



普通高等教育“十二五”规划教材

医学电子 仪器设计

Medical Electronic Instruments Design

贺忠海◎主编



机械工业出版社
CHINA MACHINE PRESS

014037850

TH772
07

普通高等教育“十二五”规划教材

医学电子仪器设计

主编 贺忠海

参编 马振鹤 李梦超 王巧云

赵玉倩 魏永涛 孙美荣

陈 砚



机械工业出版社



北航

C1725887

TH772
07

028780310

本书首先介绍了医学电子仪器常用的元器件和电路,然后以设计任务为核心,逐级分解设计任务,选择解决方案,说明各部分模块的实现方法,结合不同类型的医学电子仪器说明了设计方法和流程。

本书既概括了医学电子仪器的通用设计方法(包括通用的流程、通用的元器件、通用的电路),又说明了不同类型仪器的设计特点,无论从设计思路还是实际内容上都有很强的指导和参考作用。本书还有重点地对现阶段技术条件下的模拟电路的核心(运算放大器)和数字电路的核心(单片机)进行非常详细的说明,对于如何设计高性能运算放大电路和以单片机为核心的控制电路重点加以阐述。本书介绍的内容都是公司研发中实际应用的,这就保证了本书技术的先进性。

本书可作为高等院校生物医学工程专业本科的专业课教材,也可供从事医学电子仪器设计、使用和维修的工程技术人员参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学电子仪器设计/贺忠海主编. —北京:机械工业出版社, 2014.4
普通高等教育“十二五”规划教材
ISBN 978-7-111-45661-2

I. ①医… II. ①贺… III. ①医疗器械—电子仪器—设计—高等学校—教材 IV. ①TH772.02

中国版本图书馆CIP数据核字(2014)第022861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:王小东 责任编辑:王小东 王琪

版式设计:霍永明 责任校对:樊钟英

封面设计:张静 责任印制:乔宇

北京机工印刷厂印刷(三河市南杨庄国丰装订厂装订)

2014年4月第1版第1次印刷

184mm×260mm·14.75印张·1插页·363千字

标准书号:ISBN 978-7-111-45661-2

定价:35.00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

本书是为生物医学工程专业的医学电子仪器设计课程编写的,编写的特点是注重了技术的先进性和知识体系的完整性。本书从实际的医学仪器设计出发,精选了几类有特点的仪器作为设计的范例,详细分析了仪器设计的要求、步骤、任务的分解与完成方法。根据现有医学仪器的特点,对仪器设计的两大部分,即模拟信号提取部分和数字控制部分,分别进行详细讲述。本书的设计都是以单片机为核心搭建的,并都采用现在广泛应用的技术。

全书共分9章,基本分为3大部分。第一部分包括前3章,分别对医学仪器的总体设计和组建医学仪器的元器件与电路进行了充分讲述,为医学仪器设计的基础知识部分,这部分内容根据实际元器件的性能特点对电路进行了深入研究,对运算放大器电路的使用进行了详细说明,对常用的输入/输出设备给出了说明并讲解了使用方法。第二部分包括第4~8章,分别对典型仪器的设计过程和方法进行讲述,从仪器需要达到的功能要求进行分析,根据生物信号的特点设计信号提取电路,对各部分任务进行分解,根据分解任务确定核心控制器信号,再根据核心控制器确定外围电路,从而组成一个完整的生物信号测量仪器,并对输入/输出设备进行选择和设计,整个控制系统都以现在广泛采用的元器件作为设计基础,有很强的实用价值和指导作用。第三部分为第9章,简单讲解了生物治疗仪器的设计方法,这部分内容突出了治疗仪器与检测仪器设计过程中的不同,特别强调了安全性在设计过程中的重要性。

在编写本书的过程中,作者得到了康泰医学系统有限公司的大力帮助,研发中心副总监杨振和张金玲为本书提供了大量的建议和指导,研发中心的李传喜、杨磊、王树志、杨婷婷等工程师为本书提供了无私的帮助和指导,并对某些专题编写了部分内容,在此表示特别的感谢。

为充分体现内容的先进性和条理性,本书在编写过程中参阅了大量的著作和期刊,在此谨向这些文献的作者们致以诚挚的谢意。

由于本书内容很新颖,其中很大一部分都是第一次整理出版,肯定有不成熟和错误的地方,恳请读者批评指正。作者 Email: professorhe@ qq. com。

编者

目 录

前言

第1章 医学电子仪器的特点	1
1.1 生物信号的基本特征	1
1.2 生物系统建模与仪器设计	3
1.2.1 系统建模与模型特点	3
1.2.2 建立生物系统模型的基本方法	4
1.3 医学电子仪器的基本构成	7
1.3.1 生物信号采集系统	8
1.3.2 生物信号处理和控制系统	9
1.3.3 生物医学信号的记录与显示系统	9
1.3.4 电源管理系统	10
1.3.5 辅助系统	10
1.3.6 医学仪器的工作方式	11
1.4 医学仪器的特性与分类	11
1.4.1 医学仪器的主要技术指标	11
1.4.2 医学仪器的特殊性	15
1.4.3 典型医学参数	15
1.4.4 医学仪器的分类	16
1.5 生物医学仪器的设计原则与步骤	17
1.5.1 医学电子仪器的设计原则	17
1.5.2 仪器的设计步骤	18
第2章 常用电子元器件	21
2.1 电阻器	21
2.1.1 电阻器的参数	21
2.1.2 阻抗元件标称值和允许偏差的标志法	22
2.1.3 电阻器的杂散参数和选用方法	23
2.2 电感器的结构与特点	24
2.2.1 电感器的作用	24
2.2.2 小型固定电感器	24
2.2.3 电感器的杂散参数	24
2.3 电容器	25
2.3.1 电容器的分类和作用	25
2.3.2 常用电容器的特点	25
2.3.3 电容器的杂散参数	27
2.4 显示、键盘及打印技术	29
2.4.1 发光二极管显示器	29
2.4.2 液晶显示器	31

2.4.3	有机发光显示器	36
2.4.4	显示器的控制	38
2.4.5	常用键盘类型	39
2.4.6	常用打印形式	42
2.5	微处理器	44
2.5.1	单片机的特点与功用	44
2.5.2	常用单片机类型及特点	45
2.6	常用器件的主要供应商	47
2.7	常用芯片资料的阅读方法	48
第3章 医学仪器常用电路		49
3.1	运算放大器的类型和技术参数	49
3.1.1	运算放大器的类型	49
3.1.2	运算放大器的参数	50
3.1.3	集成电路的元器件特性	53
3.2	信号放大电路	54
3.2.1	反相放大电路	54
3.2.2	同相放大器	55
3.2.3	基本差动放大电路	56
3.2.4	高共模抑制比放大电路	60
3.2.5	电桥电路	64
3.2.6	隔离放大器	65
3.3	滤波电路	66
3.3.1	滤波器的分类	66
3.3.2	滤波器的主要特性指标	67
3.3.3	RC有源滤波电路	68
3.3.4	几款常用的滤波器设计软件	69
3.3.5	有源滤波器集成电路	69
3.4	典型电源电路	69
3.5	生物电放大器前置级原理	72
3.5.1	高输入阻抗	72
3.5.2	高共模抑制比	73
3.5.3	低噪声、低漂移	74
3.5.4	设置保护电路	74
3.6	噪声特性分析	75
3.6.1	噪声与干扰的基本特性	75
3.6.2	运算放大电路中的噪声分析	77
3.7	抗干扰措施	78
3.7.1	串模干扰及其抑制	78
3.7.2	共模干扰及其抑制	80
3.7.3	模拟电路和数字电路的隔离	81
3.7.4	接地方法	82
3.7.5	软件的抗干扰技术	83
3.7.6	自激振荡现象与排除方法	83

3.8	便携式仪器的设计特点	84
3.8.1	选择 CMOS 工艺的元器件	84
3.8.2	单片机的低功耗设计	85
3.8.3	存储器的低功耗设计	86
3.8.4	电源的低功耗设计	86
3.8.5	使用液晶显示技术	88
3.8.6	表面安装技术	89
3.8.7	电路集成设计	89
3.8.8	减小体积尺寸	90
第 4 章	心电图机的设计	91
4.1	心电信号的产生和特点	91
4.1.1	心电信号的产生	91
4.1.2	心电信号的电信号特点	93
4.1.3	心电信号的常见噪声	94
4.2	心电图机的信号采集设计	95
4.2.1	心电图机需要实现的功能	95
4.2.2	心电图机的主要性能参数	97
4.2.3	电极与导联	99
4.2.4	信号放大电路	104
4.3	单片机控制系统	109
4.3.1	单片机型号的选择	109
4.3.2	按键控制与编程	113
4.3.3	液晶显示电路	116
4.3.4	打印机控制电路	118
4.3.5	电动机驱动控制	119
4.4	电源电路的设计	120
4.4.1	电源管理总体结构图	120
4.4.2	交流供电及电池充电电路	120
4.4.3	实地稳压供电电路与浮地隔离电路	123
4.5	单片机软件的结构	123
4.5.1	前后台程序结构	123
4.5.2	前后台程序的编写原则	124
4.5.3	任务实时性分析	125
4.5.4	心电图机中的程序结构	126
4.5.5	前后台程序结构的特点	127
第 5 章	脉搏血氧仪设计	130
5.1	脉搏血氧测量的意义	130
5.2	脉搏血氧法基本测量原理	131
5.3	脉搏血氧仪的硬件结构	134
5.3.1	总体设计方案与系统构成	134
5.3.2	光源及其驱动电路的设计	136
5.3.3	数据采集电路	138
5.3.4	显示器模块及其驱动电路设计	140

5.3.5	外接存储设备设计	143
5.4	基于 MSP430 的主控系统	143
5.4.1	MSP430 的特点	143
5.4.2	单片机需要完成的任务和设计过程	144
5.4.3	系统软件设计	146
5.5	低功耗电源设计	148
5.5.1	电源芯片技术现状	148
5.5.2	锂电池充电管理设计	149
5.6	脉搏血氧仪的校正方法	150
5.6.1	脉搏血氧仪的标定方法	150
5.6.2	脉搏血氧仪的噪声分析	151
第6章 血压测量仪器设计		153
6.1	血压的监测意义	153
6.2	血压的直接测量方法	153
6.3	血压的间接测量方法	155
6.3.1	柯氏音法	156
6.3.2	测振法	156
6.4	电子血压计的电路设计	157
6.4.1	血压信号提取过程	157
6.4.2	传感器及模拟信号电路	158
6.5	单片机控制系统设计	160
6.5.1	单片机资源分析	160
6.5.2	单片机软件的工作流程	163
6.5.3	调整方法	166
6.6	动态血压监测	167
6.6.1	动态血压的测量意义和内容	167
6.6.2	仪器结构	168
6.6.3	单片机控制系统	168
6.6.4	单片机软件的工作流程	169
6.6.5	PCB 设计	171
6.6.6	液晶显示控制	171
6.6.7	电源模块及其相关电路设计	171
6.7	影响动态血压监测的因素	172
第7章 半自动生化分析仪设计		173
7.1	生化分析仪概述	173
7.1.1	生化分析过程	173
7.1.2	生化分析仪的分类	174
7.2	生化分析测量原理	174
7.2.1	基本原理	174
7.2.2	信号采集方法	175
7.2.3	葡萄糖氧化酶法测量原理	176
7.2.4	生化分析仪总体结构	177
7.3	测量光路设计	178

7.3.1	光源选择	178
7.3.2	光电探测器	179
7.3.3	分光方法选择	180
7.3.4	光学系统设计	181
7.4	生化分析仪电路的设计	182
7.4.1	信号采集和处理模块	182
7.4.2	中央控制系统设计	184
第8章 多参数监护仪设计		190
8.1	监护仪概述	190
8.1.1	监护仪的意义和作用	191
8.1.2	监护仪的分类	191
8.1.3	监护仪的测量内容	191
8.2	信号采集硬件	193
8.2.1	监护仪的基本结构	193
8.2.2	多参数监护仪的参数测量方法	193
8.3	核心控制系统设计	200
8.3.1	芯片选择	200
8.3.2	系统硬件电路设计	201
8.3.3	系统软件设计	204
8.4	心率检测算法设计	206
8.4.1	R波检测技术	206
8.4.2	心律失常的判别	209
8.5	多参数监护仪的设计特点	210
8.6	动态心电图监护仪设计	211
8.6.1	动态心电图设计需求	211
8.6.2	动态心电图设计原理	211
8.6.3	动态心电图监护仪的特色设计	212
第9章 常规治疗仪器设计		214
9.1	除颤器	214
9.1.1	除颤器电路原理	215
9.1.2	除颤电极	216
9.1.3	同步除颤	217
9.1.4	自动除颤	218
9.1.5	除颤器的测试	218
9.2	电外科器械	219
9.2.1	电刀切割止血的机制	220
9.2.2	电极与工作方式	221
9.2.3	输出波形和发生器	223
9.2.4	电外科的拓展技术	224
参考文献		227

第 1 章

医学电子仪器的特点

医学仪器主要用于对人的疾病进行诊断和治疗,其作用对象是条件复杂的人体。由于人体本身信号有一些特有的性质,所以医学仪器与其他仪器相比有其特殊性。本章主要介绍与医学仪器密切相关的生物信号知识,包括生物信号的基本特性类型以及检测与处理,医学仪器的基本构成和工作方式,医学仪器的特性、特殊性、分类及一些典型医学参数,医学仪器设计中涉及的数学物理方法以及医学仪器设计的一般原则。

1.1 生物信号的基本特征

携带生物信息的信号称为生物信号。其中生物电信号是由于人体内各种神经细胞自发地或在各种刺激下产生和传递的电脉冲,肌肉在进行机械活动时也伴有电活动所产生的信号,如心电、脑电、肌电等。非生物电信号是由于人体各种非电活动产生的信号,如心音、血压波、呼吸、体温等。医学中还常通过在人体上施加一些物理因素的方法来获得生物信号,如各种阻抗图,即以数十千赫交流电通过人体的一定部位,获得阻抗或导纳变化的波形图;又如超声波诊断仪器,它向人体发射脉冲式的超声波,通过回波方式获得生物信号。另外还有通过在体外检测人体样品的仪器、生理参数遥测仪器和放射性探测仪器等获取的生物信号。上述诸多的生物信号被统称为生物医学信号。

人体是一有机整体,各器官功能密切相关,传感器所拾取信息往往是由多种参数综合而形成的,所以人体信号具有下面的特性。

1. 不稳定性

生物体是一个与外界有密切联系的开放系统,有些节律由于适应性而受到调控。另外,生物体的发育、老化及意识状况的变化都会使生物信号不稳定。长时间保持一定的意识状态而不影响神经系统的活动是困难的,所以,生物信号不存在静态的稳定性。因此,人们在检测和处理生物信号时,就有选择时机的问题。有时为了方便分析问题,在一定的条件下,亦可将这种不稳定近似作为稳定来处理。

2. 非线性

因生物体内充满非线性现象,反映生物体机能的生物信号必然是非线性的。用非线性描述生物体显示出的生物特性才会比较准确。但在检测和处理生物信号时,在一定的条件下,仍可用线性理论和方法。

3. 概率性

生物体是一个极其复杂的多输入端系统,各种输入会随着在自然界中所能遇到的任何变化而变化,并会在生物体内相互影响。对于任意一个被测的确定现象来说,这些变化就会被看做噪声。生物噪声与生物机能有关,使生物信号表现出概率变化的特性。

4. 生物电信号的检测与处理

为了分析研究人体（生物体）的结构与机能，给诊断提供依据，现在可以用医学仪器来检测和处理生物信号。当然，由于医学仪器的不断发展更新，检测与处理生物信号的方法和手段也在不断更新。

生物电信号的频带主要在低频和超低频范围内，因此要求放大器有较低的频率响应，甚至是直流放大器。通常生物电信号的幅度较低，只有毫伏级甚至微伏级，而普通的电子元器件的噪声相当于数微伏无规则电压，为了使生物电信号不被噪声淹没，放大器的前级必须选用高质量的电阻和电容、低噪声的场效应晶体管，电源也要采取特殊稳定的措施。另外生物电信号的整个频带中要求放大器的放大倍数稳定、均匀，在信号幅度范围内具有良好的线性。对于生物电放大器来讲，电压放大倍数一般都较大。放大倍数越大，保持稳定就越困难。为了使输出波形不失真，必须采取一定的电路技术，如负反馈放大技术。

生物体的阻抗很高，这意味着生物信号源不仅输出电压幅度低，而且提供电流的能力也很差，因此要求生物电放大器的前级必须具有很高的输入阻抗，以防止生物电信号的衰减，但高输入阻抗易引入外界干扰，特别是市电 50Hz 的干扰。50Hz 的市电干扰作为一种共模干扰，可以通过提高放大器的共模抑制比来抑制这种干扰。

生物电信号的信噪比较低，这是由于生物体内各种无规律的电活动在生物电信号中形成噪声，有些生物电信号被其他更强的电活动所淹没。例如，希氏束电图 H 波只有 $1 \sim 10 \mu\text{V}$ ，比心电信号弱得多；胎儿心电信号的幅度约为 $5 \mu\text{V}$ ，比母体的心电信号弱很多，使噪声电压超出生物电信号电压。当无用信号掩盖了有用信号时，提取这些电信号就需要借助于微弱信号检测技术。

综上所述，生物信号的信号特点包括：

(1) 低频率特性 绝大多数生物信号处在低频段，一般认为在 $0 \sim 10\text{kHz}$ 之间，多数信号为低频或超低频信号，频率分布范围在 $0 \sim 300\text{Hz}$ 。许多生理信号具有较宽的频带，如心音 (PCG) 为 $20\text{Hz} \sim 1\text{kHz}$ ，肌电 (EMG) 为 $0 \sim 10\text{kHz}$ 。

(2) 低幅值特性 绝大多数生物信号幅值非常微弱，在微伏至毫伏数量级，最高的约为 100mV ，低的仅 $1 \mu\text{V}$ ，多数为 1mV 以下。如脑干听觉诱发电位 (BAEP) 的最大幅值仅 $0.3 \mu\text{V}$ 左右。如果人的年龄、人体部位不同或个体存在差异，则幅度变化也较大，如脑电 (EEG) 在几微伏到几百微伏变化，肌电 (EMG) 在几微伏到几千微伏变化。

(3) 源阻抗大 生物电信号源的阻抗（称源阻抗）达数十至上百千欧。

(4) 信噪比低 生物信号的噪声来源可能是多方面的。人体属于导体，体外的电场、磁场感应都会人体内形成测量噪声，干扰生理信息的检测。电极极化电压为数百毫伏。

(5) 各类生物信号常常复合交织在一起 例如在采集心电信号时，常常混杂有频带复用（或部分复用）而强度更大的肌电 (EMG) 信号以及其他无规律的运动干扰信号等，给目标生物信号采集带来很大的困难。由于心电信号中通常混杂有其他生物信号，加之体外以 50Hz 工频为主的电磁场干扰，使得心电噪声背景较强，测量条件比较复杂。

生物信号检测，必须考虑到生物信号的特点，针对不同生理参量，采用不同的方式。检测一些十分微弱的信息，必须用高灵敏度的传感器或电极；对一些变化极为缓慢的生物信号，则要求检测系统有很好的频率响应特性。一般实际检测到的信息，只是生物体系统信息

中的一部分,在根据这些信息分析生物体的机能状态时,就应注意观察检测以后生物体状态的变化。总之,为适应生物医学信号频率较低且频带较宽、阻抗较高且幅度较低和信噪比较低的特点,必须选用低截止频率、高输入阻抗、高共模抑制比、高增益和放大倍数稳定的放大器。

现在能检测到的生物信号十分丰富,已到了不用计算机就很难处理的地步。但计算机只能直接处理离散信息,处理模拟信息时必须先将其采样并作模-数转换。另外,对不同特性的生物信号的处理,还要用到一些数学方法,如对非线性的生物信号,可通过拉普拉斯变换的方法,将其按线性处理;欲将检测到的以时间域表示的生物信号转换到频率域上,就需要采用傅里叶变换的方法。在处理生物信号的过程中,当需要进行信号波形分析时,又要用到模拟式频谱分析法(即滤波法)和数字式频谱分析法(即快速傅里叶变换法)。

1.2 生物系统建模与仪器设计

生物系统建模是对系统整体各个层次的行为、参数及其关系建立数学模型的工作,最终希望用数学的形式表达出来。建模的目的是为了更好地了解生物系统的行为及规律,为生物控制奠定基础。生物系统建模与仿真可以将生物系统简化为数学模型并对此模型进行计算机分析,从而代替实际的复杂、长期、昂贵甚至无法实现的试验,大大提高研究效率和定量性,并可研究人为施加控制条件时生物系统的运行过程。因此,生物系统模型不仅为研制医学仪器提供理论基础,还可用于人体疾病诊断、预报、相关参数的自适应控制等,并且为生物学、生理学、仿生学等学科的研究提供了一种新的研究手段和方法。

建模是医学仪器设计的第一步,也是最为关键的一步,它是对生命对象进行科学定量描述(常采用一定形式的数学语言)的产物。但由于生物系统是一个复杂系统,所以模型仅仅反映的是我们认识过程中,通过适当的简化、抽象和近似,所获得的一个较为理想化的人为系统,因此存在一个不断改进和完善的过程。尽管如此,它毕竟在满足特定条件的医学临床与研究的前提下,为医学仪器设计提供了可参照的理论依据。

本节先阐述模型的分类和建模的基本过程,再着重分析建模的3种基本方法,即理论分析法、类比分析法和数据分析法,并以应用实例阐述建模对仪器设计的指导意义。

1.2.1 系统建模与模型特点

由一个实际系统构造一个模型的任务一般包括两方面的内容:①建立模型结构;②提供数据。在建立模型结构时,要确定系统的边界,还要鉴别系统的实体、属性和活动。而提供数据则要求能够使包含在活动中的各个属性之间有确定的关系。在选择模型结构时,要满足两个前提条件:①要细化模型研究的目的;②要了解相关特定的建模目标与系统结构性质之间的关系。

一般来说,系统模型的结构具有以下一些性质:

(1) 相似性 模型与被研究系统在属性上具有相似的特性和变化规律,这就是说,真实系统的“原型”与“替身”之间具有相似的物理属性或数学描述。

(2) 简单性 从实用的观点来看,由于在模型的建立过程中忽略了一些次要因素和某些非可测变量的影响,因此实际的模型已是一个被简化了的近似模型。一般而言,在实用的

前提下,模型越简单越好,但要注意不要影响到主要性质的描述。

(3) 多面性 对于由许多实体组成的系统来说,其不同的研究目的决定了所要收集的与系统有关信息是不同的,因此用来表示系统的模型并不是唯一的。由于不同的分析者所关心的是系统的不同方面,或者由于同一分析者要了解系统的各种变化关系,因此对同一个系统可以产生相应于不同层次的多种模型。

在建模关系中,建模者最关注的是模型的有效性,它反映了建模关系正确与否,即模型如何充分地表示实际系统。模型的有效性可用实际系统数据和模型产生的数据之间的符合程度来度量,可用等式象征性描述,即“实际系统数据=模型产生的数据”。

模型的有效性用符合程度来度量,它可分以下3个不同级别的模型有效:

(1) 复制有效 (Replicative Valid) 建模者把实际系统看做一个黑箱,仅在输入/输出行为水平上认识系统。这样,只要模型产生的输入/输出数据与从实际系统所得到的输入/输出数据是相匹配的,就认为模型是复制有效的。实际上,这类有效的建模只能描述实际系统过去的行为或实验,不能说明实际系统将来的行为,这是低水平的有效。

(2) 预测有效 (Predictively Valid) 建模者对实际系统的内部运行情况有清楚的了解,也就是掌握了实际系统的内部状态及其总体结构,可预测实际系统的将来的状态和行为变化,但对实际系统内部的分解结构尚不明了。在实际系统取得数据之前,能够由模型看出相应的数据,这就认为模型是预测有效的。

(3) 结构有效 (Structurally Valid) 建模者不但搞清了实际系统内部之间的工作关系,还了解了实际系统的内部分解结构,可把实际系统描述为由许多子系统相互连接起来而构成的一个整体。结构有效是模型有效的最高级别,它不但能重复被观察的实际系统的行为,且能反映实际系统产生这个行为的操作过程。

1.2.2 建立生物系统模型的基本方法

构造模型,首先由试验观察开始,进而认识事物和提出问题,然后形成和产生概念,以及对系统特性或行为可能性的看法与实验描述,接着引用有关自然定律,构建系统模型。模型的建立,特别是数学模型的建立,则是对定性概念的量化。在对所建立的模型实验求解后,再进一步对模型进行评价和验证,以检查其真实性和可靠性。只有模型经过了试验并确认其正确性,才可以认为我们对某个问题有了真正的了解,这一过程往往要经过多次反复迭代才能达到,图1-1用框图形式表示了系统建模的一般过程。

随着电子技术的发展,建立模型的方法已经由最初的静态发展为动态,由形态相似的实体模型发展为性质和功能相似的电路模型,由用简单数学公式描述的模型发展为用计算机程序语言描述的复杂运算模型。然而,尽管模型的概念是建立在其原型具有某种相似性的基础之上的,但是相似并不是等同。尤其是对生物系统的模型而言,到目前为止,还无法构造一个与其原型完全一样的模型。当然,那也不

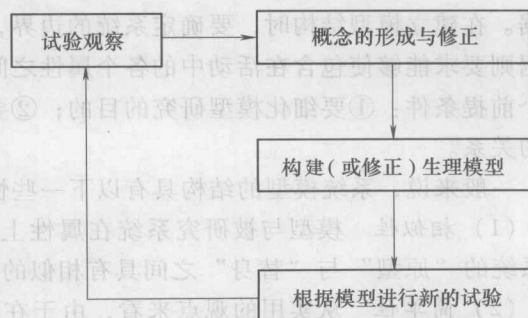


图 1-1 系统建模的一般过程

是建立模型的目标。

一个模型的建立往往蕴含着3层意思：①理想化；②抽象化；③简单化。这3点精辟地指出了建模与仿真方法的特色。从某种意义上说，在建立模型时并不苛求与其原型的等同性，相反，往往依所研究的目的将实际条件理想化，将具体事务抽象化，同时还常常对一个复杂的系统进行一系列的简化以适应解决问题的需要。例如，对循环系统的研究，实际的血液循环网是个大的闭合回路，同时又与全身各个器官和系统相耦合和作用，但根据建模的目的，可以有形形色色的模型。例如，当研究心肌的力学特性时，可建立心肌的力学模型，而忽略其他因素的作用，而当研究血管的输运作用时，则可将心脏简化为一个泵。

1. 理论分析法建模

理论分析是构建生物系统模型时广泛使用的方法。理论分析是指应用自然科学中已被证明的正确的理论、原理和定律，对被研究系统的有关要素进行分析、演绎、归纳，从而建立系统的数学模型。

当采用数学模型来刻画生物系统中的定量关系时，数学表达式中的各个参数代表系统的固有特性，例如，血流中的阻尼系数表征血液的黏稠度。由医学可知，当人体内的固有特性发生变化时，则对应于各种病症。例如，血管弹性系数下降对应于动脉硬化。因此，当一个模型中的参数变化时，就相当于构造了种种病例，而这种参数的改变对于软件形式的数学模型而言，可以说是轻而易举的。

构造一个数学模型主要包括两个方面的内容：①系统中各个作用环节的描述；②表征系统的固有特征量的提取。

内容①即是寻求一个适当的数学运算关系来描述系统的结构、功能和内在联系。这种数学表述既可以是线性的，也可以是非线性的；既可以是解析的，也可以是逻辑运算，只要是可合理的描述系统特性的数学表达都可采纳。

内容②即参量的提取，主要来源于实验数据。当然，在某些实验数据缺乏的情况下，也可采用拟合、迭代、寻优等手段来确定模型参量。

现在广泛应用的血氧监护仪就是应用理论建模的方法设计的，具体模型和仪器设计将在血氧仪设计一章（第5章）详细介绍。

2. 类比分析法建模

若两个不同的系统，可以用同一形式的数学模型来描述，则这两个系统就可以互相类比。就是说类比分析法是根据两个（或两类）系统某些属性或关系的近似，去推论两者的其他属性或者关系也可能相似的一种方法。

动态物理模型是医学建模中最常用、最能反映医学对象特征的类比模型，在研究一些物理本质不同，而变量关系类似的物理系统时，往往要用到类比模型，如电路系统与机械系统、电路系统与流体系统，以及这些系统与我们所关注的生物系统。这些系统的物理性质各不相同，但支配系统行为的因素有着本质类似的特征。基于这一点，类比模型可帮助我们把比较了解和熟悉的系统，推广到还不甚了解和生疏的系统中去，对两种系统进行类比分析往往是很有益处的。类比法在生物系统分析中应用很广，下面以无创连续血压测量为例来进行讨论。

血压是反映人体循环系统机能的重要参数。通常所说的血压都指动脉血压，即由心脏泵血活动造成的血液对单位面积血管壁的侧压力，它和心脏功能及外周血管的状况有密切联

系,通常所说的血压是指动脉内壁的压强与大气压强之差。

无论是临床医学还是基础医学,实现血压的无创连续测量都是非常重要的。实验结果表明,当动脉血管随心脏周期性的收缩和舒张,血管内的血液随之发生变化,表明血管内外两侧的压强差与血液的容积变化有密切关系,因此可利用血液容积变化来对血压进行无创连续测量。

(1) 血管中血流的流体动力学模型 因为血液是流体,可以应用流体力学理论来研究血液在血管中的流动机理,若假设血液为不可压缩的牛顿液体,且血管截面为圆形,则血液在血管中的流动过程可以用流体力学中的纳维-斯托克斯方程来描述:

$$\rho \frac{dv}{dt} + v(\nabla v) = \nabla p + \mu \nabla^2 v + \rho g$$

式中, ρ 为血液的密度; v 为血流速度; t 为时间; p 为血压; μ 为血液粘滞系数; g 为重力加速度。

(2) 电学类比模型 经过一系列简化和推导后,可以得出以下结论:血管中的血压和血流的关系类似于电路中的电压和电流之间的关系,因此,可以用一个等效电路(见图1-2)来模拟血流在血管中的流动状态。

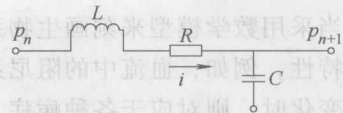


图1-2 血管中血压和血流

图中电阻表示等效流阻,电感表示等效流感,电容表示血管顺应性,电压表示血压,电流表示血流,相应的血流的电学方程式为

$$\begin{cases} L \frac{di_{in}}{dt} + Ri_{in} = u_{in} - u_{out} \\ C \frac{du_{out}}{dt} = i_{in} - i_{out} \end{cases}$$

有了这样一个模型,对于给定的血管和血液参数,就可以计算当血压变化时的血流变化,或当血流变化时的血压变化,以及各参数的改变引起的变化,如血管硬化时的情况等。上述电学模型对呼吸系统同样适用,呼吸系统和循环系统有相似的原理,不同的只是流动的分别是气体和液体,整个运动机制是一样的,根据呼吸参数的改变也同样可以测出人体呼吸系统相应的病变。

(3) 肌肉的类比模型 在人体和其他动物体内有两种肌肉:一种称为横纹肌或骨骼肌,如人类手臂中的肌肉,它可以随意控制;另一种称为平滑肌,如人肠内的肌肉或蛤蜊之类动物中使蛤壳闭拢的闭壳肌。平滑肌工作得非常缓慢,使它能够保持一种“姿势”,也就是说,假如蛤蜊要把它的外壳闭拢在某一个位置上,即使有很大的力去改变它,它将仍然保持那个位置。在长时间的负荷下,蛤蜊的闭壳肌可以保持一定的位置而不感觉疲劳,这和桌子支持重物的原理相似(当桌子被固定在一个确定的位置时,它的分子也暂时被保持在固定的位置不做功),所以蛤蜊不需花费力气。事实上,人们提着一个重物之所以要花费力气,仅仅是由于横纹肌结构的关系。当神经脉冲传到肌肉纤维的时候,该纤维就会抽搐一下,然后松弛下来,所以当我们拿起一个重物时,大量的神经脉冲流传到肌肉,产生大量的抽搐维持着重物,而另一些肌肉纤维则松弛着。当人们提起一个重物而感到疲劳时,身体就开始颤抖,其原因是神经脉冲流不规则地传过来,而肌肉疲劳了,反应得不够快。平滑肌支撑重物

则有效得多,因为当人站着的时候,平滑肌会卡住,这不涉及做功的问题,也不需要能量,可是,它的缺点是动作非常缓慢。

当人体肌肉不受力时,其作用类似于无源机械元件,若施加一外力(如提升一重物)使肌肉拉伸,此时肌肉呈现弹性机械的特点,肌肉组织的伸缩运动常常伴随着热量的产生和温度的增高。这些效应表现在肌肉组织内有某种类似于摩擦机构的作用,使得肌肉运动时一部分机械能做功,而另一部分则变为热能。

按照以上分析,可以用一个理想的弹簧和一个阻尼器的组合来类比一束肌肉的物理模型,其中弹簧类比于肌肉的弹性(K 表示弹性系数),而阻尼器(D 表示阻尼器系数)则类比于肌肉的摩擦现象,如图1-3a所示的那样,肌肉在外力 $f(t)$ 作用时被拉伸,位移量为 y ,可表示为如图1-3b所示的力学类比模型。

图1-3b的数学表达式为

$$f(t) = D \frac{dy}{dt} + Ky = Dv + K \int v dt$$

若以电阻与阻尼系数、电感与弹簧系数类比,又可以得到电路的类比模型,如图1-3c所示。图1-3c的数学表达式为

$$i(t) = \frac{1}{R}u(t) + \frac{1}{L} \int u(t) dt$$

显然,图1-3b、c都是无源肌肉的物理类比模型。

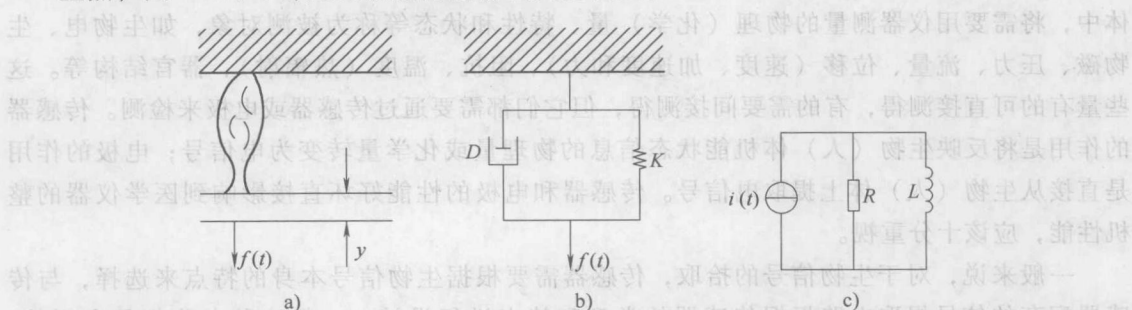


图1-3 肌肉的类比模型
 a) 肌肉在受外力 $f(t)$ 作用时被拉伸 b) 肌肉的力学类比模型
 c) 肌肉的电路类比模型

总之,若两个系统可以用同样的微分(差分)方程描述时,则这个系统可以相类比。可见,类比模型是基于两个系统间动态性质相似,而不是外形上的类似。因此,类比模型实际上就是真实系统的动态物理模型。

1.3 医学电子仪器的基本构成

医学电子仪器从功能上来说主要有生物信号检测和治疗两大类,通用结构由4个主要模块组成,分别是:生物信号采集系统,包括传感器接口、放大、模-数转换等部分;控制和数据处理模块;用户界面和显示;电源/电池管理系统。此外有些仪器还有反馈/控制和刺激/激励等辅助系统,检测系统一般还应包括信号校准部分,如图1-4所示,图中虚线表示的

部分不是必需的。

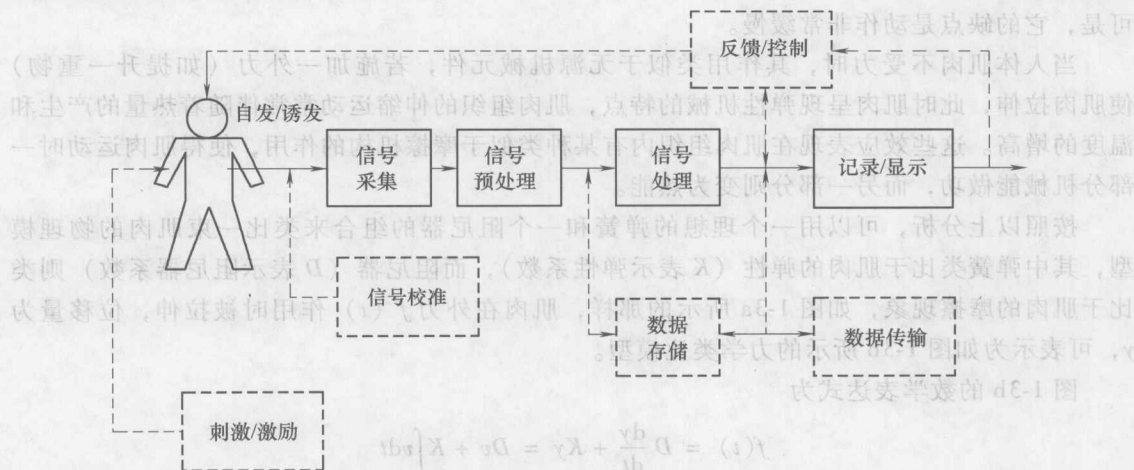


图 1-4 医学电子仪器结构框图

1.3.1 生物信号采集系统

生物信号采集系统主要包括被测对象、传感器或电极，它是医学仪器的信号源。在生物体中，将需要用仪器测量的物理（化学）量、特性和状态等称为被测对象，如生物电、生物磁、压力、流量、位移（速度、加速度和力）、阻抗、温度（热辐射）、器官结构等。这些量有的可直接测得，有的需要间接测得，但它们都需要通过传感器或电极来检测。传感器的作用是将反映生物（人）体机能状态信息的物理量或化学量转变为电信号；电极的作用是直接从生物（人）体上提取电信号。传感器和电极的性能好坏直接影响到医学仪器的整机性能，应该十分重视。

一般来说，对于生物信号的拾取，传感器需要根据生物信号本身的特点来选择，与传感器配套的信号提取电路根据传感器的类型和特点进行设计，一般这种电路都是定型的，设计中主要注重参量的设置和调整元件的设置等。仪器的前置放大电路在仪器的性能方面起着决定作用，设计时要重点考虑与传感器电路信号接口问题，主要有电压大小和接口电阻两方面的问题，这两个参数决定着前置放大能从传感器中得到多少功率的信号。考虑到噪声的影响，一般前置放大电路增益都不高，以免噪声在被滤除之前被放大到使放大器饱和的电压水平，这是由生物信号的高噪声水平决定的。在中间放大阶段，主要放大信号的幅值，一般放大倍数较大，以达到后级处理（一般为 A-D 转换）所需幅值为主要任务，这时的放大器选用通用放大器即可，一般单级放大倍数不大于 100 倍。以上所述是医学仪器的模拟部分，这些电路只能用模拟电路完成，没有别的处理方法。好的模拟电路的性能在仪器结构体系中起着至关重要的作用，如果前端模拟信号处理不好，则后面的数字处理电路很难把信号质量进一步提高。完成信号提取之后需要进行 A-D 转换，转换的精度和速度是转换的关键参数，如果转换精度不高，则可以直接选用片内带 A-D 转换器的微处理器以简化电路。转换后的信号成为数字信号，使用微处理器进一步处理，微处理器还是仪器的控制核心。