

可穿戴式医疗芯片研究进展

李严

北京信息科技大学理学院,北京 100192

摘要 医疗芯片的研发需要借助微电子学与生物医学领域的结合。作为医疗芯片的重要组成部分,可穿戴式医疗芯片主要用于采集及处理关键生理信号,以此获得相应的生理信息,实时监控使用者的健康状况,实现对突发病症进行及时救治、对重大疾病的预防,降低死亡率。因此,可穿戴式医疗芯片将是现代以预防为主的新医疗体系的关键模块。本文基于可穿戴式的应用环境以及生理信号的特点,分析了对可穿戴式医疗芯片的设计要求,总结了实现可穿戴式医疗芯片的关键技术,包括低功耗、全集成、低噪声等;综述了可穿戴式医疗芯片的研究进展,包括用于处理心电、脑电、脉搏波、呼吸等重要生理信号的芯片及系统;展望了可穿戴式医疗芯片的未来。随着微电子、集成电路技术及生物医学的发展,可穿戴式医疗芯片将具有更多的功能、形式,满足人们在医疗与健康方面的更多需求。

关键词 可穿戴式;医疗芯片;低功耗;全集成;低噪声

医疗芯片,通常指具有医疗功能或协助实现某些医疗功能的集成电路,它属于微电子学与生物医学交叉形成的新兴研究领域。医疗芯片可能是具有完整功能的系统,也可能是具有特定功能的模块。医疗芯片的出现和发展,为便携式、穿戴式、植入式等现代化的医疗手段创造了条件,不仅推动生物医学领域的进步,而且促进现代医疗体系的发展。

有研究表明,很多重大疾病如心脑血管疾病引起的猝死,都发生在医院外。因此可见预防及实时了解自己的健康状况,对于有需要的人群或疑似患者的重要性。可穿戴式医疗芯片,可以检测重要生理信号,对信号进行处理,实时监测人体健康状况,记录相应数据。数据既可以发送给医生,协助对于相关疾病做预测或诊断,制定治疗方案;又可以通过实时监控,对突发状况进行处理,减少死亡的发生^[1-2]。

已经有很多科研小组围绕可穿戴式医疗芯片展开研究工作^[3]。以生理信号的类型对芯片进行分类,可分为生物电信号,如心电信号、肌电信号等;声音信号,如呼吸信号、心音信号等;光电信号,如光电容积脉搏波信号等。若以芯片的用途进行分类,又可以分为用于生理信号前端处理的芯片,用于数字信号处理的芯片,用于信号传输的芯片等。

本文分析目前可穿戴式医疗芯片的关键设计技术,讲述可穿戴式医疗芯片的研究进展,并且在此基础上展望其未来的发展。

1 可穿戴式医疗芯片的关键设计技术

由于多数生理信号的幅度很小,频率很低,容易被传感

器、电路、周围环境等干扰;而可穿戴式的应用场合又对芯片的功耗、体积、佩戴舒适度等方面要求严格。因此,应用于可穿戴医疗环境中的芯片,无论围绕哪种生理信号,作为何种用途,都有着共同的设计要求。1) 为了不影响使用者的日常生活,以实现真正的可穿戴,需要降低更换电池的频率,缩小电池的体积,减少散热,这些对芯片的功耗提出了严格的要求。2) 生理信号多数分布在中低频段,有的甚至接近直流,例如,通常认为光电容积脉搏波的频率范围只有0.6~16 Hz。可穿戴式医疗芯片通常要处理由传感器得到的极低频率的生理信号,为实现极低截止频率的模拟前端,需要大数值的电阻、电容等元件,这在集成电路中意味着大面积,成本很高,且数值容易受工艺条件影响。有些方案采用片下分立元件与芯片共同实现功能,但是却引入额外的噪声、增大了体积、影响电路性能。因此,需要对极低截止频率模拟前端进行全集成化设计。3) 对于微弱的生理信号,电路元件、人体本身的运动伪差、环境都是其被干扰和污染的源头,因此还要求降低电路噪声,同时进行抗干扰设计,得到高信噪比的信号。

为满足以上设计要求,需要关注相应的芯片关键设计技术,也就是说低功耗、全集成化、低噪声既是可穿戴式医疗芯片的设计需求也是其关键设计技术的3个方面。

1) 低功耗技术。为降低芯片本身的功耗,可以从降低电源电压和降低消耗电流这两方面入手。目前,低电压设计方案主要有体驱动技术、浮栅技术等;而降低电流主要是亚阈值技术,对数域电路也是亚阈值技术的一种扩展。除此之

收稿日期:2016-11-02;修回日期:2016-12-20

基金项目:国家自然科学基金青年科学基金项目(61204037,61604014)

作者简介:李严,讲师,研究方向为医学应用集成电路的设计,电子信箱:ly_5100@126.com

引用格式:李严. 可穿戴式医疗芯片研究进展[J]. 科技导报, 2017, 35(2): 33-40; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2017.02.003

外,还可以从选择合适的工作模式的角度给出解决方案,例如,对于规模比较大的数字芯片或者片上系统,设计高效的电源管理模块,实现降低功耗的目的,是很好的选择。另外,太阳能、射频能量收集等新供电方式的出现也为人们提供了一个新的思路,不再只把注意力局限在如何降低电路消耗的电能,而是可以开发新的电能供给方式。

2) 全集成技术。实现极低截止频率的模拟前端的全集成化,主要是得到大数值的电阻、电容及小数值跨导的过程。其中,大阻值的电阻主要是用虚拟的金属-氧化物-半导体(MOS)场效应管的栅极调节其电流作为等效电阻使用,既节省了芯片面积,又解决了实现阻值可调的问题;大数值的电容主要是利用电路实现倍增功能,从而得到大的等效电容;而低跨导值的放大器可以与大电阻值有相似的效果,与电容组合也可以实现极低的截止频率,目前已经有很多低跨导值放大器的设计方案。

3) 低噪声技术。在降低噪声的技术中,斩波稳定结构在生物电信号处理电路中比较常用,另外还有一些比较细节化的方法,比如增加MOS场效应管的面积,或者经过计算和推导后,得到决定噪声水平的主要参数,以此为依据确定器件的尺寸。

以上关键技术都是为设计在功耗、体积、噪声、佩戴舒适度等方面符合要求的芯片,是为实现可穿戴式医疗而做出的研究和探索。生物医学的发展和不断增加的社会需求,将会对可穿戴式医疗芯片的设计提出更加多样化、严格的要求。而微电子技术的进步和集成电路设计水平的提高也会带来更多的关键技术和解决方案以满足这些需求。

2 可穿戴式医疗芯片研究进展

可穿戴式医疗芯片无论实现哪种功能,信号的获取及处理过程却是具有共同特点的(图1)。首先用传感器或电极将源信号转化为电信号,经过放大、滤波等模拟信号处理,再通过模数转换,得到数字信号,并用数字信号处理器做进一步处理(或传输至PC机进行处理),得到实时分析结果,再将结果在用户端进行显示,还可以传送给医生进行诊断或对紧急情况进行处理,同时,可以将数据保存建立档案。

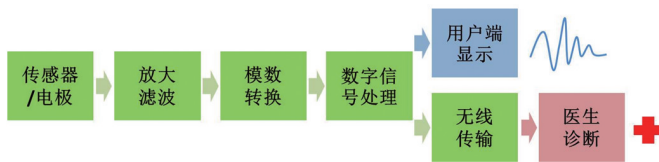


图1 可穿戴式医疗芯片获取及处理生理信号的过程
Fig. 1 Diagram of acquiring and processing biomedical signals with wearable medical chip

2.1 心电信号处理芯片

心血管疾病一直威胁着人类的健康,心电(ECG)信号是

通过非侵入式测量在人的体表得到的心脏电位,是表征心血管健康状况的关键参数。在家庭监护中,是重要的测量对象,因此在可穿戴式医疗芯片中被非常广泛的研究^[4-10]。

芬兰奥卢大学的研究小组设计并实现了低功耗的心电信号检测芯片^[4],包括连续时间的前置放大器、开关电容滤波器、后端开关电容放大器以及偏置电路,在1~1.8 V的电源电压下工作,测得的平均电流仅有3 μA。芯片的显微构造如图2^[4]所示,核心面积为0.71 mm²。

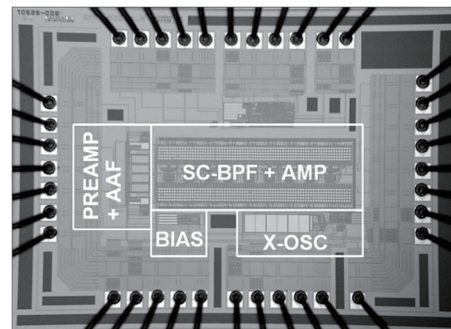


图2 心电信号处理芯片显微构造
Fig. 2 Microstructure of the chip

在心率检测中,脉冲的检测通常是基于最大峰值检测,也就是QRS波的检测。如图3^[4]所示,QRS检测系统一般分为两级,第一级对微弱信号进行放大和滤波,第二级检测峰值,并且判断峰值是信号还是噪声。第一级通常是模拟的,第二级根据不同的应用领域可以是数字的或模拟的。

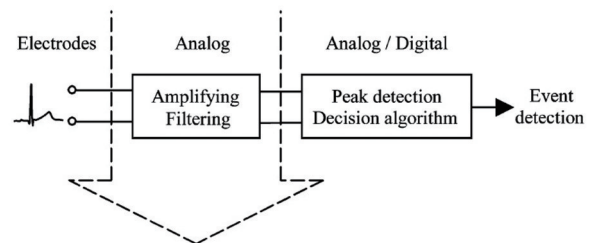


图3 QRS检测结构
Fig. 3 Block diagram of the QRS detector

经过测试,此芯片可以完整检测到心电信号的QRS波,如图4^[4]所示。即实现了心率检测系统中的第一级,由于其体积小、功耗低,特别适用于便携、可穿戴的心率检测仪器中。

另外,美国麻省理工学院研究组在提高测量准确性方面展开了更为深入的研究^[10],研发了用于可穿戴式心血管监测的专用芯片(ASIC),以此代替通常的仪表放大器、模数转换器、信号处理器等分立模块,得到心电信号及其相关数据。此专用芯片不仅可以在有基线漂移、肌肉运动伪差,或信号微弱的情况下提取心率,还可以利用算法估计心电信号的R波,从而计算心率变化。此专用芯片的功耗极低,适用于可穿戴式的心血管健康状况长期监测。芯片的显微结构如图

5^[10]所示,芯片面积是1.8 mm×1.8 mm,核心区域面积为0.76 mm²。使用一块专用芯片实现监测功能,可以极大地节省功耗、降低电池体积、减小设备体积。

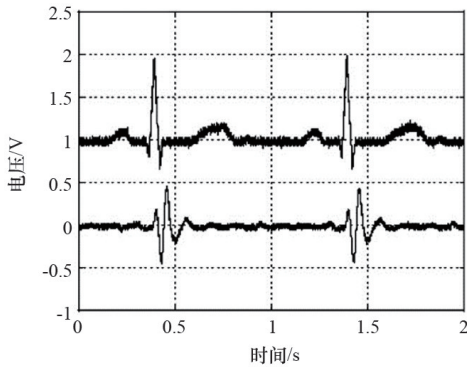


图4 测得的QRS波

Fig. 4 The measured QRS wave

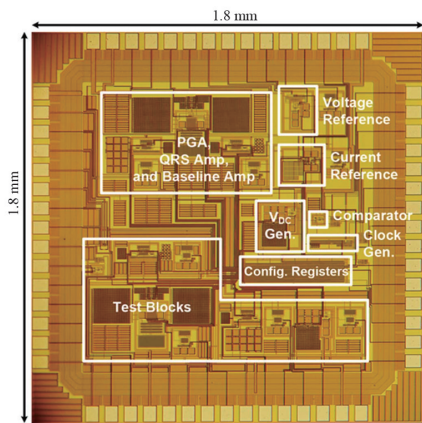


图5 心电监测专用芯片显微结构

Fig. 5 Microstructure of the ECG ASIC

为测试芯片在检测微弱心电信号时的功能(图6)将芯片、外围电路固定在印刷电路板(PCB)上,把电极放在耳朵后,可得到比胸部测得的心电信号低两个数量级的头部心电信号,并且可以与计算机无线通信^[10]。

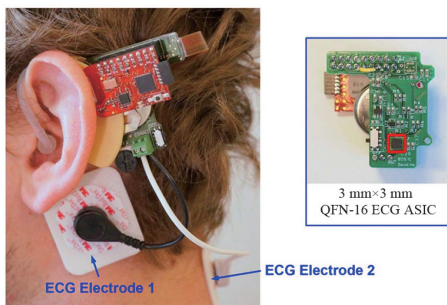


图6 可穿戴式专用芯片电路板

Fig. 6 Wearable ASIC board

2.2 头皮脑电信号监测芯片

利用生理信号来监测人的精神活动已经逐渐引起人们

的兴趣和重视。研究表明,人的睡眠阶段与脑电信号具有相关性,并且利用心率变化率可以作为人的情感和精神压力的表征因子。

韩国高等科技研究所的团队研制了用于精神状态监测的片上系统(system on chip, SOC),包括一个前端传感器、一个低功耗处理器和一个通信模块,它们与织物电极一起通过获取头皮脑电信号实现监测功能^[11]。芯片通过从头皮脑电信号中分离出纯脑电信号和心率变化率,得到与精神状态相关的信息。在这个系统中,心率变化率不需要通过传统的在胸部和手腕贴电极测心电信号的方式得到,既可以避免给被测者带来生活的不便,又不用考虑心率变化率与脑电两个信号同步的问题。

图7^[11]为监测平台电路部分的结构,其中,芯片的面积为2.35 mm×5 mm,系统采用1.2 V纽扣电池供电,功耗仅为259.6 μW。

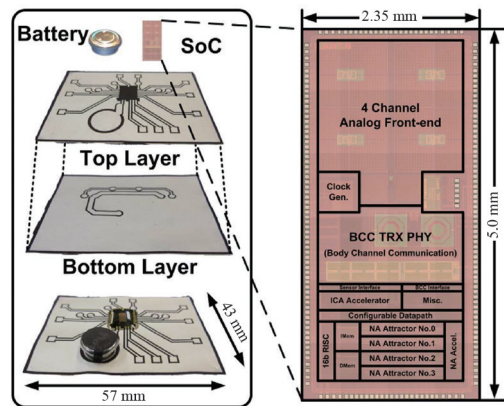


图7 精神状态监测平台电路板结构图

Fig. 7 The structure of mental state monitoring platform

为实现精神状态状况的连续监测,检测系统可以做如图8^[11]所示头带的形式。完整的系统演示原型,如图9^[11]所示,系统可以将电极测得的信号、心率变化率及计算得到的精神状态指数在移动终端显示。

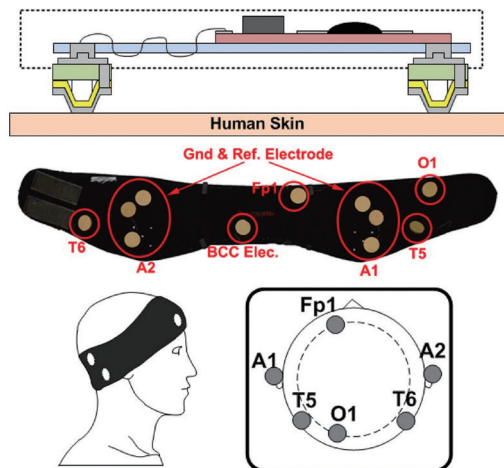


图8 精神状态监测头带

Fig.8 Headband design for mental state monitoring



图9 精神状态监测可穿戴系统演示
Fig. 9 Demonstration of wearable mental state monitoring system

2.3 呼吸信号处理芯片

呼吸监测在许多疾病的治疗和检测中具有重要意义,因为缺氧5分钟就会造成脑细胞的永久损伤,检测睡眠呼吸暂停、呼吸窘迫综合症等很有必要。但是多数与呼吸检测相关的仪器都体积大、价格昂贵,适合在医院中使用。开发体积小、成本低、检测方便的呼吸监测设备是一个非常有价值的课题。因此,集成电路的解决方案受到研究者的青睐。

英国帝国理工大学研究人员设计了超低功耗的用于可穿戴式呼吸监测的带通滤波器芯片,检测的信号为呼吸声^[12]。经过测试,在1 V的电源电压下,功耗只有70 nW。检测系统的框图如图10^[12]所示,用麦克风检测呼吸声信号,转化为电信号,经过超低功耗带通滤波,再经过整流和平滑滤波,进入特征识别,在特征识别模块中,用比较器电路比较输入信号与预先设定的阈值,依据结果,会有相应的信号传递给发射器。如果一直有呼吸声,信号将连续传递,如果呼吸声停止,则发出报警信号。其中,超低功耗的带通滤波器是提取呼吸信号的重要模块,由于芯片可编程,因此还可以用于其他低频率的生物医学信号检测。芯片的显微照片如图11^[12]所示,芯片的总面积是0.234 mm²。

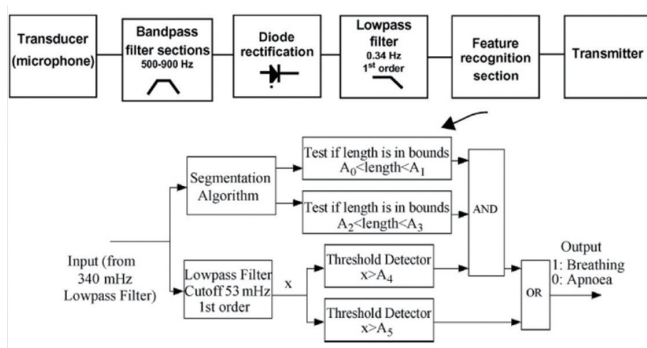


图10 呼吸监测系统方框图
Fig. 10 Respiration detecting system diagram

帝国理工大学的研究中,只是实现了呼吸检测系统的关键部分,并且是利用采集和处理声音信号监测呼吸状态。台湾成功大学的团队研发了更为完善的用于呼吸监测的气流

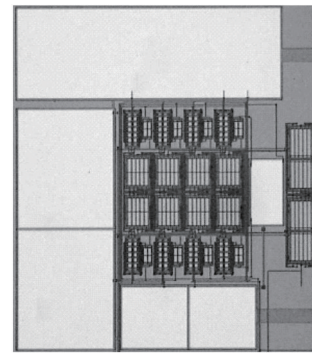


图11 滤波器芯片的显微结构
Fig. 11 Microstructure of the chip

感应芯片,包括MEMS(微机电系统)传感器和信号处理电路^[13]。MEMS传感器与传统传感器相比,优点是可与标准的CMOS(互补金属氧化物半导体)集成电路工艺兼容,可以将传感器与电路集成到一块芯片上,既降低了体积又降低了成本,方便使用,可以实现呼吸的家庭日常监测。芯片的显微照片如图12^[13]所示,左侧为气流传感器,右侧为信号处理电路和测试电路,芯片总面积只有1.8 mm×2.4 mm。

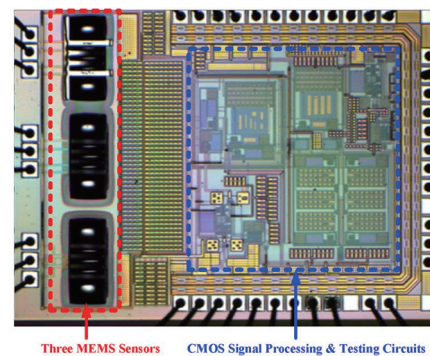


图12 呼吸监测芯片显微结构
Fig. 12 Microstructure of respiration detecting chip

2.4 光电容积脉搏波信号处理芯片

光电容积脉搏波(PPG)信号是从指尖、耳朵等毛细血管丰富的部位获取的信号,具有丰富的生理信息;利用PPG信号,可以得到心率^[14]、血氧饱和度、心输出量^[15]等生理参数,结合心电信号,还可以得到血压值。这些生理参数都是心血管健康状况的表征。

要实现基于PPG信号的血压、血氧等关键生理参数的可穿戴式监测,PPG信号前端处理芯片的设计是一个关键环节。PPG信号的频率范围一般认为是0.6~16 Hz,并且交流分量的幅度远小于直流分量的幅度,有些应用中只需要PPG信号的交流分量,所以芯片设计的难点就主要在于实现极低截止频率的全集成滤波器或者如何去静/直流电流^[16]。而对于既需要直流分量又需要交流分量的应用,还需要解决直流交流分量分离的问题。

香港中文大学的研究团队设计并实现了用于PPG信号前端处理的芯片^[17],主要包括一个截止频率极低的跨阻放大器,没有片下元件,实现了所有元件的全集成。芯片的高通截止频率范围为0.5~110 Hz,可以将PPG信号的直流分量抑制掉,输出交流分量。芯片的显微结构如图13^[17]所示。

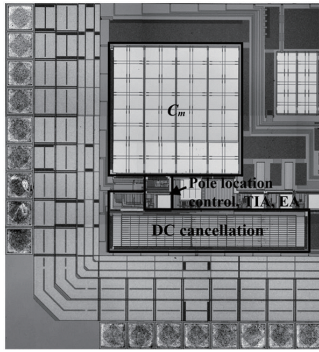


图13 PPG信号前端处理芯片显微结构

Fig.13 Microstructure of PPG signal pre-processing chip

另外,麻省理工和AD公司的团队研发了低功耗、双波长PPG信号处理芯片,芯片除了前端放大器,还包括模数转换器、红光和红外发光二极管驱动电路、时钟、数字部分和I/O接口^[18]。芯片能够较好地去除静态电流,输出PPG信号,并且不增加额外功耗,正常工作时的功耗为425 μ W。芯片的显微照片如图14^[18]所示,测得的红光及红外光PPG信号如图15^[18]所示,特别适合用于可穿戴式的血氧监测中。

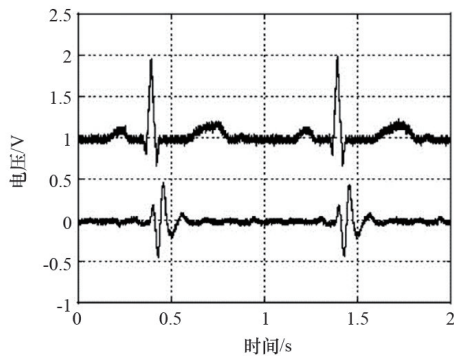


图14 PPG信号处理芯片显微结构

Fig.14 Microstructure of PPG signal processing chip

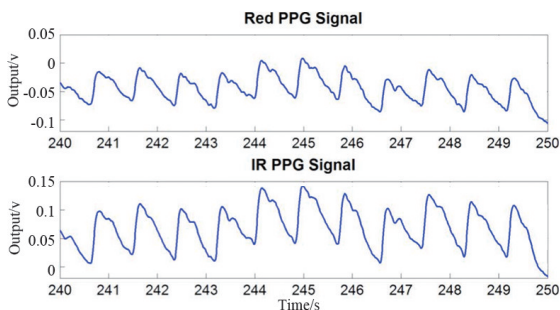


图15 测得的红光及红外光PPG信号

Fig.15 Measured red and IR PPG wave

2.5 多信号处理芯片

一些生理信号具有相近的频率范围以及相似的特点,例如,生物电信号,因此,可以考虑用同一个芯片进行处理。

新加坡国立大学的研究团队设计并实现了可编程生物医学传感器接口芯片,包括低噪声放大器、可调带通滤波器、可编程增益级、模数转换器^[19]。高通截止频率的可调范围为0.0045~3.6 Hz,低通截止频率的可调范围为31~292 Hz,增益可调范围为45.6~60 dB。通过对芯片编程,选择合适的截止频率及增益,可以实现对不同的生物电信号的检测,芯片的显微结构如图16^[19]所示。

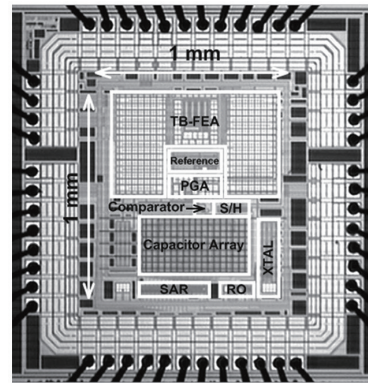


图16 可编程生物医学传感器接口芯片显微结构

Fig.16 Microstructure of programmable biomedical sensor interface chip

台湾省中山大学的研究团队也设计和实现了在可穿戴式应用中的可编程生物电信号前端处理芯片^[20]。设计更加灵活,对于不同的生物电信号,芯片可以配置的空间更大。记录通道拓扑结构有单端差分与双端差分两种模式可选,增益连续可调,输入端具有双极/CMOS两个种类可选,输出端具有差分/单端两种类型可选。芯片在不同的条件下,可以得到110~324 μ W的功耗,核心面积为0.16 mm^2 ,芯片的显微照片如图17^[20]所示。

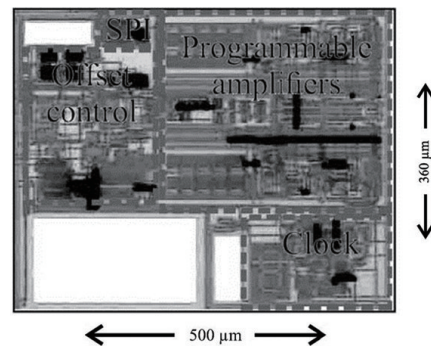


图17 可编程生物电检测芯片显微结构

Fig.17 Microstructure of programmable biopotential signal processing chip

这种专用芯片可以应用于躯域网(body-area network, BAN)中,如图18^[20]所示,传感节点PCB包括发射单元、专用芯片和微控制器,通过配置专用芯片,可以在不同的节点记录不同种类的生物电信号。

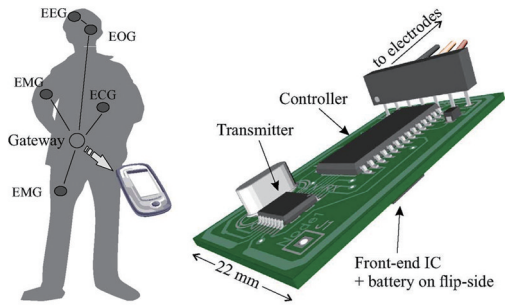


图18 以生物电信号为节点的躯感网

Fig. 18 A BAN consisting of recording nodes for several bio-potentials

3 结论与展望

在应用前景上,可穿戴式医疗芯片目前主要是用于疾病的预防和监护。通过采集和处理生理信号,动态监测与生理信号相关的生理信息,对异常信息进行分析、判断和预测,并且采取相应的措施,从而达到预防的目的。正如本文中所列举的研究成果,目前的研究对象主要集中在心电、脑电、呼吸、脉搏波等人体重要的生理信号,依据测得的生理信号计算得到的生理信息可以作为某些疾病的预测因子,表征人体的健康状况。从而做到对疾病,特别是重大疾病的预防。

医疗芯片除了在可穿戴式应用中用于生理信号的监测,还可以用于体内生理参数测量或实现人体的仿生器官,我们称之为植入式医疗芯片,例如,膀胱内的尿液压力测量^[21]、血糖测量^[22]、神经电测量^[23-32]、仿生耳^[33-35]、仿生细胞^[36-37]、心脏起搏器^[38-39]等。在这类应用中,要求芯片功耗更低、体积更小。在可穿戴式应用中,在实现基本监测功能的基础上,将进一步要求提高测得信号质量、佩戴舒适度、测量准确度等,也就是需要降低芯片的功耗、体积,提高抗干扰能力,与植入式医疗芯片特点越来越接近。所以,在可穿戴式应用中,为满足不断更新的要求,也需要借鉴植入式医疗芯片的设计方法。另外,可穿戴式也可以与植入式或侵入式结合应用,达到更好的预防和治疗效果。

在芯片的结构方面,可穿戴式医疗芯片多数只实现模拟前端,一般只包括放大器、滤波器、模数转换器,极少数连同传感器和后端数字信号处理的部分全部用一个芯片实现。首先,对于传感器部分,在未来的应用中,如果需提高信号质量、降低系统体积,研究传感器与电路部分的集成化方法将是一个挑战,因为集成电路是用半导体工艺实现的(目前主要是硅工艺),因此需要寻求与半导体工艺兼容的传感器,

才能达到将传感器与电路集成到一块芯片的目的。其次,后端数字信号处理部分,现在的做法一般是用通用的微控制器(MCU)或数字信号处理器(DSP)实现,用PCB将其与传感器和模拟前端形成系统,这样做数据处理的准确性可以保证,时间成本比较低。但是,系统的体积取决于PCB的体积,对于对系统体积要求苛刻的应用来说,需要考虑芯片的系统集成或设计专用的DSP。

总之,随着生物医学的进步和集成电路技术的发展,可穿戴医疗芯片将继续朝着低功耗、小体积、低截止频率、高抗干扰能力的方向发展,越来越多的功能单元将集成于一块芯片之上,共同实现生理信号的采集、处理,疾病的预防、救治。

参考文献(References)

- [1] Teng X F, Zhang Y T, Poon C C Y, et al. Wearable medical systems for p-health[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2008, 1: 62-74.
- [2] Poon C C Y, Zhang Y T. Perspectives on high technologies for low-cost healthcare[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2008, 27(5): 42-47.
- [3] Li Y, Poon C C Y, Zhang Y T. Analog integrated circuits design for processing physiological signals[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2010, 3: 93-105.
- [4] Lasanen K, Kostamovaara J. A 1-V analog CMOS front-end for detecting QRS complexes in a cardiac signal[J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular papers, 2005, 52(12): 2584-2594.
- [5] Ng K A, Chan P K. A CMOS analog front-end IC for portable EEG/ECG monitoring applications[J]. IEEE Transactions Circuits and Systems I: Regular Papers, 2005, 52(11): 2335-2347.
- [6] Zhang X Y, Lian Y. A 300 mV 220 nW event-driven ADC with real-time QRS detection for wearable ECG sensors[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(6): 834-843.
- [7] Yan L, Harpe P, Pamula V R, et al. A 680 nA ECG acquisition IC for leadless pacemaker applications[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(6): 779-786.
- [8] Chiu S W, Wang J H, Chang K H, et al. A fully integrated nose-on-a-chip for rapid diagnosis of ventilator-associated pneumonia[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(6): 765-778.
- [9] Andersson O, Chon K H, Sörnmo L, et al. A 290 mV Sub-ASIC for real-time atrial fibrillation detection[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2015, 9(3): 377-386.
- [10] He D D, Sodini C G. A 58 nW ECG ASIC with motion-tolerant heart-beat timing extraction for wearable cardiovascular monitoring[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2015, 9(3): 370-376.
- [11] Roh T, Hong S J, Cho H, et al. A 259.6 uW HRV-EEG processor with nonlinear chaotic analysis during mental tasks[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2016, 10(1): 209-218.
- [12] Corbishley P, Rodriguez-Villegas E. A nanopower bandpass filter for detection of an acoustic signal in a wearable breathing detector[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2007, 1(3):

- 163–171.
- [13] Wei C L, Lin Y C, Chen T A, et al. Respiration detection chip with integrated temperature-insensitive MEMS sensors and CMOS signal processing circuits[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2015, 9(1): 105–112.
- [14] Wong A K Y, Leung K N, Pun K P, et al. A 0.5 Hz high-pass cutoff dual-loop transimpedance amplifier for wearable NIR sensing device [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express briefs, 2010, 57(7): 531–535.
- [15] Wang L, Poon C C Y, Zhang Y T. The non-invasive and continuous estimation of cardiac output using photoplethysmogram and electrocardiogram during incremental exercise[J]. Physiological Measurement, 2010, 31(5): 715–726.
- [16] Li Y, Wong A K Y, Zhang Y T. A fully-integrated transimpedance amplifier for photoplethysmographic signal processing with two-stage Miller capacitance multiplier[J]. Electronics Letters, 2010, 46(11): 745–746.
- [17] Wong A K Y, Pun K P, Zhang Y T, et al. A near-infrared heart rate measurement IC with very low cutoff frequency using current steering technique[J]. IEEE Transactions Circuits and Systems I, 2005, 52(12): 2642–2647.
- [18] Winokur E S, O'Dwyer T, Sodini C G. A Low-power, dual-wavelength Photoplethysmogram (PPG) SoC with static and time-varying interferer removal[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2015, 9(4): 581–589.
- [19] Zou X D, Xu X Y, Yao L B, et al. A 1 V 450 nW fully integrated programmable biomedical sensor interface chip[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(4): 1067–1077.
- [20] Teng S L, Rieger R, Lin Y B. Programmable ExG biopotential front-end IC for wearable applications[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(4): 543–551.
- [21] Wang C C, Huang C C, Liou J Z, et al. A mini-invasive long-term bladder urine pressure measurement ASIC and system[J]. IEEE Transactions Biomedical Circuits and Systems, 2008, 2(1): 44–49.
- [22] Xu F, Yan G Z, Zhao K, et al. A wireless capsule system with ASIC for monitoring the physiological signals of the human gastrointestinal tract[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(6): 871–880.
- [23] Harrison R R, Charles C. A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2003, 38(6): 958–965.
- [24] P Mohseni, Najafi K. A fully integrated neural recording amplifier with DC input stabilization[J]. IEEE Transactions Biomedical Engineering, 2004, 51(12): 832–837.
- [25] Uranga A, Navarro X, Barniol N. Integrated CMOS amplifier for ENG signal recording[J]. IEEE Transactions Biomedical Engineering, 2004, 51(12): 2188–2194.
- [26] Chan C H, Wills J, LaCoss J, et al. A micro-power low-noise auto-zeroing CMOS amplifier for cortical neural prostheses[C]//IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference. London, UK: IEEE, 2006, 214–217.
- [27] Denison T, Consoer K, Santa W, et al. A 2 μ W 100 nV/rHz chopper-stabilized instrumentation amplifier for chronic measurement of neural field potentials[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2007, 42(12): 2934–2945.
- [28] Denison T, Consoer K, Kelly A, et al. A 2.2 μ W 94 nV/Hz, chopper-stabilized instrumentation amplifier for EEG detection in chronic implants[C]//IEEE International Solid-State Circuits Conference. San Francisco, USA: IEEE, 2007, 162–164.
- [29] Harrison R R, Watkins P T, Kier R J, et al. A low-power integrated circuit for a wireless 100-electrode neural recording system[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2007, 42(1): 123–133.
- [30] Yazicioglu R F, Merken P, Puers R, et al. A 200 μ W eight-channel EEG acquisition ASIC for ambulatory EEG systems[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2008, 43(12): 3025–3038.
- [31] Sodagar A M, Perlin G E, Yao Y, et al. An implantable 64-channel wireless microsystem for single-unit neural recording[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(9): 2591–2604.
- [32] Mohsen J, Sodagar A M, Lotfi R, et al. Nonlinear signal-specific ADC for efficient neural recording in brain-machine interfaces[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(3): 371–381.
- [33] Germanovix W, Toumazou C. Design of a micropower current-mode log-domain analog cochlear implant[J]. IEEE Transactions Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing, 2000, 47(10): 1023–1046.
- [34] Sarpeshkar R, Salthouse C, Sit J J, et al. An ultra-low-power programmable analog bionic ear processor[J]. IEEE Transactions Biomedical Engineering, 2005, 52(4): 711–727.
- [35] Salthouse C D, Sarpeshkar R. A practical micropower programmable bandpass filter for use in bionic ears[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2003, 38(1): 63–70.
- [36] Georgiou P, Toumazou C. A silicon pancreatic beta cell for diabetes [J]. IEEE Transactions Biomedical Circuits and Systems, 2007, 1(1): 39–49.
- [37] Pagkalos I, Herrero P, Toumazou C, et al. Bio-inspired glucose control in diabetes based on an analogue implementation of a β -cell model[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(2): 186–195.
- [38] Gerosa A, Maniero A, Neviani A. A fully integrated dual-channel log-domain programmable preamplifier and filter for an implantable cardiac pacemaker[J]. IEEE Transactions Circuits and Systems I: Regular Papers, 2004, 51(10):1916–1925.
- [39] Wong L S Y, Hossain S, Ta A, et al. A very low-power CMOS mixed-signal IC for implantable pacemaker applications[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2004, 39(12): 2446–2456.

Research progress of wearable medical chips

LI Yan

School of Applied Science, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192, China

Abstract The medical chip is a new interdisciplinary area covering microelectronics and biomedical engineering. As an important part of the medical chip, the wearable medical chip is usually used to obtain and process important physiological signals. By this way, the wearable chip can be used to extract corresponding physiological information, monitor the health condition of the users, treat the sudden diseases in time, predict the critical diseases and decrease the mortality. Wearable chips are an important building block of the new medical treatment system based on the policy of putting prevention first. This paper contains three parts to introduce the status of the wearable medical chips. Firstly, the requirements and the key techniques in the wearable medical chip design are summarized, such as the low power, full integration and low noise design methods, based on analyzing the wearable application environment and the characteristics of physiological signals. Secondly, the research progress of wearable medical chips are reviewed, including the chips and systems for processing electrocardiogram (ECG) signal, electroencephalography (EEG) signal, pulse wave, and respiration signal. Finally, the feature of wearable medical chips is discussed at the end of the paper. With the development of microelectronics, integrated circuit and biomedical engineering, there will be more kinds of wearable medical chips with more functions and patterns to satisfy the demands of the health and medical treatment.

Keywords wearable; medical chip; low power; full integration; low noise

(责任编辑 田恬)