

生物医学电子学及 实验

高等学校教材

周希贤 主编
吴作舟

兰州大学出版社

前 言

1986年8月,中国生物医学工程学会、中国医学物理学会西北地区教学经验交流与学术会议在乌鲁木齐市举行。参加会议的新疆医学院、石河子医学院、青海医学院、宁夏医学院、西安医科大学、第四军医大学、兰州医学院、陕西中医学院物理教研室的同志一致同意联合编写一本生物医学电子学教材。同年11月,在兰州召开了制定编写大纲及分工会议,决定由周希贤教授、吴作舟副教授任主编。参与编写的同志大多为有讲授医用电子学经验的中年教师。由于各院校选修本课程的对象不一,学时数也不尽相同,为了兼顾研究生、本科生、专科生的需要,本着因材施教与理论结合实际的原则,编写了这本《生物医学电子学及实验》。

全书共分十三章,前八章为基础部分,后五章为应用部分。教师可根据不同对象和授课时数,适当取舍。其中第十三章可作为专题讨论参考资料。考虑到学习电子技术必须紧密结合实践,我们将实验安排在紧接的相应章节之后。根据第四军医大学的经验,开展第二课堂活动,可提高学生学习生物医学电子学的积极性,并能培养学生分析问题和解决问题的能力。书末附录一,介绍了学生业余作品22例,可供开展第二课堂活动参考。此外兰州医学院电化教育研究室还拍摄了配合这本教材的电视系列片。

这种编写方法与传统的教材不同。全书包含有理论、实验、应用、专题和第二课堂参考资料,并有电视教学系列片配合。这是一次教材改革的新探索。效果如何,尚有待实践的检验。希望使用这本书的师生多予帮助和指正!

对于甘肃省高教局及兰州医学院等有关院校的大力支持,作者谨致热诚谢意。

编 者

1987. 10

目 录

第一章 电路基础.....	(1)
§ 1-1 基尔霍夫定律.....	(1)
一、基尔霍夫第一定律.....	(1)
二、基尔霍夫第二定律.....	(2)
§ 1-2 叠加原理和戴维宁定理.....	(8)
一、电压源和电流源.....	(8)
二、叠加原理.....	(6)
三、戴维宁定理.....	(7)
四、功率的最大传输和阻抗匹配.....	(10)
§ 1-3 正弦交流电路.....	(11)
一、复数的表示式和运算.....	(11)
二、正弦交流电的复数表示法.....	(12)
三、正弦交流电路的计算法——符号法.....	(14)
§ 1-4 非正弦式周期性信号.....	(17)
一、周期性信号的频谱.....	(17)
二、几个典型非正弦周期性信号的频谱.....	(18)
三、周期性信号的频带.....	(20)
§ 1-5 晶体二极管.....	(20)
一、半导体的基本特性.....	(20)
二、N型半导体和P型半导体.....	(20)
三、PN结的形成及其导电特性.....	(21)
四、晶体二极管及其主要参数.....	(23)
五、稳压二极管.....	(24)
§ 1-6 晶体三极管.....	(25)
一、晶体三极管的结构与电流放大作用.....	(25)
二、晶体三极管的特性曲线.....	(27)
三、晶体三极管的主要参数.....	(28)
四、晶体三极管的简易测试.....	(29)
实验 1-1 二极管与三极管的简易测试.....	(30)
实验 1-2 测定三极管的输出特性曲线.....	(31)
第二章 放大器基础.....	(32)
§ 2-1 单管交流电压放大器.....	(32)
一、电路的组成.....	(32)
二、放大电路的工作过程.....	(33)
三、放大器的主要性能指标.....	(34)

四、放大电路基本分析	(37)
五、利用交流通路图估算放大器的电压增益及输入、输出电阻	(40)
六、晶体管放大电路的三种基本形式	(41)
实验2-1 单管交流放大器的测试	(42)
实验2-2 测定放大器的输入电阻与输出电阻	(43)
实验2-3 测量放大器的幅频特性(通频带)	(44)
§2-2 多级电压放大器	(44)
一、耦合方式	(45)
二、多级放大器的电压增益	(46)
三、多级放大器的通频带	(48)
实验2-4 多级放大器	(48)
§2-3 放大器中的负反馈	(49)
一、反馈的概念及负反馈的类型	(49)
二、负反馈对放大器性能的影响	(50)
三、射极输出器	(54)
实验2-5 负反馈对放大器性能的影响	(56)
§2-4 功率放大器	(56)
一、单管功率放大器	(57)
二、推挽功率放大器	(59)
三、无变压器功率放大器	(60)
四、大功率管的保护	(62)
第三章 生物电放大器	(63)
§3-1 直耦放大器	(63)
一、后级设置发射极电阻	(63)
二、后级发射极串接二极管或稳压管	(63)
三、采用NPN—PNP管互补耦合	(64)
四、直耦放大器的零点漂移	(64)
§3-2 差动放大器	(64)
一、简单差动放大器	(64)
二、典型差动放大器	(66)
三、具有恒流源的差动放大器	(67)
四、差动放大器的其它几种接法	(67)
§3-3 场效应管及其放大电路	(68)
一、结型场效应管	(69)
二、绝缘栅场效应管	(71)
三、使用场效应管的注意事项	(73)
实验3-1 差动放大器	(74)
实验3-2 场效应管放大器	(75)
第四章 集成运算放大器	(76)
§4-1 概述	(76)
§4-2 集成运算放大器的主要参数	(77)

一、输入失调电压 U_{os}	(77)
二、开环电压增益 K_o	(77)
三、差模输入电阻 r_{id}	(77)
四、最大差模输入电压 U_{idM}	(77)
五、额定输出电压 U_{om}	(77)
六、输出电阻 r_o	(77)
七、共模抑制比 $CMRR$	(78)
八、共模输入范围.....	(78)
§ 4-3 集成运算放大器的粗测.....	(78)
一、万用表检查.....	(78)
二、示波器检测.....	(78)
§ 4-4 集成运算放大器的理想特性.....	(79)
§ 4-5 反相比例放大器.....	(80)
§ 4-6 同相比例放大器.....	(80)
§ 4-7 其它几种运算电路.....	(81)
一、加法运算电路.....	(81)
二、减法运算电路.....	(82)
三、微分运算电路.....	(83)
四、积分运算电路.....	(83)
§ 4-8 运算放大器的其它应用.....	(84)
一、电桥放大器.....	(84)
二、测量放大器.....	(84)
三、比较器.....	(85)
§ 4-9 集成运算放大器的调零和自激振荡的抑制.....	(86)
一、调零.....	(86)
二、自激振荡的抑制——位相补偿.....	(87)
实验 4-1 集成运算放大器的应用.....	(88)
第五章 振 荡.....	(90)
§ 5-1 LC振荡器.....	(90)
一、LC回路的选频特性.....	(90)
二、自激振荡的条件.....	(92)
三、几种常用的LC振荡器.....	(93)
四、LC振荡器的医学应用举例.....	(95)
§ 5-2 RC振荡器.....	(95)
一、RC桥式振荡器.....	(96)
二、RC移相式振荡器.....	(98)
三、RC振荡器的医学应用举例.....	(100)
§ 5-3 石英晶体振荡器.....	(100)
一、石英晶体的电特性及等效电路.....	(100)
二、石英晶体振荡器.....	(101)
三、集成运放正弦振荡器.....	(102)
§ 5-4 单结晶体管振荡器.....	(103)
一、单结晶体管的结构和特性.....	(103)

二、单结晶体管振荡器·····	(105)
§ 5-5 间歇振荡器·····	(106)
一、自激间歇振荡器·····	(106)
二、它激间歇振荡器·····	(107)
实验 5-1 LC选频放大器·····	(109)
实验 5-2 LC振荡电路·····	(110)
第六章 调制与解调·····	(112)
§ 6-1 概 述·····	(112)
一、无线电通信的基本过程·····	(112)
二、调制和解调的方式·····	(112)
§ 6-2 调幅的基本原理·····	(114)
§ 6-3 晶体管调幅电路·····	(116)
§ 6-4 解调(检波)·····	(116)
一、小信号平方律检波器·····	(117)
二、大信号直线性检波器·····	(118)
三、实际二极管检波器·····	(119)
§ 6-5 调频与解调·····	(120)
一、调频的基本原理·····	(120)
二、调频器·····	(121)
三、调频波的解调(鉴频)·····	(124)
四、应用举例·····	(128)
§ 6-6 调制型直流放大器·····	(129)
一、调制型直流放大器中的调制器·····	(130)
二、调制型直流放大器中的解调器·····	(130)
实验 6-1 调幅与解调(检波)·····	(132)
第七章 直流电源·····	(134)
§ 7-1 整流与滤波电路·····	(134)
一、常见的整流电路·····	(134)
二、倍压整流·····	(135)
三、滤波电路·····	(136)
四、纹波系数·····	(136)
§ 7-2 直流稳压电路·····	(137)
一、稳压管稳压电路·····	(137)
二、串联式晶体管稳压电路·····	(139)
三、集成稳压电路·····	(142)
§ 7-3 直流电压变换器·····	(143)
§ 7-4 可控硅·····	(145)
一、可控硅的结构及工作原理·····	(145)
二、可控硅的特性曲线·····	(146)
三、可控硅整流电路·····	(146)
四、双向可控硅·····	(148)

实验7—1 直流稳压电源	(149)
实验7—2 简单的灯光调节电路	(151)
第八章 脉冲与数字电路	(152)
§ 8—1 脉冲的基本概念和 RC 电路	(152)
一、脉冲波形及其主要参数	(152)
二、RC 电路的过渡过程	(153)
三、微分电路	(155)
四、积分电路	(156)
五、RC 分压器	(157)
§ 8—2 晶体管门电路	(158)
一、二极管“与”门电路	(159)
二、二极管“或”门电路	(160)
三、晶体三极管反相器(非门)	(161)
四、逻辑代数的基本运算规则	(163)
§ 8—3 集成门电路	(164)
一、DTL“与非”门电路	(164)
二、TTL“与非”门电路	(166)
三、MOS 集成门电路	(167)
四、“与非”门的特性参数	(168)
实验8—1 TTL“与非”门特性参数的测试	(169)
§ 8—4 双稳态触发器	(171)
一、分立元件双稳态触发器	(171)
二、集成电路触发器	(172)
三、射极耦合双稳态触发器	(179)
实验8—2 基本R—S触发器和J—K触发器	(182)
§ 8—5 单稳态触发器	(183)
一、分立元件单稳态触发器	(183)
二、集成电路单稳态触发器	(185)
§ 8—6 多谐振荡器	(187)
一、分立元件多谐振荡器	(187)
二、集成门电路多谐振荡器	(189)
实验8—3 用“与非”门组成单稳态触发器和多谐振荡器	(190)
§ 8—7 计数器与数字显示	(190)
一、计数器	(190)
二、编码器和译码器	(195)
三、数字显示装置	(196)
§ 8—8 数/模与模/数转换	(198)
一、数/模转换	(198)
二、模/数转换	(200)
实验8—4 用J—K触发器组成计数器	(201)
第九章 生物医学电极	(202)
§ 9—1 电极的基本特性	(202)

一、电极的接界问题	(202)
二、电极的直流特性	(204)
三、电极的交流特性	(207)
四、电极噪声	(207)
§ 9-2 体表电极	(208)
一、间接接触型电极	(208)
二、直接接触型电极	(209)
三、胶原电极	(210)
四、可移动电极	(210)
五、一次性电极	(210)
§ 9-3 体内电极	(210)
一、针状肌电电极	(211)
二、同心针电极	(211)
三、吸管式电极	(212)
§ 9-4 微电极	(212)
一、金属微电极	(213)
二、玻璃微电极	(215)
三、微电极的使用与保存	(216)
§ 9-5 刺激电极	(216)
一、对刺激电极的基本要求	(216)
二、刺激电极的响应特性	(217)
三、心脏起搏电极	(218)
四、其它类型的刺激电极	(219)
实验 9-1 银-氯化银电极的制作	(219)
实验 9-2 测量 Ag—AgCl 电极和铂电极的 $I-U_p$ 特性曲线	(221)
实验 9-3 观察银电极和 Ag—AgCl 电极的噪声	(222)
实验 9-4 生物体表电极总阻抗的测量	(222)
实验 9-5 用电解法加工金属微电极的尖端	(223)
第十章 生物医学换能器	(225)
§ 10-1 生物医学换能器的分类及要求	(225)
一、换能器的分类	(225)
二、对生物医学换能器的特殊要求	(226)
§ 10-2 温度换能器	(226)
一、热电偶温度换能器	(226)
二、热敏电阻温度换能器	(227)
§ 10-3 位移换能器	(228)
一、差动变压器式位移换能器	(228)
二、电容器式位移换能器	(229)
§ 10-4 湿度换能器	(230)
§ 10-5 压力换能器	(231)
一、应变片集成型压力换能器	(231)
二、电位器式压力换能器	(233)
§ 10-6 光电换能器	(233)

一、光电倍增管	(234)
二、光电池	(234)
三、光敏电阻	(234)
四、光电二极管	(235)
五、光电三极管	(236)
§10—7 生物传感器	(236)
一、酶传感器	(237)
二、免疫传感器	(237)
三、微生物传感器	(238)
四、细胞器及组织传感器	(238)
实验10—1 脉搏及呼吸换能器	(238)
第十一章 生物医学信息的记录与贮存	(241)
§11—1 描记装置	(241)
一、描笔偏转式记录器	(241)
二、伺服马达式记录器	(243)
三、关于记录装置的静区和阻尼	(245)
§11—2 磁带记录和贮存装置	(246)
一、磁记录的一般概念及物理基础	(247)
二、磁记录的方式	(252)
§11—3 记忆示波器	(255)
一、记忆示波器的物理基础	(255)
二、栅网记忆示波管	(256)
三、磷光记忆示波管	(257)
四、记忆示波管实现存储的物理过程	(257)
五、记忆示波器的工作原理简介	(258)
第十二章 生物信号测量	(261)
§12—1 生物信号及其测量特性	(261)
一、生物信号的特性	(261)
二、生物信号的测量特性	(262)
§12—2 生物信号测量中的干扰及其抑制	(263)
一、干扰的来源及其抑制	(264)
二、干扰允差	(269)
§12—3 测量中的接地问题	(269)
一、接地	(270)
二、接地不当引起的干扰	(270)
三、接地安全	(272)
§12—4 强噪声干扰背景下微弱信号的检测	(274)
一、叠加平均法	(275)
二、相关检测法	(276)
三、自适应噪声抵消法	(278)
实验12—1 观察各种干扰现象	(279)

第十三章 电子技术在生物机能控制、修复与补偿中的应用.....(281)

§ 13-1 生物机能控制.....(281)

- 一、心脏起搏器.....(281)
- 二、心脏除颤器.....(284)
- 三、电麻醉与电击麻醉.....(285)
- 四、排尿反射的控制.....(286)
- 五、电刺激人工呼吸.....(287)
- 六、促进骨再生的电刺激器.....(288)
- 七、小脑电刺激.....(289)

实验13-1 QAX-I 体外按需型心脏起搏器.....(290)

实验13-2 G-6805 型治疗仪.....(293)

实验13-3 制作小脑电刺激器.....(295)

§ 13-2 生物机能的修复与补偿.....(296)

- 一、麻痹下肢运动机能的修复.....(296)
- 二、手的运动机能修复.....(298)
- 三、听觉补偿.....(302)
- 四、视觉补偿.....(303)
- 五、人工器官.....(307)

实验13-4 振动式触觉助读器.....(312)

§ 13-3 生物反馈.....(314)

- 一、原理与技术程序.....(314)
- 二、仪器与应用.....(315)

实验13-5 平均心率自动显示器.....(319)

实验13-6 制作音响式肌肉训练反馈仪.....(322)

附录一 第二课堂作业汇编.....(324)

附录二 电路元件.....(335)

- 一、电阻器的种类和特点.....(335)
- 二、电阻器主要特性指标.....(335)
- 三、阻值和误差的色环表示法.....(337)
- 四、电路中电阻器阻值的标法规则及符号.....(337)
- 五、电容器的种类.....(338)
- 六、电容器的特性指标.....(339)
- 七、电路中电容器单位标注规则及符号.....(342)

附录三 晶体管与半导体集成电路.....(343)

- 一、国产晶体管型号命名法.....(343)
- 二、常用晶体三极管参数和特性.....(343)
- 三、常用晶体管外形及管脚示意图.....(351)
- 四、国产半导体集成电路型号命名法.....(352)
- 五、常用半导体集成电路.....(353)

附录四 焊接与安装.....	(358)
一、元件的排列.....	(358)
二、印刷电路.....	(358)
三、元件的固定和连接.....	(358)
四、焊接基本知识.....	(358)
五、焊接技术要领.....	(360)
六、晶体管和集成电路的焊接与拆换.....	(360)
附录五 常用仪器.....	(361)
一、万用表.....	(361)
二、晶体管毫伏表.....	(366)
三、XDI型信号发生器.....	(367)
四、SBR-1型二线示波器.....	(369)
五、YJ81型双路直流稳压电源.....	(373)

第一章 电路基础

本章主要介绍电路的基本概念和基本原理，正弦交流电路的计算方法，非正弦式周期信号的频谱以及晶体二极管和三极管。

§ 1—1 基尔霍夫定律

按照电路所用的分析计算方法，电路可分为简单电路和复杂电路两种。有些电路虽然看上去比较复杂，所包含的回路也不止一个，但其中的电阻不外乎是以串、并联的方式连接。对于这种电路，只要应用有关电阻串、并联公式算出其等效电阻，就可把它简化成单回路电路，因此可用欧姆定律来求解。这类电路称为简单电路。另外有些电路，例如图 1—1 (a) 所示的桥式电路，其中各电阻不是以串、并联方式连接，因此不能用电阻的串、并联规律来简化。又例如图 1—1 (b) 所示的双电源并联供电电路，它包含的回路不止一个，每个电路的电动势和电阻也不相同，同样也不能简单地应用电阻的串、并联规律求解。这类电路称为复杂电路。有关复杂电路的计算方法很多，本节介绍的则是解决复杂电路时普遍适用的基本定律——基尔霍夫定律。它包括两个定律，即基尔霍夫第一定律和第二定律。

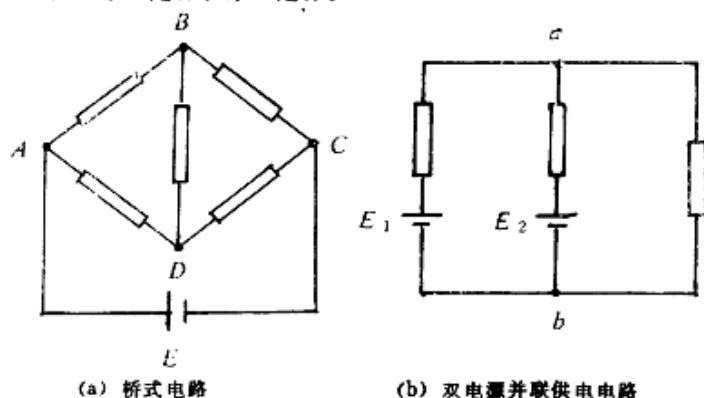


图 1—1 复杂电路示例

一、基尔霍夫第一定律

在复杂电路中，往往有几条支路汇合在一点。通常把电路中三条或三条以上支路的汇合点称为节点。例如图 1—1 (a) 中的 A、B、C、D 点以及图 1—1 (b) 中的 a、b 点都是节点。基尔霍夫第一定律描述的是汇聚于某一节点处的各个电流之间的关系。我们来实验观察图 1—2 所示具体电路各支路中的电流。利用毫安计可测得支路 acb 中的电流 I_1 是流向节点 a，其大小为 2.5mA；支路 adb 中的电流 I_2 也是流向节点 a，其大小为 1.0mA；支路 aeb 中的电流 I_3 则是流出节点 a，其大小为 3.5mA。可见，汇聚于节点 a 处的三个电流间的关系是

$$I_1 + I_2 = I_3 \quad (1-1)$$

即流向节点的电流之和等于流出节点的电流之和。这个结论就是基尔霍夫第一定律，又称节点电流定律。

式(1-1)也可写成

$$I_1 + I_2 - I_3 = 0$$

这表明汇聚于同一节点处的各电流代数和应为零，对于n个电流汇聚于同一节点时，可把基尔霍夫第一定律的数学表示式写成

$$\sum_{i=1}^n I_i = 0 \quad (1-2)$$

其中流向节点的电流取正值，流出节点的电流取负值。

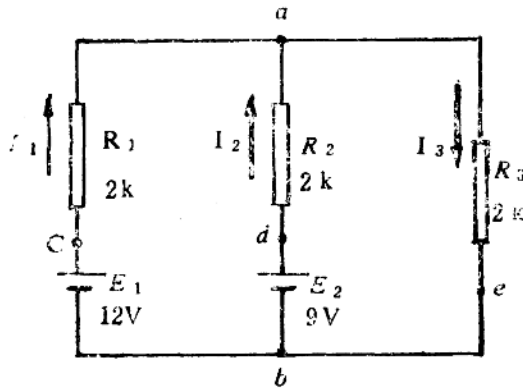


图 1-2 实验电路图

二、基尔霍夫第二定律

电路中的任一闭合路径称为回路。如图 1-2 中 acbea、acbda 和 adbea 都是回路。

基尔霍夫第二定律是确定回路中各部分电压间关系的定律。我们仍然来实验观察图 1-2 所示的具体电路。任意选择其中的一个回路(例如 acbea)，并且任意假定一个绕行方向(例如顺时针方向)，从某一点(例如 a 点)出发绕该回路一周，用伏特计测量各部分的电压。由 a 点到 e 点，是电阻 R_3 两端的电压， $U_{ae} = 7.0$ 伏。由 e 点到 b 点，是一段导线，导线的电阻一般可以忽略不计，e 点和 b 点间的电压为零，e 点和 b 点可看作同一点。由 b 点到 c 点，是电源 E_1 两端的电压， $U_{bc} = -12.0$ 伏，其中的负号表示 b 点的电势低于 c 点的电势，由 b 到 c 不是电势降落而是电势升高。由 c 点到 a 点，是电阻 R_1 两端的电压， $U_{ca} = 5.0$ 伏。所以绕回路一周，其各部分电压的代数和

$$U_{ae} + U_{bc} + U_{ca} = 7.0 - 12.0 + 5.0 = 0$$

上式中的 U_{bc} 为电源两端的电势变化， $U_{bc} = U_b - U_c = -(U_c - U_b) = -E_1$ 所以上式可改写为

$$U_{ae} - E_1 + U_{ca} = 0$$

或
$$U_{ae} + U_{ca} = E_1 \quad (1-3)$$

式(1-3)左边各项为回路中各电阻上的电压降，右边为回路中电源电动势所引起的电势升高。因此式(1-3)说明，对于多回路电路中的任一闭合回路，以一定的绕行方向绕回路一周，电阻上电压降的代数和等于电源电动势所引起电势升高的代数和。这个结论就是基尔霍夫第二定律，又称回路电压定律。其数学表示式为

$$\sum (IR) = \sum E \quad (1-4)$$

在计算中，原定电流方向与回路绕行方向一致者取正值，相反者取负值；电动势方向与回路绕行方向一致者取正值，相反者取负值。

利用基尔霍夫定律，可以列出一组方程求解任一复杂电路。读者可参照例 1-1，了解利用基尔霍夫定律求解电路的方法，并与上述实验结果相对照。

例 1 如图 1-2 所示电路中，已知 $R_1 = R_2 = R_3 = 2K \Omega$ ， $E_1 = 12V$ ， $E_2 = 9V$ ，试求各支路的电流 I_1 、 I_2 和 I_3 。

解 先根据基尔霍夫第一定律列出电流方程：

对于节点 a

$$I_1 + I_2 = I_3$$

由于该电路只有两个节点，所以只能有一个独立方程。为了求出各未知电流，还需利用基尔霍夫第二定律列出两个方程

对于回路bcadb

$$-E_1 + I_1 R_1 - I_2 R_2 + E_2 = 0$$

对于回路bdaeb

$$-E_2 + I_2 R_2 + I_3 R_3 = 0$$

将上列三个方程式联解，可得

$$I_1 = \frac{(R_1 + R_3) E_2 - R_3 E_1}{R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3}$$

$$I_2 = \frac{(R_1 + R_3) E_2 - R_3 E_1}{R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3}$$

$$I_3 = \frac{R_2 E_1 + R_1 E_2}{R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3}$$

代入已知数值，可得

$$I_1 = 2.5 \text{ mA} \quad I_2 = 1 \text{ mA} \quad I_3 = 3.5 \text{ mA}$$

从上例可以看出，利用基尔霍夫定律求解电路时，如有 m 个未知数，则需要列 m 个独立方程。必须注意：若电路有 n 个节点，只可列出 $(n-1)$ 个节点电流方程。其余 $m - (n-1)$ 个方程应为独立回路方程，意即所选择的每一个回路至少应含有一段以前未曾选用过的支路。

§ 1—2 叠加原理和戴维宁定理

上一节所讨论的基尔霍夫定律是电路分析中的普遍定律，适用于任何元件所组成的电路。本节将要介绍的叠加原理和戴维宁定理，仅适用于线性电路。所谓线性电路，就是由线性元件（其电压与电流成正比关系的元件）所组成的电路。借助这两个原理（或定理），能将复杂电路简化为简单电路，从而可用解决简单电路的方法来求解。这是电路分析中经常采用的办法。在讨论这两个原理之前，先介绍两个有关电源的基本概念：电压源和电流源。

一、电压源和电流源

在电路中，常常含有电源，它是电路能量的供应者。实际电源的内部往往都有内阻，所以当电路中有电流时，有一部分能量将消耗在电源的内阻上，因而电源的端电压 U 小于电源的电动势 E ，即 $E = U + IR$ ，其中 R 为该电源的内阻。当输出电流增加时，电源的端电压将线性下降。如果电源的端电压能保持恒定，与输出电流（即与负载电阻）无关，则这种电源可称为理想电压源。图 1—3 是理想电压源的符号及其伏安特性。理想电压源是内阻为零的电源，实际上是不存在的。实际电压源可看成是一个电动势为 E 的理想电压源与内阻 R 的串联组合，如图 1—4 (a) 所示。在电子技术中所用的电源，多数要求有稳定的输出电压。显然，应使电源的内阻愈小愈好，这时实际电源也就愈接近理想电压源。

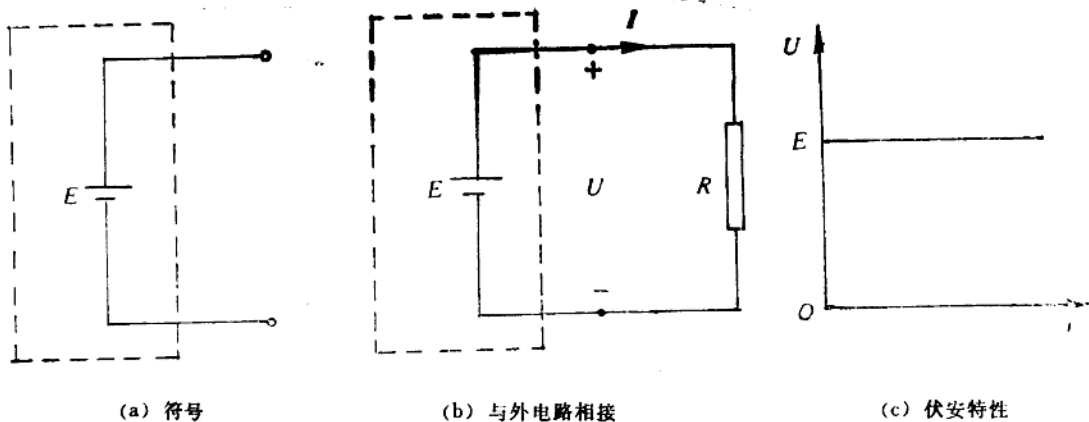


图 1-3 理想电压源

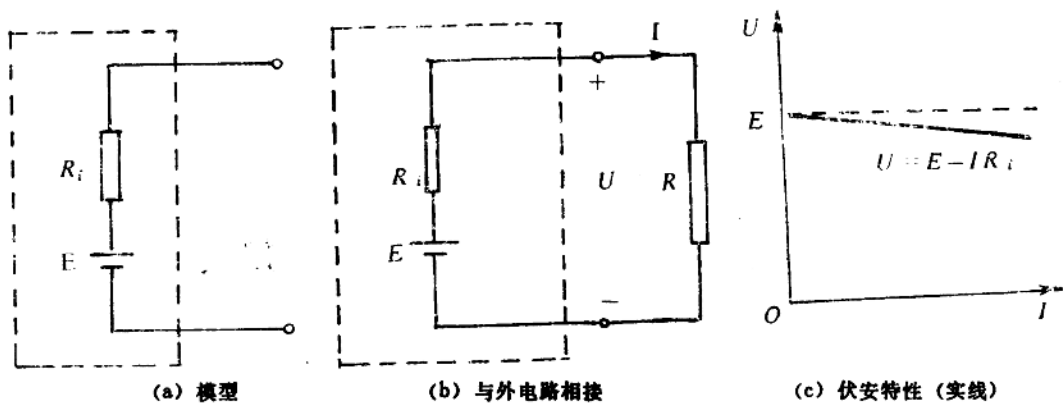


图 1-4 实际电压源

在某些场合，有时希望电源有稳定的输出电流。如果有一种电源，即使负载电阻发生变化，电源的输出电流也不会发生任何变化，则这种电源可称为理想电流源。当然，理想电流源的端电压将随外接负载电阻的变化而变化。图 1-5 是理想电流源的符号及其伏安特性。理想电流源实际上也是不存在的，一个实际电流源可看成是由一个能产生恒定电流 I_s 的理想电流源与一个电阻 R 的并联组合，如图 1-6 所示。它与外电路相连接时，输送给负载电阻的电流 I 为

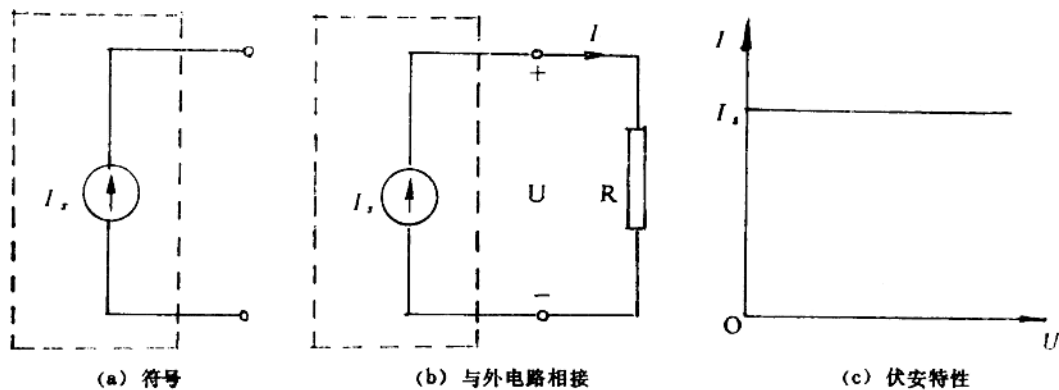


图 1-5 理想电流源

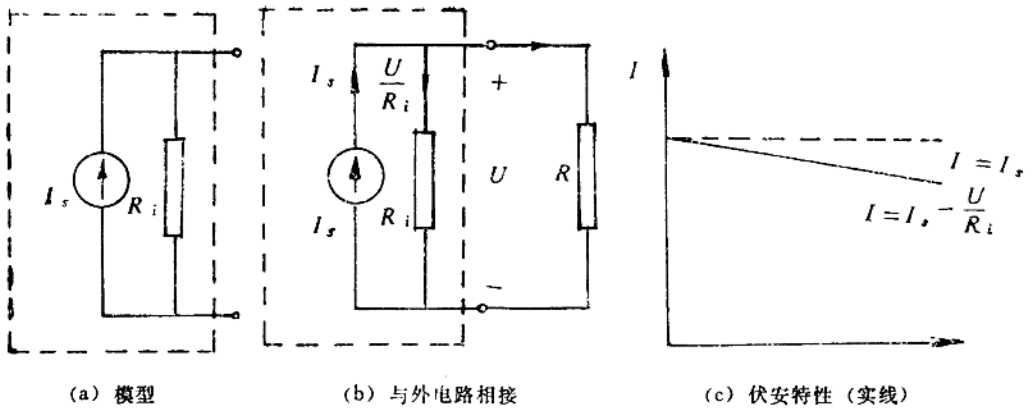


图 1-6 实际电流源

$$I = I_s - \frac{U}{R_i}$$

上式表明： R 愈大，实际电源愈接近于理想电流源。当 $R \Rightarrow \infty$ 时， $I \Rightarrow I_s$ ，实际电源才近似为理想电流源。

如上所述，一个实际的电源，既可以看成是具有一定内阻的电压源，也可以看成是具有一定内阻的电流源。这就是说，根据需要它可用如图 1-7 (a) 所示的电路模型来表示，也可用如图 1-7 (b) 所示的电路模型来表示。显然，无论是用哪一种电路模型来表示，对负载 R 来说，

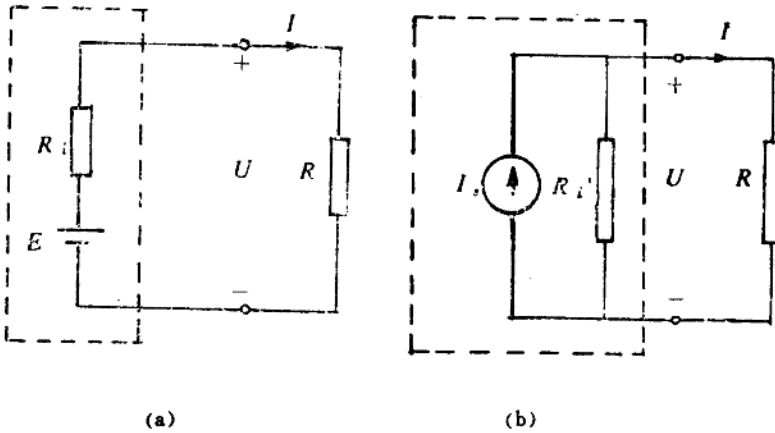


图 1-7 实际电源的两种等效电路

应当都有相同的电流 I 和相同的电压 U 。由此可找出电源的这两种电路模型相互间的等效转换关系。由图 1-7 (a)

$$U = E - IR_i$$

或

$$I = \frac{E}{R_i} - \frac{U}{R_i} \quad (1-5)$$

由图 1-7 (b)，

$$I = I_s - \frac{U}{R'_i} \quad (1-6)$$

比较式(1-5)和式(1-6),可知:当

$$I_s = \frac{E}{R_i} \quad \text{及} \quad R'_i = R_i \quad (1-7)$$

时,这两种电路模型都能在负载 R 上产生相同的电压和电流。也就是说,对负载而言,这两种电路模型是等效的。因此,式(1-7)就是它们等效转换的条件。只要给出电源的任何一种电路模型,根据上述条件就可将它转换成另一种电路模型。

例1 将图1-8(a)所示的电压源变换为等效的电流源,已知 $E = 10\text{V}$ $R_i = 2\Omega$

解 根据等效转换条件,得

$$I_s = \frac{E}{R_i} = \frac{10}{2} = 5(\text{A})$$

$$R'_i = R_i = 2(\Omega)$$

于是得到图1-8(b)所示的等效电路。

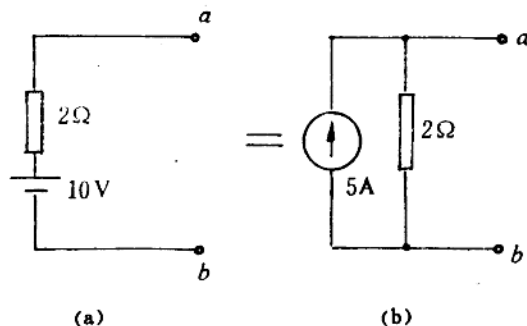


图1-8 例1图

这里应强调指出,上面所说的等效转换,只是就电源的外部特性来说的,至于两种电路模型的内部情况,那就不一定是相同的。例如在例1中,当 a 、 b 端开路时,就图1-8(a)来说,电源内阻的功率消耗为零;而对图1-8(b)来说,电源内阻的功率消耗为 $5^2 \times 2 = 50$ 瓦。另外,两种电源模型之间的等效转换,只是对一个实际电源来说的。理想电压源与理想电流源之间不能进行等效转换。因为理想电压源的外部特性是:不管它输出多大电流,其端电压都要保持恒定。显然,没有一个电流源能具有这样的特性。同理,也没有一个电压源能具有理想电流源所要求的特性。最后还应指出,尽管描述实际电源的两种模型可以进行等效转换,但在选择模型类别时应考虑到实际电源的特性。一般内阻较小的电源接近于电压源,光电池和晶体管一类器件则比较接近于电流源。

二、叠加原理

对一个包含多个电源的复杂电路来说,其中各个电源对电路任一支路电流(或电压)都应该有一定作用。那么,各电源单独作用时某支路电流(或电压)与这些电源共同作用时该支路总电流(或总电压)之间有什么关系呢?仍以图1-2的具体电路为例进行实际测量。首先,把电源