

呼吸信号的非接触式测量

单禹皓 陈 通 温万惠 刘光远

(西南大学电子信息工程学院 重庆 400715)

摘 要 改进设计了一种基于 Kinect 体感相机的呼吸信号非接触式测量方法。该方法适用于坐立姿势下呼吸信号的遥测。在控制实验下,遥测得到的呼吸率接近于接触式测量得到的呼吸率(相对误差 0.4%),且遥测的呼吸信号可以显示不同的呼吸模式。

关键词 生理信号,呼吸信号,非接触式测量

中图分类号 TP391 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2015.10.010

Remote Sensing Respiration Signals

SHAN Yu-hao CHEN Tong WEN Wan-hui LIU Guang-yuan

(School of Electronic and Information Engineering, Southwest University, Chongqing 400715, China)

Abstract We presented a modified methodology for remote sensing human respiration signals using a Microsoft Kinect sensor. This method is suitable for obtaining the respiration signals when a object is sitting. According to the results of a controlled experiment, the error between breathing rate obtained from Kinect and the one obtained from contact measurement is 0.4%, and different breathing patterns can be detected through the respiration trace measured by Kinect.

Keywords Physiological signal, Respiration signal, Noncontact measurement

1 引言

呼吸是人类获取氧气、排出二氧化碳,以此保持机体活力的重要途径。通过对呼吸信号变化的监测,可以获取人的健康状态或者心理状态的变化情况。例如在重症病人的监护中,呼吸率需要被实时地监测,以防止呼吸的骤停;在情感的识别过程中,呼吸率的增加对应着情感的唤起;浅而急促的呼吸往往对应着紧张的情感。

呼吸信号的测量目前多采用接触式的测量方法。即将传感器和人体相连接来采集呼吸信号^[1,2]。近年来随着传感器技术的进步和各种图像处理算法的成熟,非接触式的呼吸信号测量的研究越来越受到关注。Murthy 等^[3]在 2006 年提出了一种基于热成像技术的呼吸信号的非接触式测量方法。Murthy 等假设人体呼出的二氧化碳气体的温度高于室内的环境温度,并测量鼻尖下方区域的温度变化率,以此来实现呼吸率的测量。针对热成像相机的造价高、体积大的缺点,Xia 等^[4]提出采用微软的 Kinect 相机来实现呼吸信号的非接触式测量,并初步证明采用 Kinect 获取的呼吸信号是可行的。

基于 Kinect 相机测量呼吸信号的方法具有设备成本低、简单便携的特点。本文根据前人已有的研究基础^[4],改进设计了一种基于 Kinect 相机遥测呼吸信号的方法,并采用傅立叶变换从呼吸信号中获得了呼吸率;通过对 3 名被试的各种

呼吸模式的遥测,验证了该方法的可行性;通过比对遥测获取的呼吸率和接触性测量得到的呼吸率,验证了傅立叶变换求解呼吸率的可行性。

2 Kinect 相机遥测呼吸信号的方法

2.1 Kinect 相机

Kinect 相机是微软公司开发的消费级便携式 3D 体感摄像机。如图 1 所示,它主要由麦克风阵列、红外线发射器、RGB 摄像头、红外线接收器、倾角控制马达、加速计组成。通过红外线接收器接收被物体反射回来的结构光,Kinect 可以实时捕捉物体与相机之间的距离(即深度数据),并生成 640 * 480 空间分辨率、11bit 位宽、30 帧/秒的深度图像视频。

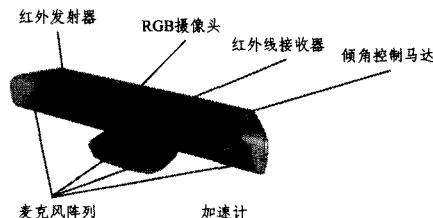


图 1 Kinect 相机示意图

2.2 遥测呼吸率的方法

2.2.1 深度数值精度提升

Kinect 相机测量的深度数据的分辨率是 1cm。而人呼吸

到稿日期:2014-07-29 返修日期:2015-01-18 本文受国家自然科学基金(61301297),重庆市自然科学基金(cstc2012jjA40063),中央高校基本科研业务费(XDJK2013A006)资助。

单禹皓(1991—),男,硕士生,主要研究领域为信号信息处理、情感计算,E-mail:fgyuhao@swu.edu.cn;陈 通(1980—),男,博士,副教授,主要研究领域为信号信息处理、图像处理、情感计算,E-mail:c_tong@swu.edu.cn(通信作者);温万惠(1981—),女,博士,副教授,主要研究领域为信号信息处理、模式识别、情感计算,E-mail:cwenwanh@swu.edu.cn;刘光远(1961—),男,博士,教授,主要研究领域为情感计算、模式识别、计算智能,E-mail:liugy@swu.edu.cn。

时胸腔的起伏的距离小于1cm。为了能够提升 Kinect 的深度数值测量精度, Xia^[4] 提出将相机镜头的轴线与胸腔平面的夹角设为 5° 。在 Xia 的实验设计中, 被试对象是平躺的。在我们的实验设计中被试者采用坐立姿势, 这种设计更便于利用呼吸率测试被试者的情感反应。通过后期适当地选择深度图像采集区域(见 2.2.2 节), 可以将夹角设定为 67° 左右(见图 2)。在人和相机的直线距离(120cm)相等的情况下, 夹角越大, 相机可以放置得越高(50cm), 进而可在被试者正前方留出更多的空间给实验人员。

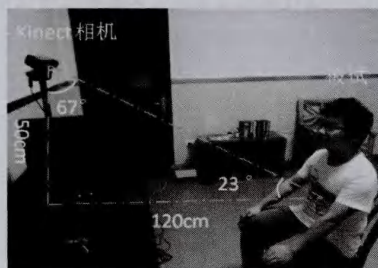


图2 Kinect 相机和被试者之间的距离夹角的设立示意图

2.2.2 区域选择

Kinect 相机可以实时追踪人体的多个骨骼点。如图 3(a)所示, 这些骨骼点包括: ①头、②左肩、③肩部中点、④右肩、⑤右手、⑥右手腕、⑦右肘、⑧左肘、⑨左手腕、⑩左手、⑪脊柱、⑫髋部中点、⑬右髋、⑭左髋、⑮右膝、⑯左膝、⑰右踝、⑱左踝、⑲右脚、⑳左脚。人在呼吸时, 胸腔会有规律地起伏。为了实时追踪胸腔的起伏运动, 取②、④、⑪ 3 个骨骼点构成的矩形区域(见图 3(b))作为胸腔区域。

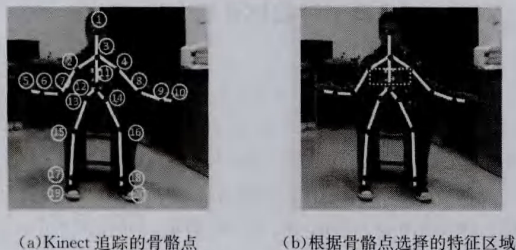


图3

2.2.3 深度数据的提取

胸腔区域内的每一个像素点 P_i 在某一时刻 t 对应着一个深度数据值 $D_i(P_i, t)$ 。随着胸腔的起伏运动, $D_i(P_i, t)$ 将是时间变量 t 的函数。 $D_i(P_i, t)$ 也是要采集的呼吸信号。但采集单个的 P_i 对应的 $D_i(P_i, t)$, 存在多种噪声干扰。比如衣服褶皱的变化会引起 $D_i(P_i, t)$ 的变化。为了消除噪声, 取胸腔区域的深度数据 $D(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_i(P_i, t)$, N 为胸腔区域内的像素点个数。

2.2.4 呼吸率提取

在 30 帧/秒的采样率下, 深度数据 $D(t)$ 将变为离散时间序列 $D(n)$ 。对 $D(n)$ 取离散傅立叶变换后, 可以得出在一段时间 T 内($T=M/30$, M 为傅立叶变换长度) $D(n)$ 信号能量最大的频率分量。这个分量的频率对应着时间 T 内最显著的呼吸率。计算一个时间 T 内呼吸率的流程如图 4 所示。

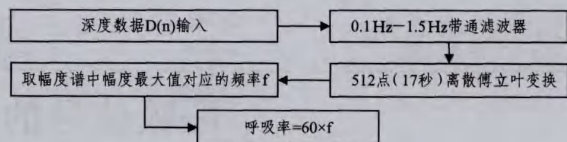


图4 计算呼吸率的流程示意图

鉴于人的呼吸率多数情况下处于 6 次/分钟~90 次/分钟的范围内, 在做傅立叶变换前首先将 $D(n)$ 通过一个截止频率为 0.1Hz~1.5Hz 的带通滤波器以滤除噪声。傅立叶变换的长度取为 512 点, 对应的时间 T 为 17s。在第一个 17s 内(0~17s)产生一个呼吸率值, 在第 18s 到来时, 又可以产生第二个 17s(1~18s)的呼吸率值, 以此类推。

3 实验验证

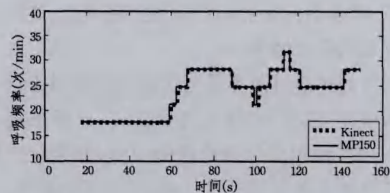
3.1 实验设计

3 名男性被试者(年龄 23)平静地坐在椅子上(见图 2), 并保持背部靠在椅背上, 以尽量保持身体静止。被试者首先正常呼吸 150s, Kinect 和接触式生理测试仪 BioPac MP150 同时记录呼吸信号。

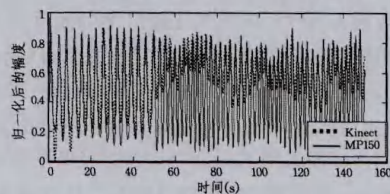
然后被试者按要求在下一个 150s 正常的呼吸间隙中加入: 屏住呼吸、浅而急促的呼吸、深呼吸 3 种非正常的呼吸模式。Kinect 相机记录不同模式下的呼吸信号。

3.2 实验结果

图 5 所示为被试者 A 前 150s 的 Kinect 和 MP150 测得的呼吸率和归一化后的呼吸信号。如图所示, Kinect 测试的呼吸信号和 MP150 测试的呼吸信号在呼吸的起伏趋势上保持高度一致, 并且 Kinect 计算的呼吸率(BR)和 MP150 计算的呼吸率基本一致。3 名被试者的 Kinect BR 和 MP150 BR 的相对误差($|KinectBR - MP150BR| / MP150BR$)的平均值为 0.4%。



(a) Kinect 和 MP150 所测呼吸频率曲线对比



(b) Kinect 和 MP150 所测呼吸信号曲线对比

图5 被试者 A 前 150s 的呼吸率和呼吸信号对比

图 6 所示为被试者 A 后 150s Kinect 测得的呼吸信号。从图中可以观察到屏住呼吸、浅而急促的呼吸、深呼吸 3 种呼吸模式在波形上和正常呼吸有明显不同。屏住呼吸时, 呼吸信号的幅度基本不变, 或呈现小幅的无规律的变化; 浅而急促的呼吸时, 呼吸信号的波峰和波谷幅度比值减小, 且频率增大; 深呼吸时波峰和波谷幅度比值增大, 且频率减小。其他 2

(下转第 75 页)

- [2] Patwari N, Hero A O, Perkins M, et al. Relative Location Estimation in Wireless Sensor Networks[J]. IEEE Transaction on Signal Processing, 2003, 51(8): 2137-2148
- [3] Doherty L, Pister K S J, Ghaoui L. Convex Position Estimation in Wireless Sensor Networks[C]//The Twentieth Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies. April 2001
- [4] Karp B, Kung H T. GPSR: Greedy Perimeter Stateless Routing for Wireless Networks[C]//Proceedings of the Sixth ACM Annual International Conference on Computing and Networking. Boston, USA, 2000: 243-254
- [5] Bose P, Morin P, Stojmenovic I, et al. Routing with Guaranteed Delivery in Ad Hoc Wireless Networks[J]. Wireless Networks, 2001, 7(6): 609-616
- [6] Kuhn F, Wattenhofer R, Zollinger A. Worst-Case Optimal and Average-Case Efficient Geometric Ad-Hoc Routing[C]//Proceeding of the Fourth ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing. 2003: 267-278
- [7] Finn G G. Routing and addressing problems in large metropolitan-scale internetworks; Technical Report ISI/RR-87-180[R]. USC/ISI, March 1987
- [8] Lin C N, Yuan S A, Chiu S W, et al. ProgressFace: An Algorithm to Improve Routing Efficiency of GPSR-Like Routing Protocols in Wireless Ad Hoc Networks[J]. IEEE Transactions on Computers, 2010, 59(6): 822-834
- [9] Ammari H M, Das S K. Forwarding via checkpoints: Geographic routing on always-on sensors[J]. Journal of Parallel and Distributed Computing, 2010, 70(7): 719-731
- [10] Xiang X F, Wang X, Zhou Z H. Self-Adaptive On-Demand Geographic Routing for Mobile Ad Hoc Networks[J]. IEEE Transactions on Mobile Computing, 2012, 11(9): 1572-1586
- [11] Chen Q J, Kanhere S S, Hassan M. Adaptive Position Update for Geographic Routing in Mobile Ad Hoc Networks[J]. IEEE Transactions on Mobile Computing, 2013, 12(3): 489-502
- [12] Yu Y, Govindan R, Estrin D. Geographical and Energy Aware Routing: A Recursive Data Dissemination Protocol for Wireless Sensor Networks [EB/OL]. <https://www.cs.wmich.edu/wsn/doc/geography/yo01geographical.pdf>
- [13] Zhang H B, Shen H. Energy-Efficient Beaconless Geographic Routing in Wireless Sensor Networks[J]. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 2010, 21(6): 881-896
- [14] Alshawi I S, Yan L S, Pan W, et al. Lifetime enhancement in wireless sensor networks using fuzzy approach and A-star algorithm[J]. IEEE Sensors Journal, 2012, 12(10): 3010-3018
- [15] Rango F D, Guerriero F, Fazio P. Link-Stability and Energy Aware Routing Protocol in Distributed Wireless Networks[J]. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 2012, 23(4): 713-726
- [16] Singh I B, Ho Q D, Le N T. TIEGeR: An Energy-Efficient Multi-Parameter Geographic Routing Algorithm [C] // 2012 IEEE Vehicular Technology Conference (VTC Fall). Quebec City, Canada, 2012: 1-5
- [17] Elrahim A G A. Energy aware routing protocol for low energy sensor networks[C]//2013 International Conference on Computing, Electrical and Electronics Engineering (ICCEEE). Khartoum, Sudan, 2013: 109-114
- [18] Wang S S, Chen Z P. LCM: A link-aware clustering mechanism for energy-efficient routing in wireless sensor networks [J]. IEEE Sensors Journal, 2013, 13(2): 728-736
- [19] Wang C F, Shih J D, Pan B D, et al. A Network Lifetime Enhancement Method for Sink Relocation and Its Analysis in Wireless Sensor Networks[J]. IEEE Sensors Journal, 2014, 14(6): 1932-1943
- [20] Fall K, Varadhan K. ns notes and documentation [OL]. <http://www.isi.edu/nsnam/ns,2000>
- [21] Broch J, Maltz D, Johnson D, et al. A performance comparison of multi-hop wireless ad hoc network routing protocols[C]//Proceeding of the Fourth annual ACM/IEEE International Conference on Mobile Computing and Networking (MobiCom'98). 1998: 85-97
- [22] Bettstetter C, Hartenstein H, Perez-Costa X. Stochastic properties of the random waypoint mobility model: epoch length, direction distribution, and cell change Rate[C]//Proceeding of the Fifth ACM International Symposium on Modeling, Analysis and Mobile Systems, 2002: 7-14

(上接第 44 页)

名被试者的呼吸信号在各种呼吸模式下呈现相同的特征。

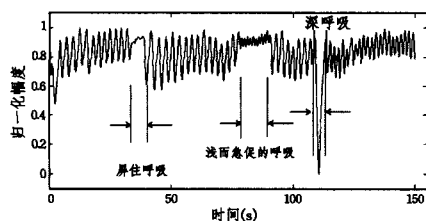


图 6 被试者 A 后 150s 的各种呼吸模式下的 Kinect 呼吸信号

结束语 呼吸信号的非接触式测量可以提供给被测试者更多的舒适性,也可以在特殊的情况下给测试者提供更多的隐蔽性。本文设计改进了一种基于 Kinect 体感相机的呼吸信号非接触测量方法,这种方法适用于被试者采取坐立方式测量呼吸信号。实验证明 Kinect 测试的呼吸率和接触式生理探测仪测试的呼吸率之间的相对误差为 0.4%,且 Kinect 可以测试出呼吸信号不同的呼吸模式。

目前的实验数据在可控的实验环境下完成,即被试者尽量保持静止。未来将研究更加复杂情况下的非接触式测量方法,提高被试者在大幅度晃动情况下测量方法的鲁棒性。

参考文献

- [1] Whyte K, Allen M, Fitzpatrick M, et al. Accuracy and significance of scoring hypopneas[J]. Sleep, 1992, 15(3): 257-260
- [2] Heitman S, Atkar R, Hajduk E A, et al. Validation of nasal pressure for the identification of apneas/hypopneas during sleep[J]. American journal of respiration and critical care Medicine, 2002, 166(3): 386-391
- [3] Murthy R, Pavlidis I. Noncontact measurement of breathing function[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2006, 25(3): 57-67
- [4] Xia J, Siuchi R A. A real-time respiratory motion monitoring system using KINECT: proof of concept[J]. Medical Physics, 2012, 39(5): 2682-2685