 75 Kiviniemi A M, Hautala A J, Kinnunen H, et al. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *Eur J Appl Physiol*, 2007, 101: 743–751
- 76 Pinheiro N, Couceiro R, Henriques J, et al. Can PPG be used for HRV analysis? In: *Proceedings of the 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Orlando: IEEE, 2016. 2945–2949
- 77 Moraes J L, Rocha M X, Vasconcelos G G, et al. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*, 2018, 18: 1894
- 78 Plews D J, Scott B, Altini M, et al. Comparison of heart-rate-variability recording with smartphone photoplethysmography, polar H7 chest strap, and electrocardiography. *Int J Sports Physiol Perform*, 2017, 12: 1324–1328
- 79 Adiputra R R, Hadiyoso S, Hariyani Y S. Internet of Things: low cost and wearable SpO₂ device for health monitoring. *Int J Electr Comput Eng*, 2018, 8: 939
- 80 Davies H J, Williams I, Peters N S, et al. In-Ear SpO₂: a tool for wearable, unobtrusive monitoring of core blood oxygen saturation. *Sensors*, 2020, 20: 4879
- 81 Bagha S, Shaw L. A real time analysis of PPG signal for measurement of SpO₂ and pulse rate. *Int J Comput Appl Technol*, 2011, 36: 45–50
- 82 Lee H, Kim E, Lee Y, et al. Toward all-day wearable health monitoring: an ultralow-power, reflective organic pulse oximetry sensing patch. *Sci Adv*, 2018, 4: eaas9530
- 83 Kim J, Salvatore G A, Araki H, et al. Battery-free, stretchable optoelectronic systems for wireless optical characterization of the skin. *Sci Adv*, 2016, 2: e1600418
- 84 Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas*, 2007, 28: R1–R39
- 85 Lin W H, Wu D, Li C, et al. Comparison of heart rate variability from PPG with that from ECG. In: *Proceedings of the International Conference on Health Informatics*, 2014. 213–215
- 86 Rodeheaver N, Herbert R, Kim Y S, et al. Strain-isolating materials and interfacial physics for soft wearable bioelectronics and wireless, motion artifact-controlled health monitoring. *Adv Funct Mater*, 2021, 31: 2104070
- 87 Alam F, RoyChoudhury S, Jalal A H, et al. Lactate biosensing: the emerging point-of-care and personal health monitoring. *Biosens Bioelectron*, 2018, 117: 818–829
- 88 McGehee J C, Tanner C J, Houmard J A. A comparison of methods for estimating the lactate threshold. *J Strength Cond Res*, 2005, 19: 553–558
- 89 Faude O, Kindermann W, Meyer T. Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports Med*, 2009, 39: 469–490
- 90 Driller M, Plews D, Borges N. Wearable near infrared sensor for determining an athlete's lactate threshold during exercise. *NIR news*, 2016, 27: 8–10
- 91 Ohno T, Shinohara A, Kohge I, et al. Isotopic analysis of Fe in human red blood cells by multiple collector-ICP-mass spectrometry. *Anal Sci*, 2004, 20: 617–621
- 92 Bandonkar A J, Wang J. Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review. *Trends Biotech*, 2014, 32: 363–371

- 93 Windmiller J R, Wang J. Wearable electrochemical sensors and biosensors: a review. *Electroanalysis*, 2013, 25: 29–46
- 94 Corrie S R, Coffey J W, Islam J, et al. Blood, sweat, and tears: developing clinically relevant protein biosensors for integrated body fluid analysis. *Analyst*, 2015, 140: 4350–4364
- 95 Derbyshire P J, Barr H, Davis F, et al. Lactate in human sweat: a critical review of research to the present day. *J Physiol Sci*, 2012, 62: 429–440
- 96 Guiseppi-Elie A. An implantable biochip to influence patient outcomes following trauma-induced hemorrhage. *Anal Bioanal Chem*, 2011, 399: 403–419
- 97 Romero M R, Ahumada F, Garay F, et al. Amperometric biosensor for direct blood lactate detection. *Anal Chem*, 2010, 82: 5568–5572
- 98 Promphet N, Rattanawaleedirojn P, Siralermukul K, et al. Non-invasive textile based colorimetric sensor for the simultaneous detection of sweat pH and lactate. *Talanta*, 2019, 192: 424–430
- 99 Karpova E V, Laptev A I, Andreev E A, et al. Relationship between sweat and blood lactate levels during exhaustive physical exercise. *ChemElectroChem*, 2020, 7: 191–194
- 100 Hoovels K, Xuan X, Cuartero M, et al. Can wearable sweat lactate sensors contribute to sports physiology? *ACS Sens*, 2021, 6: 3496–3508
- 101 Jia W, Bhandodkar A J, Valdés-Ramírez G, et al. Electrochemical tattoo biosensors for real-time noninvasive lactate monitoring in human perspiration. *Anal Chem*, 2013, 85: 6553–6560
- 102 Gao W, Emaminejad S, Nyein H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature*, 2016, 529: 509–514
- 103 Sempionatto J R, Nakagawa T, Pavinatto A, et al. Eyeglasses based wireless electrolyte and metabolite sensor platform. *Lab Chip*, 2017, 17: 1834–1842
- 104 Wang R, Zhai Q, An T, et al. Stretchable gold fiber-based wearable textile electrochemical biosensor for lactate monitoring in sweat. *Talanta*, 2021, 222: 121484
- 105 Choi J, Bhandodkar A J, Reeder J T, et al. Soft, skin-integrated multifunctional microfluidic systems for accurate colorimetric analysis of sweat biomarkers and temperature. *ACS Sens*, 2019, 4: 379–388
- 106 Heikenfeld J. Bioanalytical devices: technological leap for sweat sensing. *Nature*, 2016, 529: 475–476
- 107 Lee H, Hong Y J, Baik S, et al. Enzyme-based glucose sensor: from invasive to wearable device. *Adv Healthcare Mater*, 2018, 7: 1701150
- 108 Moyer J, Wilson D, Finkelshtein I, et al. Correlation between sweat glucose and blood glucose in subjects with diabetes. *Diabetes Tech Therapeutics*, 2012, 14: 398–402
- 109 Zhao Y, Wang B, Hojaiji H, et al. A wearable freestanding electrochemical sensing system. *Sci Adv*, 2020, 6: eaaz0007
- 110 Tiongco R E, Bituin A, Arceo E, et al. Salivary glucose as a non-invasive biomarker of type 2 diabetes mellitus. *J Clin Exp Dent*, 2018, 10: 902–907
- 111 Viswanath B, Choi C S, Lee K, et al. Recent trends in the development of diagnostic tools for diabetes mellitus using patient saliva. *TrAC Trends Anal Chem*, 2017, 89: 60–67
- 112 Arakawa T, Tomoto K, Nitta H, et al. A wearable cellulose acetate-coated mouthguard biosensor for in vivo salivary glucose measurement. *Anal Chem*, 2020, 92: 12201–12207
- 113 Ohashi Y, Dogru M, Tsubota K. Laboratory findings in tear fluid analysis. *Clinica Chim Acta*, 2006, 369: 17–28
- 114 Heikenfeld J, Jajack A, Feldman B, et al. Accessing analytes in biofluids for peripheral biochemical monitoring. *Nat Biotechnol*, 2019, 37: 407–419
- 115 Moreddu R, Elsherif M, Adams H, et al. Integration of paper microfluidic sensors into contact lenses for tear fluid analysis. *Lab Chip*, 2020, 20: 3970–3979
- 116 Moreddu R, Vigolo D, Yetisen A K. Contact lens technology: from fundamentals to applications. *Adv Healthcare Mater*, 2019, 8: 1900368
- 117 Guo S, Wu K, Li C, et al. Integrated contact lens sensor system based on multifunctional ultrathin MoS₂ transistors. *Matter*, 2021, 4: 969–985
- 118 Jeon H J, Kim S, Park S, et al. Optical assessment of tear glucose by smart biosensor based on nanoparticle embedded contact lens. *Nano Lett*, 2021, 21: 8933–8940
- 119 Kolluru C, Williams M, Chae J, et al. Recruitment and collection of dermal interstitial fluid using a microneedle patch. *Adv Healthcare Mater*, 2019, 8: 1801262

- 120 Gross T M, Bode B W, Einhorn D, et al. Performance evaluation of the MiniMed continuous glucose monitoring system during patient home use. *Diabetes Tech Therapeutics*, 2000, 2: 49–56
- 121 Lipani L, Dupont B G R, Doungmene F, et al. Non-invasive, transdermal, path-selective and specific glucose monitoring via a graphene-based platform. *Nat Nanotech*, 2018, 13: 504–511
- 122 De la Paz E, Barfidokht A, Rios S, et al. Extended noninvasive glucose monitoring in the interstitial fluid using an epidermal biosensing patch. *Anal Chem*, 2021, 93: 12767–12775
- 123 Qian X, Su M, Li F Y, et al. Research progress in flexible wearable electronic sensors (in Chinese). *Acta Chimica Sin*, 2016, 74: 565–575 [钱鑫, 苏萌, 李凤煜, 等. 柔性可穿戴电子传感器研究进展. *化学学报*, 2016, 74: 565–575]
- 124 Wen X, Yuan B, Li H, et al. Application of smart wearable devices in the big data analysis of physical activity in China (in Chinese). *China Sport Sci Tech*, 2017, 53: 80–87 [温煦, 袁冰, 李华, 等. 论智能可穿戴设备在我国体力活动大数据分析中的应用. *中国体育科技*, 2017, 53: 80–87]
- 125 Seshadri D R, Li R T, Voos J E, et al. Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. *Npj Digit Med*, 2019, 2: 72
- 126 Wu H, Yang G, Zhu K, et al. Materials, devices, and systems of on-skin electrodes for electrophysiological monitoring and human-machine interfaces. *Adv Sci*, 2021, 8: 2001938
- 127 Yang Y, Gao W. Wearable and flexible electronics for continuous molecular monitoring. *Chem Soc Rev*, 2019, 48: 1465–1491
- 128 Teymourian H, Barfidokht A, Wang J. Electrochemical glucose sensors in diabetes management: an updated review (2010–2020). *Chem Soc Rev*, 2020, 49: 7671–7709

Scientific athletics training: flexible sensors and wearable devices for kineses monitoring applications

Bingtian SU^{1,3†}, Jianliang LI^{2†}, Huihua XU², Ze XU³, Jianxin MENG², Xiaoping CHEN^{1,4*} & Lifeng LI^{2*}

1. School of Strength and Conditioning Training, Beijing Sport University, Beijing 100084, China;

2. College of Chemistry and Materials Science, Guangdong Provincial Key Laboratory of Functional Supramolecular Coordination Materials and Applications, Guangdong Engineering & Technology Research Centre of Graphene-like Materials and Products, Jinan University, Guangzhou 510632, China;

3. School of Physical Education, Jinan University, Guangzhou 510632, China;

4. China Institute of Sport Science, Beijing 100061, China

* Corresponding author. E-mail: chenxiaoping@ciss.cn, lifengyu@jnu.edu.cn

† Equal contribution

Abstract Athletics is a critical factor in evaluating national sport competence. Current athletes are pursuing significantly better performance, imperiously calling for scientific and personalized coaching programs. Rapid advancements in flexible electronics, multi-integrated devices, and artificial intelligence are demanding significant improvements in intellectualization, diversification, microminiaturization, portability, or wearability of devices. Comprehensive, multiperspective, and hierarchical monitoring of an athlete's vital signs with thorough health-related data analysis can guide the scientific coaching schemes and body recovery methods, thus avoiding the risk of athletic injury and promoting the kineses. In this review, we summarize the recent progress in the development of flexible electronics, photoelectronics, and their integrated devices for vital-sign and physiological-signal monitoring applications. Various sensing mechanisms, including electrophysiological monitoring, biochemical detection, photoplethysmogram, and tissue dynamic analysis, are summarized. The novel wearable intelligent devices and facile quantitative vital-sign monitoring will help the evolution and promotion of athletics coaching and exercising with a new scientific sport theory. We provide a comprehensive, systematic, and advanced technical reserve for all professional athletes and the sports industry to promote China's national sports prosperity.

Keywords athletic training assistant, wearable sensor, physiological signals, kineses monitoring and evaluation