

基于人体微观生理大数据的主动感知临床应用研究^{*}

夏开建 王建强

靳 勇

(苏州大学附属常熟医院 常熟 215500)

(常熟理工学院计算机工程与科学学院 常熟 215500)

〔摘要〕 介绍人体微观生理系统及大数据线性规划模型的建立, 阐述主动感知临床应用的处理算法, 对系统性能进行验证, 多位患者的一周内临床应用实验证明该方案在算法能耗、数据精度和临床满意度等方面均表现优秀。

〔关键词〕 人体微观参数; 生理大数据; 主动感知; 临床应用

〔中图分类号〕 R-056 〔文献标识码〕 A 〔DOI〕 10.3969/j.issn.1673-6036.2017.11.004

Clinical Application Study of Active Perception Based on Big Data of Human Microscopic Physiology XIA Kai-jian, WANG Jian-qiang, Soochow University Changshu Hospital, Changshu 215500, China; JIN Yong, School of Computer Engineering, Changshu Institute of Technology, Changshu 215500, China

〔Abstract〕 The paper introduces the human microscopic physiology system and the building of big data linear programming model, elaborates the processing algorithm for clinical application of active perception, verifies the system performance, and proves that the scheme had good performance in energy consumption of algorithm, data accuracy, clinical satisfaction, etc. through the one-week clinical application experiment on several patients.

〔Keywords〕 Human micro parameters; Physiological big data; Active perception; Clinical application

1 引言

通过监测人体的体温、血压、心率等微观生理参数^[1], 有助于患者临床医护的各个时期病理诊断和决策。由于人体微观生理信号易受干扰^[2]和大规

模数据传输延迟^[3], 以及数据感知误差^[4]等因素, 使得临床应用的医护复杂度^[5]较高, 患者体验难以得到保障。相关文献^[6]将 64 无线信道的皮层脑电图记录植入不同的临床应用, 目的在于连接皮层电极阵列到外部计算机的神经记录和控制应用。也有文献^[7]提出一种反滤波算法, 利用生理语音合成器产生的语音和声门气流信号的比较评价。该合成器提供一个基于物理模拟的语音生产过程, 从而捕获每种算法的时间和光谱性能特性。在上述研究成果基础上, 结合人体微观生理大数据模型, 设计主动感知临床应用方案。

〔修回日期〕 2017-09-19

〔作者简介〕 夏开建, 硕士, 高级工程师; 王建强, 副院长; 靳勇, 硕士, 讲师。

〔基金项目〕 苏州市科技发展计划项目 (项目编号: SYSD2015014); 常熟市科技局资助性项目 (项目编号: CS201503)。

2 人体微观生理大数据模型

2.1 人体微观生理系统

一个针对人体循环系统的功能和血管的功能状态和生理功能的微观监测大数据模型,遵循以下前提条件:(1)该模型弱化宏观交互,强化微观智能化处理,对微观生理数据保持高度敏感,具有人机交互外围接口函数。(2)人体微观生理参数的数值可以准确反映人体功能正常运作的有效表现和工作情况。(3)该模型所分析的人体功能系统在一定范围内具有线性特征和时间正比。(4)人体生理状态不同时,微观生理大数据可以实时表现出各类型电生理信号的变化趋势和抖动状态。(5)当人体功能处于高风险情况时,大数据模型以最高优先级给出预警和人体生理危险分析结果。人体微观生理大数据来源依赖于一系列嵌入式监测节点和功能模块。一方面,人体的微观生理信息由高密度的监测节点收集,同时心跳、脉搏和血压等功能运动信息和环境参数也被监测节点收集并通过室内汇聚节点转发至服务器。另一方面汇聚节点和中继节点对收到的无线信号进行去噪滤波、大数据特性分析、微观数据整合和多跳传输。

2.2 大数据线性规划模型建立

人体微观生理大数据线性规划模型的全程递进模型如公式(1)所示。

$$x(m) = \int_{t=0}^{\infty} f(t) + x(m-1)f(t-t_0)dt \quad (1)$$

其中,函数 $x(m)$ 表示 m 个类型的微观生理参数的递进函数,函数 $f(t)$ 表示生理大数据信号,参数 t 表示监测时间,时刻 t_0 表示初始化时刻或重新递进时刻。可知人体微观生理大数据模型的人体功能状态转移函数 $T(x)$ 如公式(2)所示。

$$T(x) = \frac{\sum_{i=1}^m u_i}{\left| 1 - \sum_{i=1}^m x(i) \right|} \quad (2)$$

其中, u_i 表示第 i 个类型的微观生理大数据的均值,容易受到大数据序列的传输干扰噪声和递进

延迟的影响,可通过将公式(1)中的 t 初始值改为 t_0 ,降低上述两个因素的影响。该大数据原始信号 $s(t)$ 的功率谱密度 $S(f)$ 可由公式(3)得到,此处综合运用傅里叶正变换和周期信号的线性处理过程。

$$\begin{cases} S(f) = \frac{\int_{t=0}^{\infty} \overline{s(t)} e^{-j\omega t} dt}{\left| 1 - \sum_{i=1}^m u_i \right|} \\ s(t) = \sum_{j=0}^t T(x_j) \\ \overline{s(t)} = \int_0^{\infty} \frac{\pi}{k} s(t) dt \end{cases} \quad (3)$$

其中, $\overline{s(t)}$ 表示线性处理后的信号, ω 表示角频率。针对公式(3)中的微观生理大数据,采用分离向量方式进行数据分析与误码处理,同时混合各类型微观生理大数据信号,以向量为对象进行运算,按照公式(4),通过异或运算进行人体微观生理监测大数据信号与分离后生理信号的有机融合,从而确保生理信号的完整性。

$$\begin{cases} X^T = T \cdot X \\ T^T = X^T \oplus X \\ \overline{S(f)} = S(f) \cdot T \end{cases} \quad (4)$$

其中,向量 X 表示微观生理监测信号向量, T 表示状态转移向量, $\overline{S(f)}$ 表示基于异或运算的数据信号有机融合。接着将微观生理电信号与大数据模型的融合输出进行近似比较,从而确保大数据模型的输出参数的准确性。此处的近似比较通过求解生理电信号向量 S 与公式(4)中的向量 X 与 T 的近似权重实现,如公式(5)所示。

$$\rho = \frac{\sqrt{|X^2 - T^2|}}{(X - S)^2 \cdot (T - S)^2} \quad (5)$$

其中,向量 S 根据功率谱密度 $S(f)$ 的线性归一化处理得到。在高稳定性的临床医疗环境中,人体所处环境的空气质量将随着人体功能状态的变化而变化,统计人体微观生理必须充分考虑该因素,通过监测节点实时反馈空气质量,从而确保临床医疗环境始终处于正常条件。此时,人体微观生理大数据将直接反应人体功能,不需要进行二次转换。该大数据模型以人机交互为接口,自主获取微观生理大数据及其反应的人体功能状态。根据大数据所

反应的人体功能异常，建立人体真实功能状态及其运行任务的数据向量，可用于模拟人体微观的各种不同的生理疾病或异常。

3 主动感知临床应用

为有效发挥微观生理大数据模型的优势和提高资源利用率，基于微观生理信号主动感知，为不同的生理参数映射一个临床应用参数。同时，每个临床用参数只与对应类型的生理信号给出响应。基于上述映射机制，主动感知临床应用中的生理参数的分析与临床应用参数的调度必须满足下述条件：（1）人体微观生理参数的发生概率之和大于等于 1 即 $\sum_{i=1}^m P_i \geq 1$ ，其中， P_i 表示第 i 个生理参数的发生概率。（2）临床应用参数的主动感知调度概率之和满足条件：

$$1 \leq \sum_{i=1}^m P_i(c) < \frac{\sum_{i=1}^m P_i}{m} \tag{6}$$

其中， $P_i(c)$ 表示临床应用参数的主动感知调度概率。在一次临床应用的人体生理评估过程中，微观生理大数据收集状态，由临床应用的需映射和数据监测共同激活。临床应用参数调度的前提条件是确保大数据收集状态的结束或转移。上述过程的几个重要时刻可由公式（7）得到。

$$\begin{cases} t_1 : \max(T(x)) \\ t_2 : T(x) \leq \sum_{i=1}^m u_i \\ t_3 : \sum_{i=1}^m P_i = 1 \\ t_4 : \sum_{i=1}^m P_i(c) = \frac{t_3}{2m} \end{cases} \tag{7}$$

其中， t_1 表示数据收集开始时刻， t_2 表示收集状态结束时刻， t_3 表示收集状态转移时刻， t_4 表示临床应用参数调度时刻。

主动感知临床应用的人体微观生理大数据处理算法描述如下：第 1 步，根据实际临床应用需求确定 m 的值，初始化时间序列 t 。第 2 步，构建人体微观生理大数据模型的人体功能状态向量，基于微观生理大数据的均值，消除大数据序列的传输干扰

噪声和递进延迟的影响。第 3 步，基于大数据原始信号 $s(t)$ 和角频率，求出功率谱密度 $S(f)$ ，进行线性处理。第 4 步，判断人体微观生理参数的发生概率和临床应用参数的主动感知调度概率是否满足主动感知临床应用的前提条件。第 5 步，求解数据收集，收集状态结束、收集状态转移和临床应用参数主动感知调度等详细时刻。第 6 步，反馈主动感知的临床应用参数的微观生理大数据分析结果及其修正值。

4 系统性能验证

4.1 实验设计

为验证和分析基于人体微观生理大数据的主动感知方案的临床应用性能表现，同时以两位患者的临床应用表现进行两组实验。实验环境设置，见表 1。统计数据包括算法能耗、数据误差和临床满意度。

表 1 实验环境

参数	值	参数	值
生理参数监测节点数	30 个	网络总负载	100kbps ~ 280kbps
传输帧大小	124 字节	工作频段	2.4GHz
生理参数类型	6 个	网络拓扑	星形网络

第 1 位患者临床情况：性别男，年龄 87 岁，因“恶心呕吐两天”入院。病程中，患者无发热，无咳嗽、咳痰，无呕血、黑便，无腹泻，无头晕、头痛，大小便如常。既往多次类似发作史。第 2 位患者临床情况：性别男，年龄 50 岁，工人。患者因“十二指肠梗阻术后 1 月，腹痛腹胀两周余”入院。

4.2 算法能耗

图 1 给出两位临床患者 60 分钟内在所设计的主动感知方案下的算法能耗。可以看出，随着时间的推移两位患者进行的人体微观大数据建模和主动感知成为能耗的主要原因，而且当人体生理数据发生抖动的时候，能耗增加较为明显。但是与未采用所设计方案的情况下相比，能耗增加幅度并不明显，未造成微观大数据监测硬件节点的损毁。这得益于

大数据模型求解原始信号的功率谱密度,充分发挥傅里叶正变换和周期信号的线性处理的优势。

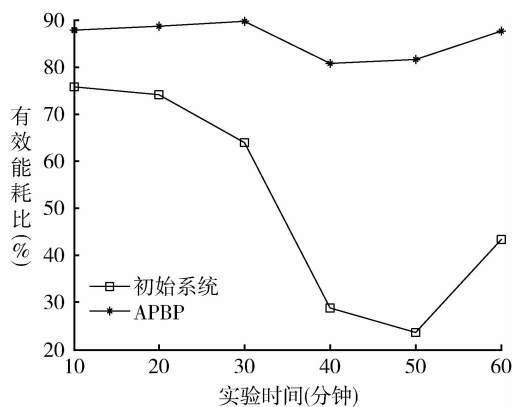


图 1 有效能耗比

4.3 数据误差

图 2 给出所设计临床应用方案分析得到的体温、心跳、脉搏和血压等生理参数与护理人员实际测量得到的数据的对比误差。图中横坐标的 1, 2, 3 和 4 分别表示体温、心跳、脉搏和血压的 1 小时平均值。证明所设计方案的数据质量的可信性和数据精度的可靠性。所提方案针对微观生理大数据,通过分离向量式大数据分析,实时误码检错与纠错,经过各类型微观生理大数据信号混合处理,基于异或运算有效确保生理信号的完整性和精度。

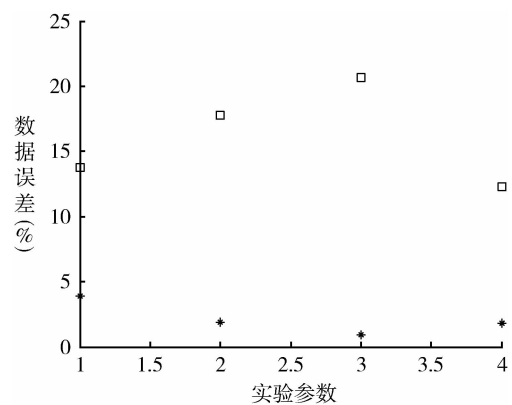


图 2 数据误差

4.4 临床满意度

图 3 给出两位患者的住院医师、急救医师、护理人员等 10 位医护人员在 5 天内的同一时间 1 小时内的临床应用满意度调查,满分 10 分。横坐标表

示天数,纵坐标表示满意度的平均值。可以看出所设计方案不仅监测人体微观生理信号,而且监测室内环境参数,确保患者处于一个高度稳定性的临床医疗环境。此外人体微观生理大数据有效地映射人体功能状态,具有良好的人机交互接口,主动感知微观生理大数据及其反应的人体功能状态,捕捉人体真实机能状态及其运行任务的数据向量,有效判断各种不同的生理疾病或异常,提高临床应用满意度。

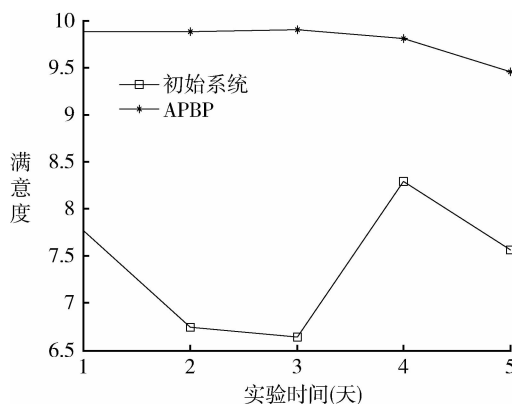


图 3 临床满意度

5 结语

为提高医院临床应用的用户体验质量和人体生理信号监测数据传输和数据精度,本文设计一种基于人体微观生理大数据的主动感知临床应用方案。该方案,对人体循环系统的心脏和血管的功能状态和生理功能的微观监测大数据模型,通过全程递进、人体功能状态转移、去噪和消除延迟、傅里叶正变换和信号线性处理等过程,获取可靠的生理大数据。同时,在确保人体微观生理参数的发生概率和临床应用参数的主动感知调度概率满足主动感知临床应用的前提条件下,按照数据收集,收集状态结束、收集状态转移和临床应用参数主动感知调度等线性时刻处理,从而反馈主动感知的临床应用参数的微观生理大数据分析结果及其修正值。临床应用实验,从算法能耗、数据精度和临床满意度等方面证明所设计临床应用方案的可行性和优越性。

(下转第 48 页)

华中科技大学, 2012.

- 3 寇晓晖. Android 平台移动安全接入系统 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2013.
- 4 黄怡皓. 基于 android 系统的 IPsec VPN 的研究与改进 [D]. 杭州: 浙江工商大学, 2012.
- 5 H Banuri, M Alam, S Khan, et al. An Andriod Runtime Security Policy Enforcement Framework, Personal & Ubiquitous Computing, 2012, (16): 631–641..
- 6 Google Inc. Manifest.permission [EB/OL]. [2017-01-10]. <http://developer.android.com/reference/android/Manifest.permission.html>.
- 7 A Shabtai, Y Fledel, U Kanonov Y Elovici, et al. Google Android: a comptehensive security assessment [J]. IEEE Security and Privacy, 2010, 8 (2): 35–44.
- 8 Burns J. Developing Secure Mobile Aoolications for Android, Technical Report [J]. iSEC, 2008, (10): 1–28.
- 9 Enck W, Ongtang M, McDaniel P. Un – derstanding Android Security [J]. IEEE Security&Privacy, 2009, (7): 50–57.
- 10 郭宏志. Android 应用开发详解 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2010: 35–78.
- 11 沈才樑, 唐科萍, 俞立峰, 等. Android 权限提升漏洞攻击的检测 [J]. 电信科学, 2012, 28 (5): 115–119.
- 12 张一. 基于 Android 平台的智能手机权限安全研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2014.
- 13 杨广亮, 龚晓锐, 姚刚, 等. 一个面向 Android 的隐私泄露检测系统 [J]. 计算机工程, 2012, 38 (23): 1–6.
- 14 李佳. Android 平台恶意软件检测评估技术研究 [D]. 北京: 北京邮电大学, 2012.
- 15 王世发, 高贤强, 韩路. Android 安全机制分析及解决对策 [J]. 电子测试, 2013, (22): 59–60.
- 16 王斌, 王娜. Android 平台强制访问控制系统研究 [J]. 滁州职业技术学院学报, 2014, 13 (1): 68–70.
- 17 佟得天. 基于行为分析的 Android 手机木马检测技术研究 [D]. 广州: 中山大学, 2012.
- 18 刘泽衡. 基于 Android 智能手机的安全检测系统的研究与实现 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2011.
- 19 戴威, 郑滔. 基于 Android 权限机制的动态隐私保护模型 [J]. 计算机应用研究, 2012, 29 (9): 3478–3482.
- 20 蔡罗成. Android 后台监听实现机制浅析 [J]. 信息安全与通信保密, 2010, 11 (6): 39–41.
- 21 华鹏. 基于 Android 平台增强权限管理研究与实现 [D]. 南京: 南京理工大学, 2012.
- 22 M Ongtang, S McLaughlin, W Enck, et al. Semantiacally Rich Application – Centric Security in Andriod [J]. Security & Communication Networks, 2012, 56 (5): 658–673.
- 23 Hammad Banuri, Masoom Alam, Shahryar Khan, et al. An Android Runtime Security Policy Enforcement Framework [J]. Personal and Ubiquitous Computing, 2012, (6): 631–641.
- 24 刘敏. 基于 Android 平台的软件行为分析系统的设计与实现 [D]. 北京: 北京邮电大学, 2014.

(上接第 22 页)

参考文献

- 1 田丰, 刘长军, 李钊, 等. 基于生理参数的急救背囊人体工效学评价 [J]. 医疗卫生装备, 2016, 37 (11): 1–6.
- 2 李英春, 尤磊, 贺靖康, 等. 基于生理信号的情绪识别腕戴设备 [J]. 电子技术应用, 2017, (2): 69–72.
- 3 Ge J I, Orosz G. Optimal Control of Connected Vehicle Systems With Communication Delay and Driver Reaction Time [J]. IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems, 2016, 18 (8): 2056–2070.
- 4 Pourtaherian A, Scholten H, Kusters L, et al. Medical Instrument Detection in 3 – Dimensional Ultrasound Data Volumes [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2017, 36 (8): 1664–1675.
- 5 车国卫, 刘伦旭, 石应康. 加速康复外科临床应用现状与思考 [J]. 中国胸心血管外科临床杂志, 2016, (3): 211–215.
- 6 Mestais C S, Charvet G, Sauterstarace F, et al. WIMAGINE: wireless 64 – channel ECoG recording implant for long term clinical applications [J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering A Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2015, 23 (1): 10–21.
- 7 Chien Y R, Mehta D D, Guenason J, et al. Evaluation of Glottal Inverse Filtering Algorithms Using a Physiologically Based Articulatory Speech Synthesizer [J]. IEEE/ACM Transactions on Audio Speech & Language Processing, 2017, 25 (8): 1718–1730.