

无线体域网在医疗领域的运用综述

李战国¹, 祝啸²

1. 中日友好医院医学工程处, 北京 100029; 2. 北京邮电大学 信息光子学与光通信国家重点实验室, 北京 100876

[摘要] 无线体域网 (Wireless Body Area Network, WBAN) 作为一种新兴的无线通信技术, 可以实现对人体生理参数的实时监测和收集, 并将数据传输到远程数据中心进行处理和分析, 在医疗和非医疗领域均有广泛的应用前景。本文综述了 WBAN 的基本原理和发展情况, 并以植入式耳蜗、胰岛素泵、心脏起搏器和植入式神经刺激器等为例, 概述了 WBAN 在医疗领域的具体应用情况, 旨在为 WBAN 技术未来更广泛运用于生物医学领域提供一定的参考依据。

[关键词] 无线体域网; 人体生理参数; 无线通信技术; 医疗领域

Overview of the Application of Wireless Body Area Networks in Medical Fields

LI Zhanguo¹, ZHU Xiao²

1. Medical Engineering Office, China Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China; 2. State Key Laboratory of Information Photonics and Optical Communication, Beijing University of Posts and Telecommunications, Beijing 100876, China

Abstract: Wireless body area network (WBAN) is an emerging wireless communication technology that enables real-time monitoring and collection of human physiological parameters, and transmits the data to remote data centers for processing and analysis. It has been applied in both medical and non-medical fields with broad prospects. This paper reviews the basic principle and development of WBAN. Taking implantable cochlear implants, insulin pumps, pacemakers, and neurostimulators as examples, provide an overview of the specific applications of WBAN in the medical field, aiming to provide a certain reference basis for the wider application of WBAN technology in the biomedical field in the future

Key words: wireless body area network; human physiological parameters; wireless communication technology; medical field

[中图分类号] R197.39

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2023.06.030

[文章编号] 1674-1633(2023)06-0168-07

引言

无线体域网 (Wireless Body Area Network, WBAN) 是指利用身体周围或身体内部的传感器作为数据采集和传输单元, 实现无线通信。WBAN 通常连接到人体的衣物、身体或皮肤下的独立节点 (如传感器、执行器等), 并扩展到整个人体, 这些节点通过无线通信控制信道连接, 通常采用星型或多跳拓扑结构^[1-2]。

随着科技的迅猛发展和人们对生活需求的不断提高, WBAN 在医疗领域、非医疗领域 (如娱乐领域、军事领域、体育领域、服装领域等) 方面均取得了明显的发展^[3-4]。例如, 在医疗领域, WBAN 由传感器组成, 可持续测量特定的生理参数 [如温度、血压、心率、心电图 (Electrocardiogram, ECG)、呼吸频率等]。同时 WBAN 可提供不受限制的移动自由, 患者不必一直卧床, 可以在房间里自由走动, 甚至可以离院^[5-6]。本文旨在梳理 WBAN 的基本原理、国内外研究现状和在医疗领域的应用情况, 并总结 WBAN 的技术难点和展望未来发展趋势, 以期为 WBAN 生物医学应用研究提供参考。

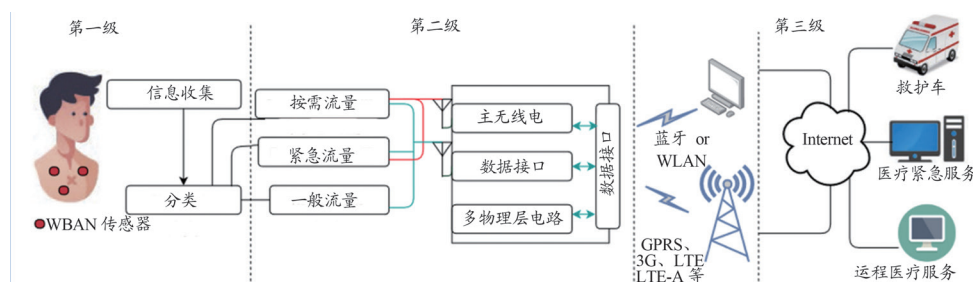
收稿日期: 2023-04-10
作者邮箱: lzg8426@126.com

1 WBAN的基本原理

1.1 WBAN架构

WBAN 由三级组成: 在第一级中, 不同的传感器 (穿戴式、贴片式、植入式) 将感应数据发送给聚合器收集信息, 聚合器对收集到的信息进行分类, 发送给第二级; 第二级接收到分类出了 3 类数据, 按要求探测到的数据 (按需流量)、紧急流量、一般流量, 将 3 类数据通过无线的方式发送给基站; 第三级包括一些基站和紧急医疗服务, 可以让医疗保健服务提供者根据患者的生理数据提供必要的诊断建议 (图 1)^[7]。

WBAN 体系架构由于各供应商不相互操作, 很难管理和运行多供应商的传感器, 使管理和操作具有复杂性, 并导致网络可重构性问题, 因此 WBAN 体系架构的主要局限性为对供应商的依赖, 供应商的体传感器仅支持供应商特定平台, 如果安装除现有供应商以外的不同供应商的传感器节点, 则将造成网络无缝性的阻碍, 这对于通信网络是一种弊端。此外, 还存在患者的移动对 WBAN 架构造成的影响问题、生物污染排异导致的相容性问题、安全隐私问题等局限。

图1 WBAN应用架构^[7]

注: WBAN: 无线体域网; WLAN: 无线局域网; GPRS: 通用分组无线服务; LTE: 长期演进。

1.2 WBAN主要参数

WBAN 根据应用的种类不同、传感器位置不同、需求不同需要考虑不同的参数, WBAN 设计时需要考虑到的主要参数如表 1 所示^[7-10]。

实施 WBAN 的主要挑战之一是能源效率问题。通过改进物理层 (Physical Layer, PHY) 和媒体接入控制层 (Medium Access Control, MAC) 设计、高效的单跳 / 多跳系统或通过具有自适应占空比, 可以实现节能 WBAN。2009 年, Marinkovic 等^[11] 提出了用于 WBAN 的多层架构的基于时分多址的 MAC 协议, 其包括第一层的传感器节点和第二层的一组主节点, 最后是第三层的观测站。主节点从传感器节点收集数据并转发到监控站。Ullah 等^[12] 探讨了能源效率低下的来源, 其中包括冲突、过度聆听、空闲监听和资源分配技术等。2014 年, Zhou 等^[13] 通过适当的资源分配来提高能源效率, 主要采用全球能源最小化方案进行优化。通过分配适当的时间和功率, 制定能源效率问题。此外植入体充电方案、异构设备的协作、安全隐私、生物相容性、QoS、干扰与共存等均是 WBAN 在实际应用中需要考虑的重要参数。

表1 WBAN的应用参数^[7-10]

应用类型	传感节点	信息速率	占空比	功耗	QoS	私密性
体内应用	葡萄糖传感器	Few kbps	<1%	极低	是	高
	心脏起搏器	Few kbps	<1%	低	是	高
	内窥镜	-	-	-	-	-
	胶囊	>2 Mbps	<50%	低	是	中
体表医疗应用	心电图	3 kbps	<10%	低	是	高
	血氧	32 bps	<1%	低	是	高
	血压	<10 bps	<1%	高	是	高
体表非医疗应用	耳机音乐	1.4 Mbps	高	较高	是	低
	遗忘提醒	256 kbps	中等	低	否	低
	监控	-	-	-	-	-
	社交网络	<200 kbps	<1%	低	低	高
体外应用	运动传感器	35 kbps	-	-	-	低

注: 占空比: 每个节点的占空比; QoS: 服务质量。因为有的应用涉及QoS, 有的不涉及, 表中是否表示有无, 高低表示质量高低。

1.3 通信技术

WBAN 在实际应用中常需要远程通信, 如对患者健康的监测, 需要医师远程监测患者体内健康数据指标。同时, 由于 WBAN 通信中人体的信道损耗与在空气中损耗不同, 所以一般 WBAN 通信分为体内到体外网关的短距离通信和网关到服务器的远程通信两个部分。

网关到服务器的远程通信技术有 WiMax、长期演进 (Long Term Evolution, LTE)、LTE-Advance 等技术, 鉴于此类远程通信技术较成熟, 因此本文主要介绍适用于 WBAN 的体内到体外的短程通信技术, 如蓝牙、低功耗蓝牙、ZigBee、超带宽等技术, 这些短程通信技术均具有多种特性, 并支持不同的工作频率和网络拓扑结构, WBAN 中使用的无线技术的特点如表 2 所示^[14-17]。

2 WBAN的发展历程

1996 年, Zimmerman 教授^[18] 提出了个域网的概念, 其为 WBAN 的原型。2001 年, WBAN 的概念正式被提出后, 引起了全球众多研究机构的关注^[19]。2004 年起, 每年国际上都会召开人体传感网络会议, 探讨无线通信领域相关体系的技术细节^[20]。2007 年, IEEE 802.15 工作组成立了一个 TG6 小组, 专门研究和开发适用于 WBAN 的标准。2012 年, IEEE 802.15.6 标准正式发布, 该标准主要对 PHY、MAC、网络拓扑结构和加密认证安全方式等进行了规定^[21]。自此 WBAN 的研究进入一个新的阶段。

2008 年, 在辅助生活领域, 有团队部署了基于 WBAN 的昼夜节律分析工具来检测与节律性行为活动的偏差, 从而为医生提供有关睡眠周期的信息, 并允许相应地更新日常活动^[22]。2009 年, Jin 等^[23] 建立了一种基于手机的心血管疾病个性化医疗技术, 能够实时连续监测和记录心电图, 生成个性化的心脏健康总结报告, 自动检测心血管疾病的异常情况, 并可在任何地点和时间对其进行分类。Khan 等^[24] 提出了一些 WBAN 的应用情况, 包括哮喘、阿尔茨海默病和人工视网膜特定远程患者监测。2010 年, Caldeira 等^[25] 提出了一种基于

表2 WBAN中无线技术的特点^[14-17]

技术	工作频率	工作频带	速率	功耗	距离	网络类型
蓝牙 V.1	2.4 GHz ISM	2400.0~2483.5 MHz	780 kbps	参考值1 W	10~150 m	p2p、星型
蓝牙 V.2+EDR	2.4 GHz ISM	2400.0~2483.5 MHz	3 Mbps	参考值1 W	10~100 m	p2p、星型
蓝牙低功耗	2.4 GHz ISM、 896/915 MHz	2400.0~2483.5 MHz	1 Mbps	0.01~0.5 W	2.5~250m	p2p、星型
ZigBee	2.4 GHz ISM、 868 MHz、 915 MHz	5 MHz、0.6 MHz、 2 MHz (与频率对 应)	20~250 kbps	5 mA	10~100 m	星型、网状、树型
超带宽	3.1~10.6 GHz	>500 MHz	110~480 Mbps	1~4 mW	5~10 m	星型
RFID (ISO/IEC 18000-6)	860~960 MHz	-	10~100 kbps	-	1~100 m	p2p
NFC	13.56 MHz	-	106、212、 424 kbps	-	20 cm	p2p
ANT	2.4 GHz ISM	-	1 Mbps	-	30 m	p2p、星型、网状、树型
感受器	868、915 MHz	-	50 kbps	-	1~5 m	星型
Zarlink (ZL 70101)	402~405 MHz、 433~434 MHz	-	200~800 kbps	-	2 m	p2p
RuBee (IEEE 1902.1)	131 kHz	-	9.6 kbps	-	30 m	p2p

注: EDR: 数据速率增强工具; RFID: 射频识别技术; NFC: 近场通信类; ANT: 无线通信; ISM: 开放给工业、科学和医用3个主要机构使用的频段; p2p: 对等连接。

新型体内传感器、通信的体内温度监测解决方案。这种新的生物传感器提供了数据收集, 可用于研究温度变化与女性健康状况之间的关系。2011年, Pereira等^[26]提出了一种WBAN移动生物反馈检测解决方案, 构建了体温传感网络。同年Rodrigues等^[27]提出了一种基于特征的界面分类方法, 并提出了一个基于移动设备的解决方案, 用于感测个人的健康参数, 允许全天候监测, 提供生物反馈服务。2012年, Broek等^[28]提出了一种WBAN的生物反馈应用, 其主要基于检测到的生理信号来调节环境照明条件、播放音乐, 并根据用户的情绪状态调节。2013年, Keränen等^[29]利用了IEEE 802.15.6标准介绍了一个WBAN的具体应用例, 用于监测帕金森病和跌倒检测的多加速度计系统。同年, Wang等^[30]提出了一种三层网络架构, 该架构有助于糖尿病患者的医疗保健自动监测。2021年, Ananthi等^[31]提出利用无人机在患者和医生之间进行快速数据传输, 患者身上可携带5个传感器(分别为心率监测传感器、温度传感器、人体运动传感器、血氧计传感器和血压传感器)。2022年, Yang等^[32]提出了一种基于LoRa的低功耗医疗保健WBAN平台, 使得医生可以远程监测患者的体温、血氧饱和度、血压和心率。

如图2所示, WBAN已应用于军事、医疗、体育、娱乐等领域, IEEE 802.15.6将WBAN应用程序分类为医学和非医学。在不同领域的应用中对于WBAN的具体参数也提出了不同要求。

3 WBAN在医疗和非医疗领域中的应用

3.1 WBAN在非医疗领域的应用

WBAN在非医疗领域的运用较广泛, 如运动员通过

植入或佩戴WBAN设备, 教练可以根据运动员运动时身体的实时指标进行训练指导, 测量人体运动数据的无线运动鞋产品中也可以应用WBAN设备, 将人体实时运动数据远程上传到通信设备上^[10]。WBAN可利用生物特征参数, 应用于生物识别的安全认证, 如指纹、面部检测、掌纹、手部几何形状、虹膜识别、视网膜和气味, 且以上生物特征信号有独特的生物特征, 这些特征很难被窃取、复制、伪造或丢失^[20]。

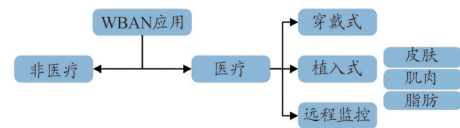


图2 WBAN的应用领域

3.2 WBAN在医疗领域应用

根据WBAN在医疗领域应用中使用的形式, 可分为穿戴式、植入式、远程监控这三类。

3.2.1 穿戴式WBAN

WBAN是整个系统的最底层也是关键层, 是整个穿戴系统的信息来源, 其由一些智能生理参数传感器节点组成, 负责采集生理参数和情景信息, 并将采集到的信息无线上传到手机或其他终端上。在远程医疗监测中, 医护人员可通过穿戴式设备来监测患者的生命体征, 如心率、血压、呼吸频率等。这些数据可以通过WBAN传输到云端或医院服务器, 以便医生进行远程监测和诊断。在新冠疫情期间, 体温贴常被用于体温检测, 体温贴是一种贴在患者身上的无线传感器, 用于实时监测患者的体温, 并将数据传输到医生的设备上。医疗手环可以记录患者的健康数据和病历信息, 包括药物过敏、手术历史等。这些信息可以在急诊情况下提供给医生, 以

便医生快速做出治疗决策^[31]。

3.2.2 植入式WBAN

植入式 WBAN 装置通常植入体内, 根据需要监测的部位不同植入不同的位置, 配备不同的传感器。在糖尿病治疗中, 胰岛素泵是一种植入式 WBAN 的应用, 通过植入体内的检测装置实时监测体内血糖含量, 控制胰岛素的注入。WBAN 技术可定期监测心肌梗死患者的身体情况, 大大降低其发病风险。通过基于 WBAN 的传感器监测癌细胞, 医生可以提取与癌症检测相关的重要数据, 并在不进行活检的情况下继续诊断肿瘤, 从而实现最佳分析和治疗^[10]。

3.2.3 远程监控WBAN

远程监控 WBAN 可以远程监测用户身体的指标、健康状况等, 医生或服务人员及时根据需求预警或服务, 是 WBAN 的一项重要应用领域。具体而言, WBAN 传感器能够感知心率、体温、脉搏、呼吸频率、血压等生理参数。这些传感器持续或定期监测患者的健康状况并将数据发送给医生。因此, 医生可以通过视频会议或电话轻松跟进并提供远程协助^[32]。

4 WBAN在医疗领域中的应用实例

按照 WBAN 在医疗领域中不同临床方向可分为植入式耳蜗、胰岛素泵、心脏起搏器、植入式神经刺激器。

4.1 植入式耳蜗

在听力障碍的辅助解决中, 常使用的助听设备有两种, 即助听器和人工耳蜗。助听器会先将声能转化为电信号, 放大后再转换为声能传入听力障碍者的耳道内, 通过中耳再传入内耳听觉感受器, 从而使患者能够听到这种“放大”的声音。人工耳蜗则是一个电子装置, 医生通过手术将人工耳蜗电极植入到患者的耳蜗中。通过体外的声音接收器, 将声音信号通过编码器转化成电流信号, 再通过植入的电极来刺激耳蜗内的螺旋神经节, 从而引起听神经的兴奋, 将声音的信号转换成电信号, 传导到大脑的听觉皮层产生“听力”。

如图 3 所示, 人工耳蜗一般由体外部分和植入部分组成。体外部分一般由语音处理器、信号发射器、电池构成, 语音处理器的功能是将外界的声音信号转化为电信号, 信号发射器将处理器的电信号传输到植入体中。植入部分分为信号接收器和电刺激器, 信号接收器将体外的处理器传输的电信号通过电极刺激, 传送到大脑的听觉中枢, 大脑将这些电信号识别为声音。

目前市面上的植入式耳蜗的通信方式主要采用电磁感应的方式, 将放大的音频信号电流, 通过导线形成随音频变化的交变磁场, 由接收耳机中的线圈感应出微弱音频电流, 经放大后, 耳机恢复成语音信号, 其体外的

通信是体外的处理器和手机进行通信, 多采用蓝牙技术, 能够实时调节耳蜗的参数。最近, 全植入式人工耳蜗的研究有所进展, 使得人工耳蜗的外置部分也植入体内, 使用者在睡眠、淋浴、剧烈运动时不受影响, 并且进行了全植入式人工耳蜗手术^[34]。

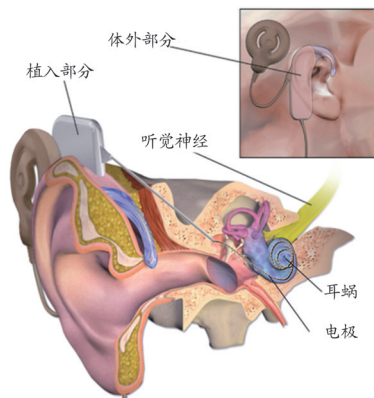


图3 植入式耳蜗^[33]

4.2 胰岛素泵

糖尿病是一种慢性疾病, 目前只能通过持续注意来控制^[35], 预防糖尿病进展最有效的方法是制定个性化的管理计划, 通过全天频繁监测和评估血糖水平, 使糖尿病患者能够调整适当的进餐时间与胰岛素剂量, 从而降低并发症的风险^[36]。

胰岛素泵将胰岛素从储液器连续输送给糖尿病患者。一般来说, 有 3 种类型的胰岛素泵: 传统胰岛素泵、胰岛素贴片泵和植入式胰岛素泵^[36]。植入式胰岛素泵通过持续皮下注射胰岛素的方式, 模拟胰岛素的生理性分泌模式从而控制高血糖。内装有一个放短效或速效胰岛素的储药器, 外有一个显示屏及一些按钮, 用于设置泵的程序, 灵敏的驱动马达缓慢地推动胰岛素从储药器经输注导管进入皮下。输注导管长度不一, 牢固地将泵与身体连接起来。

如图 4 所示, 胰岛素泵由胰岛素储药器、泵机械、电池、电脑芯片和屏幕 (外置泵) 构成, 其输出装置是导管, 使泵里的胰岛素注入皮下, 其用很强的胶粘在皮肤上, 下面有一条短而细的管子穿透皮肤, 置于皮下脂肪组织。

4.3 心脏起搏器

心脏起搏器是一种植入于体内的电子治疗仪器, 通过脉冲发生器发放由电池提供能量的电脉冲, 通过导线电极的传导, 刺激电极所接触的心肌, 使心脏激动和收缩, 从而达到治疗某些心律失常所致的心脏功能障碍的目的。自 1952 年美国波士顿哈佛医学院的佐尔医生首次应用以来^[37], 起搏器制造技术和工艺快速发展, 功能日趋完善。在应用起搏器成功地治疗缓慢性心律失常、挽救了成千上万患者生命的同时, 起搏器也开始应用于快速性心律失常及非心电性疾病, 如预防阵发性房性快

速心律失常、颈动脉窦晕厥、双室同步治疗药物难治性充血性心力衰竭等。

如图 5 所示,心脏起搏器由脉冲发生器和电极导线构成,脉冲发生器由控制脉冲的集成电路和电池组成,输出一定频率的脉冲电流,通过导线和电极传输到电极所接触的心肌(心房或心室),使局部心肌细胞受到外来电刺激而震动,并传导到整个心脏,引导心脏跳动,将血液泵向全身^[38]。



图4 胰岛素泵^[36]

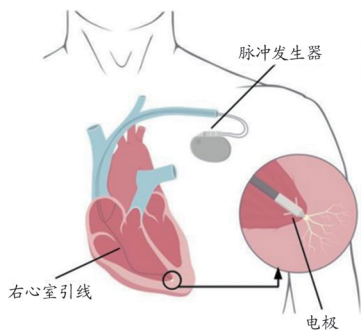


图5 心脏起搏器^[38]

4.4 植入式神经刺激器

植入式神经刺激是以一定程度的电流脉冲刺激靶点神经,以调整或恢复脑部、神经或肌肉的功能,使症状缓解的一种方法^[39]。植入式脑神经刺激器的应用及临床植入方式如图 6 所示,植入式神经刺激包括脉冲发生器、螺旋电极和柔性导线。脉冲发生器放置在左锁骨中线下方皮下组织,螺旋电极缠绕在迷走神经上,柔性导线被埋在皮下隧道,连接螺旋电极和脉冲发生器。刺激参数可通过体外控制设备进行设定,脉冲发生器间断地发射电流脉冲对靶向神经刺激^[40]。

神经刺激器多用于治疗癫痫和帕金森症,通过电极刺激对应神经达到治疗目的,也被用于难治性抑郁症、自闭症、阿尔茨海默病、意识障碍、卒中后康复、克罗恩病等疾病的探索性治疗。

5 总结与展望

自 2001 年 WBAN 的概念正式被提出后,已经发展了 20 多年,WBAN 不论在学术研究还是在产业应用方

面,都取得了明显的进步,尤其是在医疗领域应用价值较高,对我国也具有重要的战略意义。

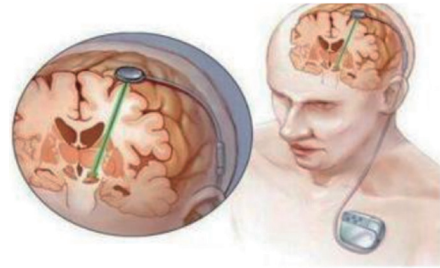


图6 植入式脑神经刺激器^[40]

本文总结了 WBAN 的发展历程以及国内外研究现状,并对 WBAN 的三级通信架构进行了详细的阐述。WBAN 根据应用的领域不同,所需要考虑的参数也存在明显差异,主要的因素有能源效率、功耗大小、供电形式和安全隐私。同时对于不同的应用场景,应选取不同的通信方式。根据 WBAN 在医疗领域应用中使用的形式,可分为穿戴式、植入式、远程监控这 3 类,具体运用包括植入式耳蜗、胰岛素、心脏起搏器和植入式神经刺激器。

WBAN 在应用中仍存在一定的局限性,包括可持续的电池、植入体小型化、更低功耗的设备和通信、植入体一体化。同时 WBAN 拥有广阔的应用前景,如在癌症监测中,植入体可以对肿瘤进行实时监测,并评估化疗药物的有效性。在动物的健康监测中,可实时监测动物体内的健康状态。此外,也可应用于野生动物的研究,包括野生动物行为活动分析、保护动物的健康监测、野外动物的生物分析等^[41-48]。相信未来随着科技的进步,WBAN 会得到进一步的发展和应用。

[参考文献]

- [1] Punj R, Kumar R. Technological aspects of WBANs for health monitoring: a comprehensive review[J]. *Wirel Netw*, 2019, 25: 1125-1157.
- [2] Movassaghi S, Abolhasan M, Lipman J, et al. Wireless body area networks: a survey[J]. *IEEE Comm Surv Tutor*, 2014, 16(3): 1658-1686.
- [3] Barakah DM, Ammad-Uddin M. A survey of challenges and applications of wireless body area network (WBAN) and role of a virtual doctor server in existing architecture[A]. *Proceedings of the 3rd International Conference on Intelligent Systems Model*[C]. 2012: 214-219.
- [4] 孟慧佳. 超表面在可穿戴天线中的应用研究[D]. 兰州: 兰州大学, 2021.
- [5] Meng HJ. Study of the metasurfaces applied in wearable antennas[D]. Lanzhou: Lanzhou University, 2021.
- [5] 杜明相. 体域网可穿戴超宽带天线及可植入天线的设计[D].

- 大连: 大连海事大学, 2017.
- Du MX. Design of wearable ultra-wideband antenna and implanted antenna in body area network[D]. Dalian: Dalian Maritime University, 2017.
- [6] 彭能明. 远程医疗监护系统中的体域网节能策略研究[D]. 无锡: 江南大学, 2013.
- Peng NM. Research of energy-efficient strategy for body area networks in remote health care system[D]. Wuxi: Jiangnan University, 2013.
- [7] Khalid H, Kamanashis B, Khandakar A, *et al.* A comprehensive review of wireless body area network[J]. *J Netw Comput Appl*, 2019, 143: 178-198.
- [8] Ullah S, Higgins H, Braem B, *et al.* A comprehensive survey of wireless body area networks[J]. *J Med Syst*, 2012, 36: 1065-1094.
- [9] Khalilian R, Rezai A. Wireless body area network (WBAN) applications necessity in real time healthcare[A]. 2022 IEEE Integrated STEM Education Conference (ISEC)[C]. Princeton, 2022: 371-374.
- [10] Chu HT, Huang CC, Lian ZH, *et al.* A ubiquitous warning system for asthma-inducement[A]. IEEE International Conference on Sensor Networks[C]. IEEE, 2006: 186-191.
- [11] Marinkovic S, Spagnol C, Popovici E. Energy-efficient TDMA-Based MAC protocol for wireless body area networks[A]. 2009 Third International Conference on Sensor Technologies and Applications[C]. Athens: IEEE, 2009: 604-609.
- [12] Ullah S, Shen B, Islam SM, *et al.* A study of MAC protocols for WBANs[J]. *Sensors (Basel)*, 2010, 10(1): 128-145.
- [13] Zhou X, Zhang T, Song L, *et al.* Energy efficiency optimization by resource allocation in wireless body area networks[A]. Vehicular Technology Conference[C]. IEEE, 2014.
- [14] Robert SHI, Swamy L, Constantinos SP. M-Health: Emerging Mobile Health Systems[M]. New York: Springer, 2006.
- [15] Cao H, Leung V, Chow C, *et al.* Enabling technologies for wireless body area networks: a survey and outlook[J]. *IEEE Comm Mag*, 2009, 47(12): 84-93.
- [16] Kwak KS, Ullah S, Ullah N. An overview of IEEE 802.15.6 standard[J/OL]. *arXiv*, 2011[2023-04-10]. DOI: 10.48550/arXiv.1102.4106
- [17] Touati F, Tabish R. U-healthcare system: state-of-the-art review and challenges[J]. *J Med Syst*, 2013, 37(3): 1-20.
- [18] Zimmerman TG. Personal area networks: near-field intrabody communication[J]. *IBM Syst J*, 2010, 35(3/4): 609-617.
- [19] Sánchez JC, Perramon X, Martí R, *et al.* Implementation and performance evaluation of communications security in a mobile e-health service[A]. Universal Multiservice Networks: Third European Conference[C]. Porto: ECUMN, 2004: 25-27.
- [20] 刘怡. 无线体域网关键技术的研究[D]. 北京: 北京邮电大学, 2017.
- Liu Y. Research on the key technology for wireless body area network[D]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications, 2017.
- [21] IEEE Std 802.15.6-2012, IEEE standard for local and metropolitan area networks-part 15.6: wireless body area networks[S].
- [22] Wood A, Stankovic J, Virone G, *et al.* Context-Aware wireless sensor networks for assisted-living and residential monitoring[J]. *IEEE Netw*, 2008, 22(4): 26-33.
- [23] Jin Z, Oresko J, Huang S, *et al.* HeartToGo: a Personalized medicine technology for cardiovascular disease prevention and detection[A]. 2009 IEEE/NIH Life Science Systems and Applications Workshop[C]. IEEE, 2009.
- [24] Khan P, Hussain A, Kwak KS. Medical applications of wireless body area networks[J]. *Int J Digit Cont Technol Appl*, 2009, 3(3): 185-193.
- [25] Caldeira J, Moutinho J, Vaidya B, *et al.* Intra-body temperature monitoring using a biofeedback solution[A]. The Second International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine, eTELEMED[C]. Maarten: IEEE, 2010: 10-16.
- [26] Pereira O, Caldeira J, Rodrigues J. Body sensor network mobile solutions for biofeedback monitoring[J]. *Mob Netw Appl*, 2011, 16(6): 713-732.
- [27] Rodrigues J, Pereira O, Neves P. Biofeedback data visualization for body sensor networks[J]. *J Netw Comput Appl*, 2011, 34(1): 151-158.
- [28] Broek ELVD, Westerink JHDM. Biofeedback systems for stress reduction: towards a bright future for a revitalized field[A]. International Conference on Health Informatics[C]. Scitepress Science & Technology Publications, 2012.
- [29] Keränen N, Särestöniemi M, Partala J, *et al.* IEEE 802.15.6 - based multi-accelerometer WBAN system for monitoring Parkinson's disease[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013, 2013: 1656-1659.
- [30] Wang J, Zhang Z, Yang X, *et al.* A novel three-tier diabetes patients monitoring architecture in hospital environment[A]. The 2nd International Conference on Computer and Applications[C]. ASTL, 2013: 168-174.
- [31] Ananthi JV, Jose PSH. Implementation of IoT and UAV based WBAN for healthcare applications[A]. 2021 Third International Conference on Inventive Research in Computing Applications (ICIRCA)[C]. Coimbatore, 2021: 37-42.

- [32] Yang X, Yi X, Nepal S, *et al.* Efficient and anonymous authentication for healthcare service with cloud based WBANs[J]. *IEEE Trans Serv Comput*, 2022, 15(5): 2728-2741.
- [33] bWikimedia C. Medical gallery of blausen medical[J]. *Wiki J Med*, 2014, 1(2): 10.15347/wjm/2014.010.
- [34] 刘派, 王国鹏, 龚树生. 全植入式人工耳蜗——隐形听力的研究突破[J]. *中国医学文摘(耳鼻咽喉科学)*, 2012, 27(1): 42-43.
- [35] Aye T, Block J, Buckingham B. Toward closing the loop: an update on insulin pumps and continuous glucose monitoring systems[J]. *Endocrinol Metab Clin North Am*, 2010, 39(3): 609-624.
- [36] Zhang J, Xu J, Lim J, *et al.* Wearable glucose monitoring and implantable drug delivery systems for diabetes management[J]. *Adv Healthc Mater*, 2021, 10(17): e2100194.
- [37] 王梦蛟. 心脏起搏器的发展及新技术[J]. *中国医疗器械信息*, 2008(8): 26-27.
Wang MJ. Development and new technology of cardiac pacemaker[J]. *China Med Device Inf*, 2008(8): 26-27.
- [38] 冯雪娇. 心脏起搏器无线能量传输技术研究[D]. 兰州: 兰州交通大学, 2020.
Feng XJ. Research on wireless energy transmission technology of pacemaker[D]. Lanzhou: Lanzhou Jiaotong University, 2020.
- [39] 李路明, 郝红伟. 植入式神经刺激器的现状与发展趋势[J]. *中国医疗器械杂志*, 2009, 33(2): 107-111.
Li LM, Hao HW. Current research and development trend of implantable neuro-stimulator[J]. *China Med Device Inf*, 2009, 33(2): 107-111.
- [40] 费泰然. 植入式神经刺激器无线供电与无线通信系统研究与设计[D]. 合肥: 合肥工业大学, 2019.
Fei TR. Research and design of wireless power supply and wireless communication system for implantable neurostimulator[D]. Hefei: Hefei University of Technology, 2019.
- [41] Mucchi L, Jayousi SA, Martinelli S, *et al.* An overview of security threats, solutions and challenges in WBANs for healthcare[A]. 2019 13th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)[C]. Oslo, 2019: 1-6.
- [42] Yang X, Yi X, Nepal S, *et al.* Efficient and Anonymous Authentication for Healthcare Service With Cloud Based WBANs[A]. 2021 IEEE World Congress on Services (SERVICES)[C]. Chicago, 2021: 11.
- [43] Cai G, Fang Y, Wen JG, *et al.* QoS-aware buffer-aided relaying implant WBAN for healthcare IoT: opportunities and challenges[J]. *IEEE Netw*, 2019, 33(4): 96-103.
- [44] Selem E, Fatehy M, El-Kader SMA. E-Health applications over 5G networks: challenges and state of the art[A]. 2019 6th International Conference on Advanced Control Circuits and Systems (ACCS) & 2019 5th International Conference on New Paradigms in Electronics & Information Technology (PEIT)[C]. Hurgada: International Conference on Advanced Control Circuits and Systems, 2019: 111-118.
- [45] Usman M, Asghar MR, Ansari IS, *et al.* Security in wireless body area networks: from in-body to off-body communications[J]. *IEEE Access*, 2018, 6: 58064-58074.
- [46] Teshome AK, Kibret B, Lai DTH. A review of implant communication technology in wban: progress and challenges[J]. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2019, 12: 88-99.
- [47] Cornet B, Fang H, Ngo HEW, *et al.* An overview of wireless body area networks for mobile health applications[J]. *IEEE Netw*, 2022, 36(1): 76-82.
- [48] Mohamed M, Maiseli BJ, Ai Y. In-body sensor communication: trends and challenges[J]. *IEEE Electromagn Compat Mag*, 2021, 10(2): 47-52.

本文编辑 盛伟

上接第161页

- mastication in adults with cerebral palsy compared with adults without oral motor disabilities[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2015, 41(6): 1784-1793.
- [42] 李睿, 於俊, 罗常伟, 等. 发音过程中舌头运动的3D可视化方法[J]. *模式识别与人工智能*, 2016, 29(5): 385-392.
Li R, Yu J, Luo CW, *et al.* 3D visualization method for tongue movements in pronunciation[J]. *Pattern Recognit Artif Intell*, 2016, 29(5): 385-392.
- [43] Lu J, Yang Z, Okkelberg KZ, *et al.* Joint magnetic calibration and localization based on expectation maximization for tongue tracking[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2018, 65(1): 52-63.
- [44] Miyasaka M, Tiong AMH, Phan PT, *et al.* Two magnetic sensor based real-time tracking of magnetically inflated swallowable intragastric balloon[J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49(7): 1735-1746.
- [45] 钱欢, 李英华, 洪洋. 医院临床工程师在医疗器械创新研发不同阶段中的定位与作用[J]. *生物医学工程学进展*, 2022, 43(3): 183-186.
Qian H, Li YH, Hong Y. Positioning and role of hospital clinical engineers in different stages of medical device innovation and development[J]. *Prog Biomed Eng*, 2022, 43(3): 183-186.

本文编辑 崔丽君