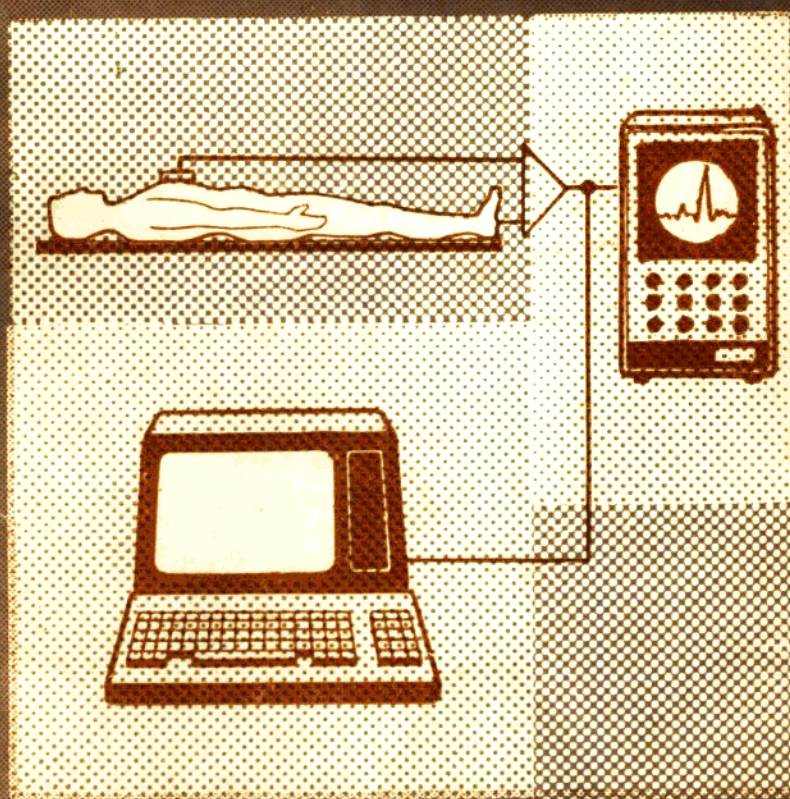


生物医学电子学

——理论与应用

BIOMEDICAL ELECTRONICS

谢楠柱 黄少波 主编
谢廷栋



广东科技出版社

前 言

生物医学电子学(Biomedical Electronics)是一门新兴的学科,它是随着现代医学进入电子化和电脑化的基础上建立起来的。本书从两个方面介绍这门学科。第一至五章介绍生物医学中常用的电子学基础知识,第六至十章介绍电子学在生物医学中的应用;内容包括放大电路基础、集成运算放大器、正弦振荡器、脉冲电路、集成数字逻辑电路、生物医学信号拾取、生物医学信号的显示与记录、生物医学仪器的典型电路分析、生物医学信号的处理与检测和微型电子计算机基础知识。

本书编写的内容,力求适应生物医学工作者的实际需要和自学能力,也适应高等医学院校学生的实际水平,希望达到教师易教,学生易学,方便自学。

本书的内容可供54~90学时的教学使用,标有*号的内容可供教师选讲或指导学生自学提高使用,本书也可供生物医学工作者作为自学参考书。

本书由广州医学院医学物理教研室主任谢楠柱主编,南开大学物理系生物医学物理教研室谢廷栋和广东医药学院物理教研室黄诗澂为副主编,广西医学院物理教研室莫永良和王仁宙、广州医学院医学物理教研室梅秉强和广东省佛山市电子研究所所长唐希怀参加了编写工作,最后由谢楠柱审定定稿。

广州医学院医学物理教研室黄大同同志负责全书的编辑工作,梅秉强同志负责插图的绘制工作,唐智、万维、吴东生、苏炽辉、李耀基等同志参加了抄稿及校对工作。

在本书的编写过程中,得到广州医学院、南开大学、广东医药学院、广西医学院等单位领导的大力支持,还得到广东省教育局的鼓励,在此一并表示衷心的感谢。

编 者

1985年12月

本书所用符号表

一、基本符号

u	随时间变化的电压瞬时值
U	直流电压值; 平均值; 有效值
$\dot{U}$	正弦电压复数量
i	随时间变化的电流瞬时值
I	直流电流值; 平均值; 有效值
$\dot{I}$	正弦电流复数量
E	直流电源电压; 电动势
Δ	增量
P	功率
R, r	电阻
C	电容
L	电感
M	互感
Z	阻抗
X	电抗
φ	相角
f	频率
$\omega (= 2\pi f)$	角频率
f_L	下截止频率
f_H	上截止频率
f_0	回路固有谐振频率
Δf	通频带
K	增益
$CMRR$	共模抑制比
k	耦合系数; 反馈系数
Q	回路品质因数
t	时间
τ	时间常数
T	周期; 温度
N	匝数
n	匝数比

二、下标符号

c	集电极; 共模
-----	---------

b	基极
e	发射极
d	差模
D	漏极
G	栅极
S	源极
Q	静态工作点
f	反馈
i	输入
o	输出
L	负载
s	短路; 信号源
r	反向
u	电压; 脉冲宽度
m	最大值

三、晶体管主要参数符号

β	共射交流电流放大系数
$\overline{\beta}$	共射直流电流放大系数
I_{ce0}	基极开路时的穿透电流
I_{cb0}	发射极开路时 $c-b$ 间反向饱和电流
I_{cm}	集电极最大允许电流
BV_{ce0}	基极开路时 $c-e$ 间的击穿电压
BV_{eb0}	集电极开路时 $e-b$ 间的击穿电压
P_{cm}	集电极最大允许耗散功率
g_m	跨导

目 录

第一章 放大电路基础	1
§ 1-1 晶体三极管的放大作用和特性曲线	1
一、晶体三极管的放大作用(1) 二、特性曲线(2)	
§ 1-2 单管放大电路基本原理	4
一、单管放大电路及其工作原理(4) 二、交流负载线(8) 三、主要性能指标(9)	
§ 1-3 放大器的耦合和类型	10
一、阻容耦合(10) 二、变压器耦合(11) 三、直接耦合(11)	
§ 1-4 负反馈放大器	13
一、反馈的基本概念(13) 二、反馈的判别(14) 三、负反馈对放大器性能的影响(15)	
四、常用负反馈放大器(18)	
§ 1-5 功率放大器	19
一、单管功率放大器(20) 二、推挽功率放大器(21) 三、准互补对称功率放大器(22)	
§ 1-6 差分放大器	25
一、差分放大器的工作原理(25) 二、典型差分放大器(26) 三、单端输入单端输出差分放大器(28)	
§ 1-7 场效应管放大器	29
一、结型场效应管的基本原理(30) 二、结型场效应管的特性(31) 三、绝缘栅场效应管(32) 四、场效应管放大器(34)	
第二章 集成运算放大器	35
§ 2-1 运算放大器的结构	35
一、镜像恒流源(36) 二、输入级(37) 三、中间增益级(38) 四、输出级(38)	
§ 2-2 运算放大器的主要参数及其理想特性	38
§ 2-3 运算放大器的三种基本电路	40
一、反相负反馈放大器(40) 二、同相负反馈放大器(41) 三、差分运算放大器(41)	
§ 2-4 运算放大器在数学运算电路中的应用	42
一、加法器(42) 二、减法器(43) 三、对数放大器(43) 四、反对数放大器(44)	
五、乘法器(45) 六、除法器(45) 七、乘方器(45) 八、微分器(46) 九、积分器(46)	
§ 2-5 运算放大器的失调与校正	47
一、调零技术(47) 二、偏流补偿技术(47) 三、相位补偿技术(48)	
§ 2-6 运算放大器的性能扩展	49
一、提高输入电阻(50) 二、提高输出功率(50)	
第三章 正弦振荡器	52
§ 3-1 产生振荡的条件	52
一、振荡的自激原理(52) 二、振荡的自激条件(52) 振荡的建立(53)	
§ 3-2 LC振荡器	53

一、LC并联谐振回路及其选频特性(54)	二、LC振荡器的工作原理(56)	三、变压器反 馈式LC振荡器(57)	四、电感反馈式LC振荡器(57)	五、电容反馈式LC振荡器(58)	
§ 3-3	RC振荡器		60		
一、RC回路有关特性(60)	二、RC移相振荡器(62)	三、RC文氏桥振荡器(62)			
§ 3-4	晶体振荡器		64		
一、石英谐振器(64)	二、石英晶体振荡器(66)				
§ 3-5	集成运放正弦振荡器		68		
一、集成运放组成的RC移相振荡器(68)	二、集成运放组成的文氏桥振荡器(68)				
第四章	脉冲电路		70		
§ 4-1	脉冲基本概念和RC电路		70		
一、脉冲波形和参数(70)	二、RC电路的过渡过程(71)	三、简单波形变换电路(73)			
*四、RC分压器(74)					
§ 4-2	集-基耦合双稳态触发器		76		
一、工作状态(76)	*二、稳态条件(76)	三、状态转换(77)	四、触发方式(78)		
§ 4-3	集-基耦合单稳态触发器和多谐振荡器		79		
一、集-基耦合单稳态触发器(79)	二、集-基耦合多谐振荡器(82)				
§ 4-4	射极耦合双稳态触发器		84		
一、工作原理(84)	*二、回差及其减小的措施(86)	三、射极耦合双稳态电路的应用简介(86)			
§ 4-5	锯齿电压发生器		87		
一、基本扫描电路(87)	二、恒流扫描电路(88)	三、自举扫描电路(89)	*四、电容负 反馈扫描电路(90)		
§ 4-6	集成运放脉冲电路		91		
一、集成运放电压比较器(91)	二、集成运放锯齿电压发生器(91)				
第五章	集成数字逻辑电路		92		
§ 5-1	基本逻辑门电路		92		
一、“与”门及逻辑乘(92)	二、“或”门及逻辑加(93)	三、“非”门及逻辑否定(94)			
四、“与非”门、“或非”门、“与或非”门(94)					
§ 5-2	集成数字门电路		96		
一、DTL门电路(96)	二、TTL“与非”门电路(97)	*三、ECL“或非”门(97)			
*四、PMOS门电路(99)	*五、CMOS门电路(99)				
§ 5-3	集成电路触发器		100		
一、R-S触发器(101)	二、维持阻塞型D触发器(103)	三、主从型J-K触发器(104)			
§ 5-4	逻辑代数		106		
一、二进计数制(106)	二、逻辑代数的基本运算法则(108)				
§ 5-5	组合逻辑电路		109		
一、二进制加法器(110)	二、二-十进制译码器(112)	三、编码器(114)	四、只读存贮 器(ROM)——码组变换(115)		
§ 5-6	时序逻辑电路		116		
一、最简单的寄存器(116)	二、移位寄存器(118)	三、二进制计数器(120)	四、十进制 计数器(123)		
第六章	生物医学信号的拾取		129		

§ 6-1 生物医学信号的特性	129
一、周期信号(130) 二、瞬态信号(132) 三、随机信号(132)	
§ 6-2 生物医学电极	133
一、生物医学电极的分类(133) 二、体表电极(134) 三、体内电极(135) 四、微电极(136)	
§ 6-3 生物医学换能器	137
一、生物医学换能器的分类和设计要求(137) 二、位移换能器(140) 三、压力换能器(143)	
第七章 生物医学信号的显示与记录	146
§ 7-1 屏幕显示	147
一、示波器(147) 二、M型超声心动图仪(151)	
§ 7-2 数字显示	152
一、荧光数码管数字显示(152) 二、液晶数字显示(153)	
§ 7-3 笔式记录	155
一、描笔偏转式记录器(155) 二、自动平衡式记录器(157)	
§ 7-4 磁记录	160
一、磁带记录器(161) 二、磁盘记录器(162)	
第八章 典型生物医学电子电路分析	165
§ 8-1 多道生理记录仪的电子电路	165
一、多道生理记录仪的结构及特点(165) 二、心电、脑电放大电路(166) 三、心音放大器电路(170) 四、压力放大器电路(173) 五、多道示波器概述(173)	
§ 8-2 超声诊断仪的电子电路	175
一、同步触发电路(176) 二、A通道和闸门电路(176) 三、参调放大电路(178) 四、时基扫描电路(178) 五、标距电路(180)	
§ 8-3 生物阻抗测量的电子电路	180
一、血管容积阻抗测量原理(181) 二、阻抗式心输出量测定仪的测量电路(182)	
第九章 生物医学信号的处理与检测	185
§ 9-1 干扰的来源及耦合途径	185
一、干扰的来源(185) 二、耦合途径(185)	
§ 9-2 抑制干扰的若干措施	188
一、屏蔽及其对干扰的抑制(189) 二、接地及其对干扰的抑制(191) *三、其他抑制干扰的措施(193) 四、医用电子仪器在使用中抑制干扰的几个具体问题(195)	
§ 9-3 噪声及其降低的措施	196
一、固有噪声源(196) 二、降低噪声的措施(198)	
*§ 9-4 相关检测及其在胎儿心率检测中的应用	201
一、相关检测的基本原理(202) 二、胎儿心率的相关检测(205)	
*§ 9-5 迭加平均及其在体表希氏束电图检测中的应用	206
一、单点取样积分(207) 二、多点取样积分(207) 三、体表希氏束电图的检测(209)	
§ 9-6 自适应噪声抵消及其在胎儿心电信号实时检测中的应用	210
一、概述(210) 二、噪声自适应抵消的基本原理(210) 三、胎儿心电信号的实时检测(211)	
*第十章 微型计算机基础	213

§ 10-1 引言.....	213
§ 10-2 微型计算机结构及组成.....	213
一、微型计算机的基本结构(213) 二、微型计算机的结构特点(214)	
§ 10-3 Z80 微处理器.....	218
一、Z80的CPU结构(218) 二、Z80微处理器的接口信号和功能(219)	
§ 10-4 存储器.....	221
一、存储器分类(222) 二、随机存取存储器RAM(222) 三、只读存储器ROM(225)	
§ 10-5 输入/输出接口.....	226
一、并行I/O接口及芯片(227) 二、计数/定时器CTC器件(229)	
§ 10-6 微型计算机系统.....	231
一、系统组成(231) 二、单板机硬件系统(233)	
§ 10-7 Z80 指令系统.....	236
一、基本指令格式(237) 二、Z80指令系统分类(237) 三、汇编语言的程序设计(238)	
§ 10-8 微型计算机的接口技术.....	241
一、微型计算机和键盘的接口(242) 二、微型计算机和七段发光管显示器的接口(244)	
§ 10-9 数/模、模/数转换电路及接口.....	245
一、数/模变换的工作原理(245) 二、D/A转换器的集成化芯片(247) 三、模/数转换电路(247) 四、D/A与CPU的接口(248) 五、CPU与A/D的接口(251)	
附录 西门子公司最新放射治疗设备.....	252
一、放射治疗用直线加速器MEVATRON系统(252) 二、西门子公司 MEVAPLAN 放射治疗计划系统(252)	
主要参考书.....	254

第一章 放大电路基础

随着现代科学技术和医学诊断、治疗仪器的迅速发展，心电图机、电子体温计、电子脉搏计、电子血压计、多道生理记录仪及病人监护系统等大量电子仪器已在临床及科研上得到广泛应用。这些仪器中有的是通过生物医学电极把属于电学量的生理信号（如心电、脑电、肌电等）直接检测出来；有的是通过生物医学换能器把非电学量的生理信号（如体温、血压、脉搏等）转换为电信号，并经过处理后显示出来或记录下来，供医生或科研工作者判断和研究。这些测量结果是客观的、定量的而且是较准确的。由此可见，电子技术和电子仪器在医学中占有重要地位。

通过电极或换能器检测出来的生物医学信号，是一些变化微弱的电信号（电压或电流），要直接通过测量仪表显示记录下来，或利用这些微弱的电信号去控制某些机构的动作（如继电器触点的开、闭或微型电动机的起、停等），是相当困难的，因此必须先用放大器将这些微弱的电信号适当放大，才可以进行测量和显示。下面我们先讨论生物医学中各种常用的放大器。

§ 1-1 晶体三极管的放大作用和特性曲线

放大器是生物医学电子仪器的重要组成部分，它的放大作用大多数由晶体三极管完成，因此，我们首先研究晶体三极管的放大作用和特性曲线，再进而讨论放大器的基本原理和分析方法。

一、晶体三极管的放大作用

将一个NPN型晶体三极管（以下简称晶体管）按图 1-1 的电路连接，其中发射极是公共接地端，故称为共发射极接法，这时发射结由电源 E_b 供给较低的正向电压，集电结由电源 E_c 供给较高的反向电压，这是保证实现晶体管放大作用的外部条件。

理论和实验都可以证明，在这种电路中，发射极电流 I_e 、集电极电流 I_c 和基极电流 I_b 之间的关系为

$$I_e = I_c + I_b \quad (1-1)$$

式(1-1)表明晶体管的发射极电流分成集电极电流和基极电流两部分，且集电极电流 I_c 要比基极电流 I_b 大得多。通常， I_c 占 I_e 的90%~99%，典型值为98%，对于某一晶体管来

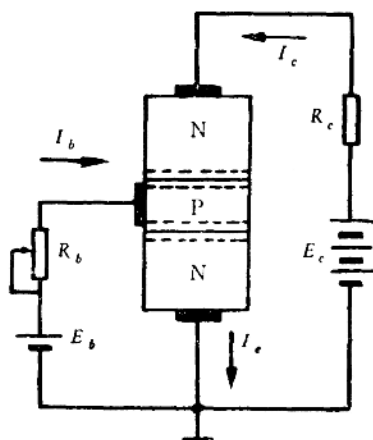


图 1-1 晶体管共发射极接法

说。这种电流分配关系基本不变。

如果有某种原因引起 I_c 变化时, 由于 I_b 只占 I_c 的很小一部分, 所以 I_b 的变化量将是不大的。但是占 I_c 中绝大部分的 I_c 的变化量则是比较大的。如图 1-1 中的晶体管, 假定 I_c 为 0.99 毫安, I_e 为 0.98 毫安, I_b 为 0.01 毫安。现在调节基极电路中的电位器 R_b 的阻值, 使 I_c 增大为 2 毫安, 由于 I_c 与 I_e 的电流分配关系保持不变, 相应地 I_e 将增大为 1.98 毫安, I_b 增大为 0.02 毫安。这时集电极电流的变化量 $\Delta I_c = 1.98 - 0.98 = 1.00$ 毫安。这时, 基极电流的变化量 $\Delta I_b = 0.02 - 0.01 = 0.01$ 毫安, 两者的比值为 $\frac{\Delta I_c}{\Delta I_b} = \frac{1.00 \text{ mA}}{0.01 \text{ mA}} = 100$ 。换句话说, 集电极电流的变化量 ΔI_c 是基极电流变化量 ΔI_b 的 100 倍。由此可见, 当晶体管的基极电流有很小的变化时, 能引起集电极电流的较大变化。这是晶体管的电流放大作用。

为了衡量晶体管的电流放大作用, 通常将 ΔI_c 与 ΔI_b 的比值称为晶体管的交流电流放大系数 β , 即

$$\beta = \frac{\Delta I_c}{\Delta I_b} \quad (1-2)$$

I_c 与 I_b 的比值称为晶体管的直流电流放大系数 $\bar{\beta}$, 即

$$\bar{\beta} = \frac{I_c}{I_b} \quad (1-3)$$

交流电流放大系数 β 和直流电流放大系数 $\bar{\beta}$ 都是标志晶体管放大能力强弱的性能参数, 通常其值大约在 20~100 之间。如作近似估算时, 可以认为 $\beta \approx \bar{\beta}$ 。

二、特性曲线

为了能直观地反映出晶体管的性能, 通常将晶体管各电极之间的电压和电流的关系画成曲线以表示其特性, 这些曲线叫作晶体管的特性曲线。最常用的特性曲线有两种。

1. 输入特性曲线

输入特性是表示晶体管的集电极与发射极之间的电压 U_{ce} 保持某一恒定值时(例如选 $U_{ce} = 1.5$ 伏), 晶体管的基极电流 I_b 跟加在晶体管的基极与发射极之间的电压 U_{be} 的函数关系。图 1-2 是通过实验电路测出的输入特性曲线。

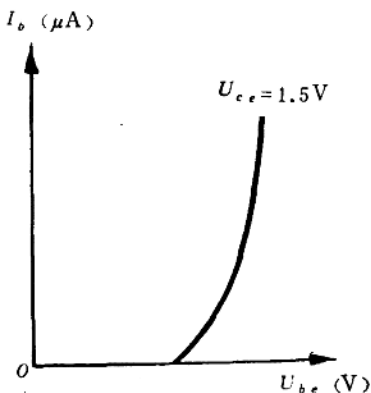


图 1-2 晶体管的输入特性曲线

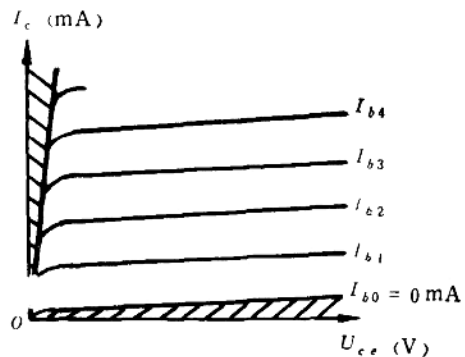


图 1-3 晶体管的输出特性曲线

从曲线可看出, 当 U_{be} 为零时, I_b 也为零, 当 U_{be} 增大至一定值时(硅管约为0.5伏, 锗管约为0.2伏), I_b 才开始增大。当管子正常工作时(小功率三极管 I_b 等于几十微安), 对于硅管 U_{be} 约为0.7伏, 锗管约为0.3伏, 而且此时若 I_b 变化不大, U_{be} 基本不变, 或者说 $\Delta U_{be} \approx 0$ 。

输入特性是非线性的, U_{be} 在0.7伏附近稍有变化时, I_b 就变化很大。

2. 输出特性曲线

输出特性是表示基极电流 I_b 为某一恒定值时, 集电极电流 I_c 跟集电极与发射极之间的电压 U_{ce} 的函数关系。

图1-3是NPN型晶体管的一族输出特性曲线。从图中可以看出, 每条特性曲线的形状都基本相似, 差别之处只是 I_b 不同时, 对应的 I_c 也不同罢了。

从图中可以看出, 当 U_{ce} 很小(一般在1伏以下)时, I_c 随着 U_{ce} 的升高而增大得很快。随着 U_{ce} 的升高, I_c 也就跟着很快地增大。当 U_{ce} 超过一定数值以后, 即使再增加 U_{ce} , 对 I_c 几乎没有什么影响, 所以曲线变得比较平直。

从图中还可以看出, 晶体管的工作状态分成三个区域。

(1) 截止区

当 U_{ce} 一定时, 晶体管的发射结总要有-定的正向电压才能保持正常工作, 对于NPN型晶体管来说, 当基极的电位低于发射极的电位(即 $U_b < U_e$)时, 基极电流 $I_b = 0$, 集电极电流 I_c 也接近于零, 这种状态称为截止。就图1-3来看, $I_b = 0$ 的那条输出特性曲线以下的阴影区称为截止区。

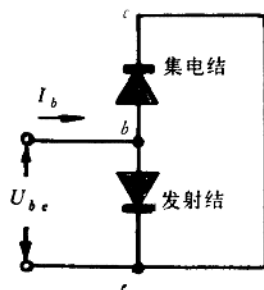


图1-4晶体管的穿透电流

为什么 $I_b = 0$ 而 I_c 不全等于零呢? 如图1-4所示, 这时晶体管相当于由集电结组成的二极管与由发射结组成的二极管背靠背地串联在一起, 在 U_{ce} 的作用下仍有微弱的电流贯穿它们而流动。这一电流叫做集电极-发射极反向电流, 又叫穿透电流, 通常用符号 I_{ceo} 表示。

穿透电流受温度影响极大, 当温度升高时, I_{ceo} 明显增大, 造成整个输出特性族上移, 反之造成下移。穿透电流对输出特性的影响, 是晶体管因温度变化而工作不稳定的原因, 所以希望 I_{ceo} 之值越小越好。在室温下, 硅管的 I_{ceo} 大约为几十微安, 锗管约为几百微安。

晶体管工作在截止区的特点是, 发射结和集电结都处于反向偏置, 因而失去了放大作用。

(2) 饱和区

晶体管接成放大器时, 如图1-1所示, 集电极电路中接有一定的电阻 R_c , 如果电源 E_c 一定, 则在集电极电流 I_c 增大时, 集电极电压 U_{ce} 就要相应地减少, U_{ce} 减小到比 U_{be} 还小时, 集电结处于正向偏置, 以致基极电流 I_b 再增大, 也不会使 I_c 有所增加, 于是晶体管将不起放大作用, 这种状态称为饱和。晶体管的饱和区在图1-3输出特性曲线 I_c 近乎直线上升的左侧的阴影区。晶体管处于饱和区时的特点是发射结和集电结都是正

向偏置。

(3) 放大区

当 U_{ce} 超过一定数值后,在基极电流为正的不同数值时,输出特性曲线大致只是上、下平行移动,并且 I_b 有很小变化时, I_c 将产生较大的变化。这时 I_c 的大小基本上与 U_{ce} 无关而只受 I_b 的控制。输出特性曲线在 $I_b=0$ 以上作上、下平行移动的整个区域叫做放大区。晶体管工作在放大区时才能发挥放大作用,特点是发射结必须正向偏置,集电结必须反向偏置。

§ 1-2 单管放大电路基本原理

放大器的主要功能是放大信号,它大都由一、两种包含一个或多个晶体三极管的基本单元电路构成。现在,我们就从晶体管的单管放大器的基本电路开始,讨论放大器的基本原理和分析方法。

一、单管放大电路及其工作原理

图1-5是一固定偏置单管放大电路,其中 E_c 是直流电源,电压一般为几伏到几十伏。电源的正端一方面经过电阻 R_c 接到集电极C上,另一方面还通过电阻 R_b 接到基极b上,目的在于使发射结正向偏置而集电结反向偏置,这时,电源 E_c 经 R_b 和晶体管发射结电阻构成闭合电路,利用发射结电阻和 R_b 的分压作用,可于发射结两端得到电压 $U_{be} = E_b$,一般发射结电压 U_{be} ,对于硅管约为0.6~0.7伏,对于锗管约为0.2~0.3伏。

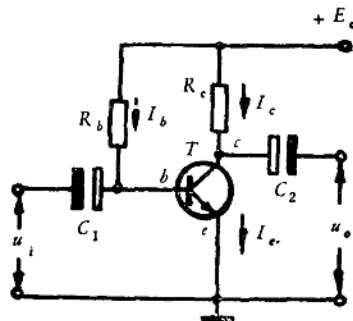


图1-5 固定偏置放大电路

放大电路中的各个元件,分别起着如下的作用:

晶体管 T 是放大元件,当微弱的输入信号电压变化引起很小的基极电流的变化 ΔI_b 时,由于三极管的放大作用,必然要引起集电极电流的变化 $\Delta I_c = \beta \Delta I_b$,于是在电阻 R_c 上就会产生较大的变化电压。

电阻 R_c 称为集电极负载电阻,简称集电极电阻,阻值一般在几千欧的范围。它的主要作用就是将集电极电流的变化转变为电压的变化,实现电压放大。如果没有 R_c ,那么晶体管集电极与发射极之间的电压 U_{ce} 就等于电源电压,这时晶体管的集电极电流虽然会随着基极电流而变化,但是 U_{ce} 却是不变的。由于输出端接在集电极上,因此输出电压也不变化,起不到放大信号电压的作用。

电阻 R_b 为基极电阻,又称偏流电阻,阻值一般在几千欧至几百千欧的范围。它的作用是使流向基极的电流有一个合适的数值,借以保证晶体管处于比较理想的工作状态。

电容 C_1 和 C_2 分别称为输入、输出耦合电容。 C_1 用来隔断放大器的直流电源与输入信号之间的直流通路,沟通输入信号与放大器之间的交流通路。 C_2 则用来隔断放大器 and 接

在输出端的负载之间的直流通路，而沟通输出信号与负载之间的交流通路， C_1 和 C_2 的电容值通常在几微法到几十微法的范围，所用的是电解电容，联接时要注意其极性。

下面讨论固定偏置单管放大电路的工作原理。

1. 静态

当放大器的输入端尚未加上待放大的信号时，放大电路中的各点都有固定的电压值，输入回路和输出回路中也只有恒定的电流流动。放大器的这种工作状态称为静态，下面我们来分析放大器静态时的工作情况。

如图 1-5 的单管放大电路而言，由于电容 C_1 和 C_2 的存在，在静态时可以将它们作为开路看待。

根据图 1-5，可以得知放大器在静态时晶体管的基极电流：

$$I_{bQ} = \frac{E_c - U_{beQ}}{R_b} \approx \frac{E_c}{R_b} \quad (1-4)$$

这一静态基极电流又称为偏流。

集电极电流 I_{cQ} ，可按 β 的定义得出，即

$$I_{cQ} = \beta I_{bQ} \approx \beta I_{bQ} \quad (1-5)$$

根据基尔霍夫电压定律，可得出放大器静态时输出回路的电压方程式：

$$U_{ceQ} = E_c - R_c I_{cQ} \quad (1-6)$$

上式中 U_{ceQ} 为静态时晶体管集电极与发射极之间的电压。

式(1-4)、(1-5)、(1-6)表达了放大器在静态时的工作情况，反映在晶体管的特性曲线上，则只有一点能同时符合这三个式子所表示的工作情况，这个点称为静态工作点，简称工作点。

2. 动态

动态，是对放大的交变信号加到放大器输入端时的情况而言。动态时，放大器又分为输出端不带负载和带负载这两种不同的情况，我们先从不带负载的情况讲起。

当有信号输入时，设信号电压是正弦波形，则在其正半周时，使 u_{be} 增大，引起 i_b 增加，结果使 $i_c R_c$ 增大，但由于 E_c 固定，所以 u_{ce} 减少，负半周时则使 u_{ce} 增大。 u_{ce} 的变化 Δu_{ce} ，远大于 u_{be} 的变化 Δu_{be} ，因而实现了电压放大。 u_{ce} 与 i_c 的关系，可由下式给出：

$$u_{ce} = E_c - i_c R_c \quad (1-7)$$

无论是静态还是动态的情况下，上式都适用。这是分析放大器工作原理的一个重要方程式，称为负载线方程。

要直观而全面地了解放大器电路的动态变化与电路的放大原理，现在，我们试采用图解法来分析。图解法，是利用晶体管的输入特性和输出特性曲线，通过作图来分析放大电路基本性能的方法。

图解分析如图 1-6 所示，具体步骤如下：

第一步，根据晶体管手册或实验数据画出晶体管的输出特性和输入特性曲线，

第二步，在输出特性曲线上作直流负载线，确定静态工作点。

什么叫做直流负载线呢？从 $U_{ce} = E_c - I_c R_c$ 可知，在 E_c 选定以后， U_{ce} 与 I_c 是成线性关系的，反映在输出特性曲线上，它是一条直线，这条直线就称为直流负载线。

直流负载线的具体作图法如下：根据负载线方程式(1-7)，当 $I_c = 0$ 时， $U_{ce} = E_c$ ，即可定出 M 点；而当 $U_{ce} = 0$ 时， $I_c = \frac{E_c}{R_c}$ ，又可定出 N 点；连接 M 、 N 两点，即作出直流负载线 MN （见图1-6）。负载线上的每个点，反映了放大器某一时刻可能的状态（包括静态）。从图中还可以看出，直流负载线有两个特点，一是它在横轴的截距为 E_c ，二是它在横轴的锐角为 $\alpha = \arctan \frac{1}{R_c}$ 。

作出直流负载线后，则与静态时基极电流 I_{bQ} 所对应的那一条输出特性曲线与负载线的交点 Q ，就是静态工作点。

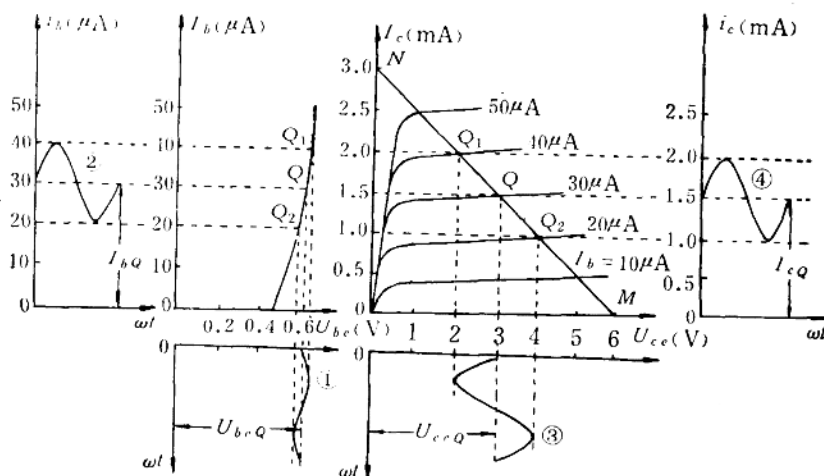


图1-6 放大器的图解分析

第三步，在变化的输入信号 u_i 的作用下，晶体管各电极之间的电压和电流均将相应发生变化，为分析它们之间的变化关系，可画出各电极之间电压和电流的波形图。

仍以单管放大器为例，并设输入电压按正弦规律变化， $u_i = 0.01 \sin \omega t$ (V)。

首先，可按照输入电压的变化规律画出 u_{be} 与 i_b 的波形。将信号电压 u_i 和静态发射结电压 U_{beQ} 迭加，作出加入信号后发射结电压 u_{be} 的变化曲线，如图1-6中的曲线①，显然，这时发射结的电压不再是固定的0.6V，而是在0.61~0.59V之间变化。

如图1-6所示，当 u_{be} 由 $U_{beQ} = 0.6$ 伏增大到0.61伏时，对应输入特性曲线上的工作点即由 Q 点上升到 Q_1 点，同时 i_b 也由 $I_{bQ} = 30$ 微安增大到40微安；当 u_{be} 由0.61伏减小到0.6伏并继而减小到0.59伏时，曲线上的工作点即由 Q_1 点经过 Q 点下降到 Q_2 点，同时 i_b 也由40微安减小到30微安并继而减小到20微安；当 u_{be} 由0.59伏增加到0.6伏时，工作点即由 Q_2 点上升到 Q 点； i_b 则由20微安增加到30微安。到此完成了一个周期的过程。因此，可由曲线①逐点对应晶体管的输入特性曲线，作出信号加入后的基极电流 i_b 的变化曲线，如图1-6中的曲线②。

在输出特性上，可按 i_b 波形作出 i_c 和 u_{ce} 的波形。当 $i_b = I_{bQ} = 30$ 微安时， $i_c = I_{cQ} = 1.5$ 毫安， $u_{ce} = U_{ceQ} = 3$ 伏；当 i_b 增大到40微安时，工作点移到 Q_1 点，该点的 $i_c = 2$ 毫安， u_{ce}

= 2 伏；当 i_b 从 40 微安减小到 20 微安时，工作点从 Q_1 点经过 Q 下降到 Q_2 点，该点的 $i_c = 1$ 毫安， $u_{ce} = 4$ 伏；当 i_b 从 20 微安增加到 30 微安时，工作点将从 Q_2 点上升到 Q 点，完成一个周期性的过程。因此，由 i_b 变化的规律，定出不同瞬间工作点的位置，找出与之相应的 i_c 和 u_{ce} 值，便可作出 u_{ce} 的变化曲线③和 i_c 的变化曲线④。

信号为零时，放大器处于直流工作状态，代表这个状态的是负载线上的 Q 点，称为静态工作点，除静态点以外的点，称为瞬时工作点，信号为某一瞬时值时，负载线上便有某一瞬时工作点与之对应。

根据以上的分析，我们可以得到反映放大电路内部规律的几点结论。

(1) 当输入交变信号后，集电极电流 i_c 和集电极与发射极之间的电压 u_{ce} 中相应地出现波形与输入信号基本相同而幅值增加很多的交流分量，从而体现了通过电流放大而获得电压放大的作用。我们通常将 Δu_{be} 用输入电压有效值 U_i 表示， Δu_{ce} 用输出电压有效值 U_o 表示，并将 U_o/U_i 称为放大器的放大倍数 K ，即

$$K = \frac{U_o}{U_i} \quad (1-8)$$

就图 1-6 的情况来说，

$$K = \frac{U_o}{U_i} = \frac{\Delta U_{ce}}{\Delta U_{be}} = \frac{2 - 4}{0.61 - 0.59} = -100$$

(2) 从图 1-6 中可以看出，输入电压 u_i 的波形和集电极与发射极之间电压 u_{ce} 的交流分量的波形在位相上是相反的。这种现象称为反相。前面计算出的电压放大倍数为负值，就是因为输入电压与输出电压位相相反的缘故。

(3) 放大器的静态工作点要选择得适当，否则输出的波形可能产生畸变而跟输入的波形不一样，这种现象叫做失真。图 1-7、图 1-8 分别表示静态工作点 Q 选得偏高和偏低时输出电压波形产生饱和失真或截止失真的情况。一般 Q 点应选择在负载线靠中央的地方。实际上静态工作点的确定常取决于偏流 I_{BQ} 的选择。对图 1-5 所示的单管放大器来说，也就是取决于 R_b 的大小。因此，改变 R_b 可以改变放大器的静态工作点，这正是调试放大器时经常采用的方法。

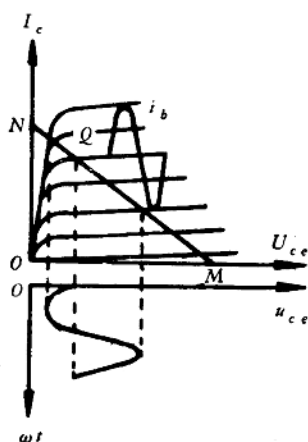


图 1-7 Q 点太高引起饱和失真

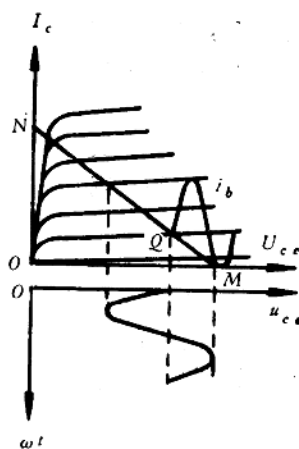


图 1-8 Q 点太低引起截止失真

二、交流负载线

对于大多数放大器来说,其输出端一般都接有负载,如继电器,扬声器或者接到下一级放大器,这些负载一般可用一个等效电阻 R_L 表示,如图1-9。

就交流信号来说,耦合电容 C_1 、 C_2 ,容抗都是很小的,直流电源 E_c 对变化量不起作用,而它的内电阻也很小,所以这几个元件都可看作是短接的,于是图1-9就可以等效成图1-10所示的放大器的交流通道,从交流通道中可清楚地看出,集电极电阻 R_c 和负载电阻 R_L 是并联的。它们的并联等效值称为放大器输出端的总负载电阻或交流负载,并用 R'_L 来表示,即

$$R'_L = \frac{R_c R_L}{R_c + R_L} \quad (1-9)$$

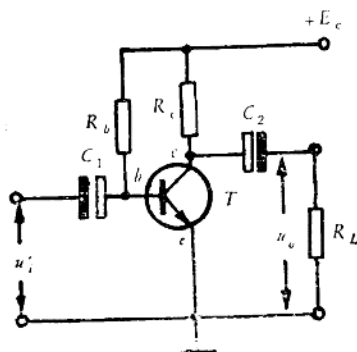


图1-9 带负载的单管放大器

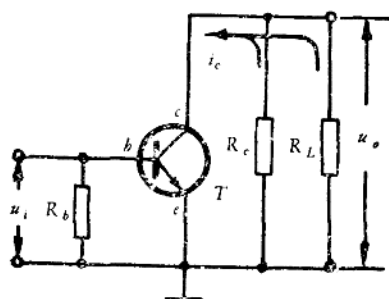


图1-10 放大器的交流通道

仍以图1-5的放大器为例,假如它的输出端接有 $R_L = 1.2$ 千欧的负载,那么这个放大器的交流负载为

$$R'_L = \frac{2 \times 1.2}{2 + 1.2} = 0.75 \text{ 千欧}$$

由此可见,放大器输出端接上负载之后,对于交流来说,相当于集电极电阻的减小。

放大器集电极电路直流电流和电压的关系,可由直流负载线反映出来,显然,集电极电路的交流电流和电压的关系,应由以交流负载 R'_L 作出的所谓交流负载线来确定,为了区别交流和直流两种情况的负载线,我们把直流通路的电阻决定的负载线,称为直流负载线,它

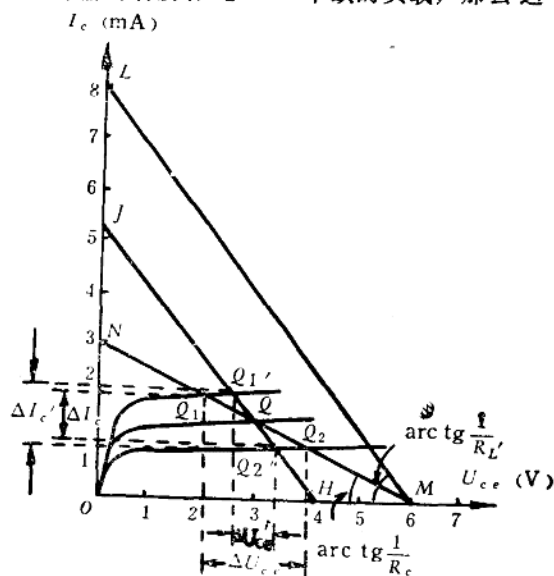


图1-11 放大器的交流负载线

只能确定静态工作点 Q ，而由交流通路的等效负载电阻 R'_L 决定的负载线，称为交流负载线，交流信号的波形，必须从交流负载线上作出。

图1-11表明了放大器输出端接有负载电阻 R_L 后交流负载线的绘制方法。它是在图1-6绘制直流负载线的基础上，先根据 $U_{ce}=0$ 和 $I'_L = \frac{E_c}{R'_L}$ 确定纵坐标轴上的 L 点，再将 M 点和 L 点联接起来得出一条与横轴锐夹角 $\alpha' = \arctan \frac{1}{R'_L}$ 的辅助线 ML ，然后通过静态工作点 Q 作一条与 ML 平行的直线 HJ ， HJ 就是放大器接有负载 R_L 时的交流负载线。交流负载线必须通过 Q 点，因为在输入信号 $u_i=0$ 的一瞬间，动态与静态的工作情况是一样的。由于 $R'_L < R_c$ ， $\arctan \frac{1}{R'_L} > \arctan \frac{1}{R_c}$ ，故交流负载线总比直流负载线陡些。

从图1-11中我们可以清楚地看到，放大器输出端接有负载 R_L 以后，发射极-集电极电压 U_{ce} 与集电极电流 I_c 的变动范围由原来对应于直流负载线上的 Q_1 、 Q_2 之间而改变为对应于交流负载线上的 Q'_1 、 Q'_2 之间，这时 I_c 的变化量 ΔI_c 基本上没有多大改变，但是 U_{ce} 的变化量 ΔU_{ce} 却减少很多。

最后应指出的是，在外接负载电阻 R_L 远大于 R_c 的情况下， $R'_L \approx R_c$ ，则交流负载线与直流负载线基本重合，这时可以在直流负载线上作出交流波形。

三、主要性能指标

评价一个放大器的质量，应该考虑以下几个主要性能指标。

其一是电压放大倍数 $K = \frac{U_o}{U_i}$ 。理论上还可以证明，对于图1-9的单管放大器，其电压放大倍数

$$K = \frac{U_o}{U_i} = -\beta \frac{R'_L}{r_{be}} \quad (1-10)$$

式中 r_{be} 是晶体管的输入电阻。对于小功率的晶体管来说，输入电阻可以粗略地按照下式来估算。

$$r_{be} = 300 + \beta \frac{26(\text{mA})}{I_{cQ}(\text{mA})} \quad (1-11)$$

一般情况下，晶体管的输入电阻在几百欧至几千欧之间。

其二是输入电阻和输出电阻。输入电阻是指输入信号电压和电流之比(U_i/I_i)，要求输入电阻尽量大，例如心电图机的输入电阻常达5兆欧。输出电阻是这样定义的，在不接输入信号及负载时，在放大器输出端加一信号电压 U'_o ，产生电流 I'_o ，则输出电

阻 $R_o = \frac{U'_o}{I'_o}$ 。为了使负载上得到的信号电压较为稳定，则要求放大器有较小的 R_o 。总之，

输入电阻大与输出电阻小都是为了有效地传输信号。

其三是放大器的频率特性。放大器要求频率特性具有较宽的平坦部分，如图1-12所示。它的意思是指放大器对尽量多的频率成分具有相同的放大倍数。图中 f_L 称为下载