人体局域网技术需求与挑战

林金朝，柏桐，李国权，庞宇
（重庆邮电大学光电信息感测与传输技术重庆市重点实验室，重庆 400065）

摘　要：人们对于远程医疗的巨大需求，使得与之相关的人体局域网（BAN, body area network）技术引起了业界广泛关注。BAN 系统通过将无线传感器植入人体体内或置于体表，实现对人体体征参数的实时监测与远程诊断，可应用于医疗、健康和娱乐等多个方面。BAN 技术对功耗、服务质量（QoS）、传输速率、安全性能等有更高的技术需求，在此基础上，讨论了体征信息感知、无线数据传输、信息安全以及芯片设计等关键技术的研究现状及发展趋势，分析了 BAN 应用所面临的各种挑战。

关键词：人体局域网；体征信息感知；无线传输技术；信息安全；芯片设计
中图分类号：TP393
文献标识码：A
doi: 10.11959/j.issn.2096-3750.2018.00059

Technological requirements and challenges of body area networks

LIN Jinzhao, BAI Tong, LI Guoquan, PANG Yu
Chongqing Key Laboratory of Photoelectronic Information Sensing and Transmitting Technology,
Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China

Abstract: With the development of ubiquitous networks and huge requirements of tele-medicine, an emerged new technology of body area network (BAN) has attracted extensive attention. BAN system could be used for medical, personal health and entertainment applications by implanting wireless sensors into or around the human body, which realized real-time detection and diagnosis of physical vital signs. However, BAN had more stringent requirements on power consumption, quality of service (QoS), security performance and other specifications. Based on its technological requirements, the research status and development trends of key technologies were discussed deeply, such as information perception of vital signs, wireless transmission, information security and integrated circuit design, and the faced challenges in applications were analyzed.

Key words: body area network, information perception of vital signs, wireless transmission technology, information security, chip design

1　引言

人体局域网（BAN, body area network）是解决远程医疗、健康评估、人口老龄化等医疗卫生领域问题的关键技术之一，能极大缓解目前医疗资源匮乏、利用率低的突出矛盾[1]。作为一门多学科融合的新兴技术，BAN 从诞生起就引起了学术界和产业界的强烈兴趣。但是，BAN 技术仍处于理论阶段，要实现其广泛应用还需要克服很多困难[2]。本文深入讨论了 BAN 中体征信号采集、

收稿日期：2018-06-01；**修回日期：**2018-08-15
基金项目：国家自然科学基金资助项目（No.61671091，No.61671452）；重庆市科委重点研发项目（No. cstc2017zdcy-zdyfX0011）；重庆市社会民生保障项目（No.cstc2016shmszx40003）
Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (No.61671091, No.61671452), The Key R&D Program of Chongqing Science and Technology Committee (No.2016070204010132), Chongqing Social and People's Livelihood Security Projects (No.cstc2016shmszx40003)

无线传输、安全加密及芯片设计等一系列关键性技术。

世界卫生组织提供的数据显示，心血管疾病的死亡率占全球总死亡率的 31%（2014 年患病死亡人数大约为 1 750 万）。目前，糖尿病已经影响全世界 4.25 亿人的生活，预计到 2045 年将有 6.29 亿人受糖尿病影响。新英格兰医学期刊 2017 年发表的一篇大数据资料显示[3]，目前全球有 22 亿成人和儿童超重或者肥胖，也就是说，大约 1/3 的世界人口超重。此外，每年有数以百万计的人类死于癌症、帕金森氏症、阿尔茨海默症和其他慢性疾病，这些疾病死亡率居高不下的一个主要原因是发现太晚、错过了最佳治疗时间。因此，健康监测已成为未来医疗领域的一个重要发展方向。BAN 的基本应用场景如图 1 所示，终端将节点收集的人体体征参数，如血氧饱和度、血压、血糖等，通过网络发送到远程服务器，并利用远程服务器为用户提供相应的数据记录和信息反馈。BAN 技术利用植入人体体内或置于体表的微型无线传感器，可以实现远程监控人体的体征参数并自动诊断，及早发现各类疾病，节省治疗的时间成本和资金开销。通过图 1 可以看出，BAN 技术拥有广阔的市场，设备制造商、运营商、解决方案提供商和服务供应商都可以从 BAN 中盈利，因此 BAN 一问世便在世界上引起了广泛关注。

BAN 虽然在很多领域具有较强的吸引力，但由于此新型技术涉及无线通信、生物医学工程和微电子学等众多领域，有许多新的技术问题亟待解决[4]。因此，本文针对 BAN 应用涉及的关键技术以及面临的各种挑战进行了深入讨论和分析，为下一步 BAN 系统的关键技术研究以及实际应用提供指导。

表 1 描述了 BAN 中部分应用的典型技术需求，显然，BAN 必须支持从 1 kbit/s 到 10 Mbit/s 的宽范围数据速率，而误码率必须小于 10^{-10}。数据速率、误码率、时延、占空比、电池寿命等因素共同决定了 BAN 需要一种新的可扩展的解决方案，同时，该方案对 QoS 也有很高的要求。

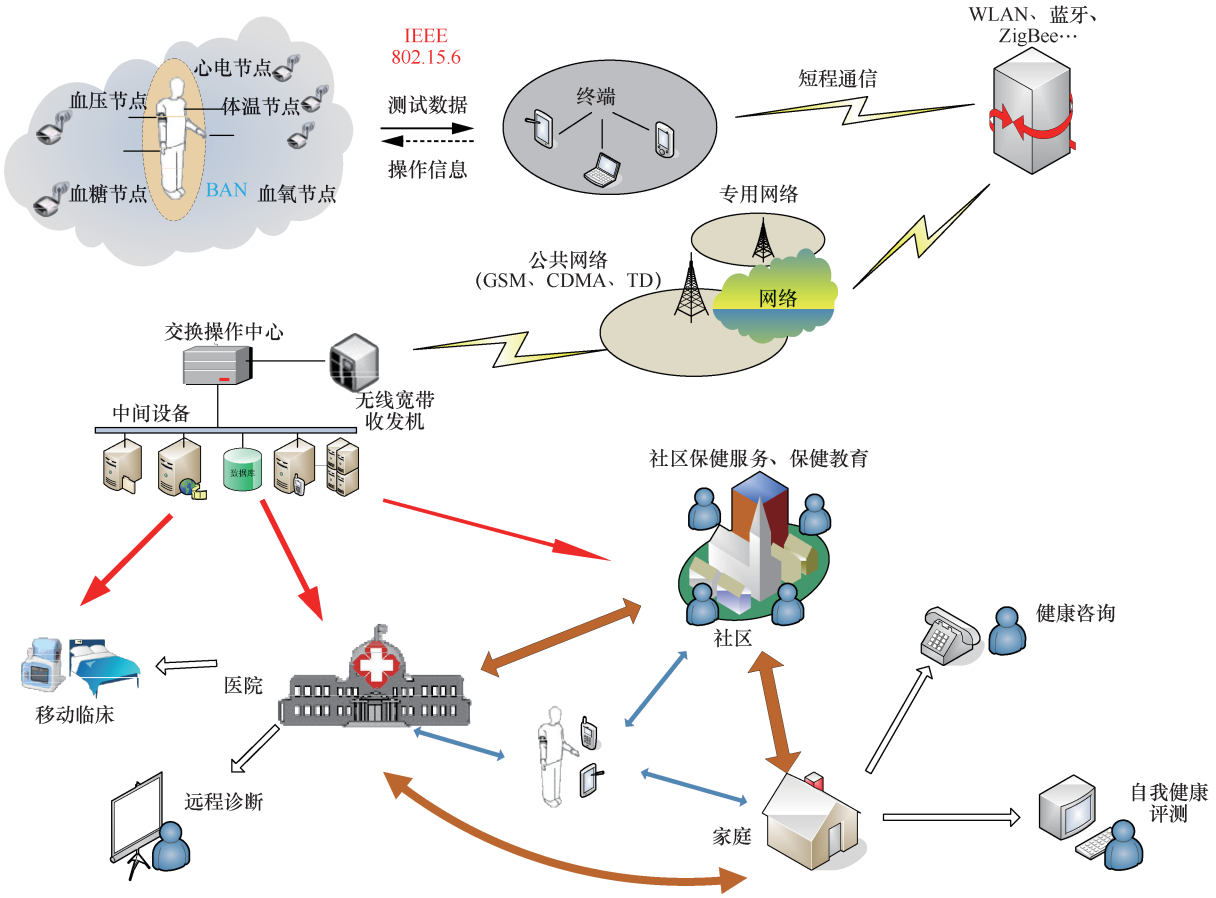


图 1　BAN 应用场景示意图

表 1　　BAN 应用的技术要求

应用	传输速率	节点数	建立时间	点对点时延	误码率	占空比	电池寿命
心电	72 kbit/s	<6	<3 s	<250 ms	$<10^{-10}$	<10%	>1 周
脑电	86.4 kbit/s	<6	<3 s	<250 ms	$<10^{-10}$	<10%	>1 周
肌电	1.54 Mbit/s	<6	<3 s	<250 ms	$<10^{-10}$	<10%	>1 周
温度/呼吸/验血糖/加速度	<10 kbit/s	<12	<3 s	<250 ms	$<10^{-10}$	<10%	>1 周
声音	1 Mbit/s	3	<3 s	<100 ms	$<10^{-5}$	<50%	>24 h
成像	<10 Mbit/s	2	<3 s	<100 ms	$<10^{-5}$	<50%	>12 h

2　BAN 技术需求

远程监护及远程医疗能够有效提高医疗资源的利用率，极大地缓解医疗资源匮乏引起的困境，拥有广阔的市场需求[5]。正因如此，BAN 也正在努力攻克传统医疗应用中存在的病人数据收集不准确、采样太少等难题。实时连续地获取体征参数可以打破医院治疗的限制，促进个性化治疗。BAN 可通过无线方式连接至植入除颤器、药丸式摄像机、可穿戴式心电/肌电/脑电/血压/血氧饱和度/体温监护器、高危妊娠监护器、睡眠分析、步态分析等各种医用设备。此外，BAN 还能够为身处危险环境的士兵、火警、急救人员、深海探险家、航天员等提供实时监测和保护。文献[6]描述了一些典型的 BAN 应用，如紧急救护、运动、比赛、娱乐和军事监控等。表 2 比较了 BAN 标准与其他 802 系列标准的差异，从表 2 中可以看出，BAN 对功耗、QoS、安全等技术指标的要求明显不同于传统的 802 系列标准。总的来说，需要满足表 3 所示的各种条件。

表 2　　其他 802 标准和 BAN 的比较

	其他 802 标准	BAN
构型	802.15.3/802.15.4	一个可伸缩的、具有可靠发送的 MAC
功耗	低功耗	超低功耗
电源	常规电源	电池供电
QoS	低时延	低时延、高占空比
频段	ISM 频段	医疗组织提供的人体内及体表频带
信道	空气	空气、体表、体内
人体安全	无	符合要求的（如特定吸收率）

表 3　　BAN 技术要求和预期范围

特征	要求	范围要求
工作距离	体内、体表、身体四周	通常限制在 3 m 以内
高峰能耗	超低	睡眠模式中 μW 级别，完全工作模式可达 30 mW
数据率	可伸缩	从 1 kbit/s 到 10 Mbit/s
频带宽度	医疗频带和国际认证频带	MedRadio、ISM、WMTS、UWB
MAC	可伸缩的、可靠的、通用的、自发形成的	LPL 机制、唤醒模式、翻转和同步
拓扑结构	星型、网状、树型	自形成分布、支持多条
QoS	实时的波形数据、周期参数数据、紧急警报数据和突发情况数据	误码率：10^{-10}~10^{-3}，点对点时延：10~250 ms，支持优先级
环境	体遮蔽（扭动、转动、运动）、衰减	传感节点移入移出各自范围的无痕操作
安全	各种级别	认证、授权、隐私权、保密性、数据加密、信息完整性
安全性/生物相容性	不会因长期使用而产生有害影响	满足标准要求
重新设计、标准化、用户化	个性化、体积小、环境识别	能够程序重调、重新校准、调制无线设备

3 体征信息感知

BAN 技术的基础是人体感知，利用人体体征传感器将物理参数转换成电信号。这些传感器可以分为 3 种类型：生理传感器能够测量血压、血糖、体温、血氧、心电、脑电、肌电等；生物动力学传感器测量加速度和人体移动产生的角速度等；环境传感器能够测量湿度、亮度、声音和温度等。

由于人体体征信号属于微弱信号，而这些微弱信号处理后得到的结果将直接影响医生的诊断，一旦出错就可能对用户的健康状况造成错误判断，因此，对体征信号的正确检测和精确处理显得尤为重要[7]。同时，体征参数种类复杂，将多个传感器的数据合并到一起实时反映人体状况是一项非常艰巨的任务。

为了高效、准确地识别 BAN 中的各种体征信号，克服人体运动带来的影响，必须对提取的体征信号进行预处理。例如心电（ECG，electrocardiogram）信号，首先需要去除采集的 ECG 信号的噪声，文献[8]利用数学形态学滤波器去除脉冲噪声。ECG 信号在有效去除噪声后，需要进一步对各个特征点进行识别，文献[9]根据小波变换，提出了一种提取 ECG 信号并识别 R 波的集成电路，利用动态电源路径管理降低了系统能耗。文献[10]提出了一种利用离散小波变换检测 ECG 信号中 R 波的方法。瑞士科学家[11]设计了一种自适应的结构元素，用于替换固定结构的数学形态学算法，提高了 QRS 波检测系统的性能。文献[12]基于小波变换判断 ECG 信号中可能的 P 波，并联合振幅阈值法和神经网络进一步判断 P 波的真实性。文献[13]改进了 P 波和 T 波的识别算法，以实现瞬时的检测。文献[14]根据 BAN 中对低功耗的需求设计了一种基于压缩感知的 ECG 信号采样方法，在保证准确性的前提下降低了采样率和能耗。文献[15]设计了一种基于形态学滤波的 ECG 信号去噪方法，如图 2 所示，并利用 MIT-BIH 数据库中的 ECG 信号进行了验证，实验结果表明，该方法在保证 ECG 信号形态的前提下，有效地去除了噪声。

总体来讲，关于体征信息的感知与处理虽然有较多的处理方式，但日常生活中人体经常处于运动状态，因此对各种体征信息的采集与处理仍需要深入研究，从而提高信息的准确度并降低数据处理的复杂度。

4 无线传输技术

相比现有的无线传输技术，BAN 具有许多特点。它侧重于实现短距离、低成本、低功耗和低实施复杂度的传输，其短距离通信信道与传统的无线通信信道特征迥异，因为节点之间或者节点与智能终端之间的电磁波会穿越人体内部或者沿着体表传播；BAN 的无线节点比传统的传感网节点需要的功率低得多，一般来说峰值功率小于 1 mW；BAN 的通信距离一般在 2 m 以内，其通信距离远小于一般的个域网，这些差异导致 BAN 需要寻求一种新的无线传输方案。

4.1 信道模型

在 BAN 中，各种功能的传感器节点被部署在人体表面或者植入人体内。由于人体自身及周围的复杂环境，BAN 信道中存在许多干扰将影响通信的质量，而信道的好坏将直接影响 BAN 系统的特性。BAN 信道的研究不仅是构建网络架构的关键技术，也是上层网络协议设计中不可或缺的一部分。

由于每个人的身体存在差异性和人们工作环境的多样性，为 BAN 信道的建模增加了一定的困难。BAN 中存在 3 种典型的节点：植入节点、体表节点和外部节点。当信号在体内传输时，传输介质就是人体组织，这种情况下信号传输受到外界的干扰比较小，主要干扰来自于人体的组织结构对信号产生的一系列影响。但是当信号在人体体外进行传输时，电磁

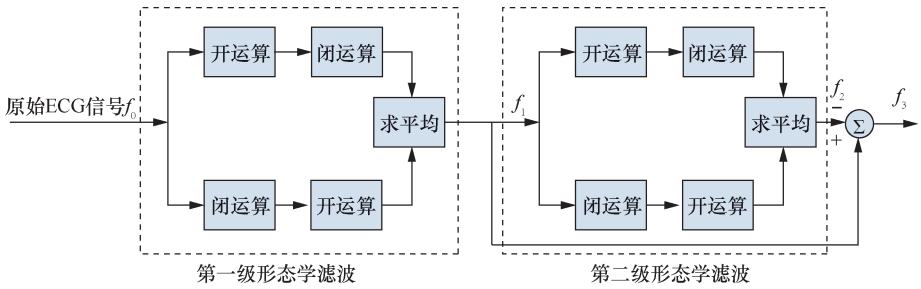


图 2 基于形态学的基线漂移滤波算法

波不仅会发生衍射现象，同时还受周围环境的各种影响，例如阴影效应和多径衰落等。

文献[16]研究了 2.45 GHz、5 GHz 和 10 GHz 的 BAN 信道，对大量实验数据与典型的分布进行拟合分析，研究了各种典型分布模型与 BAN 信道的匹配程度。文献[17]中作者认为对数正态分布是最适合描述 BAN 超宽带通信中小尺度衰落的分布模型。澳大利亚 ICT 研究中心对窄带 BAN 信道进行了实际测量统计，得出 500 ms 内信道有 50%的概率是平稳的，超出之后则平稳性快速下降的实验结果[18]。文献[19]利用 3D 动画软件进行人体运动建模，对人体运动状态中的 403.5 MHz 的 BAN 信道进行了仿真研究。文献[20]研究表明采用威布尔分布模型，可以较好地描述人体的动态信道，并定量描述了不同运动状态下的多普勒扩散。文献[21]利用仿真软件对人体进行动态建模，并通过三维电磁场仿真平台为人体模型设计了多种人体组织的介电常数和电导率，其人体模型如图 3 所示。然后利用建立的人体模型把人体步行及跑步状态分别分解成了 9 帧，仿真研究了 2.4 GHz 频段中，体表信道每一帧的路径损耗，步行状态及其路径损耗如图 4、表 4 所示，跑步状态及其路径损耗如图 5、表 5 所示。

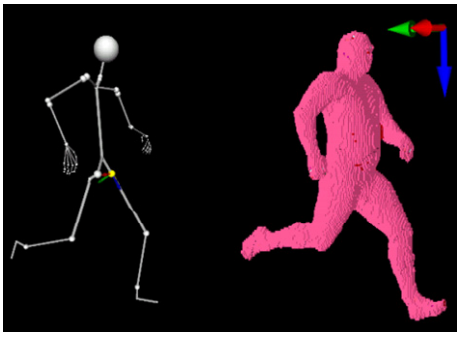


图 3　人体模型

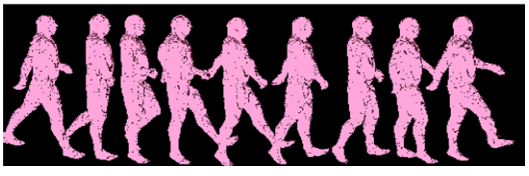


图 4　步行 9 帧模型

图 5　跑步 9 帧模型

表 4　2.4 GHz 步行状态体表信道路径损耗

帧	S21/dB	帧	S21/dB
1	66.275	6	65.623
2	70.146	7	68.546
3	72.068	8	72.429
4	65.567	9	72.679
5	62.246	—	—

表 5　2.4 GHz 跑步状态体表信道路径损耗

帧	S21/dB	帧	S21/dB
1	132.13	6	112.456
2	119.46	7	131.796
3	113.653	8	142.796
4	98.456	9	152.231
5	93.77	—	—

4.2　物理层

IEEE 802.15.6 标准将体域网中的物理层分为 3 种[22]：窄带物理层（NB PHY），利用分布在 402~2 483.5 MHz 中的 7 个频带共 230 个信道通信；超带宽物理层（UWB PHY），利用中心频率为 3 494.4~9 984.0 MHz 中的 11 个频带的脉冲式 UWB 超宽带通信；人体通信物理层（HBC PHY），以人体为信号的传输介质，其中心频率为 21 MHz。而 BCH 编码、重复编码以及交织器的采用保证了满足系统要求的误码率和分组错误率。物理层作为最低层需要最大限度地减少功耗和误比特率[23]，同时还决定了高层协议和芯片方案的设计。

理想情况下，随着数据传输速率从 1 kbit/s 增加到 10 Mbit/s，在每信息比特传输所需能量恒定的情况下，功率消耗和误码率线性增加。文献[24]设计了一个人体局域网物理层方案，采用 QPSK 调制，在 90 nm 技术上进行了仿真，实验结果表明，该方案的能耗和分组丢失率都得到了优化。文献[25]提出了一种用于 BAN 的低功耗物理层方案，同时支持 BPSK 和 QPSK 解调，实验结果表明，该方案的硬件电路面积得到了优化。文献[26]对 IEEE 802.15.6 标准进行了系统研究，提出了一种适用于 BAN 的低功耗的物理层及基带芯片方案，发送端及接收端结构分别如图 6、图 7 所示，各种调制方式下的信噪比（SNR, signal-noise ratio）和误码率（BER, bit error rate）如图 8 所示。由于 BAN 对功耗具有较高

的要求，因此物理层数据处理特别是对基带部分接收端信道译码、同步以及信号检测等接收算法的设计提出了较高的要求，既要求能够获得较好的性能，复杂度又不能太高。

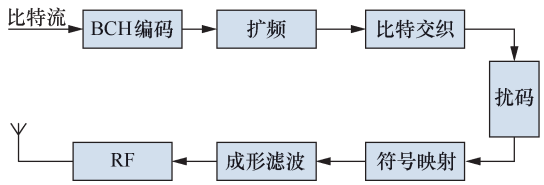


图 6　发送端结构

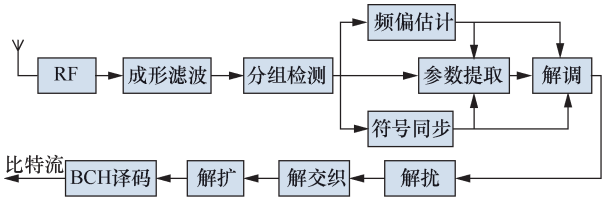


图 7　接收端结构

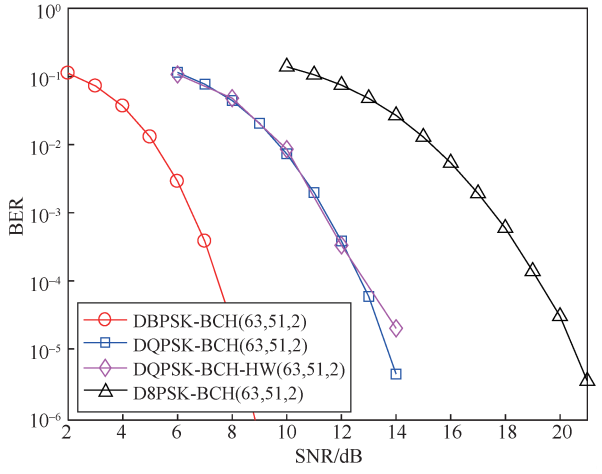


图 8　不同调制方式下的信噪比及误码率

4.3　MAC 层

BAN 是一个资源严重受限的网络，在 BAN 系统内，大部分的能耗都是由无线电收发机引起的，而无线电收发机的占空比由 MAC 层控制。因此，设计一种适用于BAN的节能MAC协议变得尤为重要。基于 TDMA 的 MAC 协议可以根据 BAN 中的节点类型来调整占空比以减少能耗，并且降低碰撞的可能性[27-30]。

为满足 BAN 系统对能量消耗和传输效率的极高要求，克服独特信道带来的影响，国内外很多研究者都对 BAN 的 MAC 层协议进行了优化设计，目前对 MAC 层的研究主要集中在能耗、QoS 和传输效率等方面。中国科学院深圳先进技术研究院针对植入式的 BAN 系统，开展了物理层和 MAC 层的跨层优化来获得更高的能量效率[31]。澳大利亚 ICT 研究中心基于 IEEE 802.15.6 标准提出了几种候选的 MAC 协议来改善系统的可靠性等[32]。文献[33]中提出了一种适用于 BAN 的新超帧结构，协调器可通过超帧测得数据接收的成功率，并选择最优链路，有效降低了数据传输的中断概率和能耗。文献[34]设计了一种适用于 BAN 的基于轮询的 TDMA 协议，该协议在信道空闲时才会唤醒节点进行通信，提高了传输的可靠性，降低了节点的能耗。文献[35]提出了一种用于 BAN 的基于自适应保护带（guard band）的 TDMA 协议，对占空比和节点能耗等性能进行了优化，有效延长了节点的休眠时间。

由于不同体征信号的数据量之间差异较大，如血压和体温具有较少的数据量，而心电信号的连续采集则需要较大的传输带宽。此外，不同场景下的需求也不同，在突发紧急情况下，对各种体征参数的传输要求也不相同。因此，在协议设计时还需要考虑不同的业务需求。

5　安全技术

对于军事和医疗这种特殊的应用场景，BAN 对安全性的要求很高。但由于 BAN 自身在能耗、通信速率和计算能力等方面受到严格的资源限制，针对其他网络提出的安全方案并不适用于 BAN，BAN 对安全机制的需求主要包含以下两个方面。

身份认证：BAN 中的协调器需要对网络中的节点进行管理，并以安全的方式添加和删除 BAN 节点。因此，BAN 需要对网络中的各个节点进行身份认证，以保证入网节点的安全性。

数据加密：在实际应用中，BAN 节点传输的个人体征信息属于敏感信息，若被非法用户窃听可能对用户造成相当大的损害。通过 BAN 节点及协调器之间的共享密钥对数据进行加密，能够提高 BAN 通信的安全性。

在身份认证方面，BAN 系统首先需要对试图加入网络的节点进行认证，审核其是否有权访问网络，防止非法用户入侵。西安电子科技大学[36]提出了一种用于 BAN 的三方认证密钥交换协议，当 BAN 节点在非安全环境下进行通信时，会由 HUB 端为通信双方提供一个新的密钥进行鉴权；印度科学家[37]设计了一种用于 BAN 中身份认证的改进

AES 算法，在 AES 算法中利用一维细胞自动机代替传统查找表的密码替换方式，实验表明这种方法能耗更少、保密性更好；德州仪器公司[38]设计了基于椭圆曲线的认证协议，为 BAN 提供了 3 种不同的身份认证方法；电子科技大学[39]提出了一种用于 BAN 的无证书访问控制管理方法，与现有的利用签名进行访问控制的方法相比，此方案的计算量和能耗更小，并且解决了密钥托管和公共密钥管理的问题。

目前大致有 3 种方案可用于 BAN 的数据加密。第一种是采用密钥预分发方案，卡内基梅隆大学的学者通过预分发的一套随机数集合提出了多径加固方法，对于小规模的攻击能有效加强节点之间的安全性[40]。德克萨斯大学提出了传感器节点的分组部署模型用以提升预分发密钥的性能，设计了基于散列值和多项式的两种预分发密钥方法，能比较有效地提高网络安全性[41]。

第二种是基于 BAN 系统的独特性采用生理体征信息作为安全手段，不同于一般的传感器网络节点，BAN 节点采集的是人体生理体征参数，这些参数根据个体不同而呈现出不同的特征值，即使对于同一个体而言，特征值也非恒定不变，而是随时间出现缓慢变化，因此这类特征值天然地可以作为密钥使用。马萨诸塞大学使用了基于小波域的隐式马尔可夫模型提取 ECG 信号特征值，并将该值作用于散列函数生成安全密钥，该方案具有无需分发密钥产生额外开销的优势，也不需要严格的时间同步[42]。荷兰的研究者[43]对 ECG 信号的 R 波进行特征提取，利用人体心跳间期的变化产生密钥对 BAN 数据加密。文献[44]利用 ECG 信号的特征值产生初始密钥，然后通过线性反馈移位寄存器产生密钥流以实现对 BAN 数据的动态加密。

还有一种常用的方法是采用 BAN 的信道特征作为密钥，这种方式可使通信双方在物理层协商生成随机对称密钥，实现一次一密，而且保证 $\lambda/2$ 外的窃听方绝对安全。文献[45-48]结合接收信号强度值（RSS, received signal strength）来对 BAN 中节点进行加密，通过 RSS 值生成对称密钥或者利用 RSS 值估计节点的距离进而判断节点是否属于 BAN 来对数据进行安全加密。但单一的 RSS 值在人体相对静止状态下变化很小，这样可能导致密钥不能正常更新。澳大利亚学者[49]提出了一种适用于 BAN 的改进 RSS 加密方法，利用双天线的空间多样性对节点进行加密和认证，克服了单天线节点中 RSS 的值变化较小导致密钥不能更新的问题。文献[50]尝试给无线网络中添加中继节点以测量中继节点的 RSS 值从而增加 RSS 的数据密度，保证了密钥的动态更新。采用 BAN 信道特征进行加密的方案在最近几年得到了广泛研究，但其基本思想都是采用接收信号强度来产生密钥，加密方式较简单。

文献[51]提出了一种适用于 BAN 的身份认证及加密方案，如图 9 所示。该方案首先用挑战应答（challenge-response）的方式验证入网节点是否为合法用户，然后通过椭圆加密算法（ECC, elliptic curve cryptography）分别在协调器和节点生成私钥 $K1$、$K2$ 和公钥 $Q1$、$Q2$，交换公钥后，协调器和节点利用高级加密标准（AES, advanced encryption standard）生成最终的密钥 K，最后，使用密钥 K 对 BAN 中的各种数据进行加密和解密。

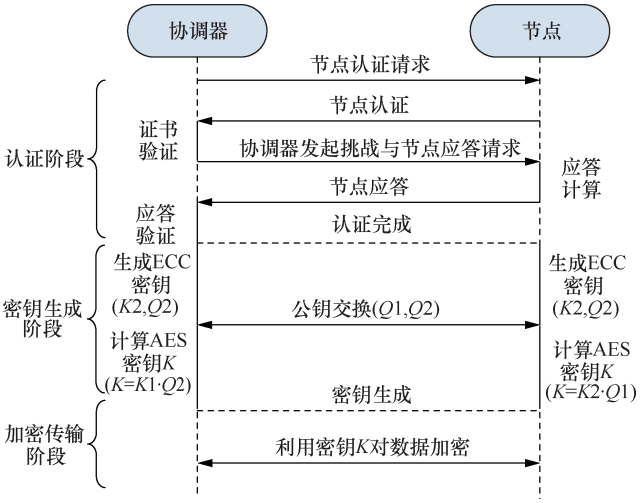


图 9　认证及加密步骤

6　芯片设计

与传统的短距离无线通信协议，如蓝牙和 ZigBee 相比，BAN 对能耗更为敏感，对于 BAN 的植入和穿戴设备来说，更换电池非常困难。此外，BAN 的通信范围更小，通常是在距离人体 2 m 以内。对数据速率和安全性的需求也不同于一般的无线网络。因此，需要一种新的芯片方案来满足这些需求。

设计一种适用于 BAN 的芯片解决方案是使 BAN 能够大规模应用的关键条件之一。但是，BAN 中的很多技术都还处于理论研究阶段，现在还没有一种专用的 BAN 芯片，相关的研究成果也较少，

表 6　参考文献[26]、参考文献[52]及参考文献[53]方案的性能比较

参考文献	工艺/nm	电源电压/V	调制方式	发射端芯片功耗/μW	接收端芯片功耗/μW	最大吞吐量/(Mbit·s^{-1})	芯片面积/mm^2
文献[26]	65	1.2	DBPSK、DQPSK、D8PSK	1.69	20.46	10	0.069
文献[52]	130	1	DBPSK、DQPSK、D8PSK	9.89	未提供	0.97	0.016(2)
文献[53]	180	1.1	BFSK(1)	34	39.6	0.625	0.31

(1) BPSK 调制方式不适用于 IEEE 802.15.6 标准
(2) 该文献中芯片面积只包含发射端，没有接收端

研究方向主要集中在BAN的基带和射频芯片方面。文献[52]提出了一种基于 180 nm 工艺的 BAN 基带芯片解决方案，并设计了一种多功能数字计时同步方案，用于实现数据分组同步和数据恢复。文献[53]提出了一种支持 IEEE 802.15.6 标准的 BAN 基带处理方案，支持 DPSK 调制和窄带物理层，并对功耗和芯片面积进行了优化。文献[54]提出了一个适用于 IEEE 802.15.6 标准的 BAN 硬件方案，该方案基于 FPGA 实现，支持窄带物理层，包括基带处理、射频和数模转换，最后通过实验验证了该方案的吞吐量、工作频率和能耗。文献[55]提出了一个支持超宽带物理层的 BAN 基带架构，通过 FPGA 实验证明了该方案的分组错误率和误比特率较低。

文献[26]还提出了一种低功耗的基带芯片方案，芯片的布局如图 10 所示，同时与文献[52]及文献[53]进行了比较，结果如表 6 所示。由于对芯片各部分进行了优化设计，而且采用了更加先进的工艺，文献[26]在功耗、吞吐量以及芯片面积等各方面都取得了较大的优势。

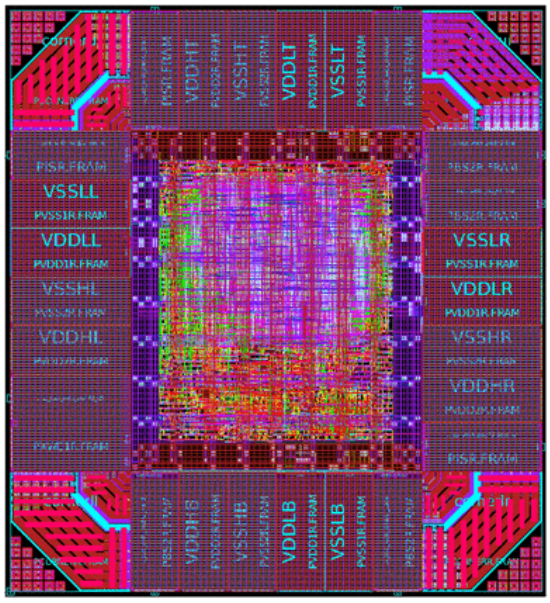


图 10　芯片设计版图

7　结束语

作为一项新兴技术，BAN 在医疗健康和军事方面起着至关重要的作用，在娱乐和体育等消费类电子产品应用中也具有很大的市场。本文介绍了 BAN 的概念和潜在的应用，深入分析了所面临的挑战和需要研究的一系列问题，例如体征信息检测、无线数据传输、信息安全以及芯片设计方案等。BAN 应用的特殊场景对相关技术提出了较高的要求，涉及多个学科领域。虽然 IEEE 802.15.6 工作组为 BAN 提供了一个统一的标准，但在技术研究和方案设计方面仍然需要不同领域的研究人员协同合作，以攻克多方面的技术障碍和应用壁垒，服务于人类的健康和生活。

参考文献：

[1] BARAKAH D M, AMMADUDDIN M. A survey of challenges and applications of wireless body area network (WBAN) and role of a virtual doctor server in existing architecture[C]//2012 IEEE International Conference on Intelligent Systems Modelling and Simulation. 2012:214-219.

[2] SHANKAR S K, TOMAR A S. A survey on wireless body area network and electronic-healthcare[C]//2017 IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information & Communication Technology. 2017.

[3] GBD Obesity Collaborators, AFSHIN A, FOROUZANFAR M H, et al. Health effects of overweight and obesity in 195 countries over 25 years[J]. New England Journal of Medicine, 2017, 377(15):13-27.

[4] CAVALLARI R, MARTELLI F, ROSINI R, et al. A survey on wireless body area networks: technologies and design challenges[J]. IEEE Communications Surveys & Tutorials, 2014, 16(3):1635-1657.

[5] HANSON M A, JR H C P, BARTH A T, et al. Body area sensor networks: challenges and opportunities[J]. Computer, 2009, 42(1):58-65.

[6] PATEL M, WANG J. Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies[J]. IEEE Wireless Communications, 2010, 17(1):80-88.

[7] JUNG J, HA K, LEE J, et al. Wireless body area network in a ubiquitous healthcare system for physiological signal monitoring and health consulting[J]. International Journal of Signal Processing Image Processing & Pattern Recognition, 2008, 1(1).

[8] WANG H, BAI T, PANG Y, et al. The dynamic encryption method

based on ecg characteristic value[C]//International Conference in Communications, Signal Processing and Systems. Springer, Singapore, 2016:431-438.

[9] ZOU Y, HAN J, XUAN S, et al. An energy-efficient design for ECG recording and R-Peak detection based on wavelet transform[J]. IEEE Transactions on Circuits & Systems II Express Briefs, 2015, 62(2):119-123.

[10] GOODFELLOW J, ESCALONA O J, KODOTH V, et al. Denoising and automated r-peak detection in the ECG using discrete wavelet transform[C]//Computing in Cardiology Conference. IEEE, 2017.

[11] YAZDANI S, VESIN J M. Adaptive mathematical morphology for QRS fiducial points detection in the ECG[J]. 2014:725-728.

[12] SONG L, WANG Y, GUAN L. A P-wave detection method in ECG based on multi-feature and wavelet-amplitude threshold[C]//International Conference on Information and Communications Technologies. IET, 2014:3.093.

[13] LEUTHEUSER H, GRADL S, ANNEKEN L, et al. Instantaneous P- and T-wave detection: assessment of three ECG fiducial points detection algorithms[C]//IEEE, International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks. IEEE, 2016:329-334.

[14] BALOUCHESTANI M, RAAHEMIFAR K, KRISHNAN S. A high reliability detection algorithm for wireless ECG systems based on compressed sensing theory[C]//Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2013:4722-4725.

[15] 庞宇, 邓璐, 林金朝, 等. 基于形态滤波的心电信号去除基线漂移方法[J]. 物理学报, 2014, 63(9):98701-098701.
PANG Y, DENG L, LIN J Z, et al. A method of removing baseline drift in ECG signal based on morphological filtering[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(9):98701-098701.

[16] KHAN I, NECHAYEV Y I, HALL P S. On-body diversity channel characterization[J]. IEEE Transactions on Antennas & Propagation, 2010, 58(2):573-580.

[17] SMITH D B, MINIUTTI D, LAMAHEWA T A, et al. Propagation models for body-area networks: a survey and new outlook[J]. IEEE Antennas & Propagation Magazine, 2014, 55(5):97-117.

[18] CHAGANTI V, HANLEN L, SMITH D. Are narrowband wireless on-body networks wide-sense stationary[J]. IEEE Transactions on Wireless Communications, 2014, 13(5):2432-2442.

[19] AOYAGI T, ISWANDI, KIM M, et al. Body motion and channel response of dynamic body area channel[C]//European Conference on Antennas and Propagation. IEEE, 2011:3138-3142.

[20] FU R, PAHLAVAN K. Characteristic and modeling of human body motions for body area network applications[J]. International Journal of Wireless Information Networks, 2012, 19(3):219-228.

[21] PANG Y, LEI Q, Lin J, et al. Channel models of body area networks[J]. Sensor Letters, 2013, 11(4):731-735.

[22] IEEE 802.15(TG6). IEEE Std 802.15.6TM-2012[S]. 2012.

[23] ULLAH S, HIGGINS H, BRAEM B, et al. A comprehensive survey of wireless body area networks[J]. Journal of Medical Systems, 2012, 36(3):1065-1094.

[24] MA H H, YU C Y, YU J Y, et al. A synchronization method for crystal-less OFDM-based wireless body area network applications[C]//Soc Design Conference. IEEE, 2010:448-451.

[25] LIN J, ZHOU Y, PANG Y, et al. A low-power circuit for BPSK and QPSK demodulation for body area networks applications[C]//International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics. IEEE, 2011:240-243.

[26] WANG J, HAN K, ALEXANDRIDIS A, et al. A baseband processing ASIC for body area networks[J]. Journal of Ambient Intelligence & Humanized Computing, 2018(9):1-8.

[27] OMENI O, WONG A, BURDETT A J, et al. Energy efficient medium access protocol for wireless medical body area sensor networks[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits & Systems, 2008, 2(4):251.

[28] MARINKOVIĆ SJ, POPOVICI EM, SPAGNOL C, et al. Energy-efficient low duty cycle MAC protocol for wireless body area networks[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine a Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2009, 13(6):915.

[29] AMEEN M A, LIU J, ULLAH S, et al. A power efficient MAC protocol for implant device communication in Wireless Body Area Networks[C]//Consumer Communications and NETWORKING Conference. IEEE, 2011:1155-1160.

[30] LIU B, YAN Z, CHEN C W. Medium access control for wireless body area networks with QoS provisioning and energy efficient design[J]. IEEE Transactions on Mobile Computing, 2017, 16(2):422-434.

[31] LI Y. A cross-layer optimization design for implanted BAN communication system[J]. 医工所科研产出, 2012.

[32] BOULIS A, SMITH D, MINIUTTI D, et al. Challenges in body area networks for healthcare: the MAC[J]. Communications Magazine IEEE, 2012, 50(5):100-106.

[33] MAMAN M, OUVRY L. BATMAC: an adaptive TDMA MAC for body area networks performed with a space-time dependent channel model[C]//International Symposium on Medical Information & Communication Technology. IEEE, 2011:1-5.

[34] LIN C H, LIN C J, CHEN W T. Channel-aware polling-based MAC protocol for body area networks: design and analysis[J]. IEEE Sensors Journal, 2017, PP(99):1-1.

[35] TONG B, LIN J, PANG Y, et al. A protocol with self-adaptive guard band for body area networks[J]. IET Communications, 2018.

[36] LIU J, LI Q, YAN R, et al. Efficient authenticated key exchange protocols for wireless body area networks[J]. Eurasip Journal on Wireless Communications & Networking, 2015, 2015(1):188.

[37] GANGADARI B R, AHAMED S R. Design of cryptographically secure AES like S-Box using second-order reversible cellular automata for wireless body area network applications[J]. Healthcare Technology Letters, 2017, 3(3):177-183.

[38] HO J M. A versatile suite of strong authenticated key agreement protocols for body area networks[C]//Wireless Communications and Mobile Computing Conference. IEEE, 2012:683-688.

[39] LI F, HONG J. Efficient certificateless access control for wireless body area networks[J]. IEEE Sensors Journal, 2016, 16(13): 5389-5396.

[40] CHAN H, PERRIG A, SONG D. Random key predistribution schemes for sensor networks[J]. Symposium on Security and Privacy, 2003: 197-213.

[41] LIU D, NING P, DU W. Group-based key predistribution for wireless sensor networks[J]. ACM Transactions on Sensor Networks (TOSN), 2008, 4(2):1-30.

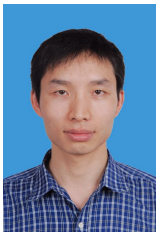
[42] WANG H, FANG H, XING L, et al. An integrated biometric-based security framework using wavelet-domain HMM in wireless body area networks (WBAN)[C]//IEEE International Conference on Communications. IEEE, 2011:1-5.

[43] SEEPERS R M, STRYDIS C, SOURDIS I, et al. Enhancing heart-beat-based security for mhealth applications[J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2017, 21(1):254-262.
[44] BAI T, LIN J, LI G, et al. A lightweight method of data encryption in BANs using electrocardiogram signal[J]. Future Generation Computer Systems, 2018.
[45] WU Y, WANG K, SUN Y, et al. R2NA: received signal strength (RSS) ratio-based node authentication for body area network[J]. Sensors, 2013, 13(12):16512-16532.
[46] YUAN J, SHI L, YU S, et al. Authenticated secret key extraction using channel characteristics for body area networks[C]//ACM Conference on Computer and Communications Security. ACM, 2012:1028-1030.
[47] LI Z Z, WANG H G, DANESHMAND M, et al. Secure and efficient key generation and agreement methods for wireless body area networks[C]//IEEE International Conference on Communications. IEEE, 2017:1-6.
[48] ZHANG Z, WANG H, VASILAKOS A V, et al. Channel information based cryptography and authentication in wireless body area networks[C]//International Conference on Body Area Networks. 2013: 132-135.
[49] JAVALI C, REVADIGAR G, LIBMAN L, et al. SeAK: secure authentication and key generation protocol based on dual antennas for wireless body area networks[M]. Springer International Publishing, 2014:74-89.
[50] LAI L, LIANG Y, DU W. Cooperative key generation in wireless networks[J]. IEEE Journal on Selected Areas in Communications, 2012, 30(8):1578-1588.
[51] WANG J, HAN K, ALEXANDRIDIS A, et al. An ASIC implementation of security scheme for body area networks[C]//IEEE International Symposium on Circuits and Systems. IEEE, 2018:1-5.
[52] LIU X, PHYU M W, WANG Y, et al. An ultra low power baseband transceiver IC for wireless body area network in 0.18-μ m CMOS technology[C]//IEEE Transactions on Very Large Scale Integration Systems. 2011:1418-1428.
[53] CHEN M, HAN J, FANG D, et al. An ultra low-power and area-efficient baseband processor for WBAN transmitter[C]// Signal and Information Processing Association Summit and Conference. IEEE, 2013:1-4.
[54] LIANG Y, ZHOU Y, LI Y. The design and implementation of IEEE 802.15.6 baseband on FPGA[J]. 2013.
[55] CHOUGRANI H, SCHWOERER J, HORREN P H, et al. UWB-IR digital baseband architecture for IEEE 802.15.6 wireless BAN[C]//IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems. IEEE, 2014:866-869.

[作者简介]

林金朝（1966-），男，博士，重庆邮电大学教授、博士生导师，主要研究方向为无线通信传输技术、BAN 网络与信息处理技术等。

柏桐（1987-），男，重庆邮电大学博士，主要研究方向为无线体域网、无线通信。



李国权（1980-），男，博士，重庆邮电大学副教授、硕士生导师，主要研究方向为 MIMO 无线通信传输技术、BAN 网络与信息处理技术等。

庞宇（1978-），男，博士，重庆邮电大学教授、博士生导师，主要研究方向为通信集成电路设计、逻辑综合、无线体域网及无线通信等。