

人体传感网络在日常监护中的应用

郭彦伟 赵国如 黄邦宇

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘要 人体传感网络集生物医学工程技术和无线传感器网络于一体, 具有微型化、低功耗、操作简单及使用安全等特点, 可以实时低负荷地对人体进行生理信息和运动信息的监测, 本文主要介绍人体传感网络及在健康监护方面的应用, 如人体姿态获取、跌倒监测、康复训练等。基于自主研发的人体传感器网络, 对偏瘫患者进行步态分析, 临床试验证明其步态与正常人比较有显著差异。

关键词 人体传感网络; 健康监护; 步态分析

Body Sensor Network for Daily Healthcare

GUO Yan-wei ZHAO Guo-ru HUANG Bang-yu

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055)

Abstract Body Sensor Network (BSN) incorporates biomedical engineering technology and wireless sensor network and has characteristics such as miniaturized size, low power consumption, easy and safe operation. It can monitor human physiological information and movement information in real-time and provide versatile vital quantitative information. This paper primarily describes BSN and its application in mobile healthcare, such as human gesture acquisition, fall detection, and recovery training. We also have implemented a body inertial-sensing network for gait analysis of hemiplegic patients.

Keywords body sensor network; healthcare; gait analysis

1 引言

人体传感器网络(Body Sensor Network, BSN)^[1]作为WSN的一个分支和物联网的重要组成部分, 集生物医学工程技术和无线传感器网络于一体, 具有精度要求高、监测范围小、微型化、低功耗、操作简单及使用安全等特点, 可以实时低负荷地对人体进行生理信息和运动信息的监测。同时, 人体传感器网络也是家庭健康护理的一种实现形式, 为远程医疗和家庭健康护理提供了一个崭新的思路。

基于人体传感器网络的运动监护系统主要由监测传感器、处理器、收发器、电池、通信协议和监测软件组成, 通过附着在人身体关节部位的微型传感器节点对人体运动信息(关节角、步态、速度、轨迹等)进

行实时采集, 并通过网络通信协议传输至各中央监控终端, 以实现对人体运动实时动态长时间连续监测, 为被监护者提供许多重要的量化信息, 比如人的健康状况、运动能力、运动康复情况、跌倒的概率及其他潜在的临床数据, 进而实现对某些常见慢性疾病的早期监测、早期预防和早期干预。系统使用方便、成本低, 可广泛应用于生物医学、体育训练、日常活动监测等领域。

2 人体传感网络平台

由于BSN的重要性及其对未来医疗保健和助老助残等社会问题的深远影响, 越来越多的人投入到BSN的研究中。伦敦帝国理工学院开发的BSN节点^[2]采用TI的MSP430F149微处理器芯片及Chipcon公司的CC420

基金项目: 此研究获国家自然科学基金项目(609320001及61072031)及973子课题6(2010CB732606)支持。郭彦伟, 博士研究生。赵国如, 助理研究员。黄邦宇, 工程师。

射频收发器,软件采用Berkeley的TinyOS,并对BSN中情景感知和周围环境感知做了研究,比如C. King等利用BSN平台对划船时大腿和腰部的运动学进行了研究^[3]。美国加州大学伯克利分校和维吉尼亚大学等重点对BSN可穿戴性、可扩展性和资源优化等进行了研究:伯克利大学成功开发了TinyOS开源操作系统,对网络协议、传感器驱动及数据识别等进行了管理;维吉尼亚大学开发了第三代BSN平台TEMPO3.1^[4],平台大小类似于普通手表,集成了三轴加速度计和三轴陀螺仪,采用了实时操作系统TEMPOS对信号采集、信号处理、数据管理、外设控制、无线传输等进行管理,进行了姿态识别的研究。新加坡国立大学等对BSN的网络通信进行了深入的研究,Lin等^[5]对胃肠道导管多囊通信的非对称多跳网络进行了研究,通过模拟给定收发电路能耗情况,发现多跳网络对于节约BSN节点能量非常有效;Silva等^[6]对同一区域存在多个BSN网络时消除网络间干扰的方法进行了初步研究。中国香港中

文大学等基于多种通信方式构建混合的BSN,并对移动BSN中跟踪和能量感知MAC进行了相关的研究。中国科学院自动化所传感网络与应用联合研究中心集中在传感器多数据融合算法的研究基础上^[7],对传感器节点数据动态进行贝叶斯运动重建,主要运用于动漫中的人体运动三维重建。浙江大学生仪学院文耀锋开发了一种实时跌倒姿态和心率监护系统^[8],对普通跌倒现象进行了报警实验,得到90%以上的跌倒报警正确率。此外,中国台湾大学、东南大学、重庆大学、天津大学以及世界其他地方国家在BSN的自适应性、信号处理算法、健康监护及网络可靠性等方面也获得了一定的研究进展。中国科学院深圳先进技术研究院自主研发了一套低成本、低功耗、低负荷人体传感网络平台,集成三轴加速度、三轴磁力计及三轴陀螺仪,同时包含nRF905无线收发器、MSP430F2418微控制器等模块,可实现远距离实时连续获取9自由度人体运动数据(如图1)。

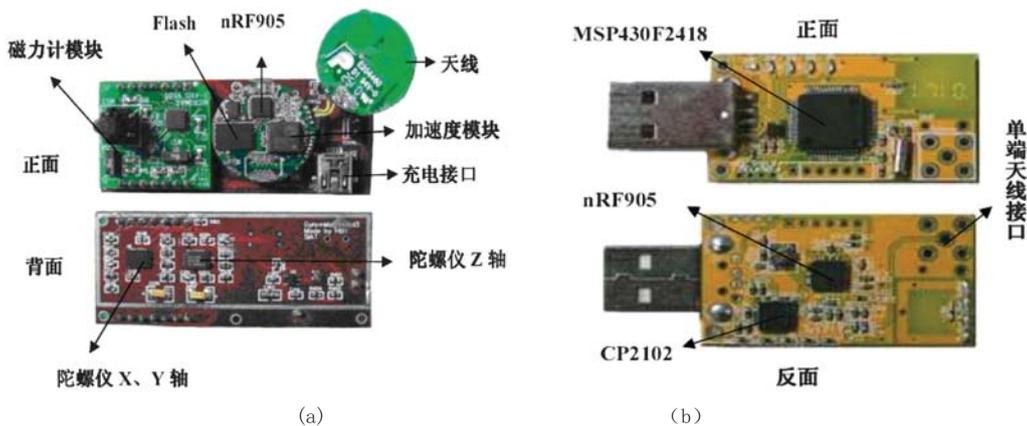


图1 (a) 人体传感网络节点,用于采集人体运动九自由度信号 (b) 人体传感网络—基站,负责节点与pc等终端的通信

3 日常监护应用

3.1 跌倒监测

目前人体姿态获取方法主要有两种:基于视频图像监测技术,优点是精准度高,但侵犯个人隐私,且设备昂贵、应用受场景限制;基于非视频电子传感监测技术,优点是不侵犯个人隐私、不受场景限制、设备成本低,但误判率高,精确度有待提高。(1) 视频方式,如文献[9][10]均采用多个放置在房间内的摄像机,首先对图像中的人体轮廓进行识别及分割,进而判断人体姿态;Falcone等人^[11]采用高速摄像与陀螺仪相结合的方式评估人体跌倒事件,此方法较为准确,但需要高速摄像机辅助工作,且不能进行室外连续监测;(2) 非视频方式,采用的传感器包括加

速度传感^[12-14]、声音传感^[15, 16]、地板振动传感、陀螺仪等。Najafi等人^[17]将陀螺仪置于人体胸前,测定人体身躯移动的角速度,并由此为基础评估人体跌倒的概率,但该方法计算量大,对系统硬件要求高;Bussmann等人^[18]分别放置单维加速度传感器在人体躯干和大腿前侧,可检测人体静态姿势(比如躺卧、站立、坐立等)以及人体活动姿态(行走和骑单车等),检测的只是几个典型的姿势变化过程,跌倒监测的效果并不好。Lai等^[19]用多个加速度传感器放置在人体四肢、躯干及头部来检测老年人跌倒和跌倒区域损伤情况,静态时精确度高,但动态时误判率就高很多。Bianchi等^[20]采用气压传感器及加速度传感器设备放置在腰部,对16种人体姿势进行跌倒识别(如侧跌、后跌、前跌、站、坐等类跌倒动作),识别

准确率在90%左右。但监测所用时间较长（一分钟以上）。Zigel^[21]通过分析人体跌倒时地板的振动方式及声音进行老年人跌倒监测。国内的浙江大学、上海交通大学、重庆大学等科研单位的学者最近也相继开展了以加速度传感器为主的人体跌倒检测的研究，取得的应用成果仍很少^[22-24]。

3.2 步态分析

行走是人体日常生活中重复最多的一种整体性运动。直立行走运动是人类长期进化的结果。由于人类个体之间的内在差异，每个人的步态模式都是独特的。然而，由于每个人都有基本相同的解剖和生理结构，所以健康人的步行是在一系列相似的过程中完成的。在这种周期性和高度自动化的运动模式中，包含有躯体和四肢有节律的动态变化，在连续的步行过程中，各个步态周期之间的差异是非常细微的。现代测量技术的发展使我们有可能对人类行走时身体各部分，特别是下部的运动和受力情况进行动态数量化分析，这项工作逐渐发展为生物力学的一个特殊分支，并被定名为步态分析(Gait Analysis)。步态分析就是研究步行规律的检查方法，旨在通过生物力学和运动学手段，揭示步态异常的关键环节和影响因素。

以偏瘫为例：随着现代生活节奏日益加快，人们压力不断加大，再加上日常饮食的不均衡，导致由脑部疾患如脑卒中、脑外伤、脑肿瘤等原因引起的偏瘫人数不断攀升。急性脑血管意外（脑卒中、脑中风）等是中老年人的常见病、多发病。据我国的流行病学调查，其年发病率为200/10万，每年新发病例超过150万。在脑卒中存活的患者中进行早期、积极的康复治疗，可使90%的存活患者恢复独立行走和自理生活，可使30%的患者恢复原来的工作。相反，不进行康复治疗，上述两方面恢复的百分率相应地只有6%和5%。脑损伤后偏瘫患者仅经过临床治疗较难达到改善生活质量的目的，且会并发肌肉废用性萎缩等，给家庭和社会带来沉重的负担。由于医疗资源、经济因素等问题，患者不能长期住院康复治疗，因此出院后的家庭康复训练是脑卒中患者康复过程中的另一个重要阶段，也是提高脑卒中患者ADL能力的重要途径之一，患者若能够坚持居家康复，保持治疗的连续性和实用性对患者的ADL能力的提高具有重要作用。

提高偏瘫患者ADL能力主要是提高其行走能力，纠正偏瘫步态。为进行异常步态分析及辅助偏瘫康复，首先要对人体运动姿态进行长时间监测。尤其在偏瘫康复中，对患者的运动及时给予评估反馈，可帮

助患者增强自信，促进康复效果。目前非视频方式进行人体姿态分析以其便携、低成本、保护病人隐私等优点，正在逐渐成为热点。基于加速度、磁力计及陀螺仪等九参数的传感系统，基于精确姿态角，对多节点数据进行融合得到人体姿态及相关运动参数，可提高人体姿态识别准确率。图2-3为我们利用自主研发人体传感网络进行临床试验，从图中可看出偏瘫患者与正常人之间步态具有显著差异。

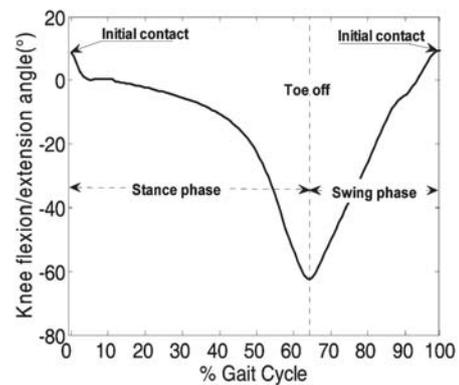


图2 利用人体传感网络，测得人体行走完整步态周期

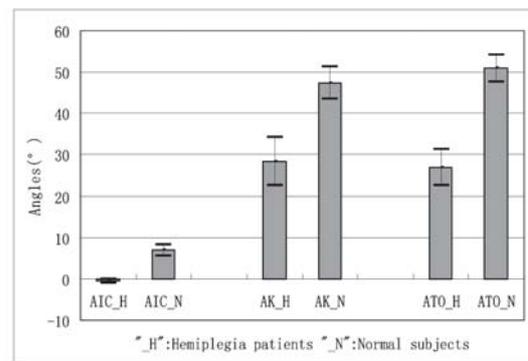


图3 利用人体传感网络测得偏瘫病人与正常人行走时，膝关节最大屈伸角（AK）、足尖着地时角度（AIC）、足跟着地时角度（ATO）均存在显著差异

4 总结

目前存在的用于人体姿态监测的人体传感网络，如Xsens公司的Xsens Development Kit, InterSense公司的Inertiacube等，大部分都属于有线传输，不方便携带，不适用于长时间、长距离监测。在尽量不影响人的正常生理条件下进行监测，称之为低负荷健康监测。随着无线传感网技术的快速发展，由于其低功耗、移动性强、安全性高、集成微型化等特点，发展趋势将是依托完全融入个人生活的传感网技术，在不影响人们工作和生活的情况下，实现低成本、低负

荷、低功耗、实时连续的进行健康信息获取,具有以下现实意义:

(1) 低成本、低功耗、操作简单、穿戴方便及安全可靠的特性使得基于人体传感器网络的运动监护系统可以广泛应用于社区医院和普通家庭,并进行远程监护和家庭监护,使得更多普通老百姓享受健康护理。

(2) 对老年人进行无线监护,可以提高其生活质量,评估监护者的独立生活能力和健康状况;对肢体残疾人进行监护,为康复状况评定提供可靠量化数据,更好地实施康复治疗。

(3) 居家监护可以在被监护者熟悉的环境进行,减小精神压力;缩短医护人员和被监护者的时空距离,减少被监护者或医护人员的路途奔波。

参考文献

- [1] Yang G Z. Body sensor networks [M]. London: Springer-Verlag, 2006: 1-10.
- [2] Lo B, Thiemjarus S, King R, et al. Body sensor network- a wireless sensor platform for pervasive healthcare monitoring [C] // Adjunct Proceedings of the 3rd International Conference on Pervasive Computing(PERVASIVE 2005), 2005: 77-80.
- [3] King R C, McIlwraith D G, Lo B, et al. Body sensor networks for monitoring rowing technique [C] // 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN2009, 2009: 251-255.
- [4] Barth A T, Hanson M A, Powell H C Jr., et al. TEMPO3.1: a body area sensor network platform for continuous movement assessment [C] // 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN2009, 2009: 71-76.
- [5] Lin L, Wong K J, Tan S L, et al. Asymmetric multihop networks for multi-capsule communications within the gastrointestinal tract [C] // 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN2009, 2009: 82-86.
- [6] Buddhika de S, Natarajan A, Motani M. Inter-User interference in body sensor networks: preliminary investigation and an infrastructure-based solution [C] // 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN2009, 2009: 35-40.
- [7] Wu J K, Wong Y F. Bayesian approach for data fusion in sensor network [C] // International Conference on Information Fusion, Italy, 2006: 1-5.
- [8] 赵祥欣. 基于3维加速度传感器的跌倒检测研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
- [9] Auvinet E, Multon F, Saint-Arnaud A, et al. Fall detection with multiple cameras: an occlusion-resistant method based on 3-D silhouette vertical distribution [J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011, 15(2):290-300.
- [10] Rougier C, Meunier J, St-Arnaud A, et al. Robust video surveillance for fall detection based on human shape deformation [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 2011:1-12.
- [11] Falcone C, Empana M P, Klersy C. Rapid heart rate increase at onset of exercise predicts.
- [12] Najafi B, Aminian K, Loew F, et al. Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly [J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2002: 49(8):843-51.
- [13] Campo E, Grangereau E. Wireless fall sensor with GPS location for monitoring the elderly [C] // Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2008(1):498-501.
- [14] Architecture A S. Wireless body area network for physical-activity classification and fall detection [J]. Sleep (Rochester). 2008:3-6.
- [15] Doukas C, Maglogiannis I. Advanced patient or elder fall detection based on movement and sound data [C] // Proceedings of the Second ICST International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare. 2008.
- [16] Zigel Y, Litvak D, Gannot I. A method for automatic fall detection of elderly people using floor vibrations and sound--proof of concept on human mimicking doll falls [J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2009: 56(12):2858-67.
- [17] Najafi B, Aminian K, Loew F, et al. Measurement of stand-sit and sit stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2002: 49(8): 843-851.
- [18] Bussmann J B J, van de Laar Y M, Neeleman M P, et al. Ambulatory accelerometry to quantify motor behavior in patients after failed back surgery: a validation study [J]. Pain, 1998: 74:153-161.
- [19] Lai C F, Chang S Y, Chao H C, et al. Detection of cognitive injured body region using multiple triaxial accelerometers for elderly falling [J]. Sensors (Peterborough, NH), 2011: 11(3):763-770.
- [20] Bianchi F, Redmond S J, Narayanan M R, et al. Barometric pressure and triaxial accelerometry-based falls event detection [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering : A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2010: 18(6):619-27.
- [21] Zigel Y, Litvak D, Gannot I. A method for automatic fall detection of elderly people using floor vibrations and sound--proof of concept on human mimicking doll falls [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2009: 56(12):2858-67.
- [22] 文耀峰. 一种实时的跌倒姿态检测和心率监控系统的研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
- [23] 李冬. 老年人跌倒检测原型系统设计与实现 [D]. 重庆: 重庆大学, 2008.
- [24] 孙新香. 基于三轴加速度传感器的跌倒检测技术的研究与应用 [D]. 上海: 上海交通大学, 2008.