

医 用 电 子 学

南京医学院物理学教研室

一九八三年一月

医用电子学

前 言 (草)

电子仪器在医学中的应用日益广泛，广大医务工作者对于学习基本电子学知识的要求也日益迫切，但是各种工程专业使用的电子学书籍很难为医务工作者接受，而且缺乏医学中应用较多的内容。因此，编写一本《医用电子学》就有了迫切的需要。

近年来，国内很多高等医学院校在本科学士生中、研究生中和进修生中开设了《医用电子学》课程，卫生部新修订的教学计划已把《医用电子学》列为医学专业的选修课。我们这本书是在各技术的基础上进行改写的，它既可作为选修课的教材也可以作为广大医务工作者的参考书。本书的内容是建立在《医用物理学》和《高等数学》的基础上写的，但是考虑到医务工作者对于这些基础知识已经比较生疏，所以对于《医用物理学》中与电子学有关的基本知识都作了简要的叙述，对于高等数学，除了少数地方使用微积分和微分方程的符号以外，尽量避免了数学推导。在使用高等数学的地方，在书中也对于物理过程的本质作充分的分析，使得没有高等数学知识的读者在学习时不会发生很大的困难。本书的前七章和第十章属于《医用电子学》课程的基本内容，应在选修课中讲授。后五章可以扼要讲解，大部分可留给学生自学。第八章和第九章的内容在学时不够的情况下，可以另开选修课或以讲座的形式解决。由于我们的教学经验不足，学术水平不高，医学知识也不够，本书的错误和缺点在所难免，希望广大读者和教师批评指正。

—— 编者，一九八二 三月

◇ 目 录 ◇

第一章	电路原理	1
第一节	直流电路	1
一.	直流电路的基本知识	1
二.	直流电路的基本定律	5
三.	直流电路的简单计算	10
第二节	直流电路的瞬态过程	17
一.	$R-C$ 电路的瞬态过程	17
二.	$R-L$ 电路的瞬态过程	24
三.	生物体非电另的电模拟	27
第三节	交流电路	27
一.	正弦式交流电	27
二.	简单的交流电路	32
三.	串联和并联交流电路 谐振	36
四.	交流电路的基本定律	42
第二章	半导体器件	44
第一节	半导体二极管	44
一.	半导体的导电特性	44
二.	半导体二极管的结构和特性	49
三.	稳压管	52
第二节	晶体三极管	54
一.	晶体三极管的构造	54
二.	晶体管的放大作用	55
三.	晶体管的特性曲线	57
四.	晶体管的主要参数	62
第三节	场效应管	63
一.	结型场效应管	63
二.	MOS 场效应管	68

第三章	晶体管放大器基础	-----	72
第一节	晶体管单级放大器的基本原理	-----	72
一	共发射极放大器的基本原理	-----	72
二	放大器在无输入信号时的工作情况	-----	73
三	晶体管放大器的工作原理	-----	78
四	交流负载线	-----	82
第二节	晶体管单级放大器的等效电路分析	-----	84
一	晶体管的等效电路	-----	84
二	用等效电路法计算晶体管单级放大器的放大倍数	-----	86
第三节	放大器工作点的稳定	-----	90
第四节	阻容耦合多级放大器	-----	93
第五节	放大器的主要性能指标	-----	96
一	放大器的增益	-----	96
二	频率特性	-----	97
三	放大器噪声	-----	100
第六节	场效应管放大器	-----	102
第四章	生物医学中常用的几种放大器	-----	105
第一节	负反馈放大器	-----	105
一	电流串联负反馈	-----	106
二	射极跟随器——电压串联负反馈	-----	108
三	源极跟随器	-----	111
四	电压并联负反馈放大器	-----	112
五	负反馈对放大器性能的影响	-----	113
第二节	直流放大器	-----	115
一	直流放大器的级间耦合	-----	115
二	差分放大器	-----	117
第三节	功率放大器	-----	120
一	阻抗匹配和变换	-----	121
二	单管功率放大器	-----	123
三	推挽放大器	-----	124

第五章	简谐振荡器	125
第一节	LC振荡器	125
一	基本原理	125
二	LC并联谐振回路	127
三	LC振荡器的基本电路	129
四	LC振荡器振幅和频率的稳定性	135
第二节	RC振荡器	138
一	文氏桥式RC振荡器	138
二	RC移相振荡器	143
第六章	脉冲电路	145
第一节	脉冲电路的基本知识	145
一	脉冲的主要参量	145
二	微分电路	147
三	积分电路	143
第二节	晶体管的开关特性及应用	150
一	二极管的开关特性及应用	151
二	三极管的开关特性和倒相器	156
第三节	双稳态触发电路	162
第四节	单稳态触发器与多谐振荡器	163
一	单稳态触发器	163
二	多谐振荡器	175
第五节	单结晶体管振荡器	178
一	单结晶体管	178
二	单结晶体管振荡器	181
第六节	间歇振荡器	183
一	脉冲变压器	184
二	他激间歇振荡器	185
三	自激间歇振荡器	137
四	电针机	189
第七章	调制与解调	X
第八章	数字逻辑电路	X
第九章	电子计算机原理及其在医学中的应用	X

第十章	直流稳压电路	-----	191
第一节	整流和滤波	-----	191
一	常用整流电路	-----	192
二	滤波电路	-----	196
第二节	串联式晶体管稳压电路	-----	200
一	简单的串联式稳压电路	-----	200
二	常用的串联式稳压电路	-----	201
三	稳压器的主要技术指标	-----	210
第十一章	生物医学用电极	-----	X
第十二章	生物医学用换能器	-----	X
第十三章	医用仪器的显示和记录装置	-----	X
第十四章	医用检测中的干扰及抑制	-----	X
第十五章	安全用电	-----	X

第一章 电路原理

电路是由电器器件组成的整体，它提供了电流通过的路径。电路的作用是着关于信号（电变化）的处理，例如将微弱的电信号经过放大电路进行不失真的放大，或者按需变换信号波形等。

以晶体管等电子器件为中心组成的电路称为电子电路。电子电路中的电流既含有直流成份，又含有交流成份。因此直流电路和交流电路原理是学习电子电路的基础。本章介绍直流电路和交流电路的基本概念，基本定理和电路的分析计算，以做为今后学习的基础。

第一节 直流电路

一、直流电路的基本知识

1. 欧姆定律：直流电路中最基本的元件是电阻和电流，电流内部对电荷流动也有阻力，称为内电阻。为了便于分析，我们把电源作为只具有电动势 E ，另外用一个电阻 R_i 与它串联，实际器件当然是结合为一体的。图 1-1 是一个这样的电源与一个电阻 R 组成的最简单直流电路。实验证明，通过这个闭合电路的电流强度 I 为：

$$I = \frac{E}{R_i + R} \quad (1-1)$$

或写成 $E = IR + IR_i$ (1-2)

上式称为闭合电路的欧姆定律或全电路欧姆定律。式中电动势 E 的单位用伏特 (V)，电流 I 的单位用安培 (A)，电阻 R 和 R_i

的单位用欧姆 (Ω)。

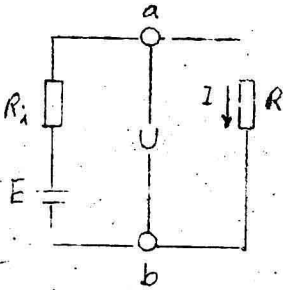


图 1-1 闭合的直流电路

电荷在电阻中流动时，需要电场作用力来不断克服阻力，因此电阻器件中存在着沿电流方向的电场。在电阻器两端存在着电势差。用 U_a 和 U_b 表示图 1-1 中 a、b 两点的电势，实验证明：

$$U_a - U_b = IR \quad (1-3)$$

这个公式称为电阻上的欧姆定律或一段电路的欧姆定律。结合 (1-2) 和 (1-3) 式可以得到

$$U_a - U_b = E - IR_i \quad (1-4)$$

这个公式可以推广到含有多个电流和多个电阻，甚至具有分支点的一段复杂电路。做这种复杂电路计算时，首先任意选定一个沿电路的顺序方向，而后按下述两条规则计算电势的增势。

(1) 当电阻中电流的方向与选定方向相同，则电阻上的电压为电压降， I 取正值；当电阻中的电流方向与选定方向相反，则电阻上的电压表示电压增， I 应取负值。

(2) 如电动势方向与选定方向相同，电势增势为 $+E$ ；相反时，电势增势为 $-E$ 。

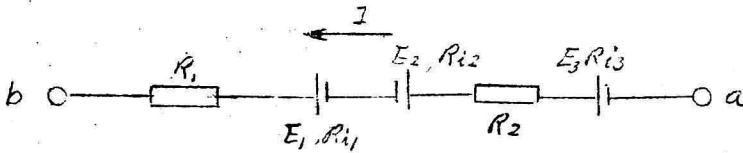


图 1-2 一段含源电路

图 1-2 所示为一段含源电路，现在按照上述两条规则，于是可得：

$$U_a - U_b = E_3 - IR_{i3} - IR_2 - E_2 - IR_{i2} + E_1 - IR_{i1} - IR_1$$

$$\text{即： } U_a - U_b = (E_3 - E_1 - E_2) - I(R_1 + R_2 + R_{i1} + R_{i2} + R_{i3})$$

将上式写成一般形式

$$U_a - U_b = \sum E - \sum IR \quad (1-5)$$

(1-5) 式称为一段含源电路的欧姆定律。如果由 (1-5) 式计算出的 $U_a - U_b$ 为正值，就表示 a 点电势比 b 点电势高；若 U_a

$-U_b$ 为负值, 则表示 a 点电势低于 b 点电势。

2. 电路中的电势: 在前面介绍欧姆定律的时候, 已经引用了电势的概念; 而在分析和计算电路时, 特别是在电子技术中, 又常常用到电路中的电势这一术语。例如在图 1-3 所示的电子电路中, 各点之间的电压是一定的, 而各点的电势是相对的, 与参考点的选择有关。只有在电路中的参考点已经确定的情况下, 电路中各点的电势才有确定的数值, 这就是电势的单值性。

原则上, 参考点的选择是任意的, 但它应当稳定, 不随时间变化。习惯上选大地的电势为零电势, 即参考点。一般机壳接地的电子设备, 都以机壳作为参考零电势。而有些设备机壳不接地, 但许多元件接到一条公共线上, 通常就把这条公共线规定作参考零电势, 并称之为“地”, 通常用图 1-3 (b) 所示符号表示。

在图 1-3 中, 选定 d 点为参考零电势。于是各点与参考点之间的电压, 就是各点的电势。

于是图 1-3 中, 各点的电势如下:

$$\begin{aligned} U_d &= 0 \\ U_a &= U_{ad} = +E_c \\ U_b &= U_{bd} \\ U_c &= U_{cd} \\ U_e &= U_{ed} \end{aligned}$$

图 1-3 中的电流负极接地, 在忽略电流内阻的情况下, 电流的另一极电势, 即等于电流电动势 E_c 。由于另一极是正极, 所以用 $+E_c$ 表示。这样图 1-3 的电路, 就可以简化为图 1-4 的形式, 在电子电路中常用此种形式。

在特殊情况下, 电路中的某两点会有相同的电势, 电路中有这样的点, 称为等电势点。图 1-5 所示电路就是有等电势点的例

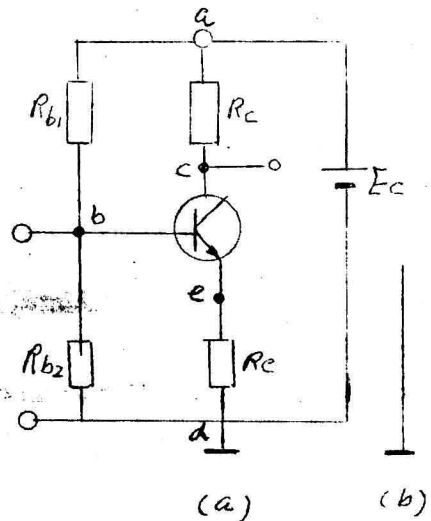


图 1-3 电路的电势

的例子在图1-5中的a、b两点是不连接的，根据图中所给的数值，可以分别求出a、b两点的电势。

$$U_a = \frac{8}{12+8} \times 20 = 8V$$

$$U_b = \frac{4}{4+4} \times 16 = 8V$$

这两个计算式表明a、b两点有着相等的电势，换句话说，a、b两点间的电压为零。在这种情况下，如果用导线把两点短路连接起来也

不会有任何影响，因为两点间电压为零，所以没有电流流过；这根短接线连上去或拉下来都没关系。当然在这两点之间接上任意阻值的电阻R也是不会产生任何影响的。在医用电子设备中，如果某一部分的电势参考点并不接地，也不与仪器其他部分连接，这样的参考电势称为浮地。如果电路中的某一点的电势与作为参考的地电势相同，但实际并未连接，则这点称为虚地。

3. 电流输出的功率：

由图1-1所示电路可知，负载R消耗的功率为

$$P = UI = I^2 R = \frac{U^2}{R}$$

上述还可以写成

$$P = \left(\frac{E}{R+R_i} \right)^2 \times R = \frac{E^2 R}{4RR_i + (R-R_i)^2} = \frac{E}{4R_i + \frac{(R-R_i)^2}{R}}$$

由此可以看出，负载功率P仅由分母中的两项所决定。其中第一项4R_i与负载无关，第二项是(R-R_i)²/R，且(R-R_i)² ≥ 0。如果负载电阻R恰好等于电源内阻R_i，即R=R_i，

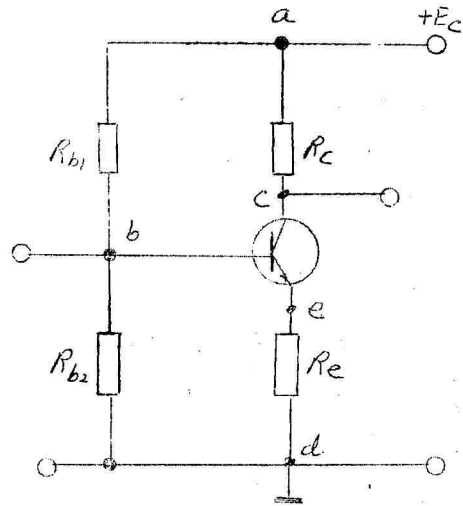


图1-4 图1-3电路的简化

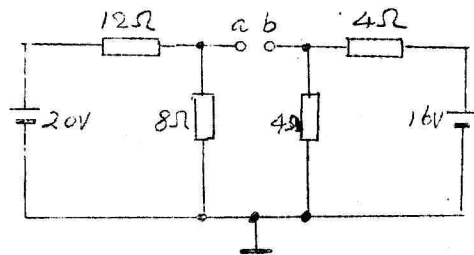


图1-5 含有等电势点的电路

则 $R - R_i = 0$ ，于是 $(R - R_i)^2 / R$ 等于零，这时分母最小，故负载功率 P 达到最大值。此时， $P_{\max} = \frac{E}{4R_i}$ 。

由此可以得出结论：对于电动势和内阻恒定的电源，负载获得最大功率的条件是负载电阻等于电源内阻，即

$$R = R_i \quad (1-6)$$

通常将这一条件，称做阻抗匹配。在电子电路中常之在许多地方要考虑阻抗匹配问题，但由于功率放大器输出的电动势并不是恒定的，随着负载的变化而略有改变，所以上式在实际应用时还要作一些修改。

最后关于负载获得最大功率的条件问题，也可从定性方面来理解，当 $R = \infty$ 时，输出开路， $P = 0$ ；而当 $R = 0$ 时，输出短路， P 也等于零。因此 P 必在负载电阻取 0 至 ∞ 间的某一值时得到最大值。

二、直流电路的基本定律

最简单的直流电路是没有分支的电路，如图 1-1 所示。但是有些电路虽然有分支，可是能够很方便地简化为无分支电路，那么我们就仍然把这种电路，归结为简单电路。对于简单电路，可以应用欧姆定律进行计算。但是对于复杂的有分支电路，直接用欧姆定律计算就过于复杂了。在分析复杂电路时，应用其他恰当的电路定律，时常能得到方便地求解。本节将进一步介绍求解直流电路的其他定律。

1. 电压源：一般地电源设备，大多数是输出较为恒定的电压，这类电源通常称为电压源。理想电压源输出的电压是恒定的，不随输出电流改变，即输出电压等于它的电动势 E 。实际电压源输出的电压通常都是随着输出电流的增大而下降，并且这种下降是线性，如式 (1-4) 和图 1-6(b) 所示。这样的实际电压源可以看成是由一个电动势为 E 的理想电压源和一个内电阻 R_i 串联组成，如图 1-6(a) 所示。显然，内阻 R_i 愈小，则实际电压源就愈接近理想电压源。各种电池都是较好的电压源。

人体内部心脏的搏动，大脑的思维活动，肌肉的运动，都产生电动势，称为生物电现象。人体是一个非常复杂的实际电

电压源，它的内阻很大，与理想电压源相差很远。另外由于电学和

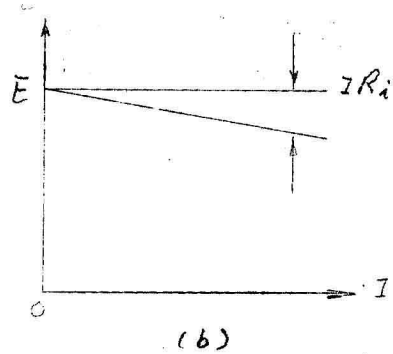
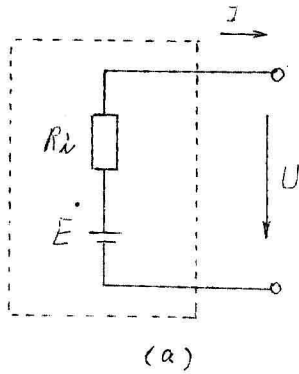


图1-6 电压源符号(a)和电压源的外特性(b)

电子学是高度发展的科学技术，便于计算和测量，因此在定量生理学中，经常借用各种电子学术语和概念，来描述人体中的机械活动，化学活动等。例如血液的流动可以模拟为电流，血压模拟为电压，血流阻力模拟为电阻，心脏对于血液循环的作用模拟为电压源，这就是血流动力学的电学模型。在这个模型中，心脏是一个较好的电压源，这里并不是指它的电活动。

2. 电流源：在实际电路中，除了电压源以外，我们还常常遇到另一种电流源，它给出的不是比较恒定的电压，而是比较恒定的电流，它两端的电压几乎是与负载电阻成正比地增加。理想电流源就是这样的电流，通过它的电流是一个恒定值 I_s 。实际电流源的输出电流随着端电压的升高而线性下降，如图1-7(b)所示。这样的电流源可以表示为由一个理想电流源 I_s 与一个内部泄漏电阻 R_i 并联组成，如图1-7(a)所示，箭头所示为电流源的方向。

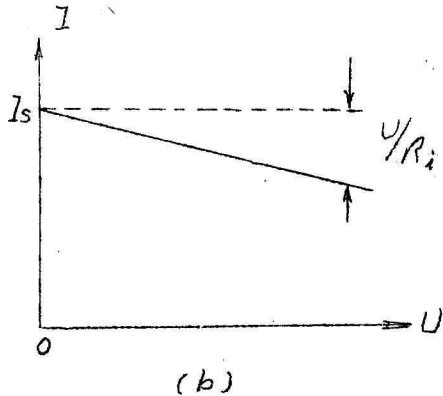
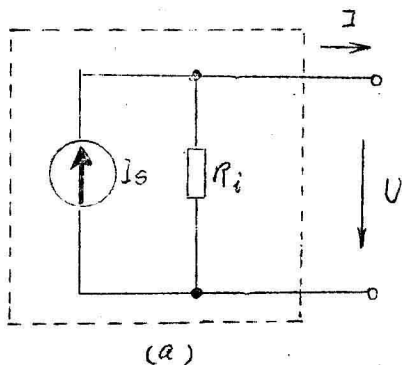


图1-7 电流源符号(a)和电流源外特性(b)

当实际电流源的端电压为 U 时，通过内部或漏电阻 R_i 的电流为 U/R_i 。于是得到输出电流 I 与输出电压 U 之间的关系式：

$$I = I_s - \frac{U}{R_i} \quad (1-7)$$

上式的关系曲线正是图 1-7 (b) 所示的电流源外特性。由公式和图线都可以看到，实际电流源的内部或漏电阻愈大，则愈接近于理想电流源。

当电流源短路时， $U = 0$ ，全部电流变成输出电流，即：

$$I = I_s。$$

当电流源外部接有负载电阻时， I_s 不能全部输出，而是有一部分经由内电阻 R_i 分流或漏。输出电流 I 的大小，受内电阻分流的影响。当负载电阻增大时，输出电压 U 增加，内电阻分流更大，所以输出电流 I 变小。

当电流源开路时， $I = 0$ ，电流 I_s 全部由内电阻 R_i 中通过，这时输出电压 $U = R_i I_s$ 。对于理想电流源来说， $R_i = \infty$ ， $U = \infty$ 。内电阻很大，接近于理想的实际电流源通常是允许开路的，否则易于使电器损坏。这与接近于理想的实际电压源正好相反，它在短路时的电流太大，易于损坏器件，而开路则是允许的。

在把其他形式能量转换为电能的实际电流中，电流源较少。但在电子学电路中遇到的信号，在很多情况中，都是比较接近于电流源的。在各种力学现象的电学模型中，如果把气流模拟为电流，阻力模拟为电阻，气压模拟为电压。那么恒压式呼吸机接近于电压源，而恒流式呼吸机比较接近于恒流源。当然呼吸机在外部开路时，气压也不会上升到无限大，因为这时安全阀门打开，式 (1-7) 已经不成立了。

3. 电压源与电流源的等效转换。任何实际的电流，既可用电压源来表示，也可用电流源来表示，它们对外部负载的效果应当相等。或者说，等效的电压源与电流源应当有相同的外特性。我们将 (1-4) 和 (1-7) 式重写如下：

$$U = E - R_i I \quad (1-4)$$

$$I = I_s - \frac{U}{R_i} \quad (1-7)$$

将 (1-4) 式变换如下:

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

并与 (1-7) 式相比较, 可求得

$$I_s = \frac{E}{R_i} \quad (1-8)$$

时, (1-4) 与 (1-7) 式完全相等。这时在电路中的电压流符号和电流流符号可以互相等效转换, 如图 1-8 所示。

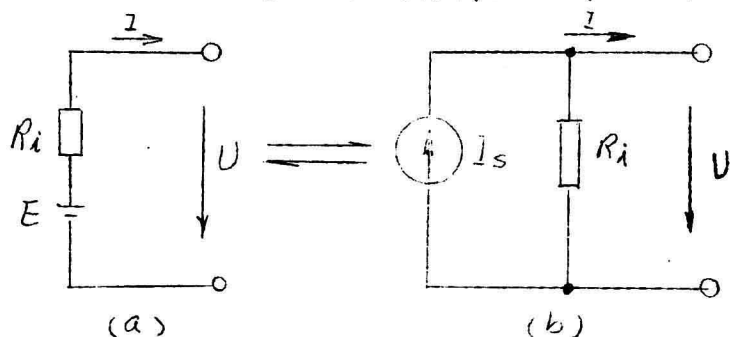


图 1-8 电压流与电流流的等效转换

从图中更可以看出, 电压流与电流流等效转换的方法, 是电流流的 I_s 等于电压流的电动势 E 和其内阻 R_i 之比, 这实际上说明 I_s 是电压流的短路电流。电流流的并联电阻值 R_i 等于电压流的内阻值, 所以可以看出电压流的电动势 $E = I_s R_i$, 即电流流的开路电压。注意电流 I_s 的正方向与电动势 E 的正方向相同。内阻 R_i 的另值在这两种情况下是相同的, 但在电压流中是串联, 在电流流中是并联, 它的另值就等于这个电流的开路电压与短路电流的比值。这当然只是计算方法, 在实际工作中总是利用测另得到的外特性斜率来计算的。因为当 R_i 很小时, 电流接近于理想电压流, 通常不允许短路。 R_i 很大时, 电流接近于理想电流流, 不允许开路。

上面的等效转换, 只是就外特性等效而言, 至于内部情况则是不相同的。例如当电压流开路时, 电压流的功率消耗为零,

而电流源由于内阻构成闭合电路，因而有一定功率损耗。电压源在短路时端电压为零，电流源在内阻上无电流，不消耗能量，而电压源则在内阻上消耗极大的能量，还应指出，电压源与电流源的转换，通常只是为了计算方便，实际器件的转换是很困难的，在很多情况中甚至是不可能的。

最后应该注意，所谓电压源与电流源的等效转换，是指实际电流而言。理想电压源的 R_i 为零，理想电流源的 R_i 为无穷大，它们之间无法进行这种转换。

例1. 已知图 1-8 (a) 所示的电压源电动势 $E = 10V$ ，内阻 $R_i = 5\Omega$ ；试求此电压源的等效电流源。

解：根据电压源与电流源的等效转换条件，可知电流源短路电阻值等于电压源的内阻值，即

$$R_i = 5\Omega$$

而电流源的电流 I_s 可由下式算出，即

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

例2. 已知图 1-8 (b) 所示电流源的电流 $I_s = 5A$ ，短路电阻 $R_i = 2\Omega$ ；试求此电流源的等效电压源。

解：根据电压源与电流源的等效转换条件，可知电压源的内阻值等于电流源的短路电阻值，即

$$R_i = 2\Omega$$

而电压源的电动势 E ，可由下式算出，即

$$E = R_i I_s = 2 \times 5 = 10V.$$

4. 叠加原理 它是直流电路计算中常要用到的基本定律。所谓叠加原理，是指在复杂网络中，任何一个支路中的电流等于电路中各个电源单独作用时，在该支路内产生的电流的代数和（各电流分量与总电流正方向一致者取正号，反之取负号）。下面以图 1-9 的复杂网络为例，说明它的意义。

例如：计算通过 R_3 的电流 I_3 ，以及 R_3 两端的电压 U_3 ，那么就可按照叠加原理进行求解。在求解过程中，要将其它的电压源短路，而电流源要开路。

根据叠加原理，先计算 E ，单独作用时，在 R_3 中通过的

电流 I_3' ；再计算 E_2 单独作用时，在 R_3 中通过的电流 I_3'' 。那么通过 R_3 的总电流 I_3 就是 I_3' 与 I_3'' 的代数和。

计算 I_3' 时， E_2 短路，因此这时的电路如图 1-10 (a) 所示。在计算 I_3'' 时， E_1 短路，故电路如图 1-10 (b) 所示。按照图 1-10 (a) 和图 1-10 (b)，分别求出

$$I_3' = 0.1324 \text{ A}$$

$$I_3'' = 0.0994 \text{ A}$$

故总电流 I_3 为

$$I_3 = I_3' + I_3'' = 0.2318 \text{ A}$$

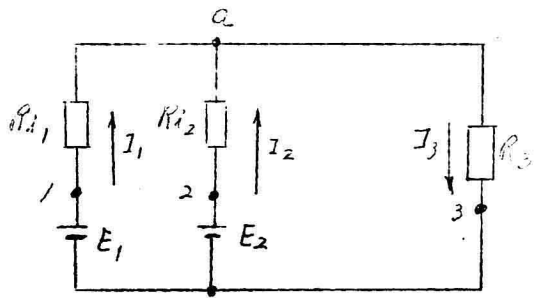


图 1-9 两个电源的复杂电路

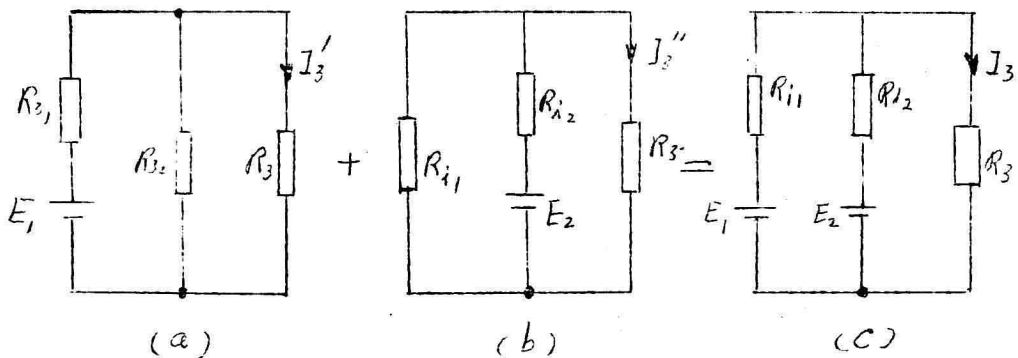


图 1-10 关于迭加原理的说明

而 R_3 两端的电压 U_3 为

$$U_3 = I_3 R_3 = 0.23 \times 10 = 2.3 \text{ V}$$

迭加原理对于计算电压同样也是正确的，即支路总端电压等于各电流单独作用时，在支路产生的端电压的代数和。

迭加原理只适用于符合欧姆定律的线性电路。

三、直流电路的简单计算

凡是一个电路只在两点处与外部电路连接，就称为二端网

络。二端网络可能很简单（例如仅包含一个电阻），也可能很复杂。有的不包含电流，就称为无源二端网络，如图 1-11(a) 所示。有的包含电流，就称为有源二端网络，如图 1-11(b) 所示。通常二端网络用图 1-11(c) 的符号来表示，从一端流入的电流等于从另一端流出的电流。另外一种网络叫做四端网络，如图 1-11(d) 所示。它包含一对输入端和一对输出端的符号用图 1-11(e) 来表示，四端网络也分做无源和有源两种。有的四端网络输出和输入的某一个端是接在一起的，这是一个公共端，通常是接地的，这种网络通常也称为三端网络。

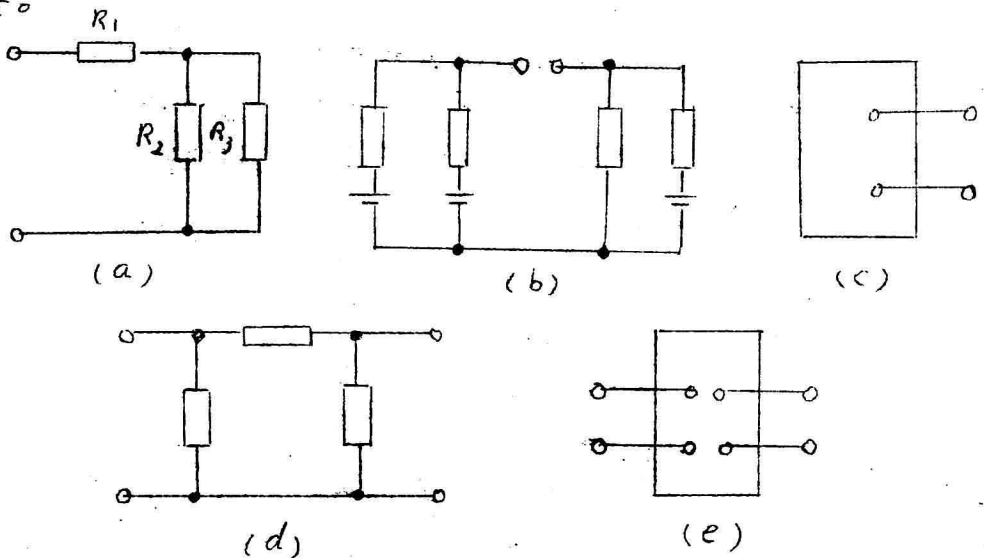


图 1-11 二端网络与四端网络图例及符号

下面分别叙述二端网络和四端网络。

1. 无源二端网络。

它是由电阻元件组成的，因此对外部电路来讲，可以用一个与其等效的电阻来代替，用一个电阻器代替串联或并联电阻是大家熟悉的例子。图 1-11(a) 无源二端网络的等效电阻 R ，可表示如下：

$$R = R_1 + \frac{R_2 R_3}{R_2 + R_3}$$

无源二端网络的等效电阻是表征无源二端网络外部特性的物理