



国际信息工程先进技术译丛

 Springer

无线神经接口的超低功耗 集成电路设计

**Ultra Low-Power Integrated Circuit
Design for Wireless Neural Interfaces**

(美) Jeremy Holleman

(中) Fan Zhang 著

(美) Brian Otis

史晓霞 等译



机械工业出版社
CHINA MACHINE PRESS



013024759

TN402
56

国际信息工程先进技术译丛

无线神经接口的超低功耗 集成电路设计

(美) Jeremy Holleman

(中) Fan Zhang 著

(美) Brian Otis

史晓霞 等译



机械工业出版社



北航

C1632227

TN402
56

本书针对目前的无线神经接口,提出了为实现神经信号记录、处理以及无线通信的超低功耗集成电路的设计方法,从基本原理到硬件及芯片的选择,以及电路的分类和原理图,并对各种设计方案进行了对比,介绍了各自的优缺点和适用范围,并将相关的设计理念应用于实际的神经记录系统进行设计,对所有的必要组件如尖峰脉冲的检测、分类和聚类分析等进行说明。实验证明,相关的设计技术能够很好地降低功耗,同时实现低噪声开环放大器、闭环放大器及斩波稳定放大器的设计,并分别介绍其应用。

本书基本内容清晰明了,将电路设计应用于实际工程,突出了实用性。本书适合从事相关硬件设计和相关理论研究的人员阅读,并可作为相关工科及生物学专业的高年级本科生和研究生的参考用书。

Translation from English language edition: Ultra Low-Power Integrated Circuit Design for Wireless Neural Interfaces by Jeremy Holleman, Fan Zhang and Brian Otis.

Copyright © 2011, Springer US. Springer US is a part of Springer Science+Business Media.

All Rights Reserved.

本书中文简体字版由 Springer 授权机械工业出版社独家出版。版权所有,侵权必究。

本书版权登记号:图字 01-2012-3116 号

图书在版编目(CIP)数据

无线神经接口的超低功耗集成电路设计/(美)赫莱曼(Holleman, J.)等著;史晓霞等译. —北京:机械工业出版社,2013.2

(国际信息工程先进技术译丛)

书名原文:Ultra low-power integrated circuit design for wireless neural interfaces

ISBN 978-7-111-41214-4

I. ①无… II. ①赫…②史… III. ①神经网络-集成电路-设计 IV. ①Q811.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 012456 号

机械工业出版社(北京市百万庄大街 22 号 邮政编码 100037)

策划编辑:顾 谦 责任编辑:闫洪庆

版式设计:霍永明 责任校对:张 薇 陈立辉

封面设计:马精明 责任印制:张 楠

北京京丰印刷厂印刷

2013 年 3 月第 1 版第 1 次印刷

169mm×239mm·7.25 印张·137 千字

0 001—3 000 册

标准书号:ISBN 978-7-111-41214-4

定价:59.80 元

凡购本书,如有缺页、倒页、脱页,由本社发行部调换

电话服务

网络服务

社服务中心:(010) 88361066 教材网: <http://www.cmpedu.com>

销售一部:(010) 68326294 机工官网: <http://www.cmpbook.com>

销售二部:(010) 88379649 机工官博: <http://weibo.com/cmp1952>

读者购书热线:(010) 88379203 封面无防伪标均为盗版

译者序

电路设计中的功耗和噪声是理论研究者和硬件设计者一直考虑的首要问题。随着集成电路的发展,低功耗和低噪声电路的设计受到越来越多的关注和重视。

本书图文并茂,实例众多,所举的实例针对性强,分析透彻,特别突出原理的实际应用。本书首先介绍涉及无线神经接口的硬件电路在应用领域所存在的问题,接着给出相关电路的基础概念和基本原理,并结合不同的电路设计对比得到相应的优缺点,最后将其应用于实例中进行分析。

本书覆盖了相关放大器设计的原理、分类以及硬件设计和应用,最后给出测量结果。本书层次清楚,原理明确,适用于硬件设计者和理论研究者以及相关生物学者作为参考用书。

本书第1~8章由史晓霞负责翻译,第9~12章由李军治负责翻译,全书由史晓霞统稿。本书的翻译与出版过程,得到了许多同事、朋友的真诚支持和关爱。陈一民、庄俊华、张俊红、魏东、张立权、胡玉玲、谭志、刘静纨、李锐、张亚峰、范红霞、沈倩倩、张世杰、赵亮、王健、马振宇参与了本书部分内容翻译工作,在此表示衷心的感谢!

本书翻译稿虽经多次审阅修正,但不当与疏漏之处在所难免,诚望广大读者不吝指正。

译者

目 录

译者序

第1章 概述	1
参考文献	6
第2章 生物信号接口放大器: 概述	8
2.1 记录电极的特点	8
2.2 生物信号的特点	9
2.2.1 脑记录	9
2.2.2 肌肉的信号	10
2.3 噪声/功率平衡	11
2.3.1 闪烁噪声, $1/f$ 噪声	11
2.3.2 热噪声	11
2.4 代表性的现有技术	11
参考文献	12
第3章 一种用于神经记录的低功耗、低噪声开环放大器	14
3.1 开环放大器设计	14
3.2 结果	16
3.3 非线性对神经记录的影响	19
3.4 小结	20
参考文献	21
第4章 闭环神经记录放大器的设计技术	23
4.1 闭环套筒式放大器的设计	23
4.1.1 闭环结构	23
4.1.2 伪电阻的分析	24
4.1.3 套筒式运算跨导放大器的设计概述	25
4.1.4 设计优化	26
4.1.5 稳定性和共模反馈	27
4.2 一种闭环输入互补式放大器设计	28
4.2.1 一种闭环的全差分输入互补式放大器的设计	28

4.3 可变增益放大器的设计	31
参考文献	31
第5章 闭环生物信号放大器：实验结果	33
5.1 放大器测试	34
5.2 可变增益放大器测试	36
5.3 体内测试	38
参考文献	39
第6章 斩波稳定放大器的设计与实现	40
6.1 斩波稳定技术	40
6.1.1 开环运行原理	40
6.1.2 闭环工作原理	40
6.2 斩波稳定放大器的设计	41
6.3 硬件实现	42
6.3.1 传递函数	42
6.3.2 放大器噪声	43
参考文献	44
第7章 尖峰脉冲检测和特性	45
7.1 尖峰脉冲检测任务	45
7.2 尖峰脉冲检测技术	46
7.3 模拟和混合模式的计算	48
7.4 系统设计	49
7.4.1 尖峰脉冲检测器	50
7.4.2 特征提取	51
7.4.3 模-数转换器	52
7.5 小结	52
参考文献	55
第8章 尖峰脉冲分类	58
8.1 综述	58
8.2 K 均值聚类算法	59
8.3 模拟在线聚类的硬件选择	60
8.3.1 在线中位数学习	61
8.3.2 非理想的计算元件	63

8.3.3 不对称更新	63
参考文献	66
第9章 模拟聚类电路	67
9.1 浮栅存储器	67
9.2 设备特征	68
9.3 电路设计	71
9.3.1 聚类电路	71
9.3.2 浮栅存储单元	73
9.3.3 判定电路	74
9.4 实验结果	76
9.4.1 更新速率	76
9.4.2 存储单元保持	78
9.4.3 分类	79
9.4.4 聚类收敛	82
9.5 讨论	86
参考文献	86
第10章 NeuralWISP: 无线电尖峰脉冲密度记录系统	88
10.1 以前的神经记录系统	88
10.2 系统设计	90
10.2.1 模拟信号路径	91
10.2.2 数字控制	93
10.3 测试结果	94
10.4 实验结果	97
10.5 小结	99
参考文献	99
第11章 一个 500μW 的无线神经流系统	102
11.1 模拟前端	102
11.2 转换和控制	103
11.3 医疗植入通信服务频段的无线发送器	103
11.4 结果	104
参考文献	105
第12章 结论	107
参考文献	108

第 1 章 概 述

神经学家逐渐将集成电路 (IC) 应用于对头脑进行理解的新工具的开发。例如用小动物模型作为基础研究, 为了长期的自由的行为研究就需要小型的测试设备。人们感兴趣的有对非人类的灵长类动物、田鼠、老鼠甚至是昆虫的记录。反过来, 这种研究会引起先进的神经义肢技术和脑-机接口 (Brain-Computer Interface, BCI), 这些将需要更多的实用性、鲁棒性和小型化电子技术。过于保守的性能目标会导致效率的缺失, 而过于宽松的规范又导致了一个无效的系统。既然没有标准可循, 那么集成电路设计者和神经学家之间的密切互动就至关重要了。本书的目标就是介绍几个为大脑接口应用设计的低功耗电路架构的实际案例。我们将给出相应的芯片规格、设计步骤和测试结果。通过这些介绍, 我们希望激发工程师和科学家之间的更多研究和合作的需要。

这些合作已经引起了很重要的基础科学研究。比如, 神经接口通过使以前不可能的实验成为可能, 有利于在基础神经科学研究中进行探索发现^[4]。在短期内, 这些技术在开发具有小尺寸和低重量的嵌入式无线传感器方面具有指导作用。无线传感器将有利于先进的生物医学研究, 如对小动物和昆虫自由活动的无线监测 (见图 1-1a)^[5]。这些系统需要在嵌入电极和外部设备之间进行无线信息传输。从长远来看, 脑-机接口 (Brain -Machine Interface, BMI) 可以提供新的强大的技术去帮助那些有严重运动残疾的人们 (见图 1-1b)^[10]。BMI 获得脑信号并从中提取特征, 然后将它们传递给控制装置作为控制信号 (如控制鼠标光标)。对于那些缺少有用肌肉控制 (例如由于脑性瘫痪) 或者闭锁 (例如晚期肌萎缩侧索硬化症) 的人, BMI 使其有能力快速回答简单的问题、控制环境, 甚至操作神经义肢装置。

原型系统已经表现出了潜力, 即它能极大地改善受到严重损伤的人的生活质量^[13]。以 30 年前人工耳蜗植入为开始^[8], 在医疗上已开始应用。近来, 用于改善治疗癫痫症和帕金森病效果的神经接口工作仍在继续。科学家和工程师也正在调查神经控制义肢的可能性: 该控制装置将使由于伤害或疾病而瘫痪的病人通过思想控制义肢。基本的神经控制已经在人^[7]和猴子^[12]上得到证明。

目前的神经接口受到物理尺寸和功耗的限制。降低功耗的一个挑战就是第一级增益的噪声要求。被感知的细胞外的 (extracellular-sensed) 小振幅神经信号 ($<20\mu\text{V}$) 需要低噪声放大, 而低噪声放大又需要较大的偏置电流。同时神经接口的一些部件如无线收发器, 可以在低占空比下运行, 因此放大器必须持续工

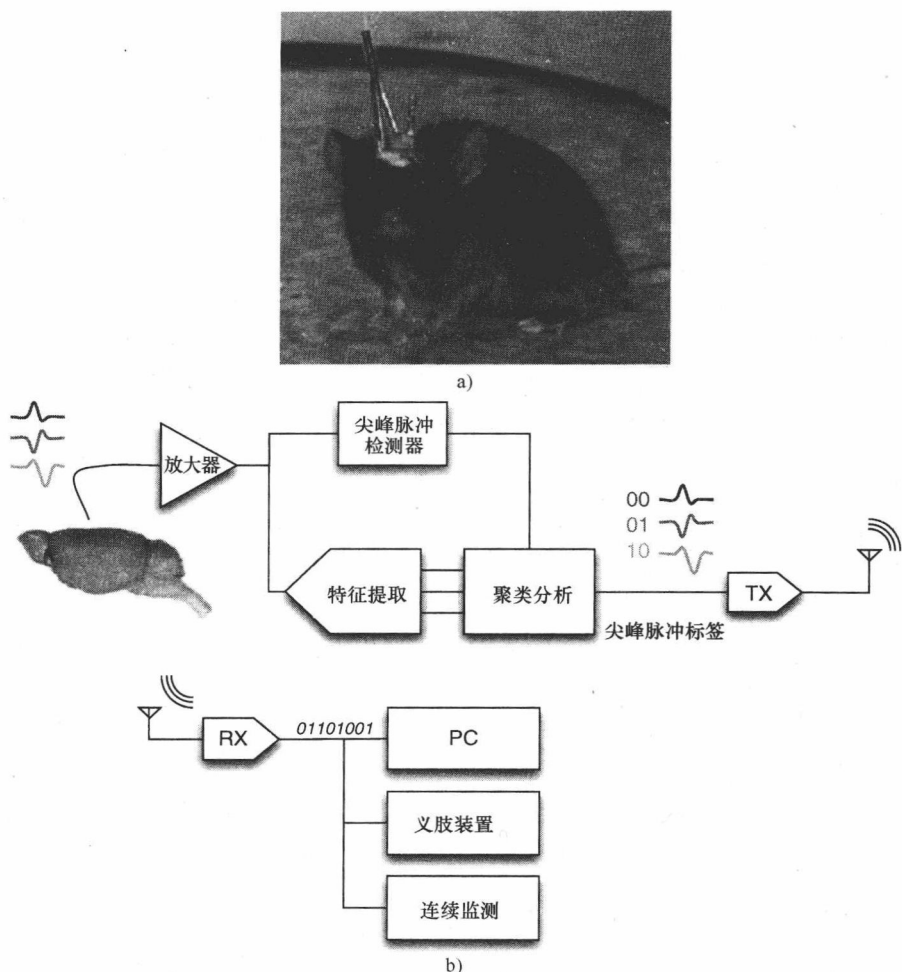


图 1-1

a) 微电子的短期生物医学应用可以使生物和医学研究得到进展。例如，如图所示对于小鼠自由行动的研究采用有线连接可以换成一个无线装置进行 b) 一种典型的说明脑-机接口 (BMI) 概念和微电子长期生物医学应用的神经记录结构

作。低占空比和低噪声要求的结合经常使得放大器要支配整个系统的功率，特别是在具有多通道的系统中。

降低功耗的另一个障碍就是神经信号需要局部实时的处理^[6]。神经记录的一个特别困难和重要的分析功能就是尖峰脉冲信号分类 (spike sorting)。嵌入大脑中的电极经常可以从多个神经元中检测到动作电位。尖峰脉冲信号分类，任务就是辨别在一个记录中促成行动的不同神经元，与简单的阈值算法相比，它可以增加一个记录所提供的信息。这样的附加信息可以改善医疗装置如神经控制义肢的性能，并提高神经学家推断实验意义的能力。

不幸的是,在嵌入式神经接口面积和功率都受限的情况下,尖峰脉冲信号分类是一项很难实现的功能。许多尖峰脉冲信号分类算法都需要外扩存储空间以存储整个被记录的脉冲电位信号,这将占用大量芯片面积并消耗很多功率。由于这些原因,仍然没能开发出一个完全集成的带有片上尖峰脉冲信号分类的神经记录集成电路。

图 1-2 所示为一个嵌入式神经记录系统的三种可能结构。这三种情况下,第

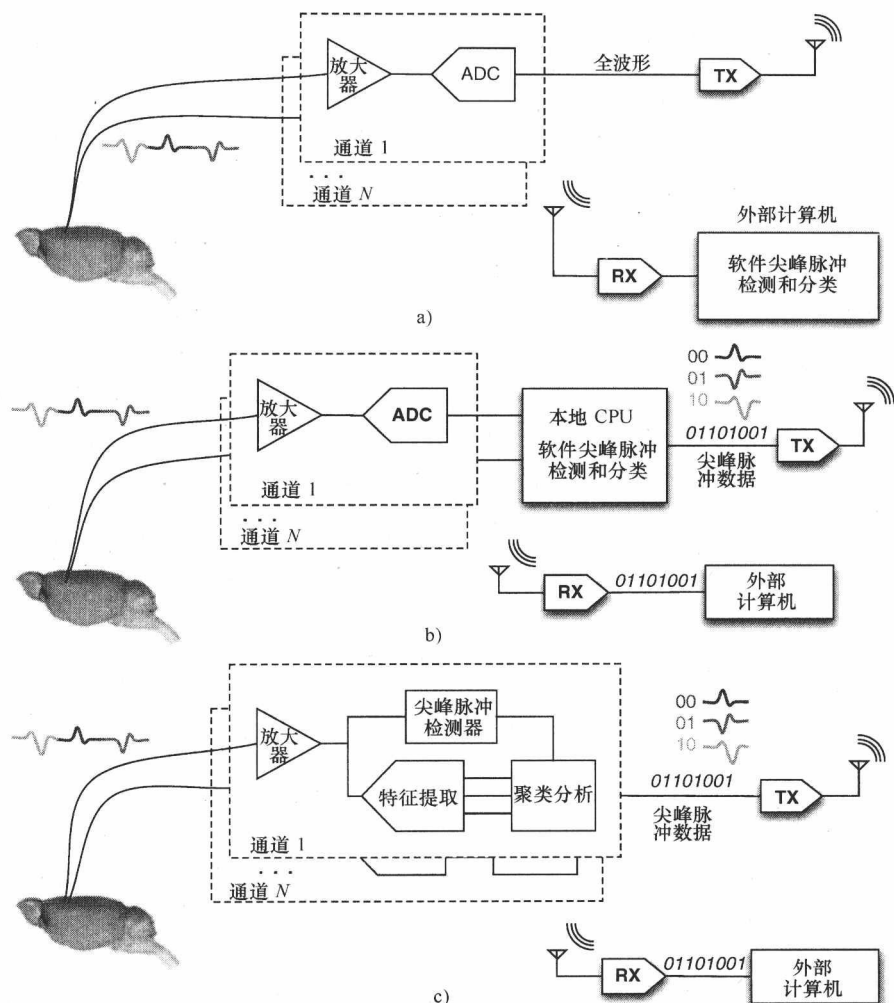


图 1-2 无线神经接口的可能结构

a) 信号被数字化,一个无线发送器 (Tx) 将所有通道的波形发送给外部计算机,在这里用软件来处理信号 b) 所有的信号被数字化,然后在本地微处理器 (作为植入的一部分) 上用软件进行处理。尖峰脉冲电位信号处理的输出包括尖峰脉冲电位信号时间戳、分类标签和一个通道标志都被传送给外部计算机,在这里它们被收集用于分析或者用来驱动义肢 c) 每个通道都使用本地专用的模拟电路来处理,如在图 b) 中,处理结果传给外部计算机

一级是一个低噪声放大器。一种选择如图 1-2a 所示, 就是完全将信号数据化, 然后将它们传递给外部计算机去处理。这种策略得益于通用计算机的灵活性和处理能力。用户可以选择满足他们要求的处理算法, 并且可以随时修改算法。另外, 因为不用实现在线的尖峰脉冲信号分类, 所以源数据是可用的, 而且可以解决任何有关处理的准确性问题。这种结构需要每个通道中的模-数转换器 (ADC) 连续工作。图例给出了一个通道独立的模-数转换器。一个通用的实现是可以几个通道复用共享一个模-数转换器, 但大量的通道仍然会需要很多密集的模-数转换器。而通道复用可以减少模-数转换器所占用的面积, 但会增加由于需要额外的缓冲而导致的功率损耗^[2], 因此, 仍希望转换所需的功率与通道数目至少成线性关系。模-数转换所需的功率消耗了系统功率预算的很大一部分。更成问题的是无线传输。因为每一个通道的全数字波形会在无线链路上传输, 发送器必须连续运行且必须有很高的吞吐量, 这就导致了非常高的功率耗散。例如, 最近发表的在医疗植入式通信服务 (MICS) 频带的两个发送器^[1,9], 分别为每发送一位获得 2.9 nJ/bit 和 4 nJ/bit 的能量, 数据速率分别为 120 kbit/s 和 100 kbit/s 。对于一个具有 100 个通道的系统, 采用 8bit 字长进行数字化, 采样率为 30 kS/s , 对每个发送器类似的发送效率将需要 $70\sim 95\text{ mW}$ 。仅供参考, 在组织没有热损伤的情况下, 每 1 cm^2 的表面积植入可消耗不多于 80 mW ^[11]。

第二种可能性, 如图 1-2b 所描述的, 将信号数字化并在本地进行处理。一个本地 CPU 或 DSP 将检测尖峰脉冲, 执行尖峰脉冲分类并记录每一个检测到的尖峰脉冲的时间和通道。然后由此产生的尖峰脉冲数据被传送给外部计算机, 在这里它被收集起来用于神经科学研究的进一步分析, 或者用来驱动义肢。这样的策略与前面结构的数字化所需要的功率和面积相同。因为整个波形用一系列的尖峰脉冲信号描述符表示, 所以无线传送方面的需求显著地减少。作为减少传送的交换, 这种结构需要强大的本地处理能力。植入包含的 CPU 必须能够同时且实时地实现所有通道上的尖峰脉冲信号的检测和分类。芯片也必须包含足够的空间去安装相关的处理软件。

处理也可以由本地专用模拟电路来实现, 如图 1-2c 所示。与图 1-2b 的设计类似, 因为只有尖峰脉冲信号描述符被传递, 所以通信链路上的负担相对较小。不像其他两种结构, 这里由于尖峰脉冲信号在模拟域中得到检测和分类, 所以不必持续运行模-数转换器。实际上模-数转换器可以完全不用, 尽管我们可能期望有一个模-数转换器能周期性地对处理结果和源波形进行比较。

正如上面讨论所提到的, 对每一个活动的通道, 植入式神经接口的任何结构都需要一个低噪声放大器。本书的目标之一就是研究在这样的放大器中实现降低功耗的电路技术。其他的主要贡献就是设计电路, 利用晶体管的自然特性实现尖峰脉冲信号检测、特征提取和聚类的模拟计算。在这些电路中为了适应使用薄氧

化物晶体管的浮栅存储单元是第一个被记录的,这使得用于机器学习算法的浮栅电路可以运行在 1.5V 的电源电压下。这些单元用于存储尖峰脉冲信号模板,提供一个完全模拟尖峰脉冲分类电路。

在使用图 1-2c 所示的结构设计一个植入式神经接口时,这些电路是重要的基石。因为它们可以在超低功耗下运行,所以它们可以使用于许多苛刻应用的植入式装置得到改善。

为了强调这一愿景提出的电路设计挑战,我们将主要阐述一些前置神经记录放大器的规范。正如前面所描述的其他基石,本书中将描述神经记录放大器的几种设计步骤和个案研究。

在进行数字化或任何信号处理之前,生物信号需要首先被放大。根据应用,前置放大器应满足以下设计要求:

- 1) 有足够低的参考噪声输入以解决微伏级的尖峰脉冲 ($10\mu\text{V}$)。
- 2) 有足够的动态范围去传送或容忍大局部场电位 (LFP) 或肌电图 (EMG) 信号 ($1\sim 10\text{mV}$)。
- 3) 具有比电极组织接口更高的输入阻抗和很小的直流输入电流。
- 4) 在有兴趣的频率波段放大信号 (对于尖峰脉冲电位信号为 $300\text{Hz}\sim 5\text{kHz}$, LFG 为 $10\sim 100\text{Hz}$, EEG 为 $0.5\sim 40\text{Hz}$, ECoG 为 $0.5\sim 200\text{Hz}$, EMG 为 $0.5\sim 20\text{Hz}$)。
- 5) 限制 (或取消) 在电极组织接口的直流偏置,以防止放大器输出饱和。
- 6) 尽可能少地占用硅面积,为了减少尺寸,很少使用或不使用片外元件。
- 7) 足够的共模抑制比 (CMRR) 以减少来自 50/60Hz 工频电源线噪声的干扰,足够的电源抑制比 (PSRR) 以阻止来自电源噪声的耦合 (如果使用中频感应电源这种耦合会更严重)。
- 8) 消耗功率不超过 10mW 。

植入式记录电子器件上的功率限制主要由必须将周围组织的慢性加热限制为小于 1°C 而引起的。初步试验表明,具有集成电子器件的 100 电极阵列的植入式皮质大约可以安全消耗 10mW 的功率^[3]。因此每个通道消耗功率必须小于 $100\mu\text{W}$,这些功率不包括共享电路模块,如模-数转换器 (ADC)、功率调节器和发送器。

本书前几章介绍设计低功耗和低噪声神经放大器的技术。第 2 章以介绍神经放大器设计面临的挑战开始。第 3 章介绍了一个简单的开环拓扑,通过牺牲其他性能而得到卓越的噪声/功率性能。第 4 章和第 5 章介绍了两种放大器的设计和测量。一种将低压设计技术与传统结构结合起来,另一种将前面所提到的开环设计和低压设计的深刻了解结合起来,设计一个低压闭环放大器,使其具有低噪声和好的全面性能。

接下来的三章介绍处理神经信号的电路技术。第7章提出一种芯片,该芯片可检测神经尖峰脉冲信号,提取描述性特征和将特征数字化。第8章介绍尖峰脉冲信号分类和一些关于尖峰脉冲信号分类算法在模拟实现时的考虑。第9章介绍一个利用薄氧化物浮栅模拟存储器去实现无监督聚类算法的电路,这是尖峰脉冲信号分类系统的主要组成部分。

最后,后面两章在两个实例系统背景下检查系统级集成。一个是 Neural-WISP,无线功率尖峰脉冲信号密度记录器,用来与一个商业射频识别读写器一起工作。另一个是神经流芯片,它可以用来将神经信号进行放大、数字化并进行无线传输。这些系统分别在第10章和第11章进行介绍。

参 考 文 献

- [1] Bohorquez J, Dawson J, Chandrakasan A (2008) A $350\mu\text{W}$ CMOS MSK transmitter and $400\mu\text{W}$ OOK super-regenerative receiver for medical implant communications. In: IEEE symposium on VLSI circuits. Digest of Technical Papers, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, pp 32-33
- [2] Chae M, Liu W, Sivaprakasam M (2008) Design optimization for integrated neural recording systems. IEEE J Solid-State Circuits 43 (9): 1931-1939
- [3] Harrison R (2008) The design of integrated circuits to observe brain activity. Proc IEEE 96 (7): 1203-1216
- [4] Jackson A, Mavoori J, Fetz E (2006) Long-term motor cortex plasticity induced by an electronic neural implant. Nature 444: 56-60
- [5] Kipke D, Shain W, Buzsaki G, Fetz E, Menderson J, Hetke J, Schalk G (2008) Advanced neurotechnologies for chronic neural interfaces: new horizons and clinical opportunities. J Neurosci 28 (46): 11830-11838
- [6] Lebedev M, Nicolelis M (2006) Brain-machine interfaces: past, present and future. Trends Neurosci 29 (9): 536-546
- [7] Leuthardt E, Miller K, Schalk G, Rao R, Ojemann J (2006) Electrocortigraphy-based brain computer interface—the seattle experience. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 14 (2): 194-198
- [8] Michelson R, Merzenich M, Pettit C, Schindler R (1973) A cochlear prosthesis: further clinical observations; preliminary results of physiological studies. Laryngoscope 83 (7): 1116-1122
- [9] Rai S, Holleman J, Pandey J, Zhang F, Otis B (2009) A $500\mu\text{W}$ neural tag with $2\mu\text{V}$ rms AFE and frequency multiplying MICS/ISM FSK transmitter.

In: IEEE international solid-state circuits conference, Digest of Technical Papers, pp 212-213

- [10] Schalk G, McFarland D, Hinterberger T, Birbaumer N, Wolpaw J (2004) Bci2000: a generalpurpose brain-computer interface (bci) system. IEEE Trans Biomed Eng 51 (6): 1034-1043 URL: <http://www.kl-ic.com/white9.pdf>
- [11] Seese T, Harasaki H, Saidel G, Davies C (1998) Characterization of tissue morphology, angiogenesis, and temperature in the adaptive response of muscle tissue to chronic heating. Laboratory investigation; J Tech Methods Pathol 78 (12): 1553-1562
- [12] Wessberg J, Stambaugh C, Kralik J, Beck P, Laubach M, Chapin J, Kim J, Biggs S, Srinivasan M, Nicolelis M (2000) Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. Nature 408: 361-365
- [13] Wise K, Anderson D, Hetke J, Kipke D, Najafi K (2004) Wireless implantable microsystems: high-density electronic interfaces to the nervous system. Proc IEEE 92 (1): 76-97

第2章 生物信号接口放大器：概述

要进行植入式神经记录系统电路设计时涉及很多的设计挑战。图 2-1 给出了一个通用的生物电位记录系统。首先，必须对微弱的神经信号进行放大、调节，然后数字化。然后将这些信息无线地传输到体外，以避免来自皮肤连接器的可能感染。功耗随着系统的复杂性和记录通道的数目而增加。但是，为防止组织过度加热，必须限制微型植入式装置的功耗。

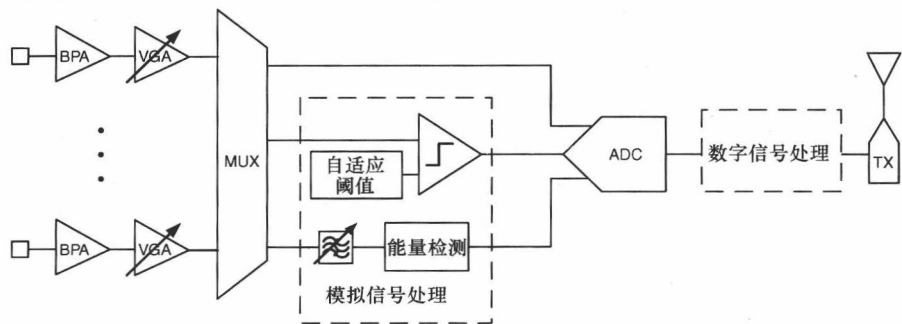


图 2-1 一个生物电位记录系统的通用模拟图

在一个典型的多通道系统里，每个信号通道都采用一个明显的低噪声放大器。模拟多路复用理论上可以减少前端放大器的数目。但是，为了捕捉多个电极上不断变化的神经活动的细节，模拟多路复用需要转换时间要比放大器的动态时间常数短。因此，多通道系统通常每一个通道使用一个独立放大器，严格限制每个放大器的功率。因此，功耗要尽可能的小。

本书接下来几章将详细介绍在神经记录和其他生物信号采集系统中使用的超低功耗低噪声放大器（LNA）设计。我们首先以这些系统的信号和电极特性作为开始。

2.1 记录电极的特点

一个信号/参考电极配置通常用于记录神经或肌肉的活动。每个信号电极和大的参考电极之间的电位差由前端差分放大器测量。参考电极通常是低阻抗的。但是，在其他应用中，一些信号电极与高阻抗参考电极相配对。金属电极尖端和细胞外液体之间的接触就形成了一个双电层，就像一个电容器。取决于电极面积

和表面粗糙度，普通电极的该电容估计在 $150\text{pF}\sim 1.5\text{nF}$ 之间。MEMS 技术的最新进展已经产生了含有多达 100 个记录点的微电极的小型阵列（每个维度小于 4mm ）^[11]。

接下来我们举例说明能常在实验室研究中用到的电极。图 2-2 显示了 NeuroNexus 技术的神经电极。200 μm 电极间距中共有 128 个位点。本书和参考文献 [6] 中用于获取测量的电极都是 $50\mu\text{m}$ 的聚四氟乙烯绝缘钨导线。在 1kHz 测得的每个电极都是电容性的，且具有 $100\text{k}\sim 500\text{k}\Omega$ 的等效阻抗。

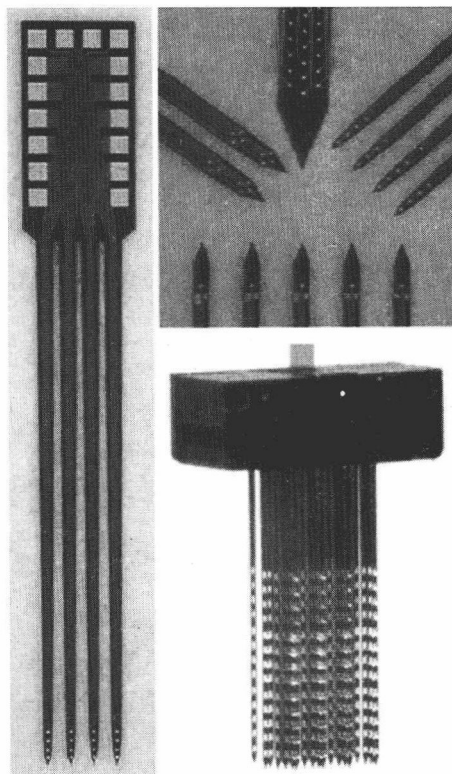


图 2-2 经常用在老鼠或猴子体内记录的典型侵入性神经电极

2.2 生物信号的特点

2.2.1 脑记录

这里存在三种感兴趣的主要侵入性信号：动作电位（尖峰脉冲）、局部场电位（LFP）和皮层脑电图（ECoG）信号。尖峰脉冲和 LFP 可以由单一机组记录得到。LFP 可以在头皮上作为脑电图（EEG）信号而得到测量，但要经历一部

分衰减。ECoG 信号可以由在头皮表面的侵入性记录电极测量。典型的尖峰脉冲信号占用 100Hz~7kHz 的频带, 振幅达到 $500\mu\text{V}$, 而 LFP 通常低于 100Hz, 振幅可达到 5mV ^[10]。与 LFP 相关, EEG 记录将信号衰减到 $10\sim 20\mu\text{V}$ 。ECoG 信号大约在 0.5~200Hz 带宽内, 振幅达到 $100\mu\text{V}$ 。

神经尖峰脉冲在 0.3~1.0ms 时间内出现双向的体内记录。尖峰脉冲每次持续几毫秒到几十毫秒, 这取决于电极的位置和神经元的固有特性。不同神经元的尖峰脉冲通常有不同的形状和发射率 (firing rates), 因此来自同一神经元的尖峰脉冲几乎都有统一的振幅和宽度 (duration)。以在电极组织接口处挑战慢性植入式组织和记录电极的高功耗为代价, 尖峰脉冲提供了高空间分辨率。

LFP 来源于大脑区域的很多神经元的集体活动。一些神经元距离电极太远, 以致由它们各自的尖峰脉冲解决。LFP 相对神经尖峰脉冲而言空间分辨率要小得多, 然而抗衰减 (如由疤痕组织引起的) 和抗干扰能力更强。一些研究已经说明了在具体的手臂运动和灵长类 LFP 信号能量之间的密切关系^[3]。

另一类最近越来越受关注的信号是皮层脑电图 (ECoG)。ECoG 信号的记录通常来自皮层表面, 因此不易受到慢性测量组织如组织封装和微动作的影响^[2]。因此, 它们测量得到的信号更具有鲁棒性。尽管与来自单一单元的尖峰脉冲记录相比, ECoG 细化空间较小, 但相对 EEG 信号, 它们的细化空间却比较大 (毫米和厘米的 $1/10$ ^[7])。最近研究证明了 ECoG 信号在神经义肢应用中谱分解的有效性^[9,13]。集成神经发射作为一些临床有关现象, 如癫痫发作和帕金森病中基底神经节的节奏的生物表征^[8]。

2.2.2 肌肉的信号

肌电图 (EMG) 是另一种测量来自肌肉细胞的信号。在 7~500Hz 频带内测得的 EMG 电势从 $50\mu\text{V}$ 到 30mV 变化, 这取决于特定的肌肉。EMG 信号通过表面肌电信号或针电极肌电 (肌肉内的) 信号进行测量。EMG 信号被用在很多类型的实验室研究中, 包括生物医学、运动控制、神经肌肉生理学等。在临床上, 它们也用于神经和神经肌肉问题的诊断。

表 2-1 是生物信号特性的总结。

表 2-1 生物信号的特性

	带宽	幅值	空间分辨率	创伤性
尖峰脉冲	1~7kHz	$<500\mu\text{V}$	很高	有创的
LFP	$<200\text{Hz}$	$<5\text{mV}$	低	有创的
EEG	$<100\text{Hz}$	$10\sim 20\mu\text{V}$	很低	无创的
ECoG	0.5~200Hz	$<100\mu\text{V}$	中等	适度创伤
EMG	7~500Hz	$5\mu\sim 2\text{mV}$	—	微创或无创