

基于医疗监护的无线体域网接收系统设计

王亭亭

陈鹏鹏

杨帆

刘爱贤

(首都医科大学附属北京
康复医院 北京 100144)(北京无线电测量研究所
北京 100854)(首都医科大学附属北京
康复医院 北京 100144)

〔摘要〕 介绍基于医疗监护无线体域网的体表节点人体信道通信技术,从整体结构、解调方式两方面阐述抗中心频率偏差、抗时钟频率偏移的无线体域网通信接收系统设计,测试并验证系统性能。

〔关键词〕 医疗监护; 体表节点; 电流耦合; 接收系统

〔中图分类号〕 R-056 〔文献标识码〕 A 〔DOI〕 10.3969/j.issn.1673-6036.2020.03.016

Design of Receiving System for Wireless Body Area Network Based on Medical Monitoring WANG Tingting, Beijing Rehabilitation Hospital of Capital Medical University, Beijing 100144, China; CHEN Pengpeng, YANG Fan, Beijing Institute of Radio Measurement, Beijing 100854, China; LIU Aixian, Beijing Rehabilitation Hospital of Capital Medical University, Beijing 100144, China

〔Abstract〕 The paper introduces the human channel communication technology of body surface nodes based on medical monitoring Wireless Body Area Network (WBAN), expounds on the design of communication receiving system for WBAN which is anti-center frequency deviation and anti-clock frequency skew from the aspects of overall structure and demodulation method, as well as tests and verifies system performance.

〔Keywords〕 medical monitoring; body surface node; current coupling; receiving system

1 引言

随着我国人口老龄化日益严重,健康监护领域亟待完善。老年人自身免疫力弱、环境污染越发严重、医疗监护人员匮乏等原因给医疗保健体系造成巨大负担,无线体域网(Wireless Body Area Network, WBAN)有助于解决该问题。WBAN技术迅速发展,其应用领域延伸到很多方面,如人体监护、运动休闲、购物支付等。WBAN节点具有低功耗、小型化、通信可靠、安全性高、低成本等特点,使节点寿命延长、方便植入或穿戴、提高安全

系数以及方便大规模推广。WBAN系统一般会有1个主节点,用来与身体各处的子节点进行通信,子节点之间也可以相互通信。主节点控制子节点,负责收集子节点信息,将信息传输并发送到因特网等终端,再传给医生、医院或数据中心等。商用的一些可用于体外节点通信的收发系统具有数据率低、灵敏度高、调制方式简单等特点,针对当前存在数据率偏低、功耗偏高的缺点,建立数据率高、功耗低、面积小的接收系统,使其满足WBAN体表穿戴节点要求。

2 无线体域网人体信道通信技术

2.1 现状

2.1.1 概述 当前近场通信(Near Field Communication, NFC)应用十分广泛,广泛集成在智能手机中,在数据传输、门禁钥匙、交易支付等领域都

〔修回日期〕 2019-11-06

〔作者简介〕 王亭亭,医师,发表论文1篇;通讯作者:刘爱贤,主任医师。

有涉及^[1]，NFC 天线通常是 $4 \times 4 \text{ cm}$ ，尺寸较大，因此多集成在卡片、手机中，在手环等小型穿戴式设备中集成比较困难。同时 NFC 的安全性有待提高，被盗刷的事件时有发生。与 NFC 相比人体信道通信技术（Body Channel Communication, BCC）在便携式应用中有较大优势，一方面 BCC 收发机不需要天线，电极尺寸更小，另一方面 BCC 以人体为信道，不同于 NFC 的空气信道，更加安全，不易被非法获取。对于体表节点，小型化确保穿戴舒适性，有必要移除节点中的天线、片外晶振等。当前的研究热点是人体信道通信技术以电极代替天线使用。医院所用电极面积约为 1 cm^2 ，比天线尺寸小得多，更容易实现节点小型化^[2]。部分生理信号传感器需要植入人体内部，很难更换电池，因此从用户易用性角度和更换电池复杂性来说，提供易用、可持续医疗监护服务十分必要。

2.1.2 人体信道通信类别 BCC 是近年研究热点^[3]，人体信道通信分为两类，即电容耦合型人体信道通信（CC-BCC）和电流耦合型人体信道通信（GC-BCC）。其中电容耦合型工作在几十兆赫兹的频带，前向路径在人体表面传播，后向路径利用地电极（GND 电极）和大地电容耦合，进而形成完整信号回路。在 IEEE 802.15.6 标准中规定 CC-BCC 的通信标准，工作频率为 21 MHz，数据率为 1 312.5 kbps，为提高 CC-BCC 收发机性能，地电极通常需要较大面积，导致节点体积难以减小。目前还没有标准来规范 GC-BCC，GC-BCC 直接利用贴在人体表面的 4 个电极实现通信。相比 CC-BCC，GC-BCC 的通信频带低，传输距离短，不需要大型地电极，容易实现小型化，同时其信号只在皮肤表面传播，而 CC-BCC 信号需要经过地电极和大地通过空气耦合的通路，因此 GC-BCC 的传输方式更安全，不易被干扰和侦测^[4]。

2.2 结构特点

当前针对 GC-BCC 的研究，信道分析与建模较多，而接收系统研究较少。关于 GC-BCC 接收系统设计，根据文献调研结果，有两篇文献^[4-5]报道 GC-BCC 接收系统且使用的结构完全相同，见

图 1。使用放大器、带通滤波器、模数转换器（Analog Digital Converter, ADC），采用二进制相移键控（BPSK）调制方式在数字域内实现解调，其中一篇文献^[5]显示其功耗高达 400 mW，另一篇文献^[6]显示其功耗更是高达 726 mW。有关 GC-BCC 信道频率特性的研究表明 GC-BCC 信道在 200 kHz 信道的衰减最小。为降低功耗简单的二进制调制方式是最常用的。二进制数字频率调制（2FSK）或高斯频移键控（GFSK）在无线体域网中应用很广泛^[6]，GFSK 相比 2FSK 具有更强的抗干扰能力，可以用限幅放大器代替可变增益放大器，不需要 ADC^[7]。因此设计新型的 GC-BCC 接收系统以降低功耗和硬件成本。

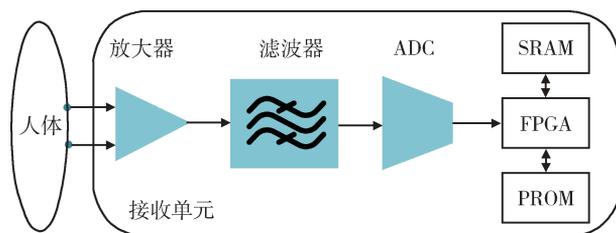


图 1 现有的 GC-BCC 接收系统结构

3 抗频率偏差的 GC-BCC 接收系统设计

3.1 系统结构

为实现体表穿戴节点的小型化和低功耗，不能使用以往结构中的大尺寸天线和晶体振荡器，拟实现无需天线、抗频率偏差的 GC-BCC 接收系统。需结合实际应用场景代替传统 NFC 通信，实现手腕穿戴和手持设备的通信，具有小型化、低功耗和高安全性特点，采用抗干扰性强的 GFSK 调制方式实现码元恢复。如何使 GFSK 解调和码元同时恢复具有抗频偏的功能是 GC-BCC 接收系统设计难点。基于 GFSK 调制方式设计的 GC-BCC 接收系统结构，见图 2。相比于现有的接收系统结构，该系统实现方式更加简单，其调制频偏 50 kHz，接收系统的抗干扰性能较 BPSK 更好。为使 GC-BCC 不需要片外晶振，对频率偏移进行处理。普通的片外晶振精度一般 $< 5 \text{ ppm}$ ，而自由振荡器精度一般 $< 200 \text{ ppm}$ ，这就需要接收系统至少能容忍 200 ppm 时

钟频率偏移。GFSK 的解调对频率偏移较为敏感，因此接收系统需要同时抗 GFSK 信号中心频率偏差和时钟信号频率偏移。

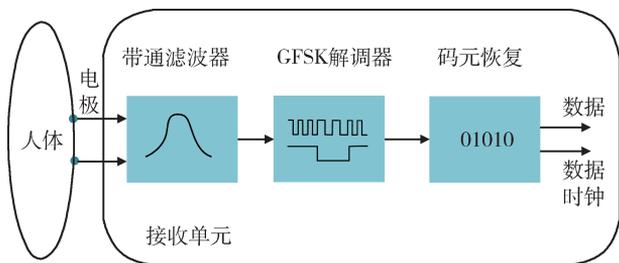


图2 基于 GFSK 调制方式设计的 GC-BCC 接收系统结构

3.2 解调方式

3.2.1 概述 GFSK 调制方式在无线体域网、蓝牙、无线传感网等都有广泛应用，关于 GFSK 解调器的研究工作也有很多^[8-9]。GFSK 解调器的解调方式主要分为中频微分器法、延迟锁定法、时间数字转换器法、延时正交解调法、过零点检测法 5 类。基于过零点检测方法将 GFSK 解调器进行改良，通过数模混合方式实现的 GFSK 解调电路结构，见图 3。

3.2.2 原理 限幅放大后的 GFSK 信号经过数字脉冲发生器，在过零点处产生脉冲，然后经过低通滤波器滤除高频部分，带通滤波器滤除中心频率偏差带来的直流漂移，再经过迟滞比较器得到解调后的信号。通过时钟采样限幅后的 GFSK 信号，在每个上升沿和下降沿处产生一定宽度的脉冲信号，频率高时上下沿多，输出的脉冲也多，从而将频率信息转移到脉冲数目上。经过低通滤波器，脉冲数目高的滤波后的幅度大，即频率高时低通滤波器的输出幅度大，频率低时低通滤波器的输出幅度小。再经过低通滤波器滤除直流漂移，最后迟滞比较器实现数据的判决。比较器输出不会因为频率的抖动带来误码，保证输出结果的准确率。低通滤波器解调出的数据经过带通滤波器后其上升沿和下降沿基本保持不变，但高电平和低电平经过带通滤波器后变为直流点，在下一个上升沿或下降沿到来前只要其抖动不超过迟滞比较器的阈值，迟滞比较器的输出保持不变。当频率向高频处偏移时低通滤波器的输出平均电平值提高，当频率向低频处偏移时低通滤

波器的输出平均电平值降低。但只要低通滤波器的输出不发生切顶或切底失真，后面经过带通滤波器后即可滤除中频频率偏移。该结构能够承受微小的频率偏移，不影响解调结果的准确性。

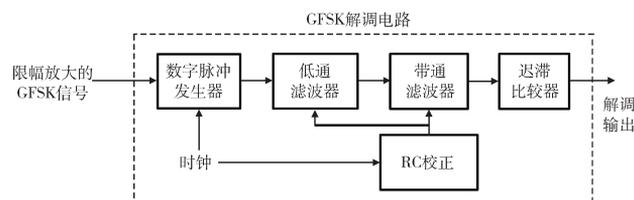


图3 GC-BCC 接收系统中 GFSK 解调器的实现

4 GC-BCC 接收系统测试

4.1 测试方法

使用软件 Matlab 生成 GFSK 数据，再由信号发生器输出 GFSK 信号到接收系统中。逻辑分析仪通过芯片中的 SPI 总线串行提供控制字，同时根据芯片输出的数据同步信号来采样数据，得到误码率 (BER)。两个差分信号转换器用来隔离信号发生器和电路板的地，模拟实际应用时 GC-BCC 发射机和接收系统的地是不连通的。在手腕上测试时相同端口两个电极的距离为 5cm。研究表明相同端口电极的距离越远，传输距离越大。考虑到手腕设备的特点，5cm 是比较合理的尺寸。

4.2 测试结果与分析

测试结果，见图 4。图 4 (a) 表示在信号发生器的输出信号为 0.9V 峰值条件下测试 200 kHz 时不同传输距离的信道衰减情况，同一端口两个电极的间距设置为 5 cm。在 10 cm 传输距离时信道衰减大约为 65 dB。图 4 (b) 展示传输距离和误码率的关系。在信号发生器输出 0.9V 峰值电压时传输距离可达 10 cm，满足手腕设备到手持设备的通信距离。为验证接收系统的抗干扰性能，对最常见的 13.56 MHz NFC 信号进行对比测试。分为两种情况，一种是直接在调制信号中加入 13.56 MHz 频率，输入到接收系统中测试误码率情况；另一种是将 13.56 MHz 信号输入到 NFC 天线中，测试天线信号对接收性能的影响。峰值为 1 mV 的 GFSK 信号中直接加入

不同幅度的 13.56 MHz 频率分量，然后输入到接收系统中测试误码率。图 4 (c) 测试曲线可以看出采用带通滤波器的接收系统可以容忍 52 dBc 的 13.56 MHz 干扰。利用索尼 Xperia Z5 (E6653) 手机中拆出的 1297 - 6908 NFC 天线模块，信号发生器输出 13.56 MHz、30 dBm 的信号到该天线上。接收系统在传输距离 10 cm 的情况下进行测试。当天线平行于信号通路（即手腕处）时，即使将天线平放于手腕上，接收系统的误码率也没有明显增加。当天线平行于接收系统电路板时，天线与接收系统的距离

和误码率的关系，见图 4 (d)。发射功率为 1 瓦的 NFC 天线在 5 mm 以内才能使接收系统误码率超过 0.1%。GC - BCC 接收系统性能，见表 1。该系统实现最高数据率和最低功耗以及抗中心频率偏差和抗时钟频率偏移。表 1 中另两项工作的测试介质是 Tissue - simulating Liquid MSL27，而接收系统是在人体手腕处测试，噪声更大，导致传输距离短，但与实际情况更为相符，主要优点在于能自适应中心频率和容忍时钟频率偏差，为未来全芯片 GC - BCC 收发机省去片外晶振提供基础，以实现节点的小型化。

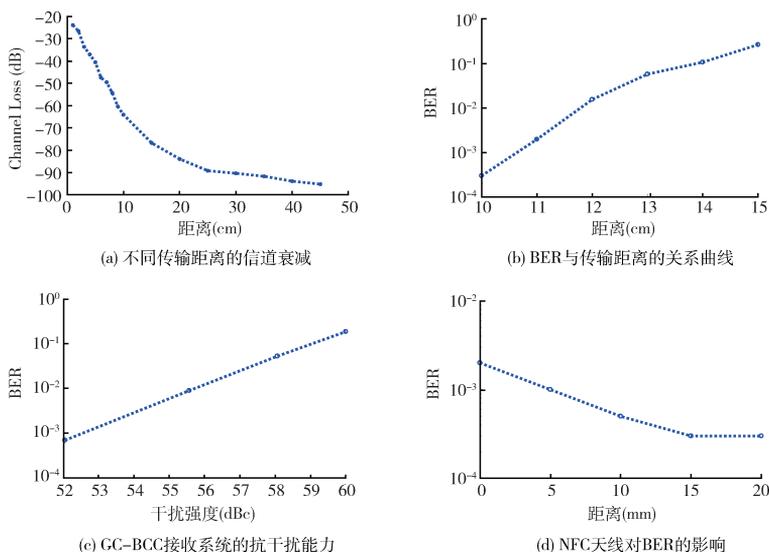


图 4 测试结果

表 1 GC - BCC 接收系统性能比较

项目	GC - BCC	TIM	Thesis
		2009 ^[11]	2007 ^[12]
工艺 (nm)	180	N/A	180
中心频率 (kHz)	200	60	256
调制方式	GFSK	BPSK	BPSK
数据率 (kbps)	100	4.8	64
传输距离 (cm)	10	45	45
中心频率偏移容忍度 (%)	± 12.5	N/A	N/A
时钟频偏容忍度 (%)	± 1.9	N/A	N/A
功耗 (mW)	73.8	400	726
是否需要外晶振	否	是	是

5 结语

针对近场通信技术尺寸大、安全性不高的问题，本文首次提出 GC - BCC 接收系统具体应用，

设计中心频率偏差容忍度 - 15% ~ 10% 的数模混合 GFSK 解调电路以及抗中心频率偏差、抗时钟频率偏移的 GFSK 解调接收系统，优点在于安全、可靠且体积小，具有较高的研发价值和广阔的应用前景。

参考文献

- 1 Ming - An Chung, Chang - Fa Yang. Miniaturized NFC Antenna Design for a Tablet PC with a Narrow Border and Metal Back - Cover [J]. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2016, 15 (1): 1470 - 1474.
- 2 Mohamed Zgaren, Mohamad Sawan. A Low - power Dual - injection - locked RF Receiver With FSK - to - OOK Conversion for Biomedical Implants [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers, 2015, 62 (11):

2748 – 2758.

- 3 Joonsung Bae, Hoi – Jun Yoo. The Effects of Electrode Configuration on Body Channel Communication Based on Analysis of Vertical and Horizontal Electric Dipoles [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2015, 63 (4): 1409 – 1420.
- 4 Assefa K Teshome, Behailu Kibret, Daniel T H Lai. Galvanically Coupled Intrabody Communications for Medical Implants: a unified analytic model [J]. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2016, 64 (7): 2989 – 3002.
- 5 Marc Simon Wegmueller, Michael Oberle, Norbert Felber, et al. Signal Transmission by Galvanic Coupling through the Human Body [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2010, 59 (4): 963 – 969.
- 6 Pengpeng Chen, Huazhong Yang, Rong Luo, et al. All – Digital Galvanically – Coupled BCC Receiver Resilient to Frequency Misalignment [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2017, 11 (3): 714 – 726.
- 7 Alan Chi Wai Wong, Mark Dawkins, Gabriele Devita, et al. A 1 V 5 mA Multimode IEEE 802. 15. 6/Bluetooth Low

- Energy WBAN Transceiver for Biotelemetry Applications [J]. IEEE Journal of Solid – State Circuits, 2013, 11 (3): 186 – 198.
- 8 M Silva Pereira, J Caldinhas Vaz, C Azeredo Leme, et al. A 170 uA All – Digital GFSK Demodulator With Rejection of Low SNR Packets for Bluetooth – LE [J]. IEEE Microwave and Wireless Components Letters, 2016, 26 (6): 452 – 454.
- 9 Sangjin Byun. Analysis and Verification of DLL – Based GFSK Demodulator Using Multiple – IF – Period Delay Line [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II; Express Briefs, 2017, 64 (1): 6 – 10.
- 10 Marc Simon Wegmueller, Sonja Huclova, Juerg Froehlich, et al. Galvanic Coupling Enabling Wireless Implant Communications [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2009, 58 (8): 2618 – 2625.
- 11 Marc Simon Wegmueller, Andreas Kuhn, Juerg Froehlich, et al. An Attempt to Model the Human Body as a Communication Channel [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54 (10): 1851 – 1857.

(上接第 66 页)

5 结语

医院门诊分诊叫号系统有助于营造秩序井然、务实高效的就医环境。此外该系统需要与医院其他系统进行数据信息交换, 就诊时间、病患等候平均时间、医生工作时间、诊疗服务提供人次等信息都可以为相关决策制定提供科学依据。尽管目前该系统能够平稳高效运行, 但在以下几方面仍然有待改进: 一是增加终端屏幕节假日自动开关机功能, 一方面延长屏幕使用期限, 另一方面可以节约医院支出成本。二是增加就诊人员高峰监控功能, 从而快速有效地调度导医人员进行引导和维护秩序。三是增加手机端实时等待人数推送功能, 患者可以及时了解最新等待人数, 从而合理安排时间。

参考文献

- 1 石会玲, 王炳胜, 王景明, 等. 门诊分诊导医管理系统功能与应用 [J]. 中国数字医学, 2010, 5 (10): 48 – 50.

- 2 姚秀萍, 张子荣. 浅谈医院门诊排队叫号系统在医院的实施 [J]. 中国数字医学, 2012, 7 (11): 89 – 90.
- 3 滕丽, 刘长兴. 基于门诊一卡通的分诊叫号系统设计与实现 [J]. 中国医疗设备, 2014, 29 (11): 62 – 63.
- 4 吕俊文, 薛万国. 门诊分诊叫号系统集成模式的探讨与实践 [J]. 中国数字医学, 2015, 10 (3): 4 – 5, 60.
- 5 范迪, 朱志祥. 一种 Dubbo 框架的授权认证方案 [J]. 计算机技术与发展, 2017, 27 (11): 115 – 118, 122.
- 6 曹郁, 朱志祥. 一种 Dubbo 监控中心的弹性负载均衡方案 [J]. 计算机与数字工程, 2018, 46 (7): 1468 – 1472.
- 7 谢璐俊, 杨鹤彪. 基于 Dubbo 的分布式服务架构设计与实现 [J]. 软件导刊, 2016, 15 (5): 13 – 16.
- 8 李磊, 李娟. Dubbo 服务框架技术在学习系统开发中的应用与实践 [J]. 计算机系统应用, 2017, 27 (6): 244 – 248.
- 9 夏磊, 曾庆, 陆洋, 等. 实施 PDCA 持续改进提高医院患者满意度 [J]. 中国医院, 2014, 18 (11): 51 – 53.
- 10 吴丽华, 汤婷. PDCA 循环在改进住院患者出院流程中的应用 [J]. 江苏卫生事业管理, 2016, 27 (5): 56 – 57.