

 Springer

Sandro A.P. Haddad Wouter A. Serdijn

超低功耗生物医学信号处理

用于起搏器的模拟小波滤波器方法

[美] 尚德罗·A·P·哈达德 著
沃特·A·塞尔丁
陈翔 云峰 李津 译
张镇西 审校

Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing

An Analog Wavelet Filter Approach for Pacemakers



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing
An Analog Wavelet Filter Approach for Pacemakers

超低功耗生物医学信号处理

用于起搏器的模拟小波滤波器方法

尚德罗·A·P·哈达德

Sandro A. P. Haddad

[美]

著

沃特·A·塞尔丁

Wouter A. Serdijn

陈翔 云峰 李津 译

张镇西 审校



西安交通大学出版社

Xi'an Jiaotong University Press

Translation from English language edition:
Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing
by Sandro Augusto Pavlik Haddad and Wouter A. Serdijn
Copyright © 2009 Springer Netherlands
Springer Netherlands is a part of Springer Science+Business Media
All Right Reserved.

本书中文简体字版由施普林格科学与商业传媒公司授权西安交通大学出版社独家出版并限在中国大陆地区销售。未经出版者预先书面许可,不得以任何方式复制或发行本书的任何部分。

陕西省版权局著作权合同登记号 图字 25-2014-145 号

图书在版编目(CIP)数据

超低功耗生物医学信号处理:用于起搏器的模拟小波滤波器方法/(美)哈达德(Haddad,S.),(美)塞尔丁(Serdijn,W.)著;陈翔,云峰,李津译. —西安:西安交通大学出版社,2014.10

书名原文:Ultra low-power biomedical signal processing an analog wavelet filter approach for pacemakers

ISBN 978-7-5605-6777-8

I. ①超… II. ①哈…②塞…③陈…④云…⑤李…
III. ①生物医学仪器-信号处理-研究 IV. ①R318.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 217218 号

书 名	超低功耗生物医学信号处理:用于起搏器的模拟小波滤波器方法
著 者	尚德罗·A·P·哈达德 沃特·A·塞尔丁
译 者	陈翔 云峰 李津

出版发行	西安交通大学出版社 (西安市兴庆南路 10 号 邮政编码 710049)
------	---

网 址	http://www.xjtupress.com
电 话	(029)82668357 82667874(发行中心) (029)82668315 82669096(总编办)

传 真	(029)82668280
印 刷	陕西宝石兰印务有限责任公司



开 本	720mm×1000mm	1/16	印张	14.625
印 数	0001~1800 册		字数	228 千字
版次印次	2014 年 10 月第 1 版	2014 年 10 月第 1 次印刷		
书 号	ISBN 978-7-5605-6777-8/R·642			
定 价	88.00 元			

读者购书、书店添货,如发现印装质量问题,请与本社发行中心联系、调换。

订购热线:(029)82665248 (029)82665249

投稿热线:(029)82665380

读者信箱:banquan1809@126.com

版权所有 侵权必究

译者序

有源植入医学装置(AIMDs)在现代生物医学仪器中占据着重要的地位,以心脏起搏器、神经刺激器以及电子耳蜗等为代表的这一类嵌入式控制系统在生物体内极其严苛的体积、功耗限制条件下承担着生命攸关的人工控制任务。这对应用于此类装置、面对大量噪声的微弱生理信号的超低功耗生物医学信号处理方法提出了严峻的挑战;如何在这样极端的条件下实现复杂而且计算密集的信号处理呢?由尚德罗·A·P·哈达德(Sandro A. P. Haddad)和沃特·A·塞尔丁(Wouter A. Serdijn)撰写的原著即是一本为数不多的专门探讨这一问题的著作。

本书首先从电子学的视角介绍了心脏起搏器的发展历史,然后对比了可应用于超低功耗生物医学信号处理的小波变换和傅里叶分析方法的特点,并着重探讨了低功耗模拟小波滤波器的设计、近似、状态空间的描述及最优化方法,介绍了超低功耗积分器的设计以及超低功耗生物医学系统设计方法。特别是,本书对涉及超低功耗生物医学信号处理的线性与非线性方法不仅进行了十分细致的分析说明和数值仿真,而且很多实例已半导体工艺实现,使得原作者的观点和结论非常具有说服力。

本书由陈翔、云峰、李津翻译,硕士生徐野、卞晓悦对全文的公式、图表作了极其细致的整理和编排工作。译稿是在我们日常讨论的基础上修改完善的,难免有偏颇、疏漏之处,还希望能得到广大读者的批评与指正,一同交流探讨。

全书的翻译工作是在西安交通大学电子科学与技术博士后科研流动站研修期间完成的,得到了合作导师云峰教授及其所领导的电子信息与通信学院固态照明工程研究中心的大力支持,特别是魏琳珺老师、丁文老师、闫国松工程师、张焯工程师,以及张敏妍博士、赵宇坤博士、田振寰博士在日常工作中给予了无私的帮助,在此表示衷心的感谢。

感谢国家 863 计划(2011AA03A111,2012AA041004,2014AA032608,项目负责人:云峰)、中国博士后科学基金(2012M521779,项目负责人:陈翔)以及国家自然科学基金青年基金(81101117,项目负责人:李津)对相关研究工作的支持。感谢西安交通大学生命科学与技术学院生物医学分析技术与仪器研究所张镇西教授在百忙之中对译稿的审阅和中肯的建议,张教

授严谨治学的态度令人印象至深。

本书的出版也得到了中国生物医学工程学会心律学会、西安交通大学生命科学与技术学院、教育部生物医学信息工程重点实验室以及生物医学工程系、生物医学工程研究所、生物医学分析技术与仪器研究所以及医学院医学电子工程研究所的关心和支持,尤其是西安交通大学出版社以及鲍媛编辑的鼎力帮助,在此对所有的帮助和支持表示衷心的感谢!

同时感谢家人、朋友对本书翻译工作的支持,特别感谢我的妻子对我无尽的包容与支持!

陈 翔

西安交通大学

2014年5月15日

前 言

当微电子技术在类似计算机这样的由人类操控的工具中日益成熟之时,另一个无所不在的微电子时代已稳步起航。与执行器和传感器组合的紧凑、健壮并且专门定制的微电子系统正越来越多地应用在生命攸关的控制中。在这些独立的自动控制系统中将不会出现那些我们熟悉的由计算机提出的类似“你确定要执行么?(按 OK 继续)”的询问,这些嵌入式控制系统必须依据传感器所提供的任何可用信息立即做出决策。

对这些嵌入式控制系统而言,最具挑战性的是可植入人体的装置。这些装置不仅要控制生命攸关的功能,而且必须在极端苛刻的功率和体积限制下执行。此外,这些装置所感知的信号往往是嘈杂和微弱的,不得不进行复杂而且计算密集的信号处理。尽管面临这样的挑战,每年植入人体的心脏起搏器仍然以数十万计。有报告表明,其中一些的电池使用寿命超过 20 年。

植入式心脏起搏器于 20 世纪 50 年代末首次推出,并从那时起以各种不同的方式不断地完善和提高着。这本由尚德罗·A·P·哈达德(Sandro A. P. Haddad)和沃特·A·塞尔丁(Wouter A. Serdijn)撰写的新书《超低功耗生物医学信号处理——用于起搏器的模拟小波滤波器方法》在面对生物医学装置核心问题,也就是高能效的线性与非线性信号处理基础上,着重探讨起搏器电路。书中所提出的模拟小波滤波器的方法对集成的起搏器电路而言是高效而且灵活的。

本书将受到那些对微电子装置高能效、线性和非线性信号处理方法研究者的重视。书中面对小波滤波器优势时对传统傅里叶变换分析的取舍讨论既中肯也易于理解。对如心电信号中的 QRS 复合波这样的起搏器典型时域信息,书中也作了详尽的分析。对另一个重要的观点,即如何应用对数域(动态线性跨导)电路技术于高能效电子装置,书中亦提供了令人信服的结果。

虽然在这本书中涉及的主要装置是植入式心脏起搏器,但是作者总体

上指出了小波滤波器的一般属性和实用性,而不仅仅限于生物医学领域的应用。完整的小波滤波器理论与其向实际电路转化的结合,使得这本书适合于每位高效嵌入式控制系统的研究者。

Tor Sverre Lande
奥斯陆,2008年11月
纳米电子学教研组
信息学系
奥斯陆大学
挪威

目 录

译者序

前言

第 1 章 绪论	(1)
1.1 生物医学信号处理	(1)
1.2 小波变换在生物医学中的应用	(2)
1.3 模拟电路相对数字电路——对生物医学前端功耗的挑战	(4)
1.3.1 模拟感知放大器的功耗	(5)
1.3.2 数字感知放大器的功耗	(6)
1.4 本书的目标与领域	(9)
1.5 概述	(9)
参考文献	(11)
第 2 章 起搏器的演进:电子学视角	(13)
2.1 心脏	(13)
2.2 心脏信号	(16)
2.2.1 体表心电图	(16)
2.2.2 腔内心电图	(17)
2.2.3 心脏疾病——心律失常	(17)
2.3 心脏起搏的历史和发展	(17)
2.3.1 什么是人工心脏起搏器?	(17)
2.3.2 海曼的起搏器	(19)
2.3.3 摩登时代的破晓——植入式起搏器	(20)
2.4 现代起搏器的新功能	(26)
2.5 结论	(28)
参考文献	(29)
第 3 章 小波与傅里叶分析	(31)
3.1 引言	(31)
3.2 傅里叶变换	(31)
3.3 窗函数	(33)

3.4	小波变换	(34)
3.4.1	连续时间小波基	(37)
3.4.2	复连续时间小波基	(39)
3.5	基于小波变换的信号处理	(41)
3.5.1	奇点检测——小波缩放	(41)
3.5.2	降噪	(45)
3.5.3	压缩	(45)
3.6	低功耗模拟小波滤波器设计	(45)
3.7	结论	(47)
	参考文献	(47)
第4章	模拟小波滤波器:近似的需要	(49)
4.1	引言	(49)
4.2	复一阶滤波器	(49)
4.3	拉普拉斯域中的帕德近似法	(54)
4.4	L_2 近似法	(61)
4.5	基于小波的其他近似方法	(64)
4.5.1	贝塞尔-汤姆逊滤波器——准高斯脉冲响应	(64)
4.5.2	Filanovsky's 滤波器方法	(65)
4.5.3	傅里叶级数法	(67)
4.6	讨论	(70)
4.7	结论	(71)
	参考文献	(71)
第5章	最优状态空间描述	(73)
5.1	状态空间描述	(73)
5.2	动态范围	(75)
5.2.1	动态范围优化	(75)
5.3	稀疏	(77)
5.3.1	正交变换	(78)
5.3.2	范式表示	(79)
5.3.3	双二阶结构	(81)
5.3.4	对角可控性格兰姆行列式——正交梯形结构	(83)
5.3.5	稀疏与动态范围比较	(85)

5.3.6	新的稀疏性能指标(SFOM)	(87)
5.4	敏感度	(89)
5.4.1	新动态范围稀疏敏感度(DRSS)性能指标	(90)
5.5	结论	(91)
	参考文献	(92)
第6章	超低功耗积分器设计	(93)
6.1	跨导-电容滤波器	(93)
6.1.1	nA/V CMOS 三极管跨导放大器	(94)
6.1.2	pA/V Δ - G_m 跨导放大器	(96)
6.2	跨导线性(对数域)滤波器	(98)
6.2.1	静态与动态跨导线性原理	(99)
6.2.2	对数域积分器	(100)
6.3	A类对数域滤波器设计实例	(103)
6.3.1	双极型多输入对数域积分器	(103)
6.3.2	CMOS型多输入对数积分器	(104)
6.3.3	采用CMOS技术的高频对数域积分器	(105)
6.4	低功耗AB类双曲正弦积分器	(109)
6.4.1	用于AB类对数域积分器的状态空间表达	(110)
6.4.2	以晶体管实现状态空间公式化的AB类双曲正弦积分器	(111)
6.4.3	压扩双曲正弦积分器	(113)
6.4.4	超低功耗AB型双曲正弦积分器	(116)
6.5	讨论	(125)
6.6	结论	(126)
	参考文献	(127)
第7章	超低功耗生物医学系统设计	(131)
7.1	用于起搏器的动态跨导线性心电感知放大器	(132)
7.1.1	差分电压-单端电流变换器	(133)
7.1.2	带通滤波器	(134)
7.1.3	绝对值电路与真有效值-直流(RMS-DC)转换器电路	(136)
7.1.4	检测(符号函数)电路	(138)

7.2	以 CFOS 检测 QRS 复合波	(140)
7.2.1	滤波级——CFOS 小波滤波器	(142)
7.2.2	决策级——绝对值与峰值检测电路	(144)
7.2.3	测量结果	(146)
7.3	小波滤波器设计	(151)
7.3.1	高斯滤波器	(151)
7.3.2	复小波滤波器的实现	(159)
7.4	莫莱小波滤波器	(164)
7.4.1	电路设计	(167)
7.4.2	莫莱小波滤波器测量结果	(171)
7.5	结论	(175)
	参考文献	(176)
第 8 章	结论与展望	(179)
8.1	未来研究方向	(181)
附录 A	高性能模拟延迟	(183)
A.1	贝塞尔-汤姆逊近似法	(183)
A.2	帕德近似法	(185)
A.3	贝塞尔-汤姆逊与帕德近似延迟滤波器比较	(188)
A.4	高斯时域脉冲响应法	(190)
附录 B	模型简化——平衡截断法	(193)
附录 C	开关电容型小波滤波器	(197)
附录 D	超宽频带电路设计	(205)
D.1	用于脉冲位置调制的脉冲发生器	(205)
D.2	用于超宽频带前端的延迟滤波器	(207)
D.3	FCC 认可用于超宽频带通信的脉冲发生器	(209)
	结束语	(211)
	致谢	(213)
	关于作者	(215)
	索引	(217)

第 1 章

绪 论

大约 40% 的人类死因归咎于心血管疾病。而为患者植入用于监测心脏状态并调整心律的人工心脏起搏器,是降低心血管恶性事件发生率和死亡率的一个实用途径。心脏起搏已成为世界范围内的治疗手段,每年植入的心脏起搏器超过 25 万例。 001

心脏起搏器应具备反映心脏状态的实时感知能力。目前的起搏感知电路可以看作一个将时域信号的信息压缩为表达心脏活动事件信息的心电信号压缩算法。但将来的心脏起搏算法,相信会考虑到对感知心电信号形态方面的益处而提高以植入传感器对心脏活动数据的分析以及记录能力。这将为面临梗塞威胁以及梗塞后患者的院外监护与管理提供新的机遇。

对类似于心脏起搏器的植入装置而言,受目前便携式电池功率密度和寿命的限制,系统的功耗至关重要。这意味着对此类装置的设计必须针对非常低的功耗而进行专门的优化。

本书的目的是详细介绍心脏起搏系统的显著进步,并为低功耗生物医学系统开发新的信号处理方法和模拟集成电路技术。

1.1 生物医学信号处理

生物医学信号处理的核心是从生物和生理学系统中提取、采集重要生理信号。这些信号允许我们获得关于生命系统的状态信息,因此,对这些信号的监测和解释可以为临床医生和研究人员获得关于人类健康和疾病相关的信息,具有显著的诊断价值。

生物医学信号的处理在很大程度上依赖于那些关于信号起源和本质,

002 以及附带诸多特殊性质的知识,通常表现为一些独特的问题。这样做的原
因主要是由于底层的生物结构和其信号的复杂性,以及进行间接的、非侵入
性测量的需求。此外,所检测到的信号通常被噪音污染,因此,相关的信息
是不“可见”的,并不能轻易地从原始信号中提取出来。由于这样的原因,通
常需要采用更先进的信号处理技术。

生物医学信号的另一个重要方面是感兴趣的信息往往是非常局部的、
暂时的(如放电)与其它更加分散的(如小振荡)^[1]特征的结合。这需要足够
灵活的分析方法来处理那些可能完全对立于一时-频分布两端的事件。在这
本书中,我们将探讨小波分析方法从生物医学信号中提取信息的能力。

1.2 小波变换在生物医学中的应用

生理信号大多是非平稳的,如心电图(ECG)、脑电图(EEG)和肌电图
(EMG)。这些信号分别表现出心脏、大脑和肌肉的电活动。生物医学信号
处理面临的主要困难是信号的极端变异性以及在个体差异基础上逐例分析
的必要性^[1]。小波变换(WT)的通用性使其已广泛应用于生物医学信号处
理。由于其良好的局部时间和频率(尺度)估计,小波变换已被证明是一个
非常有效的非平稳和快速的瞬态信号局部分析工具^[2,3]。小波变换是一种
线性的运算操作,其将信号分解成出现在不同尺度(或分辨率)的成分。这
种变换在信号与扩张型滤波器卷积的基础上将信号映射为时间和频率的二
维函数。

003 小波变换在生物医学应用中的使用是极其多样的。来自小波分析^[2]的
信号处理方法具有极大的潜力支持广泛的生物医学信号处理应用,包括噪
声抑制^[4]、特征识别^[1]以及信号压缩^[5]。这里讨论进行心脏信号分析的小
波技术。然而这些技术也可以成功地应用于其它类型的非平稳信号的分
析,像那些表现在脑电图(EEGs)中与脑功能相关的电势、皮层脑电图
(ECoGs)中与脑皮层相关的电势、肌电图(EMGs)中与肌肉相关以及视网
膜电图(ERGs)中与视网膜相关的电势等等。

心脏信号分析

在过去的几年中,已经提出了许多新的心脏信号分析方法^[6],如基于滤
波器组的算法^[5]、人工神经网络^[8]、非线性变换^[9]和小波变换^[10]等方法。

在图 1.1 中可以比较在电气电子工程师协会(IEEE)在线数据库已发表的关于心电图(ECG)信号检测的基于滤波器、小波变换和神经网络三种不同算法的论文数,撇开小波分析仍是相对较新的事实不讲,基于小波变换的信号处理方法发展非常迅速,论文发表速度保持稳步增长。

很多原因使得小波分析算法的应用数量增长。由于通常的心脏信号和噪声成分占据相同的频谱波段,线性信号处理(线性滤波)方法的前景是相当有限的。因此,以信号分析方法提高从噪声和干扰中检出信号的能力是极其重要的。许多方法^[6]已展示了基于小波变换的特征提取算法区分正常和异常心电信号模式的潜力。

作为一种多尺度分析技术,小波允许在不同尺度上分析心电信号的细节,就好像使用不同放大倍数的显微镜来观察检验样品一样。可以从图 1.2 看到,在非常精细的尺度(较小的尺度 a),心电图的细节如 QRS 复合波(心电图中最明显的波形)得到很好的显现而未受信号整体结构的影响。在粗尺度下(较大的尺度 a),可以忽略细节仅对心电图的整体结构进行研究。值得注意的是,从这个全局化的观点,QRS 复合波和 T 波都可以被检测到。

004

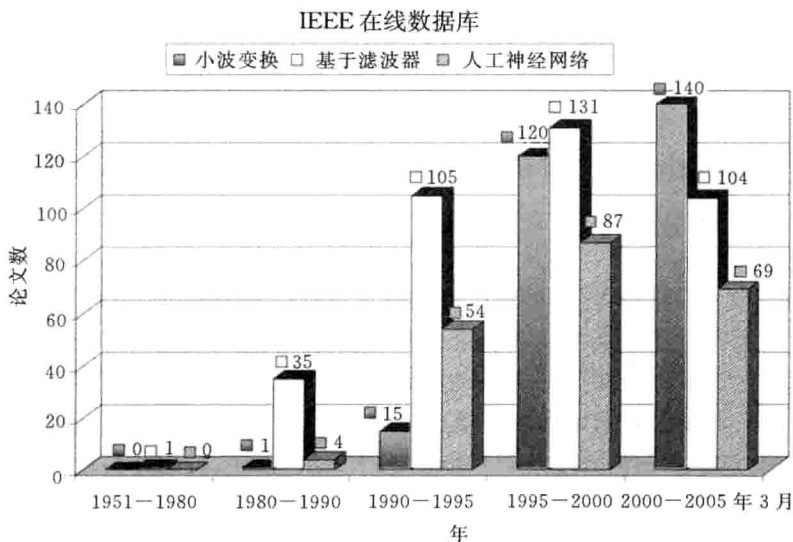


图 1.1 IEEE 在线数据库发表的不同类型心脏信号检测算法

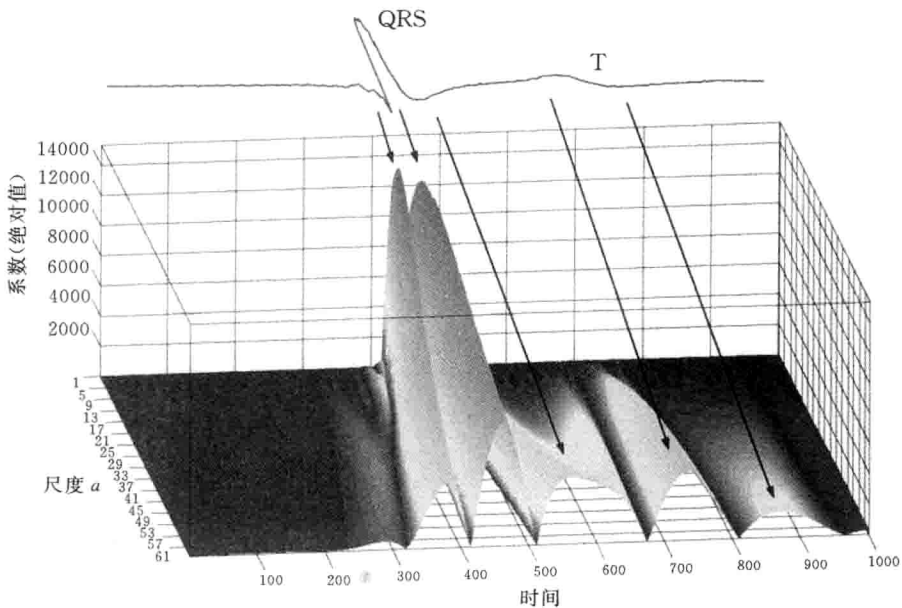


图 1.2 腔内心电图的小波分析。对于较小的尺度 a , QRS 复合波占主要成分; 而对于较大的尺度 a , QRS 波和 T 波都非常好地得到体现

1.3 模拟电路相对数字电路——对生物医学前端功耗的挑战

现代心脏起搏器包括可以接收和发送数据的遥测系统, 由无源/有源滤波器、放大器和比较器构成的模拟或数字感知放大器, 刺激心脏的模拟输出电路(通常也被称为脉冲发生器)以及控制起搏系统所有设置的微处理器。此外, 运行在微处理器中的算法决定是否需要发放起搏脉冲。然而, 新增加的改进功能不应该缩短心脏起搏器的工作寿命, 因此, 低功耗条件下可靠的检测性能成为最具挑战性的设计约束之一。

感知放大器在提供心脏当前状态信息方面起主要作用。目前最先进的植入式脉冲发生器或心脏起搏器具备实时感知能力, 设计用于检测和监测内心信号事件(如心室中的 R 波)。感知放大器和随后的检测电路合称为

前端,其框图如图 1.3 所示。可以从图 1.3 中看到,前端信号处理部分可以通过模拟或数字电路方式实现,在后续的章节中,我们还将比较模拟和数字两种实现方式各自所需的最低功率。

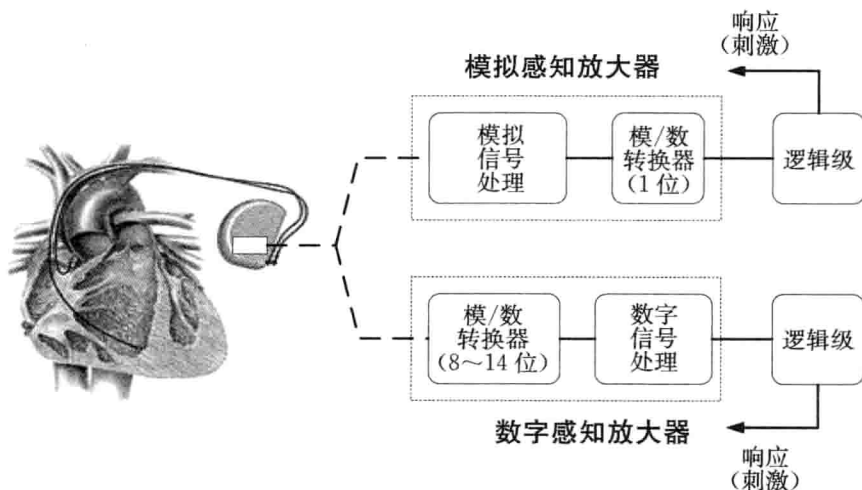


图 1.3 用于心脏起搏器的模拟和数字感知放大器

1.3.1 模拟感知放大器的功耗

通常,检测心脏的电活动需要滤波,通过比较心脏信号与噪声的能量谱差异可以确定是否有心搏发生。因此,模拟感知放大器仅仅感知单一的事件(其特征为由 1 位模/数(A/D)转换器发出的二进制脉冲)并将事件回馈给微控制器(逻辑级)以决定是否由刺激器发送适宜的起搏治疗脉冲刺激。该系统由一个模拟信号处理单元构成,通常包括一个带通滤波器及一个 1 位的比较器电路。带通滤波器专门用于选择心内信号,以尽量减少噪声和干扰的影响。一般来说,一个集成的连续时间滤波器可以通过一个积分网络来实现,而这种积分运算完全由电容元件来执行。性能指标每极功率^[11]给出了一个与积分(滤波)这样的基本信号处理操作相关的功耗指标。

006

模拟滤波器的每极功率

从这个性能指标来看,连接一阶低通滤波器并且由一个正弦输入信号

驱动积分器的最低功耗(P_{an}),可以由动态范围(DR)来表达。

$$P_{an} = 8fkT\xi DR \quad (1.1)$$

其中 f 是截止频率, kT 是热能并且 ξ 是跨导元件的超限噪声系数^[12]。 ξ 基本上是大于等于 1/2 的。因此,较高的噪声系数值直接导致相应的功耗升高。对于一个线性化的跨导器,正如所发现的,如在跨导-电容($G_m - C$)结构中,超限噪声系数可显著较大,通常为 $\xi_{in} \approx 3 - 8$ ^[13]。然而,对于对数域积分器,噪声系数大致为 $\xi_{log} \approx 3/2$ ^[13]。这意味着对数域滤波器比传统连续时间滤波器可以大幅度地降低功耗。这也可以部分解释对数域滤波器不需要任何传统滤波器所必需的局部线性化的事实^[12]。

1.3.2 数字感知放大器的功耗

数字信息与相对应的模拟信息在两个重要方面不同:它是被采样并且被量化的。为了连接数字电路与物理世界,可以将连续时间域信号转换成离散时间域、二进制编码方式的模/数转换器(ADC)是必需的。

模/数转换器的功率消耗

模/数转换器(ADC)的分辨率表示它可以产生离散值的数量。一个理想 ADC 的信噪比(SNR)由下式给出:

$$SNR_{dB} = 6.02N - 1.25 + 10 \cdot \log \frac{f_s}{f_{sig}} \quad (1.2)$$

其中 N 是给定的位数, f_s 是采样频率并且 f_{sig} 是输入信号的最高频率。可以注意到,对于奈奎斯特转换器,其采样频率定义为 $f_s = 2f_{sig}$,故其 SNR_{dB} 为

$$SNR_{dB} = 6.02N + 1.76 \quad (1.3)$$

007 在文献[14]中,性能指标(F)已被定义为强调效率对功耗以及信噪失真比 SNDR

$$F = \frac{2^N f_s}{P} \quad (1.4)$$

其中 P 是功耗。这里,我们将考虑在乐观的情况下,SNDR 等于动态范围(DR)。由此,可以量化 ADC 的功耗性能(P_{ADC}),其与对应的动态范围 DR 有关

$$P_{ADC} = \frac{2^{ENOB} f_s}{F} = \frac{2^{\frac{DR_{dB} - 1.76}{6.02}} f_s}{F} \quad (1.5)$$