

陈延航 沈力平 编著
林 真 李士婉

生物医学测量

人民卫生出版社

生物医学测量

陈延航 沈力平 编著
林 真 李士婉

人民卫生出版社

EV18/23

生物医学测量

陈延航 沈力平 等编著

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

兰州新华印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米16开本 23 $\frac{1}{2}$ 印张 4插页 544千字

1984年8月第1版 1984年8月第1版第1次印刷

印数: 00,001—8,000

统一书号: 14048·4530 定价: 3.70元

〔科技新书目65—66〕

前 言

生物医学测量在临床医学、运动医学、生理学及生物医学基础理论研究等许多领域中起着十分重要的作用。近年来,随着现代科学技术的发展,生物医学测量技术得到了进一步的改进,并涌现出了大量的、新颖的传感器和测量仪器。但是,目前国内比较系统地阐述有关生物医学测量技术方面的书籍还很少,为此,我们收集了生物医学测量中常用的测量方法和仪器原理,特别是近年来国内外出现的新仪器,结合我们工作中的一些经验和体会编写成此书,以便使读者对于生物医学测量技术的基本原理、基本方法,仪器的原理、结构、特点、使用知识以及国内外的发展状况等有较全面的了解。

本书基本上按生理指标划分章节。全书共十三章,第一至三章分别介绍了有关的基本概念、测量电桥、生物医学测量中的干扰和不稳定因素的来源及消除方法。第四至十二章介绍了生物电、血压、心输出量、血流、脉搏及心音、体温、呼吸、肌肉收缩、心率、颅压、眼压等常用生理参数的测量原理及主要方法,并给出了大量的范例。在这些章节中分别介绍了电阻应变式、半导体压阻式、电感式、差动变压器式、涡流式、电容式、光电式、压敏晶体管式、压电式、电磁式、核磁共振式、超声多普勒式、热阻式、热电式、热膨胀式、热辐射式、液晶式、固液相跃迁式、PN结温度效应式、晶体振荡频率温度效应式等换能原理,分析了它们的有关特性,并阐述了由这些换能原理构成的传感器及测量线路的设计原则。第十三章介绍了多种用于生物医学测量的记录器。

本书可供医务工作者、生理研究人员、生物医学研究人员及从事生物医学仪器研究的工程技术人员参考,也可用作高等院校有关专业的教学参考书。

本书所涉及的知识面很广,加之编者水平和阅历所限,难免存在错误和缺点,敬请广大读者批评指教。

本书编写过程中得到了航天医学工程研究所陈信、庄祥昌、刘光远同志的支持和指导。全书由刘光远同志、三机部三〇四所何铁春同志审阅。同仁医院张敬娥、施益浩同志,解放军总医院周定标同志曾对本书有关内容提出过宝贵意见。谨此一并致谢。

本书第三章由林真同志编写,第六章由李士婉、陈延航同志编写,第七、九、十章由沈力平同志编写,其余部分由陈延航编写。

编 者

一九八三年三月

目 录

第一章 生物医学测量仪器的基本概念

第一节 仪器的常用指标	(2)
第二节 测量系统的传递函数	(9)
第三节 生物医学测量仪器的原理选择	(16)
第四节 常见生理指标的测量范围	(17)
第二章 测量电桥	(20)
第一节 直流电桥	(20)
第二节 交流电桥	(32)
第三节 平衡式测量电桥	(36)
第三章 生物医学仪器的干扰与不稳定因素	(39)
第一节 磁场干扰	(40)
第二节 电场干扰	(43)
一、导线引入的位移电流	(44)
二、人体引入的位移电流	(46)
三、电位分配效应	(48)
第三节 静电干扰	(54)
第四节 高频电磁干扰	(56)
第五节 仪器使用中的接地问题	(58)
第六节 测试中的不稳定因素	(60)
一、仪器的噪声及其消除	(61)
二、自激振荡现象与排除方法	(64)
三、基线漂移	(65)
第四章 生物电测量电极	(68)
第一节 电极的基本概念	(68)
一、半电池及其电位	(68)
二、极化电位	(69)
三、标准电极	(70)
四、银-氯化银电极	(71)
五、电极的半电池电动势和极化电位的测定	(74)
六、电极材料的选择	(74)
第二节 生物电位测量电极	(75)
一、生物电位测量的基本概念	(75)

二、实用体表电极	(76)
三、专用电极	(81)
四、有源电极	(85)
第三节 微电极	(87)
一、金属微电极	(88)
二、充填电解质的微电极	(89)
三、微电极的电位和阻抗	(90)

第五章 血压的测量

第一节 血压测量概述	(95)
第二节 直接式血压测量	(97)
一、液体耦合法概述	(97)
二、用于液体耦合法测量血压的传感器	(99)
三、测量血压的微型传感器	(108)
第三节 间接式血压测量	(121)
一、触诊法	(121)
二、发红法	(122)
三、示波法	(122)
四、听诊法	(124)
五、超声法	(126)
六、双袖带法	(129)
七、光电法	(131)
第四节 血压的无损连续测量	(132)
一、张力测定法	(132)
二、容积补偿法	(134)
第五节 血压的自动测量	(136)

第六章 心输出量测量

第一节 损伤性测定法	(141)
一、直接费克(O_2)法	(141)
二、染料稀释法	(141)
三、热稀释法	(142)
四、心血管造影法	(142)
第二节 非损伤性测定法	(143)
一、同位素稀释法	(143)
二、呼吸法	(144)
三、阻抗法	(149)

四、超声波法·····	(155)	三、光电式脉搏波传感器·····	(214)
第七章 血流测量 ·····	(160)	第三节 心音的测量·····	(218)
第一节 概述·····	(160)	一、心内心音的测量传感器·····	(218)
一、血液循环及血流测量的意义·····	(160)	二、心外心音的测量传感器·····	(219)
二、血液流动的基本特性·····	(161)	第九章 体温测量 ·····	(232)
三、血流测量的主要方法·····	(163)	第一节 概述·····	(232)
第二节 电磁法血流测量·····	(164)	一、体温的分类·····	(232)
一、电磁血流测量的基本原理·····	(164)	二、体温的测量方法·····	(233)
二、电磁血流量计的组成和工作原理·····	(165)	第二节 液体膨胀式体温计·····	(234)
三、插入式电磁血流量测量探头·····	(169)	第三节 热电偶式温度变换器·····	(235)
第三节 超声多普勒法血流测量·····	(170)	一、热电效应及其基本定律·····	(235)
一、超声波的发生及其主要特点·····	(170)	二、热电偶的偶极材料·····	(239)
二、超声多普勒效应·····	(173)	三、热电偶的制作及热电偶温度变换器结构·····	(240)
三、超声多普勒法测定血流的基本原理·····	(175)	四、热电偶参考端的温度补偿·····	(241)
四、超声多普勒血流测试仪的基本组成和分类·····	(177)	第四节 金属丝热电阻温度变换器·····	(244)
五、脉冲波式超声多普勒血流量测试仪的工作原理·····	(178)	一、金属丝热电阻的基本特性·····	(244)
六、超声多普勒换能器·····	(186)	二、金属丝热电阻温度变换器的结构及基本测量线路·····	(245)
第四节 核磁共振法血流测量·····	(188)	第五节 半导体热敏电阻温度变换器·····	(247)
一、核磁共振法的基本原理·····	(188)	一、半导体热敏电阻的基本特性及基本参数·····	(248)
二、核磁共振血流量仪的基本组成·····	(190)	二、半导体热敏电阻的结构·····	(252)
三、静脉血流量测量·····	(192)	三、半导体热敏电阻测温的基本线路·····	(253)
四、动脉血流量测量·····	(192)	第六节 液晶温度计·····	(256)
第五节 费克氏法、指示剂稀释法和容积法测血流量·····	(193)	一、液晶概述·····	(256)
一、费克氏原理法·····	(193)	二、液晶测温的作用原理·····	(258)
二、指示剂稀释法·····	(195)	三、液晶温度计·····	(259)
三、容积法·····	(196)	第七节 晶体管PN结温度变换器·····	(263)
第六节 其它血流量测量方法·····	(198)	一、PN结测温的基本原理·····	(263)
一、压差式血流量传感器·····	(198)	二、PN结测温的基本线路·····	(264)
二、热式流量传感器·····	(200)	三、PN结温度变换器的结构·····	(265)
三、涡轮式血流量传感器·····	(204)	第八节 红外线热成像测温·····	(266)
四、转子式血流量计·····	(205)	一、红外热成像的基本原理·····	(266)
五、机械式容积血流量计·····	(205)	二、红外热成像仪的基本组成·····	(267)
六、气泡式血流量计·····	(205)	第九节 石英晶体温度变换器和固液相跃迁温度计·····	(273)
第八章 脉搏波及心音的测量 ·····	(207)	一、石英晶体温度变换器·····	(273)
第一节 概述·····	(207)	二、固液相跃迁式温度计·····	(273)
第二节 脉搏波传感器·····	(208)	第十章 呼吸测量 ·····	(276)
一、液体传导式脉搏波传感器·····	(208)	第一节 概述·····	(276)
二、接触式脉搏波传感器·····	(211)	一、呼吸测量的主要参数·····	(276)

二、呼吸测量的主要方法·····(278)	一、直接式测量·····(308)
第二节 呼吸频率测量·····(279)	二、间接式测量·····(311)
一、热敏电阻式呼吸率传感器·····(279)	第二节 胎儿心率测量·····(320)
二、应变式呼吸传感器·····(280)	第三节 眼压的测量·····(324)
三、阻抗式呼吸频率传感器·····(282)	一、直接测量法·····(325)
四、变压器式婴儿呼吸监示器·····(284)	二、间接测量法·····(325)
第三节 肺活量测量·····(285)	第四节 颅内压力的测量·····(329)
一、湿式气量计·····(285)	一、插管法颅压测量·····(330)
二、钟罩式肺活量计·····(286)	二、植入式硬脑膜外压测量·····(330)
三、钟罩式呼吸代谢率测定器·····(287)	第十二章 生理信息的遥测 ·····(337)
第四节 应变计式呼吸传感器·····(288)	第一节 生理遥测的概述·····(337)
一、应变计式呼吸传感器结构和工作原理·····(288)	第二节 有线遥测的原理·····(337)
二、应变计式呼吸传感器测量线路·····(290)	第三节 无线生理遥测·····(339)
第五节 叶轮式和涡轮式呼吸传感器·····(291)	一、无线遥测的基本概念·····(339)
一、叶轮式呼吸传感器·····(291)	二、心电遥测装置·····(340)
二、涡轮式呼吸传感器·····(293)	三、压力遥测发射装置·····(342)
三、便携式叶轮呼吸计·····(294)	四、颅内压力的遥测发射装置·····(344)
第六节 压差式呼吸传感器·····(295)	五、体温遥测发射装置·····(345)
一、层流元件式流量变换器·····(295)	六、心率遥测发射装置·····(346)
二、电容式和差动变压器式压差变换器·····(296)	第十三章 记录器 ·····(349)
三、阻挡块式压差呼吸传感器·····(298)	第一节 振动子式示波器·····(349)
第七节 热式呼吸传感器·····(300)	一、振动子式示波器的结构及基本原理·····(349)
一、热管式呼吸流量传感器·····(300)	二、振动子的分类·····(350)
二、热丝式呼吸流量传感器·····(302)	三、振动子示波器使用注意事项·····(352)
三、热线式呼吸流量传感器·····(302)	第二节 描笔式记录仪·····(356)
第八节 转子式和挡板式气体流量计·····(304)	一、描笔式记录仪的基本原理·····(356)
一、玻璃转子流量计·····(304)	二、描笔式记录器的直线补偿法·····(359)
二、挡板式呼气峰值流量计·····(306)	三、喷水式记录仪的原理·····(360)
第十一章 其它生理量的测量 ·····(308)	四、函数记录器·····(362)
第一节 肌肉收缩的测量·····(308)	第三节 磁记录器·····(364)
	综合参考资料 ·····(371)

第一章 生物医学测量仪器的基本概念

随着现代科学技术的迅速发展,生物医学测量仪器的种类愈来愈多,可以用仪器测量记录的指标也不断增加。现在测量仪器已经成为生物医学研究、诊断、治疗、自动监护等工作中必不可少的工具。

对于大多数生物医学测量仪器来说,不管它是多么复杂和庞大,一般都可以分解为三个主要部分:传感器和电极、放大器和测量线路、记录或显示装置。在这三大部分中,传感器的功能是把生理信息转换为可供测量的电信号或机械信号。电极的功能主要是传递生物电信号(习惯上有些传感器也被称作为电极)。对于一项具体的生理指标来说,确定了测量传感器,也就确定了这一仪器的原理及组合方案。就参数的性质而言,生理参数可分为力、位移、速度、加速度、流体压力、流量、温度、时间、声、光、磁、离子浓度等物理或化学量。传感器能否准确地转换这些量,对于整个仪器来说是十分关键的问题,所以研制者或使用者对此是非常重视的。放大器及测量线路的功能是把传感器检测得的微弱信号加以放大、转换、去伪存真,从而得到记录器可以接收的信号。放大器的种类很多,有交流放大器、直流放大器、磁放大器、光电放大器、机械放大器等。测量线路的种类繁多,例如各种测量电桥、网络、滤波器等。对于不同的传感器或电极,一般应选用不同的放大器和测量线路。记录和显示器的功能是要把它所接收到的信号真实地记录、贮存、计算或显示出来。近代的记录器有:光线记录器、描笔记录器、磁记录器、射线记录显示器、计算机等。

用于生物医学测量的仪器一般说来应满足下列的一些要求:

1. 仪器有良好的电绝缘性能或防止电击的保护措施,特别是用于心脏、胸部、头部的传感器、电极等应符合国际规定,这是确保被试者生命安全的重要问题。
2. 仪器本身具有良好的技术性能,如非线性度、迟滞、响应频率范围、灵敏度、信噪比、温度漂移、零点漂移、灵敏度温漂等。在实际选用仪器时应根据不同的生理参数和不同的测试目的作一些综合的考虑。例如直接式血压测量要求仪器具有良好的直流响应,而心音或脉搏波测量仪器则不应该对直流响应提出要求。一套仪器往往不能做到尽善尽美,提要求时应该考虑适当。
3. 使用仪器时不影响正常的生理状态,例如测量血管中的血压或血流速度时,插入血管的导管部分堵塞或严重堵塞血管,则所测得的数值可靠性就较差。
4. 仪器不排放毒物,例如不能采用铜电极测量生物电。
5. 需要与体表接触的仪器探头应该有合适的外形,必要时可以制成适合体形的结构。仪器不能太大或太重,否则会造成使用不便或给被试者带来不适感。例如几百克重的心音传感器置于被试者胸部显然会有压迫感。
6. 进入血液中的仪器探头应采用血液不能浸润的材料;避免血液在探头表面凝固。
7. 进入体内的仪器探头,应考虑抗化学腐蚀和抗电腐蚀性。
8. 仪器应有足够的使用寿命和机械强度,能够耐受一定的冲击过载、振动、运输颠

震等力学环境条件,能够在一定的温度、湿度下正常工作。

9. 仪器操作程序简单,维护方便,并便于消毒。

第一节 仪器的常用指标

任何一台生理测量用的仪器都有一系列的性能指标,使用者有必要弄清这些指标的含意。下面对一些常用的生理仪器的指标,特别是传感器的指标作较详细的叙述。当然对于某一具体仪器来说,不一定全部具有下列的所有指标,它们有各自的重点,也可能只具有其中的几项。

另外,不同书刊中对于这些指标的规定不尽一致,而且有些技术文献中还有一些特殊的性能表示法,所以下面的论述中只作一般性的介绍,供参考。

1. 误差表示法

(1) 绝对误差:对应于同一输入量的仪器实测输出量(测量值)与理想输出量(真值)之差值。

$$\text{即 } \Delta A = A_a - A \quad (1-1)$$

式中 A_a 为实测输出量, A 为理想输出量。

(2) 相对误差:相对误差为绝对误差量与实际满量程输出量之比,通常以最大值表示。

$$\text{即 } E = \frac{\Delta A_{\max}}{H} \times 100\% \quad (1-2)$$

式中 $\Delta A_{\max}$ 表示绝对误差的最大值, H 为实际满量程输出量。

(3) 精确度:精确度包含有两方面,即准确度和精密度。这两个概念在实际使用中容易混淆,实际上这两个概念的区别还是比较大的。

准确度是指实际测量值与理想值之间的接近程度,一般都用相对值表示,数值越小则准确度越高,但准确度高不一定精密度也高。准确度这项指标用来衡量仪器的系统误差较方便。

精密度则表示在相同的条件下同一方法多次测量所得数值的接近程度,数值愈接近,则精密度愈好,所以精密度可用来表示仪器的重复性。仪器的随机误差的大小是精密度的标志,精密度愈高则随机误差越小,但精密度高不一定准确度也高。

举例说明:如果在同一环境下两个人打靶,其中一人十次中靶都密集于离靶心20厘米处的一个直径为5厘米的圆内;另一个人十次中靶都在以靶心为圆心直径为8厘米的圆内。前者精密度比后者好;后者准确度比前者好。

绝对误差用来更正测量结果比较方便;相对误差则能直观地描述仪器的分项误差;精确度则是用来综合评价仪器的误差范围。

2. 非线性和迟滞 对于定量测量的仪器来说,它的一些基本环节都要考虑到非线性度和迟滞误差问题。

在测量过程中,总是希望输入量和输出量之间成绝对的线性比例关系。图1-1(a)中的实线 $A-A'$ 是希望仪器具备的理想状态。但是实际上仪器却很少见到这样的理想状态,往往在输入量和输出量之间存在着不同程度的非线性关系,如图1-1(a)中虚线所示。

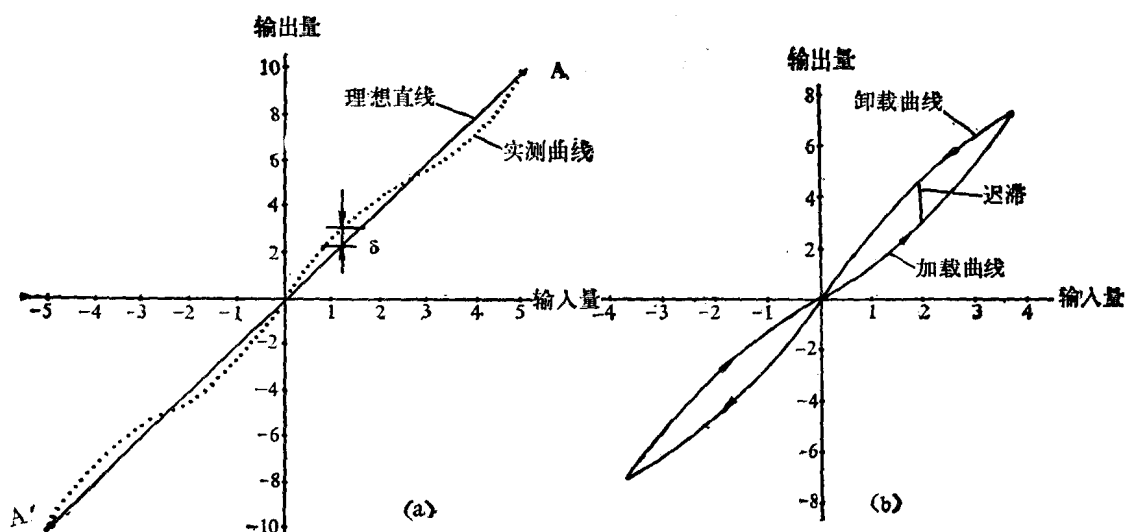


图 1—1 仪器的非线性和迟滞示意图

(a) 非线性示意曲线 (b) 迟滞示意曲线

非线性度可以用下式表示：

$$L = \frac{|(A_a - A_l)_{\max}|}{H} \times 100\% \quad (1-3)$$

上式中 A_a 为实测输出曲线上的某一点对应的输出量， A_l 为理想状态下对应于同一输入量的输出量。式中分子表示实测输出和理想输出偏差最大的绝对值，也就是图 1—1 (a) 中的 δ 。上式中的分母 H 对应于仪器额定测量范围的最大输出量，也就是满量程输出量，如图中 A 点和 A' 点所对应的输出量，以下类同。

为了尽可能消除测量中的偶然性误差，真实地反映仪器的性能，实际测定这些指标时都应该取平均值，例如进行五次测量分别得到 A_a 、 A_l 、 H 的平均值，然后再代入公式计算。

检测仪器非线性度时 1—3 式中的理想值的选取法是一个重要的问题，因为理想值的取法不同，最终算出的指标也会有差别。关于这个问题国内外都没有统一的规定，往往是由制作者和使用者自己选取的，大体上有下列几种方法：①可由理论计算获得理想输出直线；②在实际测量点中取一条直线，使得直线两侧的最大实测偏差量基本相等；③将实测平均曲线的起始点和最终点相连；④把实测点按输入量的大小分为前半部和后半部，并使两部分的点数相等，然后把两部分的点所对应的输入量和输出量分别平均一下，则可以得到两个“平均点”将其连成直线就得到理想直线；⑤采用最小二乘法求得回归直线方程，以此作为理想直线。

上述的五种方法中第四种精度较高，计算也较方便，因此比较实用。前三种方法虽然方便但准确度偏低，在某些生理测量的仪器中还是可以采用的。第五种方法准确度最高，但计算繁琐，一般的情况下可不采用。

另外一个与仪器线性度关系密切的是迟滞。理想的仪器在输入量增加到满量程以后再降至初始状态时，所得到的两条输入-输出曲线应该完全重合，但实际上并不能那样理想，特别是在机械结构的传感器中更为明显。这两条曲线如图 1—1 (b) 所示。通

常称这两条曲线为“加载曲线”和“卸载曲线”。它们之间的差异是由于仪器的迟滞误差所造成的。迟滞误差可以用下式表示：

$$H_y = \frac{|(A_i - A_d)_{\max}|}{H} \times 100\% \quad (1-4)$$

上式中 A_i 为加载曲线上对应点的输出量。

A_d 为卸载曲线上对应点的输出量。

分子的绝对值如图 1—1 (b) 标出的线段所对应的输出变化量。在有些文献中还规定将迟滞的计算公式 1—4 式的分母改为 $2H$ 。

非线性现象在传感器、放大器和记录器中是普遍存在的。迟滞在传感器和记录器中也比较常见，有的放大器中也会出现。

仪器在具体使用时如果超过额定范围，则非线性度和迟滞都会大大增加。

3. 重复性和不回零 理想状态的仪器在相同的环境条件下应该具有完全一致的重复试验性能，也就是说多次循环试验中变化规律是一致的，各个对应点上的量值是重合的，但实际试验中不同次的试验所得到的输出量总会出现一定的差异，这种差异就形成了重复性误差。重复性误差的具体量值可以用下式表示：

$$R = \frac{|(A_1 - A_2)_{\max}|}{H} \times 100\% \quad (1-5)$$

上式中 A_1 、 A_2 分别表示两次循环试验中对应点上的输出量。重复性是属于随机误差范畴的，因此实际重复检测的次数不同则所得到的 R 值也会有差异。为此，改用标准差计算则比较合理。

$$R = \frac{|(2 \sim 3)\sigma|}{H} \times 100\% \quad (1-6)$$

$$\text{式中 } \sigma = \frac{W_n}{d_n}$$

$W_n = (A_1 - A_2)_{\max}$ 称 W_n 为极差

d_n 为极差系数，它与检测的次数 n 有关，其对应值如下：

n	2	3	4	5	6	7	8	9	10
d_n	1.41	1.91	2.24	2.48	2.67	2.88	2.96	3.08	3.18

仪器在输入满幅度信号后再回到零输入状态时，输出量会有一定的差异，绝对回到原输出状态是难以做到的，该差异称为不回零误差，可以用下式表示：

$$R_o = \frac{|(A_o - A'_o)_{\max}|}{H} \times 100\% \quad (1-7)$$

式中 A_o 是加载前的输出量， A'_o 是卸载后的输出量。这里的加载和卸载都是对应于满量程。

4. 灵敏度 灵敏度就是单位输入量所对应的输出量。可以用下式表示：

$$S = \frac{H}{G} \quad (1-8)$$

式中 G 表示满幅度输入量。

对于非线性的仪器只能用微分的形式表示灵敏度,即 $S_n = \frac{dh}{dg}$ 。

5. 漂移 漂移是一种比较复杂的指标,它包括零点漂移、温度漂移、灵敏度的温度漂移(简称灵敏度温漂)、零点稳定度、满量程稳定度等。

(1) 零点漂移: 仪器启动后在恒定的环境条件下虽然没有输入信号,但是随着时间的延长,仪器的输出量也将发生变化,这种现象称之为零点漂移。零点漂移有单方向的和无定向的。单方向的零点漂移是指向着初始零点的某一侧漂移的现象,这种现象在传感器中是常见的,有一定的规律性;无定向的漂移现象为忽快忽慢忽大忽小的变化,没有显著的规律,此现象在一些直接耦合的放大电路中较多,因此对弱信号的测量有较大的影响。

零点漂移可以用下式表示:

$$S_z = \frac{|A_m - A_n|}{H} \times 100\% \quad (1-9)$$

式中 A_m 、 A_n 分别对应于某一规定的测量时间内(无输入信号),输出量的最大值和最小值。

在电子线路中零点漂移往往是折合到输入端计算的,因为线路如果有放大能力则在输出端测得零点漂移量是不能直接用来鉴别仪器的这项指标好坏的,例如有两台放大器,它们的放大倍数不一样,而在输出端测得的漂移量是相等的,这时并不能说这两台放大器的零点漂移相同。通常零点漂移又可以用下式表示:

$$S_z = \frac{|A_m - A_n|}{K} \quad (1-10)$$

式中 A_m 、 A_n 与1—9式中的含意相同,K表示放大器的实际放大倍数。

在测量零点漂移时一定要保持环境温度的恒定,否则所测得的数值很不准确。

(2) 温度漂移: 仪器在无输入信号时,因环境温度的变化而造成的输出量的变化,这一变化量可以用温度漂移来表示,它的计算式为:

$$S_t = \frac{|A_t - A_0|}{H(T_t - T_0)} \times 100\% \quad (1-11)$$

上式中 A_t 和 A_0 分别为改变温度后的输出量及初始输出量, T_t 和 T_0 分别为终点温度和初始温度。

(3) 零点稳定度(亦叫零点重复性): 这一指标是衡量仪器在较长的测量时间间隔中,零点输出量变化情况的。例如一台仪器每隔一星期后启动观察其零点输出量,则所得到的数据不会完全一致,零点稳定度可以用下式表示。

$$Z_n = \frac{|A_{0i} - A_{0n}|}{H} \times 100\% \quad (1-12)$$

式中 A_{0i} 和 A_{0n} 分别为若干次检测中差值最大的两次零点输出量。

(4) 满量程稳定度: 这一指标用来衡量仪器在较长的测量间隔中满量程输出量变化情况的。这一变化情况如果不为使用者重视,往往会引起较大的测量误差。满量程稳定度可以用下式表示:

$$Z_f = \frac{|H_i - H_n|}{H} \times 100\% \quad (1-13)$$

这一指标实际上是由于灵敏度的改变引起的。

式中 H_i 和 H_n 分别为若干次检测中差值最大的两次满幅度输出量。

(5) 灵敏度温漂: 仪器在环境温度发生变化时灵敏度也会有所变化, 这种现象是较为普遍的, 对于传感器来说更为明显。

$$S_d = \frac{|S_i - S_n|}{S_0} \times 100\% \quad (1-14)$$

式中 S_i 和 S_n 分别为不同温度条件下若干次试验中灵敏度差值最大的两次的取值, S_0 为常温下的灵敏度。

6. 频率特性 在生物医学测量仪器中, 频率特性是十分重要的。被测生理信息往往是一些波形复杂而且变化较快的量, 因此要准确地记录信号, 就必须对信号的频率成份作一些分析, 在此基础上再对仪器的频率特性提出要求。

任何一个复杂的波形都可以用数学的方法分解成一系列离散的正弦波, 也可以用电子仪器将其分解成独立的谐波。如函数 $f(t)$ 可以用下式表示:

$$f(t) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)] \quad (1-15)$$

式中谐波的幅值为:

$$\left. \begin{aligned} a_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos(n\omega t) dt \\ b_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin(n\omega t) dt \end{aligned} \right\} (1-16)$$

此级数称之为富氏级数, 其中的谐波分量可以从1到无穷。

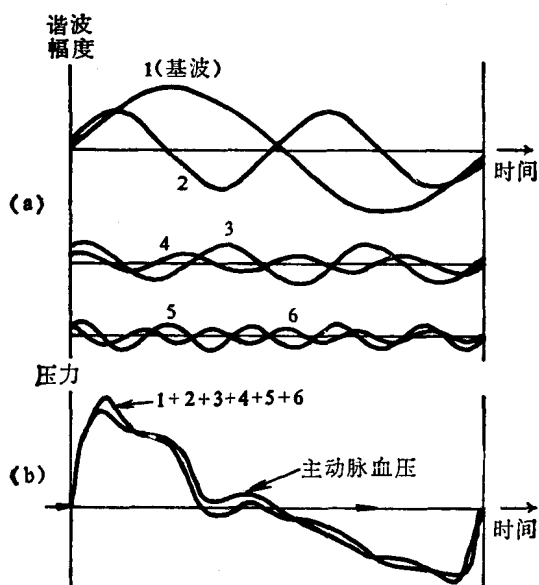


图 1—2 狗的主动脉脉压波形的谐波分析

(a) 脉压波的谐波分析 (b) 再合成的脉压波与原波形对照

图 1—2 (a) 为狗的主动脉脉压波形经频谱分析仪分解后所得到的 1、2、3、4、5、6……各次谐波成份。图 (b) 还画出了这六种谐波成份再合成以后的波形与分解前的波形对照, 明显看到由于对这一压力波形只分解了六种主要的谐波成份, 更高频率的谐波成份被略去了, 因此再合成以后的波形与原始波形有明显的差异。

(1) 自然频率: 自然频率亦称固有频率, 这是仪器在无阻尼状态下的共振频率。

(2) 频率响应: 图 1—3 中清楚地画出了两台仪器的幅度-频率特性曲线, 图中横座标表示频率变化, 纵座标表示相对幅度变化。分别给两台仪器以恒幅输入信号, 并改变其频率,

根据仪器的输出幅度与输入信号的频率变化就可画出图 1—3 中的两条曲线, 通常称

此曲线为幅-频特性曲线。由图 1—3 可以看到这两条曲线都有一段与纵座标为 1 的水平线重合或接近,在这一范围内仪器的幅度误差比较小。通常仪器的幅度波动都给出一定的公差带,如图中两条水平点线之间波动范围为 $\pm 5\%$ 。对于传感器来说,可以把这一平滑线段称之为响应频率段。对于不同用途的传感器,其公差带的规定是不一样的。图中 a—c 之间的曲线为 A 的响应频率段; b—d 之间为 B 的响应频率段。显然,仪器 A 的低频响应好,可以测量直流信号。仪器 B 的低频响应差,不能测量直流信号,但其高频响应比 A 好,适合于测量变化速度较快的信号。

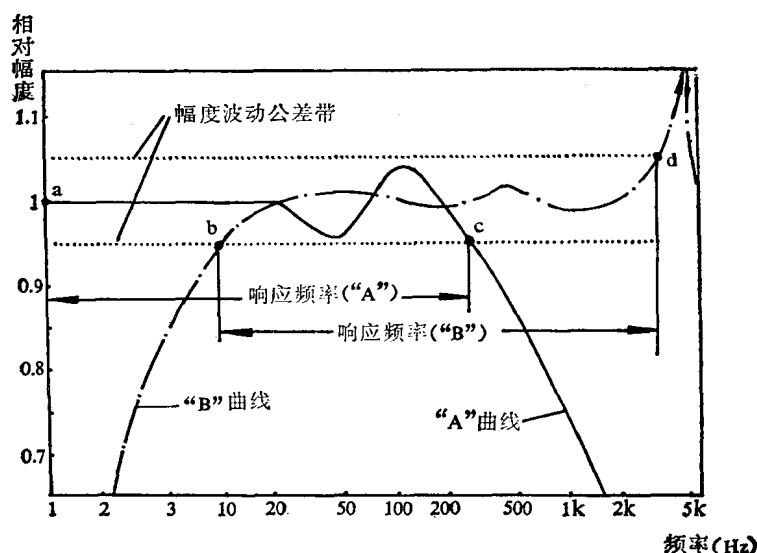


图 1—3 仪器的频率响应曲线

仪器的频率响应和响应频率这两个概念之间是有一定区别的,频率响应是指在整个频率变化范围内,输入信号幅度恒定的情况下,输出幅值与频率之间的相互关系,如图 1—3 中的整个曲线的变化情况;响应频率是指图 1—3 中曲线的平滑段,一般指在公差带以内的线段,这是仪器可供使用的实际频段。

对于大多数的传感器、放大器、记录器都应考虑其响应频率问题,没有合适的响应频率则不可能正确地测量信号。下面举一个变化比较特殊的方波信号测量的例子,图 1—4 中是一个方波信号的频谱分析,图中只画出了 1、3、5 三种谐波成分。如果一台仪器的高频截止频率只能使 5 次谐波以下的成分通过,则记录所得的波形就会如图中所画的那样明显的失真。这就是仪器响应频率的高频段不够而造成的现象。如果仪器的低频响应不好,则输入信号中的变化缓慢的成分就不能顺利地通过,这样也将会造成较大的误差。对于图 1—4 中的方波来说,如果要求测量系统的误差不大于 5% ,则测量系统的通频带应为 $\frac{0.08}{\tau} \sim \frac{10}{\tau}$,式中的 τ 为方波的脉冲宽度。

对于各种不同的生理信息来说,一般要求测量仪器系统的高频截止频率为信号脉冲宽度(时间)倒数的 $10 \sim 20$ 倍,而低频截止频率的要求应根据不同的生理信息提出。多年来一般的生理指标经大量的分析试验已得到了常规的测量频率范围,这些公认的范围可供测量时选用。

有些试验者为了提高测量精确度故意加宽仪器的响应频率范围，有时会收到较好的

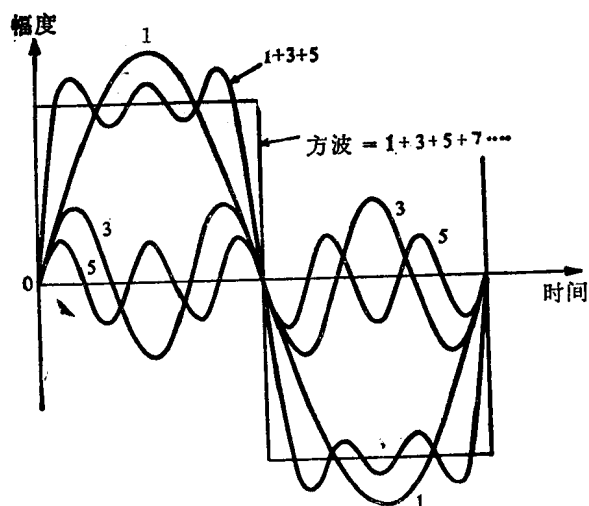


图 1—4 方波信号的分解与合成

$$D = \frac{A_{\min}}{H}$$

(1—17)

式中 $A_{\min}$ 为最小可分辨的输出信号幅度。

8. 输入和输出阻抗 在一个测量系统中，前一个环节的输出阻抗与后一环节输入阻抗的匹配是十分重要的。因为后一环节的输入阻抗又是前一环节的负载，所以输入和输出阻抗直接影响到仪器各环节间能否组合，并影响到测量精确度及元件的选择等问题。

一个环节的输入阻抗越高，则它与别的环节组合时，从前一个环节所得到的电流就越小，因此前一环节的负荷也就较小。也就是说前一环节只要用较小的功率就可以使这一环节得到足够的输入信号。特别是信号源与前置放大器或放大器输入级之间的阻抗匹配有着重大的关系。例如，传感器的输出阻抗很高，放大器的输入阻抗很低，则传感器所提供的信号电压只有一小部分降落到放大器的输入端，而大部分信号电压仍降落在传感器的内阻上。这样就造成了“输不出信号”的现象。在这种情况下就需要增加放大器的增益才能达到预期的输出水平。但过份增加放大量，则将降低信噪比。

一个放大器可以用图 1—5 (a) 所示的等效电路来表示。

图 (a) 中 E 为输入信号， Z 为信号源内阻， A 、 B 两点为放大器的输入端， Z_i 为放大器的输入阻抗， E_o 为放大器的空载输出电压， Z_o 为输出阻抗， D 、 F 为输出端， Z_L 为负载阻抗。

当在放大器的输入端测得输入电压 $\dot{U}_i$ 和输入电流 $\dot{I}_i$ 时，可以计算出输入阻抗

$$Z_i = \frac{\dot{U}_i}{\dot{I}_i}$$

(1—18)

一个线路环节的输出阻抗越小，带负载的能力也就越强。若使一线路的输入信号保持恒定，首先测得开路输出电压 $\dot{U}_o$ (如图 b 所示)，显然 $\dot{U}_o = E_o$ 然后接入负载 Z_L ，再测得输出端的电压 $\dot{U}_L$ (如图 c 所示)，这时我们可得到下列方程式：

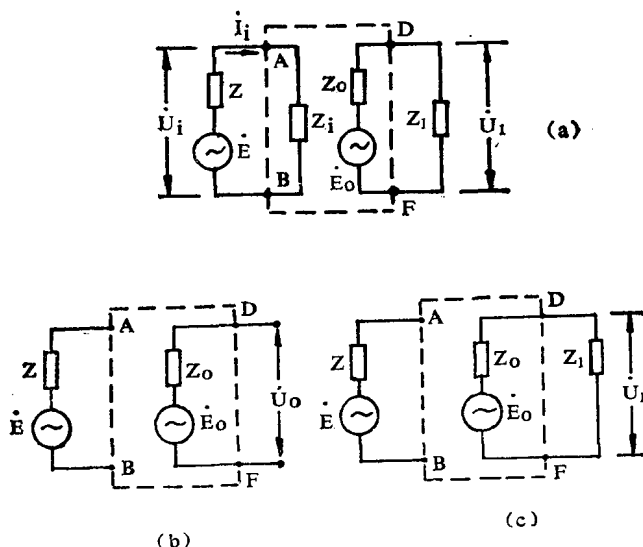


图 1—5 放大器的输入和输出阻抗等效电路

(a) 放大器的等效电路 (b) 输入阻抗测量等效电路 (c) 输出阻抗测量等效电路

$$\dot{U}_1 = \frac{\dot{E}Z_1}{Z_o + Z_1} = \frac{\dot{U}_o Z_1}{Z_o + Z_1} \quad (1-19)$$

$$\text{可以算出 } Z_o = \left(\frac{\dot{U}_o - \dot{U}_1}{\dot{U}_1} \right) Z_1 \quad (1-20)$$

一个环节如果其输出阻抗 $Z_o = 0$ ，则由 1—19 式可得 $\dot{U}_1 = \dot{U}_o$ 。也就是说这一环节接负载后，输出电压不下降，则此环节就是一个理想的恒压源了。这样的环节可以给负载提供大电流，或者说可以输出很大的功率。

对于一般由电子线路构成的环节来说，通常要求其输入阻抗高一些，输出阻抗低一些。这样，环节之间的匹配比较方便。对于传感器来说，一般只给出其输出阻抗。因为传感器的输入情况比较复杂，往往是一些非电量信号，虽然从广义的角度上看也可以给出输入阻抗，但比较麻烦，所以一般都不予给出。

第二节 测量系统的传递函数

仪器的全系统或子系统都可以分解成一些环节，这些环节常常可以用传递函数的形式来表示，所谓传递函数就是系统的输出信号与输入信号之比。知道了系统的传递函数以后，就可以设定输入信号而推导输出信号，这样就提供了分析系统的方便性，特别是可以借助于计算机进行系统设计和进行仪器性能的预测。

传递函数一般有两种形式：运算形式（也称为拉氏形式）和正弦形式。运算形式的传递函数可以直接用来计算暂态输入信号所对应的输出信号。而正弦形式则适合于处理周期变化的信号，其方法是将输入量分解成一系列的频率谐波成分，因此用正弦传递函数可以算出系统对于每一分量的反映，然后将所有输出分量相加得到输出信号。对于这一分解、合成的过程用图 1—6 (a) 表示。

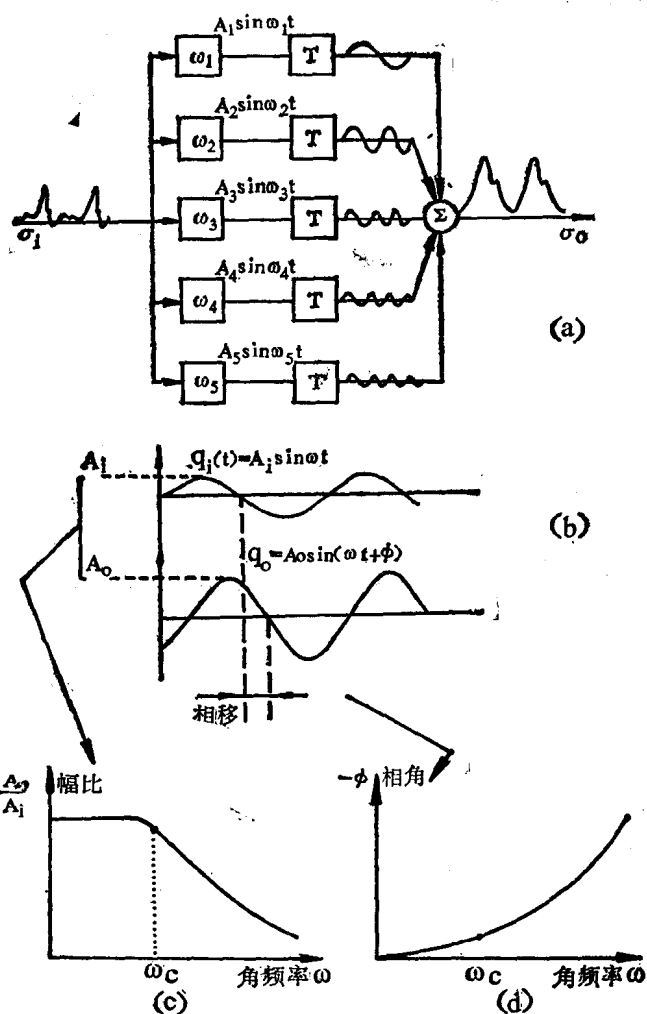


图 1—6 信号在线性系统中的传递

系统的正弦传递函数如图 1—6 (b) 所示, 此时在一个具有线性传递函数系统输入端加入了一个幅度恒定, 频率可以连续变化的正弦波信号 $q_i(t) = A_i \sin(\omega t)$, 函数经过此系统以后就得到输出量 $q_o(t) = A_o \sin(\omega t + \phi)$ 。如果此时将 A_o/A_i 对于输入量的角频率画成一条曲线, 则可以得到系统的幅频特性曲线, 如图 1—6 (c) 所示。如果将输入量和输出量在各个对应点上的相移与输入量的角频率变化画成曲线则可以得到图 1—6 (d) 所示的相频特性曲线。

从图 1—6 (c) 中可以看到恒幅正弦信号经过一线性系统后其幅频特性曲线在较低的频率范围内基本保持平直。在频率高于截止点 ω_c 以后就以不均匀的速度下降。在图 1—6 (d) 中可以看出正弦信号经过这一线性系统以后, 在一段低频范围内相移随频率的变化成线性关系, 而在截止频率点 ω_c 以后就不再是线性关系了。在选择或检验仪器时都必须使所需的测量频率范围置于幅频特性曲线的平滑段, 同时还要注意这一频段内仪器的相频曲线是否保持线性关系。否则将会使测量结果出现较大的误差。在实际使